

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GERHARD WAACK BRAGA

**ESTUDO DA VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO EM
PILOTOS DE HELICÓPTERO ESQUILO AS-350 L1**

Guaratinguetá
2012

GERHARD WAACK BRAGA

ESTUDO DA VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO EM
PILOTOS DE HELICÓPTERO ESQUILO AS-350 L1

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Ciências na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá
2012

B813e Braga, Gerhard Waack
Estudo da vibração de corpo inteiro em pilotos de helicóptero esquilo AS-350 L1 / Gerhard Waack Braga – Guaratinguetá: [s.n], 2012.
136 f : il.
Bibliografia: f. 119-125

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2012.
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

1. Pilotos de helicóptero – Vibração I. Título

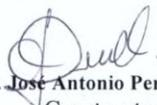
CDU 534.1(043)

GERHARD WAACK BRAGA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. José Antonio Perrella Balestieri
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ ELÍAS TOMAZINI
UNESP-FEG


Prof. Dr. VALDECI DONIZETE GONÇALVES
IFSP-SJCampos

Novembro de 2012

DADOS CURRICULARES
GERHARD WAACK BRAGA

NASCIMENTO 12.02.1965 - SÃO JOÃO DE MERITI / RJ

FILIAÇÃO	Rubem da Silva Braga Elisabeth Waack Braga
1991/1994	Curso de Graduação “Licenciatura Plena em Educação Física”. Unitau - Universidade de Taubaté.
1995	Curso de Pós-Graduação “lato Sensu” em Treinamento Desportivo e Condicionamento Físico - Academia Estatal de Cultura Física da Rússia - Moscou.
1998	Curso de Pós-Graduação “lato Sensu” em Fisiologia do Exercício - Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina.
2002/2003	“Licenciatura Plena em Curso de Graduação Pedagogia”. UEMG – Universidade do Estado de Minas Gerais - Faculdade de Filosofia Ciências e Letras Nossa Senhora de Sion – Campanha.
2012	Curso de Pós-Graduação “lato Sensu” em Logística – Fundação Getúlio Vargas – FGV Brasília-DF.

Dedicatória

de modo especial, aos meus pais Rubem da Silva Braga (“in Memoriam”) e Elisabeth Waack Braga, pois tudo que sou agradeço a eles, que sempre fizeram e me deram o melhor de suas vidas.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus, pois, nas horas difíceis, quando não tive a devida compreensão, sempre encontrei forças nele para continuar na minha caminhada. Agradeço pela minha vida, minha força de vontade e determinação em alcançar meus objetivos, minha família e meus amigos,

às minhas filhas, Anna Carolina e Luana, que muitas vezes sofreram com minha ausência. Espero que um dia elas entendam toda a minha dedicação e força de vontade para atingir os meus objetivos, que elas sigam meus melhores exemplos de vida e nunca parem de estudar,

ao Departamento de Engenharia Mecânica da F.E.G - UNESP, pelo apoio e incentivo; especialmente ao meu orientador, *Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão* que me norteou neste estudo. Sem a sua orientação e dedicação, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível,

a todos os professores que participaram de maneira direta e indireta da minha formação, especialmente aos professores *Tamotsu Hirata*, *João Alberto de Oliveira* “*in Memoriam*” e ao professor *José Elias Tomazini*, que jamais deixaram de me apoiar nos momentos difíceis,

ao professor do Departamento de Produção da F.E.G - UNESP, *Antônio Fernando Branco Costa*, pela dedicação e profissionalismo nos ensinamentos de estatística,

ao técnico de laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica da F.E.G - UNESP, *Walter Luiz Medeiros Tupinambá*, pela grande dedicação e profissionalismo demonstrado, que sacrificou horas de lazer e descanso para me direcionar e acompanhar no desenvolvimento deste trabalho, que certamente, sem a sua participação, também teria sido inviabilizado,

ao técnico de usinagem do Departamento de Engenharia Mecânica F.E.G - UNESP, *Urba no Gonçalves de Oliveira*, que, na fase inicial do estudo, também foi um grande profissional que me acolheu de braços abertos como um ente familiar,

aos estagiários do Departamento de Engenharia Mecânica F.E.G - UNESP no período de curso, *Mário Augusto Oliveira dos Santos* e, em especial, a *Miguel de Omena Lucas Vieira*, que Deus o oriente e direcione para ser um excelente engenheiro no futuro,

à secretária do Departamento de Engenharia Mecânica F.E.G - UNESP, *Rosiléa Ribeiro de Matos Dias Batista*, por todo profissionalismo e atenção concedida,

à zeladora do Departamento de Engenharia Mecânica F.E.G - UNESP, *Ellen de Fátima Santos Lopes*, sempre muito prestativa e atenciosa,

aos funcionários da Biblioteca da F.E.G - UNESP, em especial a *Ana Cristina Figueiredo Loureiro*, pela presteza no atendimento,

aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da F.E.G - UNESP, *Regina Célia Galvão Faria Alves, Sidney Eustáquio Ramos Rabelo, Juliana Casela e Maria Cristina Silva de Oliveira*, pela paciência e presteza no atendimento,

aos ex-comandantes: da Brigada de Aviação do Exército, General *Roberto Sebastião Peternelli Junior*; do Centro de Instrução de Aviação do Exército, Coronel *Fábio Benvenuto Castro e Coronel Alcides Valeriano de Faria Junior*, pilotos que com responsabilidade comandam sabiamente suas tropas, administram seriamente os recursos da nação e se preocupam com a qualidade de vida dos seus comandados,

a todos os participantes do estudo, pilotos que participaram diretamente em voo e aos que somente preencheram os questionários, à fisioterapeuta *Bianca Amann* pela grande contribuição com seu profissionalismo durante a coleta dos dados,

e, finalmente, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para que este trabalho fosse realizado.

Epígrafe

“O homem sem fé, sem objetivos e que não busca o conhecimento está confinado em uma vida monótona e acaba morrendo aos poucos”.

Gerhard Braga

BRAGA, G.W. **Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo AS 350 L1**. 2012. 136 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

RESUMO

No desempenho de suas atividades aéreas, os pilotos de helicópteros são submetidos a posturas que impõem tensões contínuas em determinados grupos musculares, ao mesmo tempo em que deixam outras musculaturas em desuso. Diante disso, observam-se inúmeros casos de lombalgia que acometem pilotos de helicópteros Esquilo, principalmente nas Forças Armadas, sendo prováveis causas a ergonomia do assento e a vibração que o corpo sofre. Diante de tal fato, este estudo teve os seguintes objetivos: (1) mensurar os níveis de aceleração (vibração), na direção longitudinal (eixo z) da coluna lombar a que os pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo estão expostos durante o voo; (2) verificar a atividade muscular dos eretores da espinha dos pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo, com um aparelho de eletromiografia, durante a exposição à vibração em voo; (3) analisar os dados dos pilotos, da aceleração, os sinais de eletromiografia dos músculos eretores da espinha e a sua correlação. A fim de atingir esses objetivos, foram distribuídos 60 questionários para os pilotos de Esquilo do Complexo de Aviação do Exército em Taubaté-SP. Posteriormente, foram selecionados dois pilotos do sexo masculino, de estatura média e acima da média, na faixa etária de 30 a 35 anos de idade, com mais de 300 horas de voo e com classificações morfológicas corporais diferentes, de acordo com a tabela IMC. Após a coleta dos dados, os resultados foram analisados através da norma ISO 2631: 1997 e tratados estatisticamente. No estudo, observou-se que esses pilotos estão expostos a uma vibração de corpo inteiro que requer cautela em relação ao risco à saúde, pois os valores de aceleração encontrados no estudo encontraram-se compreendidos na faixa da zona ponderada de precaução, e, por serem pilotos militares, devido aos voos operacionais, essa exposição é mais elevada. Também foi constatado, através da eletromiografia, que a atividade muscular do piloto foi insignificante devido a pouca variação do potencial de ação dos músculos analisados. Constatou-se, ainda, que não existiu a correlação vibração *versus* lombalgia. Diante disso, supõe-se que a lombalgia apresentada por alguns pilotos de helicóptero Esquilo AS-350 L1 seja

decorrente de um problema ergonômico, ou seja, da postura imposta pelo assento que não possui regulagem vertical, bem como regulagem dos comandos de voo. Além disso, deve-se considerar que a atividade de pilotar um helicóptero requer uma atenção redobrada, pois são comuns voos em altura baixa e pousos em diversos locais que exigem do piloto grande atenção. Esses fatores, associados aos problemas do cotidiano, podem desencadear doenças psicossomáticas decorrentes do estresse. Com base nesse estudo, sugere-se que sejam feitas modificações ergonômicas cabíveis no helicóptero Esquilo AS-350 L1, a fim de melhor adequar o binômio homem-máquina, propiciando ao piloto a regulagem do assento na vertical, bem como a regulagem dos comandos de voo de acordo com sua estatura.

PALAVRAS-CHAVE: Piloto de helicóptero. Postura sentada. Assento do helicóptero Esquilo. Lombalgia. Vibração de corpo inteiro. Transmissibilidade de vibração. Eletromiografia.

BRAGA, G.W. Study of Whole Body Vibration in AS 350 L1 Esquilo Helicopter Pilots. 2012. 136p. Dissertation (Master's Degree in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

ABSTRACT

The helicopter pilot's posture while operating an aircraft can cause continuing strain on certain muscle groups while leaving others unused. Many Esquilo helicopter pilots, especially in the military, are reported to suffer from low back pain, the probable causes being seat ergonomics and the effect of aircraft vibration on the body. With this in mind, this study proposed the following objectives: (1) measure the levels of acceleration (vibration) in the longitudinal direction (z axis) to which the L1-350 Esquilo pilot lumbar spine is exposed during flight, (2) check the L1-350 Esquilo pilot spinal erector muscle activity while exposed to vibration during flight, using electromyography and (3) analyze the data pertaining to the pilot and acceleration, the spinal erector muscle electromyography signals and the correlation between them. In order to achieve these goals, 60 questionnaires were distributed to Esquilo pilots from the Army Aviation Compound of Taubaté (Complexo de Aviação do Exército de Taubaté) in São Paulo. Then, two male pilots were selected, between the ages of 30 and 35, each with more than 300 flight hours, with different body morphological classifications according to the BMI table, one of average height and the other above average height. The collected data was analyzed according to ISO 2631:1997 and statistically studied. It was observed that the pilots' whole-body vibration levels are such that caution is required to avoid health problems, especially considering those pilots who are members of the military whose exposure is higher due to the number of operational flights. The electromyogram also showed that pilot muscle activity was insignificant due to the small variation in the activity potential of the analyzed muscle. It was noted that there was no correlation between vibration and low back pain. Consequentially, it was assumed that the low back pain presented by some AS-350 L1 Esquilo helicopter pilots is the result of an ergonomic problem – the body posture allowed by the seat, which has neither vertical nor flight-control adjustment. In addition, it must be considered that flying a helicopter commonly requires special attention, due to low altitude flights as well as landings in locations that require more pilot attention. These factors, associated with day-to-day problems, can trigger stress-related

psychosomatic diseases. Based on this study, it is suggested that proper ergonomic changes be made to AS-350 L1 Esquilo helicopter seats in order to better accommodate the human-machine equation, allowing the pilot to vertically adjust the seat as well as adjust flight controls to match his stature.

KEYWORDS: Helicopter pilot. Sitting position. Esquilo Helicopter pilot's seat. Low back pain. Whole-body vibration. Vibration transmissibility. Electromyography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Direção das medições das vibrações no corpo humano.....	32
Figura 2 -	Representação das principais frequências de ressonância do corpo Humano.....	36
Figura 3 -	Vista da coluna vertebral.....	38
Figura 4 -	Articulações diartroses, coluna lombar.....	39
Figura 5 -	Articulações esternocostais.....	40
Figura 6 -	Articulação do quadril, sínfise púbica.....	41
Figura 7 -	Vértebras da coluna lombar.....	42
Figura 8 -	Disco Intervertebral.....	44
Figura 9 -	Ligamentos vertebrais.....	44
Figura 10 -	Ligamentos da vértebra lombar.....	46
Figura 11a -	Músculos do dorso, camada superficial.....	47
Figura 11b -	Músculos do dorso, camada intermediária.....	48
Figura 11c -	Músculos do dorso, camada profunda.....	49
Figura 12 -	Posição de pilotagem de helicóptero.....	52
Figura 13 -	Potencial de ação da unidade motora.....	53
Figura 14 -	Eletrodos superficiais.....	54
Figura 15 -	Eletrodos de profundidade.....	54
Figura 16 -	Músculo eretor da espinha.....	57
Figura 17 -	Músculos do Core.....	58
Figura 18 -	Direções e posições para medição da vibração no corpo humano de acordo com a Norma ISO 2631-1, 1997.....	61
Figura 19 -	Guia das zonas de precaução de saúde para vibração de corpo inteiro, zona sombreada ISO 2631-1:1997.....	64
Figura 20 -	Helicóptero AS- 350 L1 Esquilo, modelo utilizado para realização dos testes.....	72
Figura 21 -	Medidor de vibração do corpo humano HVM-100.....	72
Figura 22 -	Acelerômetro tipo almofada tri axial SENO 27-CBL	73
Figura 23 -	Vista frontal do eletromiógrafo EMG System modelo EMG 611C.....	74
Figura 24 -	Eletrodo de superfície (Medi Trace 200) Kendall.....	75
Figura 25 -	Início da fixação dos eletrodos monopolares de superfície nos músculos eretores da espinha do Piloto 2.....	76
Figura 26 -	Eletrodos monopolares de superfície fixados nos músculos eretores da espinha do Piloto 1.....	76
Figura 27 -	Coleta de dados pela equipe multidisciplinar.....	77
Figura 28 -	Coleta de dados do Piloto 2.....	78
Figura 29 -	Acelerações nos eixos x, y e z, etapa de voo do arquivo 18.....	83

Figura 30 -	Acelerações nos eixos x, y e z, etapa de voo do arquivo 29.....	85
Figura 31 -	Dados de aceleração do Piloto 1 durante voo de aproximação para o pouso, arquivo 23, caso de distribuição normal.....	92
Figura 32a -	Dados de eletromiografia do Piloto 1 durante a decolagem, arquivo 17, canal 3, caso de normalidade.....	93
Figura 32b -	Dados de eletromiografia do Piloto 2 durante o voo nivelado e estabilizado em PMC, arquivo 29, canal 5, caso de anormalidade....	93
Figura 33 -	Maior valor das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2.....	94
Figura 34 -	Gráfico dos valores da RMS md normalizada dos músculos eretores da espinha do Piloto 1 em cada etapa de voo.....	100
Figura 35 -	Teste de Mann-Whitney dos músculos eretores da espinha do Piloto 1 em cada etapa de voo.....	101
Figura 36 -	Gráfico dos valores da RMS md normalizada dos músculos eretores da espinha do Piloto 2 em cada etapa de voo.....	103
Figura 37 -	Teste de Mann-Whitney dos músculos eretores da espinha do Piloto 2 em cada etapa de voo.....	104
Figura 38 -	Diagrama de dispersão da aceleração <i>versus</i> RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1, durante as etapas de voo.....	106
Figura 39 -	Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1.....	107
Figura 40 -	Diagrama de dispersão aceleração <i>versus</i> RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto1, durante as etapas de voo.....	108
Figura 41 -	Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e as RMS dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.....	109
Figura 42 -	Diagrama de dispersão da aceleração <i>versus</i> RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto2, durante as etapas de voo.....	111
Figura 43 -	Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.....	112
Figura 44 -	Diagrama de dispersão aceleração <i>versus</i> RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, durante as etapas de voo.....	113
Figura 45 -	Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.....	114

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Arquivo numérico das etapas de voo do Piloto 1.....	80
Quadro 2 -	Arquivo numérico das etapas de voo do Piloto 2.....	81
Quadro 3 -	Canais do eletromiógrafo utilizados no estudo.....	81
Quadro 4 -	Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1.....	89
Quadro 5 -	Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.....	89
Quadro 6 -	Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.....	90
Quadro 7 -	Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Níveis de ação e limites de exposição para vibrações de mãos e braços, e de corpo inteiro de acordo com a Diretiva Europeia 2002/44CE.....	65
Tabela 2 - Valores de referência para avaliação da exposição humana a vibração de corpo inteiro de acordo com a ANSI S3.18-2002.....	67
Tabela 3 - Características dos Pilotos selecionados.....	69
Tabela 4 - Acelerações no eixo z, etapa de voo do arquivo18.....	82
Tabela 5 - Acelerações no eixo z, etapa de voo do arquivo29.....	84
Tabela 6 - Dados de eletromiografia do arquivo 18-3.....	86
Tabela 7 - Dados de eletromiografia do arquivo 18-5.....	86
Tabela 8 - Dados de eletromiografia do arquivo 29-3.....	87
Tabela 9 - Dados de eletromiografia do arquivo 29-5.....	87
Tabela 10 - Maior valor das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2 e suas devidas médias.....	94
Tabela 11 - Médias das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2.....	96
Tabela 12 - Teste-t: duas amostras em par para médias das acelerações ponderadas no eixo z.....	97
Tabela 13 - RMS md normalizada do Piloto 1, para cada etapa de voo.....	99
Tabela 14 - RMS md normalizada do Piloto 2, para cada etapa de voo.....	102
Tabela 15 - Correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 durante as etapas de voo.....	105
Tabela 16 - Correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1 durante as etapas de voo.....	108
Tabela 17 - Correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2, durante as etapas de voo.....	110
Tabela 18 - Correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, durante as etapas de voo.....	113

LISTA DE FÓRMULAS

Fórmula 1 - Cálculo da aceleração equivalente resultante das variações das acelerações no período da medição (ciclo de medição-Aeq).....	62
Fórmula 2 - Cálculo da exposição diária de aceleração equivalente para jornada de oito horas de trabalho.....	63
Fórmula 3 - Cálculo da curva de dependência do tempo de exposição à aceleração (B-1).....	64
Fórmula 4 - Cálculo da curva de dependência do tempo de exposição à aceleração (B-2).....	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
ACGIH	- American Conference of Governmental Industrial Hygienists
ANSI	- American National Standard Institute
BSI	- British Standards Institution
CB	- Comitê Brasileiro (ABNT)
CEP	- Comitê de Ética e Pesquisa
CIAvEx	- Centro de Instrução de Aviação do Exército
CN	- Coeficiente de normalização
CIVM	- Contração voluntária máxima
EMG	- Eletromiografia de superfície
EHI	- Esquadilha de Helicópteros de Instrução
eVDV	- Valor Dose de Vibração estimado
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FDPB	- Fatigue-decreased proficiency boundary
FFT	- Transformada Direta de <i>Fourier</i>
HSE	- Health & Safety Executive
HVM-100	- Medidor de vibração humana
IMC	- Índice de massa corporal
INSS	- Instituto Nacional do Seguro Social
ISO	- International Organization for Standardization
LBG	- Lombalgia
OHS	- Occupational Health and Safety
OIT	- Organização Internacional do Trabalho
OMS	- Organização Mundial de Saúde
PM m	- Pico máximo médio
Qav-1	- Querosene de aviação
RMS	- Root mean square - Raiz média quadrática (Valor eficaz)
RMS m	- RMS médio
RMS md	- RMS mediana
RPM	- Rotação por minuto
SEAT	- Transmissibilidade da amplitude eficaz
TC	- Technical Committees
VDV	- Vibration Dose Value - $m/s^{1,75}$
VNE	- Velocidade nunca excedida
WBV	- Whole-Body Vibration - Vibração de corpo inteiro

LISTA DE SÍMBOLOS

Aeq	Ciclo de medição	<i>r.m.s em m/s²</i>
a_r.m.s.	Aceleração eficaz	<i>m/s²</i>
aw	Aceleração ponderada (compensada)	<i>m/s²</i>
aw_r.m.s.	Aceleração eficaz compensada para o eixo w	<i>m/s²</i>
awx	Aceleração ponderada (compensada) no eixo x	<i>m/s²</i>
awy	Aceleração ponderada (compensada) no eixo y	<i>m/s²</i>
awz	Aceleração ponderada (compensada) no eixo z	<i>m/s²</i>
ax	Aceleração na direção x	<i>m/s²</i>
ax_r.m.s.	Aceleração eficaz ponderada para o eixo x	<i>m/s²</i>
axyz_r.m.s.	Aceleração ponderada	<i>m/s²</i>
ay	Aceleração na direção y	<i>m/s²</i>
az	Aceleração na direção z	<i>m/s²</i>
az_r.m.s.	Aceleração eficaz ponderada para o eixo z	<i>m/s²</i>
F(ω)	Espectro no domínio da frequência	<i>Hz</i>
f1	Frequência inferior	<i>Hz</i>
f2	Frequência superior	<i>Hz</i>
fc	Frequência central	<i>Hz</i>
kW	Kilo Watt	
mV	Milivolts	<i>mV</i>
T	Período total de exposição	
W	Fator de ponderação	

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Objetivos	25
1.2	Estrutura da Dissertação	26
2	REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1	VIBRAÇÃO	27
2.1.1	Definições	28
2.1.2	Vibração ocupacional e aspectos históricos	29
2.1.3	Histórico das vibrações na aviação	30
2.1.4	Efeitos da exposição á vibração sobre o corpo humano	31
2.1.5	Efeitos fisiológicos e fisiopatológicos da vibração	33
2.1.6	Frequências de ressonância do corpo humano	35
2.1.7	Vibração em helicópteros	36
2.2	COLUNA VERTEBRAL	37
2.2.1	Considerações gerais	37
2.2.2	Anatomia da coluna vertebral	38
2.2.2.1	Articulações	38
2.2.2.1.1	Articulações diartroses	39
2.2.2.1.2	Articulações anfiartroses	40
2.2.2.2	Vértebras da coluna lombar	41
2.2.2.3	Discos da coluna vertebral	42
2.2.2.4	Ligamentos da coluna vertebral	43
2.2.2.5	Ligamentos da coluna lombar	45
2.2.2.6	Músculos da coluna vertebral	46
2.2.2.7	Músculos da coluna lombar	47
2.3	LOMBALGIA	49
2.3.1	Considerações gerais	49
2.3.2	Assento e posição ergonomia na pilotagem	50
2.4	ELETROMIOGRAFIA	52
2.4.1	Músculos Eretores da Espinha	56
2.4.2	Musculatura do “core”	57
3	LEGISLAÇÃO E REGULAMENTAÇÃO DE VIBRAÇÕES	59
3.1	Legislação e regulamentação internacional	59
3.1.1	Norma ISO 2631	59
3.1.2	Normas ISO 2631-1: 1997 – Vibrações de corpo inteiro	60
3.1.3	Diretiva Europeia 2002/44/CE - Comunidade Europeia	65
3.1.4	Norma ANSI S3.18	66
3.1.5	Os Limites da ACGIH para vibrações de corpo inteiro	67
3.2	Legislação e regulamentação brasileira	68
4	METODOLOGIA	69
4.1	Amostra	69
4.2	Local de execução	70
4.3	Comitê de ética em pesquisa	70
4.4	Materiais	70
4.4.1	Equipamentos	70
4.2.2	Helicóptero	71

4.4.3	Medidor de vibração do corpo humano - HVM	72
4.4.4	Acelerômetro tipo almofada	72
4.4.5	Calibrador de acelerômetro	73
4.4.6	Software Blaze	74
4.4.7	Eletromiógrafo EMG System do Brasil, modelo EMG 611C	74
4.4.8	Eletrodo de superfície Kendall (Medi Trace 200)	74
4.5	Procedimentos	75
4.5.1	Preparação para coleta de dados	75
4.5.2	Coleta de dados	77
5	RESULTADOS OBTIDOS	80
5.1	Considerações gerais	80
5.2	Apresentação dos resultados referentes à aceleração	82
5.2.1	Ensaio do Piloto 1	82
5.2.2	Ensaio do Piloto 2	83
5.3	Apresentação dos resultados referentes à eletromiografia	86
5.3.1	Ensaio do Piloto 1	86
5.3.2	Ensaio do Piloto 2	86
6	ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS	88
6.1	Condições Gerais	88
6.2	Sinais coletados no domínio do tempo	88
6.3	Análise e resultado dos dados referentes à aceleração	94
6.3.1	Resultados estatísticos referentes à aceleração	96
6.3.1.1	Teste-t de Student	96
6.4	Análise e resultado dos dados referentes à eletromiografia	98
6.4.1	Eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e esquerda do Piloto 1	98
6.4.2	Resultados estatísticos referentes à eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 1	100
6.4.2.1	Teste de Mann-Whitney	100
6.4.3	Eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e esquerda do Piloto 2	102
6.4.4	Resultados estatísticos referentes à eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e esquerda do Piloto 2	103
6.4.4.1	Teste de Mann-Whitney	103
6.4.5	Correlações entre as médias de aceleração e RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1	105
6.4.6	Correlação entre as médias de aceleração e RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto1	107
6.4.7	Correlação entre as médias de aceleração e as médias de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2	110
6.4.8	Correlação entre as médias de aceleração e as médias de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2	112
7	CONCLUSÃO	116
	REFERÊNCIAS	118
	APÊNDICES	125
	ANEXOS	134

1 INTRODUÇÃO

No âmbito aeronáutico, a atividade do piloto de helicóptero, embora não envolva grande esforço físico, possui características que podem desencadear problemas funcionais, levando ao comprometimento da higidez do piloto e também da segurança do voo. No desempenho de suas atividades aéreas, os pilotos de helicópteros são submetidos a posturas que impõem tensões contínuas em determinados grupos musculares, ao mesmo tempo em que deixam outras musculaturas em desuso. Esse constante estado de tensão assimétrica da musculatura e das articulações acumuladas com a vibração pode resultar em dores nas costas desses pilotos.

Na pilotagem, a postura sentada pode afetar a região lombar, já que modifica e altera toda a estrutura musculoesquelética da coluna vertebral. Para Neumann (2006), a postura sentada influencia todo o esqueleto axial. Segundo Andersson et al. (1974), essa postura provoca a retificação da curvatura lombar, o aumento da pressão intradiscal e dificulta o retorno venoso nos membros inferiores, podendo ser uma causa das frequentes dores nas costas em adultos (GRANDJEAN, 1998).

Segundo Iida (2005) para manter a postura sentada, praticamente todo o peso do corpo é suportado pela musculatura do dorso e do ventre. Nachemson e Andersson (1966) apud Grandjean (1998) mensuraram a pressão intradiscal em várias posições e concluíram que a postura sentada é mais prejudicial do que a em pé em relação à pressão nos discos intervertebrais pelo mecanismo da bacia e do sacro. De acordo com Coury (1995), isso ocorre porque há uma inclinação posterior da pelve e os ossos do quadril rodam para baixo, diminuindo ou retificando a curvatura da coluna lombar, e parte do corpo é descarregada nas duas pontas dos ossos da bacia. O espaço existente na parte da frente das vértebras diminui e o espaço de trás aumenta. Isso causa um deslocamento do núcleo que estava no centro para trás e conseqüentemente um aumento da pressão dentro do núcleo intervertebral e o estiramento das estruturas posteriores da coluna, ligamentos, articulações, músculos e nervos. Essa pressão exercida dentro do disco na postura sentada por mais de cinco anos podem aumentar as chances de ocorrer uma hérnia de disco lombar.

A doença ocupacional que se refere à coluna lombar tem sido considerada uma das doenças mais comuns no mundo ocidental, afetando aproximadamente 80 a 85% da população em alguma época da sua vida (DREYER,1996).

Essa doença atinge milhares de pessoas no Brasil e no mundo, trazendo sérias consequências econômicas e sociais, como custos com cuidados médicos, ações trabalhistas, afastamento do trabalhador temporariamente ou definitivamente e queda na produtividade.

No caso do helicóptero Esquilo AS-350 L1, um dos fatores contribuintes para essa doença ocupacional é o assento do piloto. O assento deve ser ergonômico e prover um apoio adequado para as nádegas, a coluna e as pernas, utilizadas no comando do helicóptero, a fim de promover uma manipulação confortável e conveniente dos controles na posição sentada, além de absorver as vibrações.

A absorção das vibrações pelo assento é uma das formas de se amenizar as vibrações que são transmitidas ao piloto. A relação entre a vibração e o corpo humano, principalmente a coluna vertebral, vem sendo estudada há algum tempo, e vários estudos têm demonstrado uma associação positiva entre a vibração do corpo todo e o desenvolvimento de dor na coluna lombar entre motoristas, operadores de empilhadeira, incluindo pilotos de helicópteros. Isso sugere que a vibração do corpo inteiro gera um aumento no desconforto, causando dor, prejudicando a tarefa do trabalhador e conseqüentemente levando à redução no desempenho do trabalho (HOY et al. 2003).

Os efeitos causados pela vibração ao corpo humano dependem da frequência de excitação, da aceleração, do deslocamento e da velocidade. As principais frequências de excitação a que o corpo humano é exposto, as quais são geradas através de veículos pesados, pontes rolantes entre outros, ocorrem até 100 Hz.

Estudos a respeito da vibração transmitida através de assentos de veículos, geralmente ocorrem em frequências inferiores a 20 Hz. Mas há também vibrações importantes, maiores que 20 Hz, que ocorrem no piso de certos veículos, como por exemplo, aviões, helicópteros e tratores (GRIFFIN, 1990). O assento deve ser capaz de amortecer a vibração e choques em três direções (x, y e z), agindo em harmonia com a própria máquina para evitar efeitos secundários.

Outro aspecto importante a ser destacado sobre a vibração é a frequência de ressonância, que é uma das características da resposta de um sistema à vibração. Quanto mais próxima a frequência de vibração estiver da frequência de ressonância do objeto, esta irá responder à vibração de maneira mais "intensa" (DHENIN, 1978). No corpo humano, cada segmento corporal (cabeça, tórax, coluna, etc.) pode ser considerado como um objeto isolado que responde de maneira distinta ao estímulo vibratório. Dessa forma, cada segmento também tem sua própria

frequência de ressonância. As faixas principais de ressonância do corpo humano encontram-se entre 1 - 50 Hz, existindo três faixas de maior importância: 1 - 8 Hz, 11 - 15 Hz e 17 - 25 Hz (DHENIN,1978). Para os pilotos de helicóptero, o dado mais relevante é que a frequência de ressonância da coluna vertebral em seu eixo longitudinal (dos pés para a cabeça), eixo “z”, está em uma faixa entre 4 e 8 Hz ou entre 240 e 480 rpm. Essa faixa de frequência é a mesma da rotação do rotor principal da maioria das aeronaves de asa rotativa, o que, em última análise, predispõe a coluna vertebral a responder de maneira intensa à vibração, intensificando uma força que comprime as estruturas da coluna, particularmente os discos intervertebrais, quando o indivíduo está sentado (DHENIN,1978). Diante disso, as queixas de desconforto, irritação, fadiga e mesmo dores nas costas tem sido cada vez frequentes.

A importância dos argumentos supracitados dá-se pelo fato de que, por meio do conhecimento teórico-empírico, sabe-se de inúmeros casos de lombalgia que acometem pilotos de helicópteros Esquilo, principalmente nas Forças Armadas, sendo as prováveis causas a ergonomia do assento e a vibração. Diante de tal fato, o estudo procurou esclarecer a etiologia do problema em voo, analisando a vibração transmitida ao corpo inteiro, especialmente na direção longitudinal, bem como a musculatura solicitada, a fim de identificar possíveis ações para que se melhore essa situação.

1.1 Objetivos

Esta pesquisa tem os seguintes objetivos:

- mensurar os níveis de aceleração (vibração), na direção longitudinal (eixo z) da coluna lombar a que os pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo estão expostos durante o voo;
- verificar a atividade muscular dos eretores da espinha dos pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo, com um aparelho de eletromiografia, durante a exposição à vibração em voo;
- analisar os dados dos pilotos, de aceleração e os sinais de eletromiografia dos músculos eretores da espinha e a correlação entre os dados obtidos em voo.

1.2 Estrutura da Dissertação

No capítulo 1, é elaborada uma introdução sobre o assunto abordado, citando alguns estudos já realizados. Nesse mesmo capítulo, também são apresentados os principais objetivos deste trabalho.

No capítulo 2, é apresentada uma revisão bibliográfica, fundamentação teórica, onde são apresentadas definições de termos.

No capítulo 3, são abordadas normas específicas, legislação e regulamentação pertinentes ao estudo de vibrações.

No capítulo 4, é mencionada a metodologia do trabalho, explicando como foram realizadas as medições, em quais condições e quais foram os equipamentos utilizados.

No capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos da parte experimental, realizada em voo, principalmente através de quadros, figuras e gráficos.

No capítulo 6, são realizadas a análise e as discussões dos resultados que foram obtidas neste trabalho.

No capítulo 7, são apresentadas a conclusão e as sugestões.

Em seguida, são apresentadas as Referências, Apêndices e Anexos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Vibração

A maioria das atividades humanas envolve alguma forma de vibração. Por exemplo, A audição ocorre devido à vibração do tímpano, os batimentos cardíacos são movimentos vibratórios do coração e a fala se fundamenta na vibração das cordas vocais (RAO, 2004).

Além das vibrações produzidas pelo próprio organismo, sabe-se que o ser humano tem contato com diversos tipos de vibrações resultantes do desenvolvimento tecnológico. Ele está exposto a essas vibrações, por exemplo, em carros, ônibus, trens, metrô etc, de uma forma praticamente inevitável.

A exposição de seres humanos à vibração é um tema muito estudado por diversos autores em todo o mundo, devido à grande abrangência desse tema. Um dos aspectos da vibração é que pode ser prejudicial à saúde. Ela pode causar sensação de enjoo, quando se viaja de carro, navio ou avião, por exemplo. Alguns estudos desenvolvidos ressaltam o efeito da exposição do corpo humano a vibrações no ambiente de trabalho. O trabalhador pode sofrer com a trepidação incômoda de britadeiras a ar comprimido.

Segundo Smith et al. (2007), pilotos de aviões militares, especialmente os de motor à hélice, podem estar sujeitos a níveis de vibração mais altos e por um período prolongado. O aumento de queixas de desconforto, irritação, fadiga e mesmo dores nas costas tem sido associado a níveis de vibração cada vez maiores, devido ao aumento da potência dos motores e a períodos maiores de exposição, em missões cada vez mais extensas.

A exploração da questão da vibração no corpo humano no Brasil ainda está aquém do desejado, porém ao longo dos anos, o interesse sobre o tema vem aumentando substancialmente. A Norma Regulamentadora (NR) 15, Anexo nº 8, do Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) remete para as normas internacionais que utilizam como referência a *International Organization for Standardization* (ISO) 2631 (1997) - vibrações no corpo inteiro - e a ISO 5349 (2001) - vibrações nas mãos e braços, quando relacionado com insalubridade. Também no Brasil, são aceitos os limites da norma da *American Conference of Industrial Hygienists* (ACGIH) (1999) como informado na introdução da NR 15, sem qualquer menção a procedimento ou equipamento de medição. Cabe ressaltar que a ISO 2631-1 (1997) e a *American National Standard Institute*

(ANSI) S3.18 são as normas mais apropriadas para a correlação com o mundo aeronáutico (PACKER, 2008).

Com relação a riscos ergonômicos, não existe ainda referência às normas internacionais. A importância do assunto também recai nas exigências do Ministério da Previdência e Assistência Social (MPAS), no que diz respeito aos benefícios da aposentadoria especial com relação à exposição à vibração no corpo humano. Na recente Instrução Normativa (IN)118 de março de 2005 do Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), é exigida do empregador a avaliação da exposição às vibrações.

2.1.1 Definições

Existem várias definições para vibração, mas, de acordo com Iida (2005), “vibração é qualquer movimento que o corpo executa em torno de um ponto fixo. Esse movimento pode ser regular, do tipo senoidal ou irregular, quando não segue nenhum movimento determinado, como no sacolejar de um carro andando em uma estrada de terra”.

Especificamente, vibração é uma série de oscilações que possuem velocidade, ação que necessariamente envolve deslocamento e aceleração. Em medicina aeroespacial, a aceleração de uma vibração é a expressa em múltiplos da aceleração da gravidade ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$) e, dependendo desses valores que muitas vezes são inevitáveis e necessários, pode causar problemas de saúde para aqueles a ela expostos (DEHART, 1985).

A vibração no corpo humano pode ser definida como todo movimento transmitido ao corpo por um evento externo, como por exemplo, quando o corpo está sobre uma superfície que está vibrando. Existem diversos ambientes em que as pessoas podem ficar expostas a vibrações nocivas ao organismo, destacando-se o ambiente de trabalho, como por exemplo, na operação de máquinas e ferramentas (motoserras, britadeiras, etc.), na condução de veículos terrestres e pilotagem de aeronaves, especialmente os de motor a hélice e helicópteros.

Numa visão mais prática, pode-se definir como sendo uma onda mecânica e, como tal, se propaga pela estrutura com a qual faz contato. O ramo de pesquisa que estuda os efeitos da vibração sobre o corpo humano é subdividido em duas partes, levando-se em conta o ponto de entrada da onda vibratória: a vibração transmitida pelas mãos e braços (*Hand-Transmitted Vibration* - HTV) e a transmitida pelo corpo inteiro (*Whole-Body Vibration* - WBV). A WBV é a

que é aplicada aos estudos com pilotos de helicóptero, levando-se em consideração os aspectos físicos da frequência, da intensidade, da direção e o tempo de exposição (ISO, 2631).

2.1.2 Vibração ocupacional e aspectos históricos

Segundo relatos do Pai da Medicina Ocupacional, Ramazzini (1992), a Revolução Industrial iniciada na Inglaterra no século XVIII, trouxe a máquina que, por sua vez, trouxe a vibração, um agente insidioso que trouxe sérios problemas de saúde para os seres humanos (VENDRAME, 2005).

Entre 1920 e 1930, a vibração passou a ser reconhecida como um problema de saúde, tanto dos trabalhadores quanto da população que utilizava os meios de transporte para deslocamento como ônibus, trens e aeronaves (HSE, 2001). Antes de 1945, poucos estudos foram realizados, porém Reiher & Meister (1931) realizaram um estudo no qual desejavam encontrar algumas relações paralelas entre vibração e sensação humana para aqueles que estavam em contato com o ruído. Em 1946, o Corpo Aéreo Americano se interessou pelo estudo de Reiher & Meister, a fim de interpretar os efeitos das vibrações estruturais sobre os passageiros e tripulantes de avião, mas o estudo não contribuiu para desenvolver o conhecimento do efeito da vibração na coluna do indivíduo sentado. Esse estudo, contudo, constituiu um precedente para o uso de avaliações subjetivas como indicadores de possíveis riscos à saúde.

Segundo Clayberg (1949), os efeitos prejudiciais à saúde dos motoristas de transporte coletivos e motoristas militares eram comumente conhecidos como “back jeep”. Os motoristas militares apresentavam fortes dores na região lombar que muitas vezes eram diagnosticadas como hérnia de disco, resultando em aposentadoria por invalidez. Anos mais tarde, Dieckmann (1958) estudou o comportamento do corpo humano, tanto sentado quanto em pé, submetido a vibrações horizontais e verticais de 1 a 100 Hz, caracterizando assim a preocupação com a saúde humana.

O período de 1960 a 1970 foi importante para o desenvolvimento da consciência e conhecimento da resposta humana à vibração de corpo inteiro. Um grupo de trabalho da ISO / TC 108 (*Technical Committees 108*) foi convocado para desenvolver um padrão de orientação sobre a resposta humana à vibração, o que acabou resultando na publicação da ISO 2631 - 1974, e indiretamente a ISO 5349, exposição humana às vibrações transmitidas à mão (HSE, 2001).

A década de 70 foi marcada pelo interesse dos efeitos, bem como pelas respostas subjetivas das vibrações ocupacionais. Foram relacionados os problemas de coluna vertebral com algumas profissões que vinham apresentando indícios de exposição a vibrações. Diante disso, em 1974, foi publicada a primeira versão da ISO 2631. Em 1978, ela foi reimpressa, com mudanças editoriais, figuras e tabelas (GRIFFIN, 1998). No ano de 1982, a ISO 2631 foi complementada com uma emenda. Nessa emenda, foi definido o valor ponderado global de vibração através da combinação dos três eixos x, y e z. Três anos depois, essa também foi revisada e republicada, porém ainda regulamentava os limites de conforto, fadiga e exposição às vibrações ocupacionais (GRIFFIN, 1998).

Em 1997, houve nova revisão que permanece até hoje. Essa versão revisada da ISO 2631 não apresenta mais os limites de exposição a vibrações ocupacionais. Atualmente, esses limites são obtidos em função dos cálculos de valor da dose de vibração (VDV) e de valor dose de vibração estimado (eVDV) (ANFLOR, 2003).

2.1.3 Histórico das vibrações na aviação

O acidente com o Boeing 737-400 da empresa British Midland Airways no ano de 1989 foi o marco da história da vibração na aviação. O Boeing colidiu com a pista e matou 47 pessoas. De acordo com o relatório final de investigação do acidente, o problema inicial foi um nível de vibração anormal ocorrido em um dos motores, bem como a hesitação do copiloto em informar em qual dos motores, direito ou esquerdo, isso estava ocorrendo. De acordo com o mesmo relatório, isso poderia ter sido por uma dificuldade na leitura dos instrumentos, devido à vibração excessiva na cabine (SHARKSANDWICH, 2008).

Depois disso, começou a preocupação com o controle de vibração na aviação e os fatores humanos. Segundo Smith et al. (2007), desde 1971 a aviação naval e a força aérea dos Estados Unidos têm desenvolvido estudos com a preocupação em relação à exposição à vibração em que estão sujeitos seus pilotos, e o consequente efeito dessa exposição na saúde física e mental, particularmente para os pilotos de aeronaves de asa fixa (aviões) com motor a hélice, que podem estar sujeitos a níveis de vibração mais altos e por um período prolongado. Os níveis de vibração devido ao aumento da potência do motor e ao tempo de exposição têm sido associados a diversas queixas de desconforto, irritação, fadiga e mesmo dores nas costas. Tal fato tem motivado uma

conduta de estudo a fim de controlar essa vibração.

2.1.4 Efeitos da exposição à vibração sobre o corpo humano

O corpo humano é uma estrutura biomecânica extremamente complexa. Nas últimas décadas, vários estudiosos têm se dedicado aos efeitos patológicos e psicológicos da vibração sobre o corpo humano. Esses efeitos causam um grande desconforto ao ser humano. Segundo Vasconcelos (1998), pode ser muito difícil estabelecer a noção de desconforto humano para vibrações. A sensibilidade do corpo humano à vibração depende de vários fatores, tais como, postura, tensão muscular, frequência, amplitude, duração, direção da vibração, estado psicológico no momento da avaliação e outros. Dessa maneira, o limiar de conforto de pessoas submetidas à vibração pode ser considerado como uma medida bastante subjetiva, pois existe uma grande dificuldade de se simular essas condições de desconforto em laboratórios de teste.

A percepção humana à vibração é sensível quando se trata em notar a presença de movimentos dinâmicos. A norma ISO 2631-1 descreve um guia para avaliação da percepção e do conforto da vibração para a exposição de pessoas sentadas, em pé e deitadas. O guia trata de vibrações translacionais e rotacionais na faixa de frequência de 0,5 a 80 Hz. A avaliação é baseada na maior componente translacional medida da aceleração ponderada, conforme prescreve a norma ISO 2631-1 de 1997. Essa avaliação visa alertar e proteger as pessoas contra os possíveis efeitos causados pela vibração ao corpo humano, que possam surgir. Os efeitos causados pela vibração de corpo inteiro dependem da aceleração, do deslocamento, da velocidade e da frequência de excitação. As principais frequências de excitação a qual o corpo humano é exposto ocorrem até 100Hz.

Grande parte dos estudos a respeito das frequências de excitação de vibração transmitida através de assentos de veículos ocorre nas frequências abaixo de 20 Hz, porém no piso de certos veículos como tratores, em aviões e helicópteros existem vibrações maiores que 20 Hz (GRIFFIN, 1990). Também é importante observar a intensidade e a direção com que a onda vibratória é transmitida ao corpo humano. Nesse caso, a direção é estudada em relação aos três principais eixos basicêntricos do corpo humano para vibração de corpo inteiro translacional : eixo z (pé-cabeça), eixo x (anteroposterior) e eixo y (látero-lateral), Figura 1.

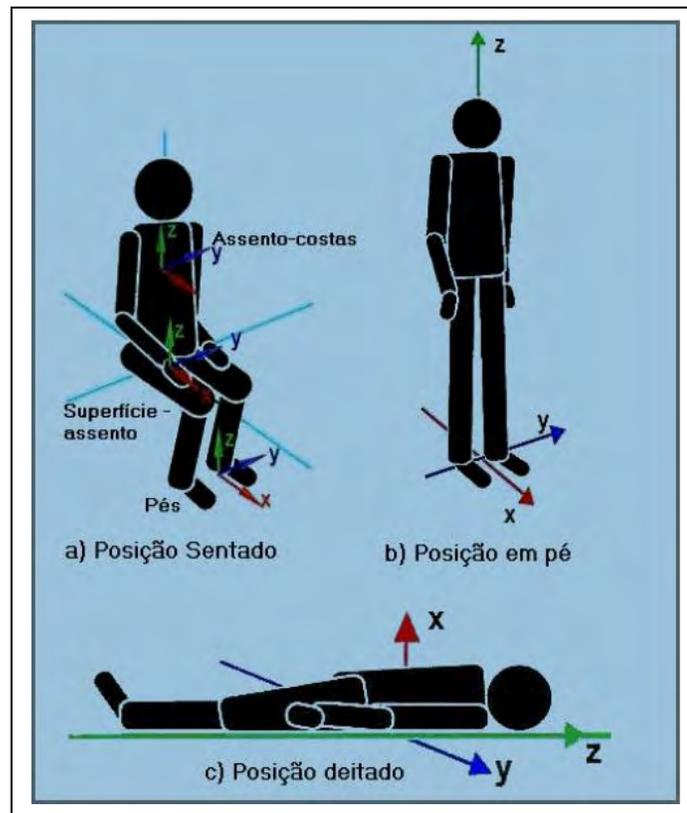


Figura 1 - Direção das medições das vibrações no corpo humano (ANFLOR, 2003).

As vibrações que são transmitidas ao corpo humano podem ser classificadas, de acordo com a parte do corpo atingida, em dois tipos: vibração localizada, que atinge um segmento do corpo, e vibração transmitida ao corpo inteiro. As vibrações transmitidas ao corpo inteiro são de baixa frequência e grande amplitude. Situam-se na faixa de 1 a 80 Hz, mais especificamente de 1 a 20 Hz. As oscilações verticais, no sentido longitudinal da coluna (eixo z), penetram no corpo quando na posição sentado ou em pé sobre as bases vibratórias, podendo levar, muitas vezes, a manifestações de desgaste da coluna vertebral. Além disso, os casos de enjoo que compreendem as frequências na faixa de 0,1 a 0,63 Hz também são considerados como vibração do corpo inteiro. As vibrações localizadas situam-se na faixa de frequência de 6,3 a 1.250 Hz e ocorrem em ferramentas motorizadas e geram modificações doentias nas mãos e braços.

2.1.5 Efeitos fisiológicos e fisiopatológicos da vibração

Segundo Dhenin (1978), as principais consequências das diversas faixas de vibração de baixa frequência sobre o corpo humano são descritas a seguir:

Na faixa de 1 a 10 Hz podem ser observados os seguintes fatores:

- alterações cardiovasculares como aumento do consumo de oxigênio pelo músculo cardíaco e alterações eletrocardiográficas;
- no sistema vascular periférico, há vasodilatação, principalmente muscular, podendo causar congestão sanguínea na massa muscular;
- alterações labirínticas, ou seja, o piloto, desorientado pelo seu sistema sensorial mais importante que é o labirinto, interpreta psicologicamente como se fosse sensação real e reage conforme esse sentimento hipoteticamente consciente, gerando manobras e correções de atitude, induzidas por motivos irrealistas. Nessas condições, o piloto “entenderá” e “enxergará” situações irrealistas induzidas que o levarão a reações instintivas e errôneas. Isto pode perfeitamente provocar o acidente aeronáutico. Isto também ocorre mais frequentemente nos voos de helicóptero a baixa altura, baixa velocidade e pairados, nos quais o piloto mobilize excessivamente a cabeça. Em caso de voo noturno, que, na maioria das vezes, é voo por instrumento (IFR), as chances de acidentes por essa razão aumentam muito. Voos sobre superfície aquática também se incluem na situação anterior, sendo igualmente frequente esse acontecimento, pelos mesmos motivos, nas aproximações e decolagens noturnas de navio aeródromo. Outro fator que predispõe ao aparecimento da desorientação espacial é o piloto movimentar a cabeça em demasia a procura de referenciais. Estes movimentos de cabeça fazem com que diferentes canais semicirculares sejam estimulados e conflite o cérebro ao interpretar diferentes estímulos sensoriais simultâneos. É recomendável, portanto, que os pilotos de helicóptero movimentem muito mais os olhos do que a cabeça, se orientem mais pelos instrumentos do painel como forma de verificação a todo o momento, acreditando nas informações dos instrumentos, principalmente nos momentos críticos do voo como aproximações e decolagens;

- diminuição da concentração e da atenção devido à ressonância interferindo no sistema neurossensorial central;
- dificuldade de movimentos “finos” devido à ressonância atuando sobre o neurossensório periférico, impedindo a correta ação muscular “delicada”. Os movimentos de translação (ressoantes) no eixo Y, nesse caso, são os mais prejudiciais;
- dependendo da duração da ressonância sobre o piloto, pode prevalecer o estresse psicológico que resultará em aumentos de erros de julgamento.

Na faixa de 8 a 15 Hz podem ser observados os seguintes aspectos:

- dependendo da duração da vibração, pode ocorrer dor de cabeça;
- dependendo da frequência e da duração dos voos, pode haver fadiga da musculatura das costas e tensão na coluna vertebral, levando a dores nas costas que podem permanecer mesmo após o voo;
- dependendo da duração da vibração, pode ocorrer dores articulares nos pés e punhos, por estarem sob tensão postural e em ressonância, nessa faixa;
- podem sobrevir dores musculares da parede abdominal e dores viscerais, por serem as vísceras quase que flutuantes na cavidade abdominal, principalmente cólicas intestinais;
- nessa faixa de vibração estão presentes os riscos de hérnia de disco, lesões articulares intervertebrais e das articulações mais solicitadas: punho, joelho e articulações próprias dos pés;
- devido ao fato que a cadeia ossicular do ouvido médio pode entrar em ressonância, há diminuição da acuidade auditiva por deficiência funcional da fisiologia da audição, enquanto sujeita à vibração. Com a cronicidade repetitiva desse fator, há risco de otoesclerose com diminuição da acuidade auditiva definitivamente.

Na faixa de 15 a 30 Hz pode ser observado:

- existe o comprometimento da acuidade visual pelos seguintes motivos:
 - pode haver concorrência da própria ressonância do globo ocular, que implementa distúrbios funcionais na própria neuro-fisiologia sensorial da retina e consequentemente prejuízos na acuidade visual;

- ilusões visuais, principalmente à noite, podem advir nesta faixa devido ao reflexo óculo-vestibular, que induz o piloto a ilusões;
- podem ocorrer, nessa faixa, prejuízos da atenção e do raciocínio e aumento do estresse.

Na faixa de 50 a 60 Hz pode ser observado:

- essa é a faixa de ressonância da caixa torácica, produzindo dificuldades de fonação e falhas na comunicação.

2.1.6 Frequências de ressonância do corpo humano

Todos os materiais possuem uma ou mais frequências naturais de vibração que são intrínsecas ao material e dependem de variáveis tais como: forma, peso, ajuste, constituição física e química (TAVARES, 2000). O corpo humano possui a sua própria frequência de resposta quando submetido a uma excitação. Essa frequência é chamada de frequência natural do corpo. Quando um corpo oscila em certa frequência e transfere energia a outro que passa a vibrar em igual frequência, ocorre o fenômeno chamado ressonância. Portanto, ressonância é a capacidade que um corpo possui de vibrar igualmente ou multiplicar em si a energia vibratória recebida. Dessa forma, o corpo humano também possui diferentes sensibilidades às diferentes frequências de vibração e, para que ocorra a ressonância, é necessário que a frequência de excitação se iguale à frequência natural do corpo (GERGES, 2000; TAVARES, 2000). Sendo assim, devido a sua complexidade estrutural, cada parte do corpo humano pode amortecer ou amplificar as ondas mecânicas. As reações desse sistema às vibrações mecânicas não ocorrem de maneira uniforme, pois essas partes do corpo podem vibrar na mesma frequência, caracterizando o fenômeno da ressonância (IIDA, 2005).

O corpo humano pode ser considerado como um sistema mecânico complexo, de múltiplos graus de liberdade, que pode ser representado pelo sistema mola-amortecedor (ANFLOR et al., 2003).

O corpo humano não é homogêneo e nem suas estruturas internas formam um sistema linear. As faixas principais de ressonância do corpo humano se encontram entre 1 – 50 Hz, existindo três faixas de maior importância: 1 – 8 Hz, 11 – 15 Hz e 17 – 25 Hz.

As principais faixas de ressonância do corpo humano, Figura 2, são:

- de 4 a 8 Hz: região torácica interna e abdômen interno (vísceras);
- de 11 a 15 Hz: coluna vertebral com a massa muscular adjacente e articulações de todo o corpo;
- de 17 a 25 Hz: caixa craniana;
- de 25 a 40 Hz: globo ocular, com prejuízos para a função visual, conseqüentemente diminuindo a acuidade visual;
- de 40 a 60 Hz: caixa torácica (costelas e músculos intercostais).

Além disso, alguns fatores intrínsecos e extrínsecos influenciam na ressonância do corpo humano. Os fatores intrínsecos são área, direção, local da aplicação da vibração e interação entre o corpo e a estrutura do assento. Os fatores extrínsecos são constituição física, tensão muscular e massa corporal.

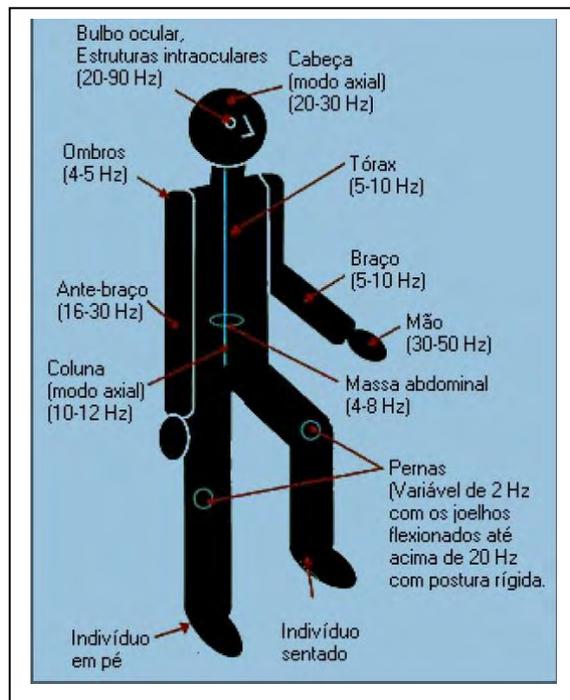


Figura 2 - Representação das principais frequências de ressonância do corpo humano (ANFLOR, 2003).

2.1.7 Vibração em helicópteros

No âmbito aeronáutico, as principais fontes de vibração são os sistemas de propulsão, os sistemas energizados das aeronaves, os fatores aerodinâmicos e as condições atmosféricas e de

pilotagem que podem gerar também vibrações. O sistema de propulsão das aeronaves gera vibrações de grande energia que são transmitidas por toda a estrutura da aeronave e consequentemente ao piloto. As vibrações atingem seu auge durante decolagem, porém diminuem quando a altitude de voo é alcançada devido ao ar mais rarefeito e a velocidade de cruzeiro. Nos voos de helicóptero, em que na maioria das vezes a altitude de voo é baixa, isso não ocorre, permanecendo a vibração durante todo o voo.

No helicóptero, o piloto recebe a vibração através o assento de pilotagem, o piso da aeronave, os comandos manuais e os pedais.

2.2 Coluna Vertebral

2.2.1 Considerações gerais

“A coluna vertebral é um conjunto de segmentos sobrepostos, cada segmento sendo uma unidade funcional autônoma, com a soma total de todos os conjuntos formando a coluna vertebral” (CAILLIET, 1976). A coluna vertebral é composta por vinte e quatro vértebras individuais, acompanhadas por cinco fusionadas, formando o sacro, e quatro também fusionadas, formando o cóccix, somando um total de 33 vértebras. Quando vista de perfil, exhibe as curvaturas, sendo essas dispostas em sete vértebras cervicais formando a lordose cervical, C1 a C7, que se desenvolve à medida que o recém-nascido começa levantar a cabeça. As doze vértebras torácicas formam a curvatura torácica chamada de cifose torácica, T1 a T12; cinco vértebras lombares formam a lordose lombar, L1 a L5; cinco vértebras fundidas do sacro, S1 a S5, e quatro a cinco fusionadas do cóccix formam a cifose sacra coccígea, final da coluna vertebral da vista de perfil, Figura 3 (CAILLIET, 1976). Essas curvas dão equilíbrio e força à coluna. A junção na qual termina uma curvatura e inicia a outra é geralmente o local de maior mobilidade, porém muito mais vulnerável a lesões. Essas junções são as regiões cervicotorácica, toracolombar e lombossacral da coluna (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

As regiões mais móveis da coluna vertebral são as regiões cervical e lombar e as regiões torácica e pélvica são as mais rígidas (ADAMS, 1983). A coluna cervical tem como importante função os movimentos de flexão-extensão, bem como a rotação do pescoço. A coluna lombar tem como principal função a flexão de tronco, bem como extensão do mesmo. Diante disso, pode-se

observar que essas duas áreas da coluna vertebral humana têm um arranjo anatômico bastante diferente da coluna torácica, que possui pouca mobilidade. Devido a isso, os problemas de desarranjos funcionais são muito mais frequentes nas partes cervical e lombar.

A Figura 3 apresenta a coluna vertebral com suas curvaturas em vistas anterior, lateral esquerda e posterior.

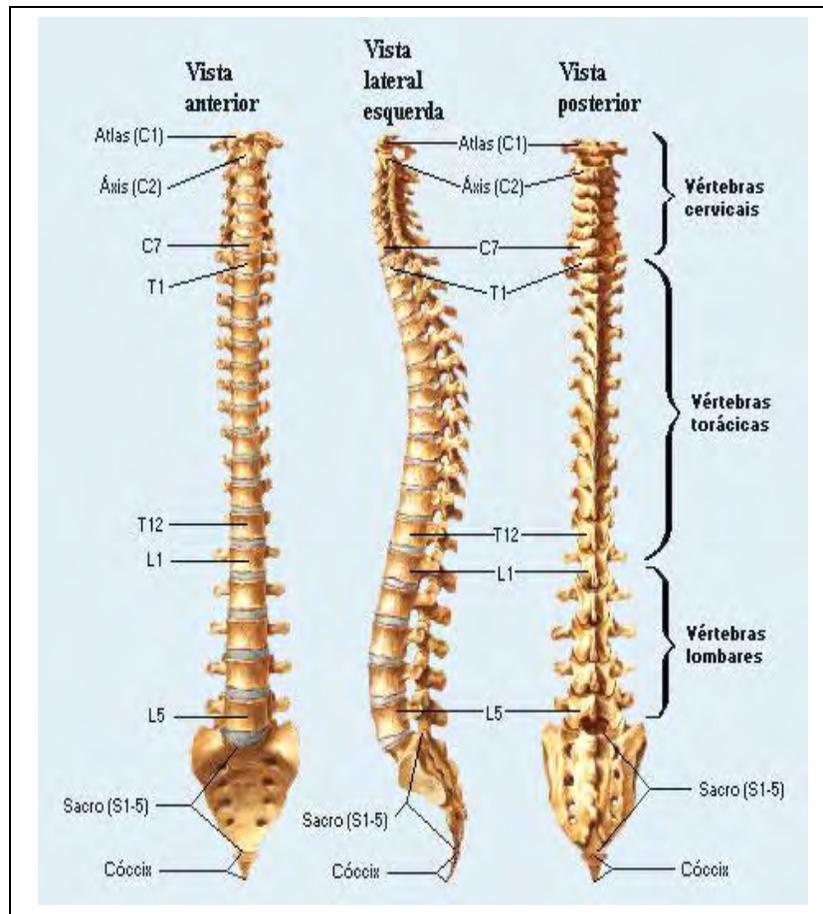


Figura 3 - Vista da coluna vertebral (NETTER, 2000).

2.2.2 Anatomia da Coluna Vertebral

2.2.2.1 Articulações

De acordo com Knoplich (2003), as articulações da coluna vertebral são de dois tipos: diartroses (sinoviais) e anfiartroses (cartilaginosas).

2.2.2.1.1 Articulações diartroses

As articulações diartroses, que também podem ser chamadas de articulações sinoviais, formam a maioria das articulações do corpo humano. As superfícies ósseas são recobertas por cartilagem articular e unidas por ligamentos revestidos por membrana sinovial. A articulação pode ser dividida completamente ou parcialmente por um disco ou menisco articular cuja periferia se continua com a cápsula fibrosa, enquanto que suas faces livres são recobertas por membrana sinovial, Figura 4.

O movimento das articulações depende da forma das superfícies que entram em contato e dos meios de união que podem limitá-lo. Dependendo desses fatores, as articulações podem realizar movimentos de um, dois ou três eixos. A classificação dessas articulações depende desses movimentos (MOORE, 2001).

De acordo com esses movimentos, a coluna vertebral é classificada como articulação plana, pois permite somente movimentos deslizantes.

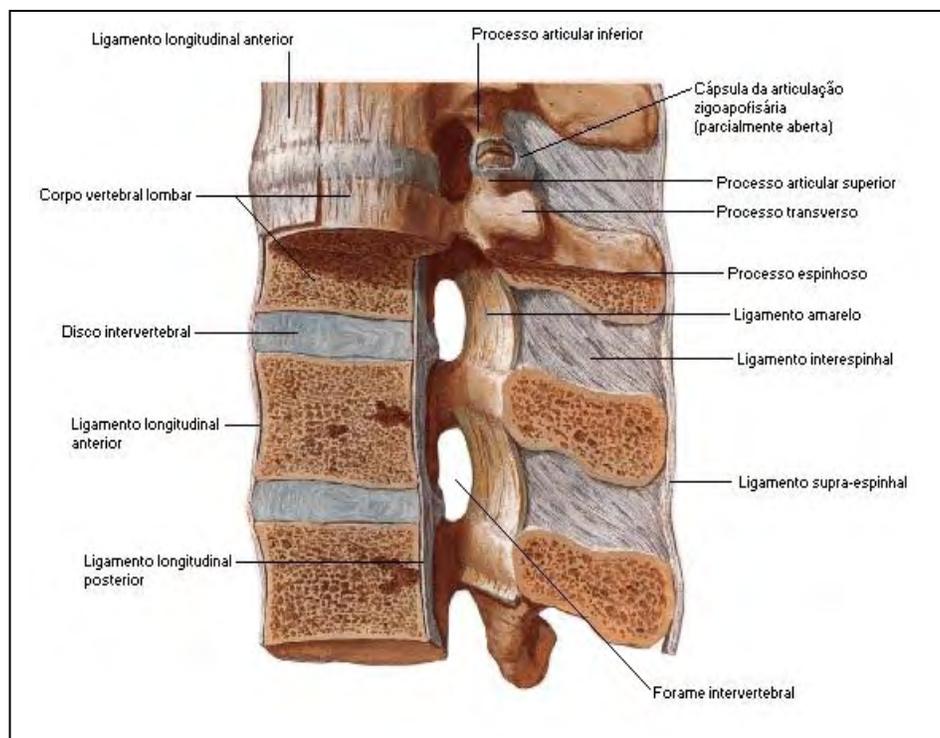


Figura 4 - Articulações diartroses, coluna lombar (NETTER, 2000).

2.2.2.1.2 Articulações Anfiartroses

Nas articulações anfiartroses, que também podem ser chamadas de articulações cartilaginosas, os ossos são unidos por cartilagem e pequenos movimentos são possíveis nestas articulações.

Existem dois tipos de articulações cartilaginosas: sincondroses e sínfises. Os ossos de uma articulação do tipo sincondrose estão unidos por uma cartilagem hialina. Muitas sincondroses são articulações temporárias, com a cartilagem sendo substituída por osso com o passar do tempo. As articulações entre as dez primeiras costelas e as cartilagens costais são exemplos de articulações sincondroses permanentes, Figura 5.

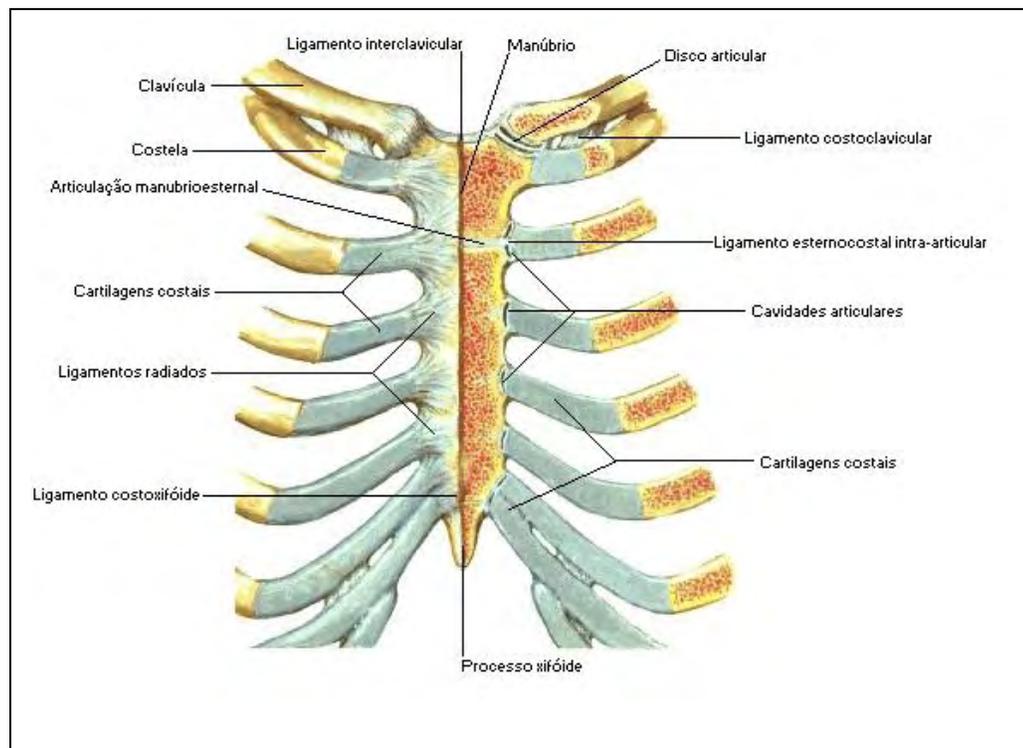


Figura 5 - Articulações esternocostais (NETTER, 2000).

As articulações cartilaginosas sínfises, Figura 6, são cobertas por uma camada de cartilagem chamada hialina. Entre os ossos da articulação, há um disco fibrocartilaginoso, sendo essa a característica distintiva da sínfise. Esses discos são compressíveis e permitem que a sínfise

absorva impactos. São semimóveis, não tendo líquido sinovial. A articulação entre os ossos púbicos, os discos intervertebrais e as conexões ligamentares são exemplos de articulações cartilagueas sínfises (MOORE, 2001).

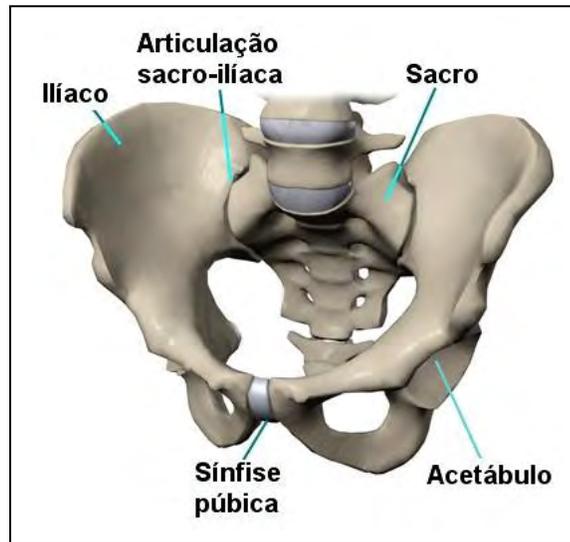


Figura 6 - Articulação do quadril, sínfise púbica (MEDICINA DO QUADRIL, 2012)

2.2.2.2 Vértex da coluna lombar

As cinco vértebras lombares formam a lordose lombar, uma curvatura convexa no lado anterior, que se desenvolve em resposta ao apoio do peso. Essa curvatura é influenciada pelo posicionamento pélvico e pelos membros inferiores. As vértebras lombares apresentam os corpos vertebrais mais largos transversalmente e o forame vertebral em formato triangular. Os pedículos são curtos, processos espinhosos quase horizontais, quadrangulares e espessados ao longo de suas bordas posteriores e inferiores. Os processos articulares superiores são formados por facetas articulares verticais e côncavas que olham pósteromedialmente, que apresentam um processo mamilar rugoso nas suas bordas superiores. Os processos transversos são finos e longos, com exceção do quinto que é mais robusto. Eles aumentam em comprimento a partir do primeiro ao terceiro e depois se encurtam. A região pósteroinferior da raiz dos processos transversos é marcada por um pequeno processo acessório (WILLIAMS et al., 1995).

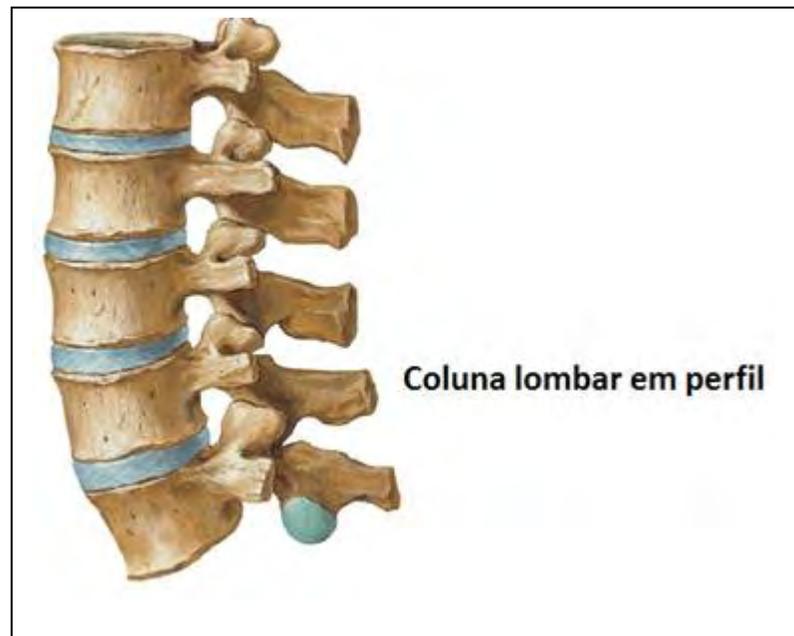


Figura 7 - Vértex da coluna lombar (NETTER, 2000).

As vértebras articulam-se umas com as outras, propiciando simultaneamente rigidez e flexibilidade à coluna vertebral, elementos essenciais para o suporte do peso, da movimentação do tronco e do ajuste de posições indispensáveis para a postura e o equilíbrio, Figura 7. Os ligamentos e músculos são auxiliares na manutenção do alinhamento dessas vértebras (DANGELO E FATTINI, 1998).

2.2.2.3 Discos da coluna vertebral

Os discos intervertebrais contribuem com cerca de um terço de todo o comprimento da coluna lombar, constituindo mais ou menos um quinto do comprimento cervical (KNOPLICH, 2003). Variam em forma, tamanho e espessura no trajeto da coluna vertebral. Também conhecido como fibrocartilagem intervertebral, o disco intervertebral é composto pelo núcleo pulposo e o anel fibroso, Figura 8. O núcleo pulposo é um tipo de gel em forma esférica localizada na porção central dos discos cervicais e torácicos e na porção um pouco posterior dos discos lombares. O núcleo pulposo é formado por fibras soltas que ficam suspensas num líquido viscoso rico em ácido hialurônico, juntamente com uma pequena quantidade de colágeno. Ele tem cerca de 80 a 90% de

água e 15 a 20 % de colágeno (ANDERSSON, 1977), atua como “amortecedor” nas compressões durante os movimentos.

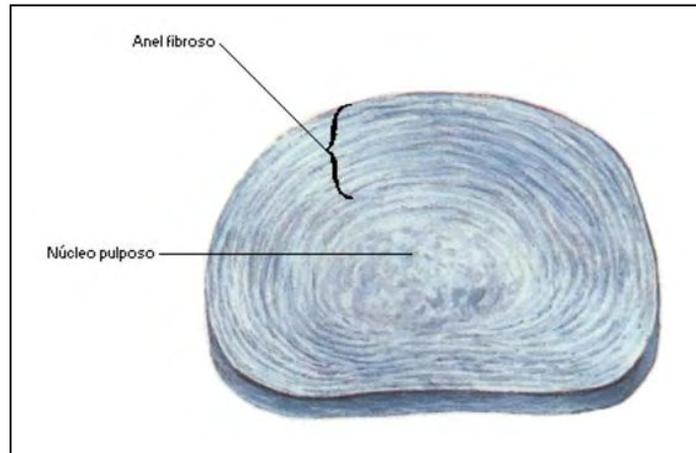


Figura 8 - Disco Intervertebral (NETTER, 2000).

2.2.2.4 Ligamentos da coluna vertebral

O sistema ligamentar é tão importante quanto o esqueleto ósseo. Os ligamentos são estruturas fibrosas cuja função está relacionada à estabilidade intrínseca das vértebras na sua posição natural. Os ligamentos estão ligados aos discos, reforçando a sua elasticidade. Eles são muito aderentes à estrutura da vértebra. Os ligamentos são classificados como: ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior, ligamento interespinhoso, ligamentos amarelos, ligamentos cruciformes, ligamentos intertransversos, ligamento radiado e ligamento costo-transverso, Figura 9 (SANTOS, 2002).

O ligamento longitudinal anterior inicia-se na base do crânio até o sacro e tem forma laminar. Sua função é reforçar a estabilidade da coluna na sua porção anterior e encontra-se na linha média do corpo vertebral. Estabiliza a coluna desde a articulação atlantoccipital até a transição lombo-sacro.

O ligamento longitudinal posterior localiza-se no interior do canal vertebral, passando longitudinal e posteriormente aos corpos vertebrais e aos discos intervertebrais. Trata-se de um ligamento laminar que se localiza dentro do canal vertebral justaposto à porção posterior dos

corpos vertebrais. Acima, projetam-se com a membrana tectória, inserindo-se no osso occipital. Abaixo, perdem-se no canal sacral.

O ligamento interespinhoso inicia-se pelo ligamento da nuca, porção estabilizadora entre o osso occipital e as apófises cervicais, estendendo-se até as apófises sacras. Localiza-se na região espinhosa e é reconhecido como ligamento interespinhal tendo a sua porção contínua com o nome de ligamento supra-espinhal.

Os ligamentos amarelos são expansões ligamentares que conectam a face anterior da lâmina superior com a face posterior da lâmina vertebral adjacente inferior.

Os ligamentos cruciformes localizam-se na base do crânio e é formado pelos ligamentos superior, inferior e transversos. Os ligamentos cruciformes se comunicam com as fibras do ligamento alar.

Os ligamentos intertransversos encontram-se lateralmente à coluna vertebral e interligam as apófises transversais.

Os ligamentos radiado e costo-transverso unem a costela com as apófises transversas e com o corpo vertebral.

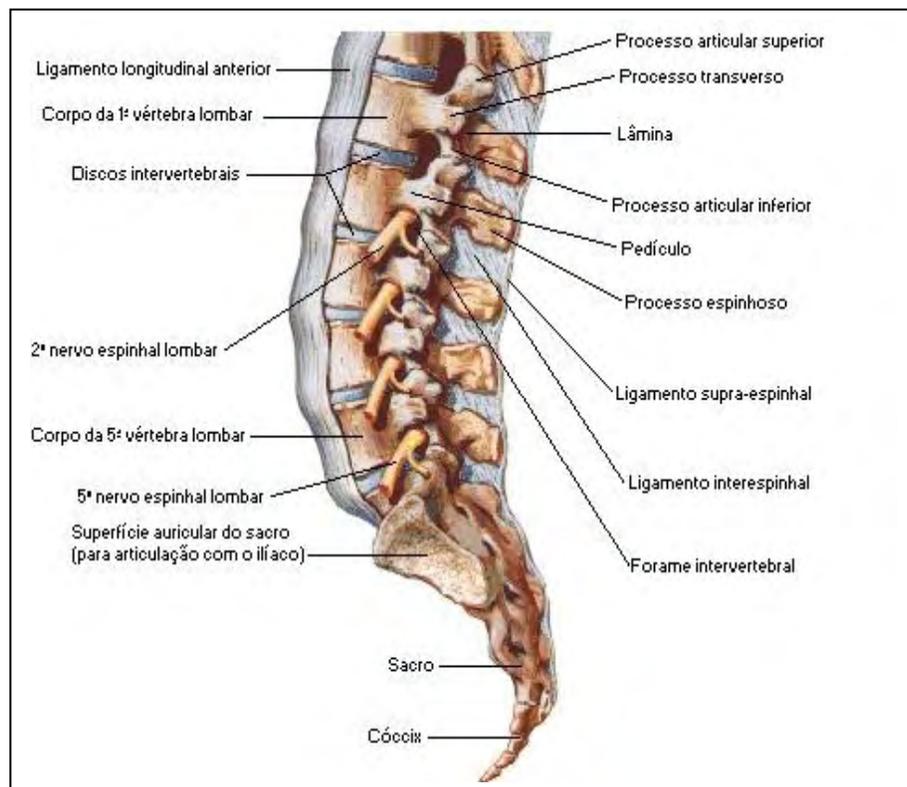


Figura 9 - Ligamentos vertebrais (NETTER, 2000).

2.2.2.5 Ligamentos da coluna lombar

Os ligamentos na coluna lombar são formados pelo ligamento longitudinal anterior, longitudinal posterior, ligamentos amarelos, interespinhosos, supraespinhosos, intertransverso, transforaminais, mamilo-acessório e ligamentos ileolombares que se ligam aos discos e se aderem às estruturas vertebrais, Figura 10, aumentando dessa maneira a resistência a traumas e reforçando a elasticidade dos discos lombares, que em conjunto são mais resistentes e densos comparados aos da coluna cervical e torácica (KNOPLICH, 2003).

O ligamento longitudinal anterior da região lombar é formado por três camadas de fibras densas, todas correndo em direção longitudinal, possui a principal função de evitar a separação anterior dos corpos vertebrais durante o movimento de extensão proporcionando a estabilização da lordose lombar, evitando futuras doenças (KNOPLICH, 2003). O ligamento longitudinal posterior percorre todo comprimento da coluna desde a região cervical até o sacro, vai-se estreitando ao nível da vértebra L1 até chegar ao sacro com a sua menor largura, possui terminações nervosas de dor e sua função é impedir a hiperflexão da coluna vertebral (MOORE, 2001).

Os ligamentos interespinhosos ligam os processos espinhosos entre si, gerando resistência ao atrito e curvamento da coluna vertebral em flexão. Os ligamentos amarelos unem os arcos vertebrais longitudinalmente, ligando lâmina com lâmina, contraindo durante a extensão, alongando durante a flexão, ficando tensos em posição neutra constantemente e deixando estressado o disco intervertebral. Os ligamentos ileolombares ligam os processos transversos de L5 aos ílios e estão presentes apenas nos adultos. Os ligamentos supraespinhosos evitam a separação dos processos espinhosos dos segmentos durante a flexão da coluna lombar (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

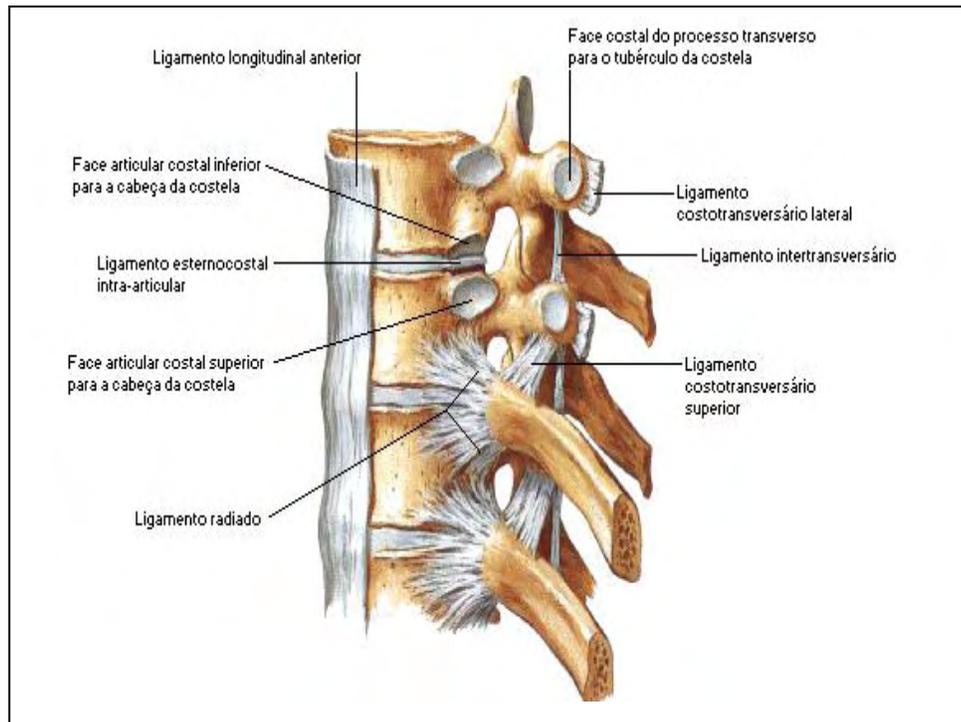


Figura 10 - Ligamentos da vértebra lombar (NETTER, 2000).

2.2.2.6 Músculos da coluna vertebral

A musculatura do tronco compõe a metade da massa corporal humana. Os músculos do tronco têm a função de manter a postura ereta mantendo vários músculos em contração constante, estabilizar a coluna vertebral e executar os movimentos de flexão, extensão, flexão lateral para direita e esquerda, rotação para direita e para esquerda e circundução. Os músculos da coluna vertebral são divididos funcionalmente. A divisão dos grupos musculares por funções foi atribuída por Rasch e Burke (1977). São três as divisões das funções dos grupos musculares: a função flexora lateral, realizada pelo quadrado lombar; a função dos flexores da coluna, geralmente os anteriores, reto abdominal, oblíquos externos e internos, psoas, na lombar e na cervical os esternocleidomastóideo, três escalenos e quatro retos; e a função dos extensores da coluna, músculos posteriores, divididos em camadas superficiais, intermediária e profunda, músculos intertransversais, interespinhais, rotatores e multífido. Na cervical, os quatro suboccipitais, um músculo para o pescoço e outro para a cabeça. Na torácica e lombar, o semiespinhal, iliocostal, longo e espinhal, Figura 11a.

O psoas, músculo considerado fundamental no equilíbrio da posição ereta, pode ser incluído como flexor, mas, em certas circunstâncias, pode funcionar como hiperextensor da coluna lombar.

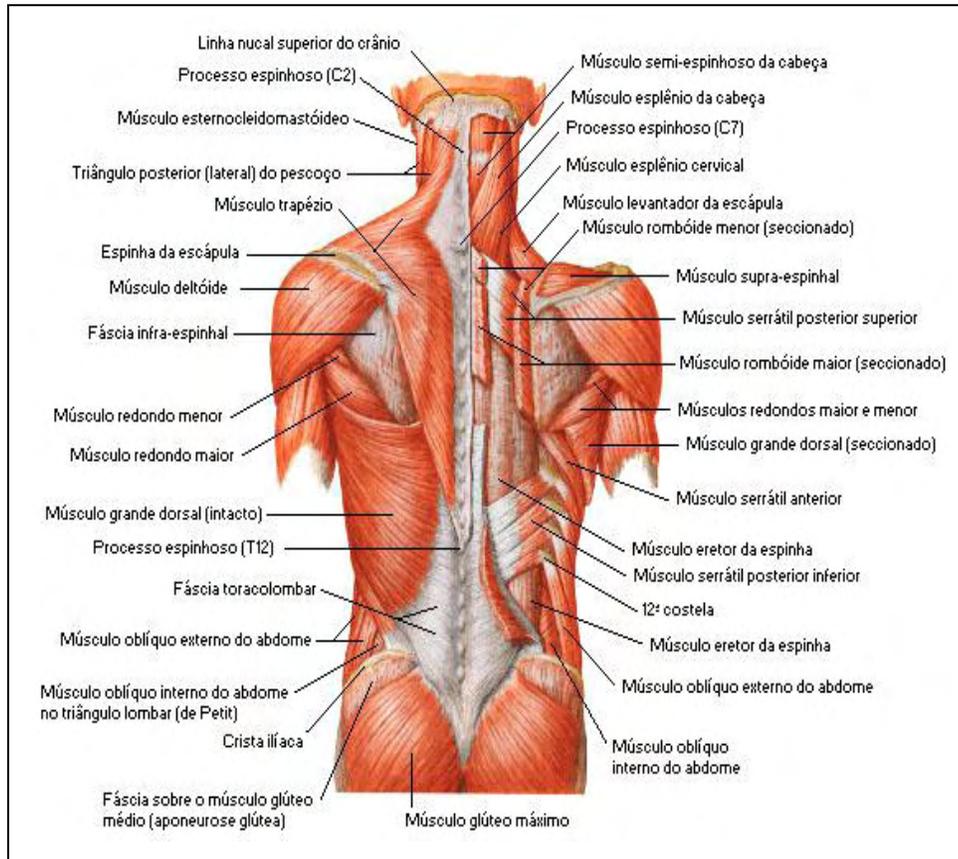


Figura 11a - Músculos do dorso, camada superficial (NETTER, 2000).

2.2.2.7 Músculos da coluna lombar

Os músculos da região lombar, multífido, músculos profundos, paravertebrais, quadrado lombar, psoas maior e menor, eretores da espinha (iliocostal lombar, longuíssimo, espinhal), interespinhais, e intertransversais são os músculos posteriores, Figuras 11b e 11c, que, juntamente com os músculos anteriores, oblíquo abdominal externo, oblíquo abdominal interno, reto abdominal e, havendo o perfeito equilíbrio e estabilidade entre ambos, proporcionam a amplitude de movimento para a coluna lombar, flexão, extensão e flexão lateral, sendo sua

amplitude total 70° para flexão, 35° para extensão e 25° para flexão lateral bilateralmente (O'YOUNG et al, 1998).

Desequilíbrios musculares podem causar problemas neurológicos. Esses problemas podem causar dores e disfunções articulares em diversas regiões.

Além disso, essas diversas musculaturas estão perto de vísceras e nervos importantes que podem irradiar dores para a região abdominal, pélvica e membros inferiores.

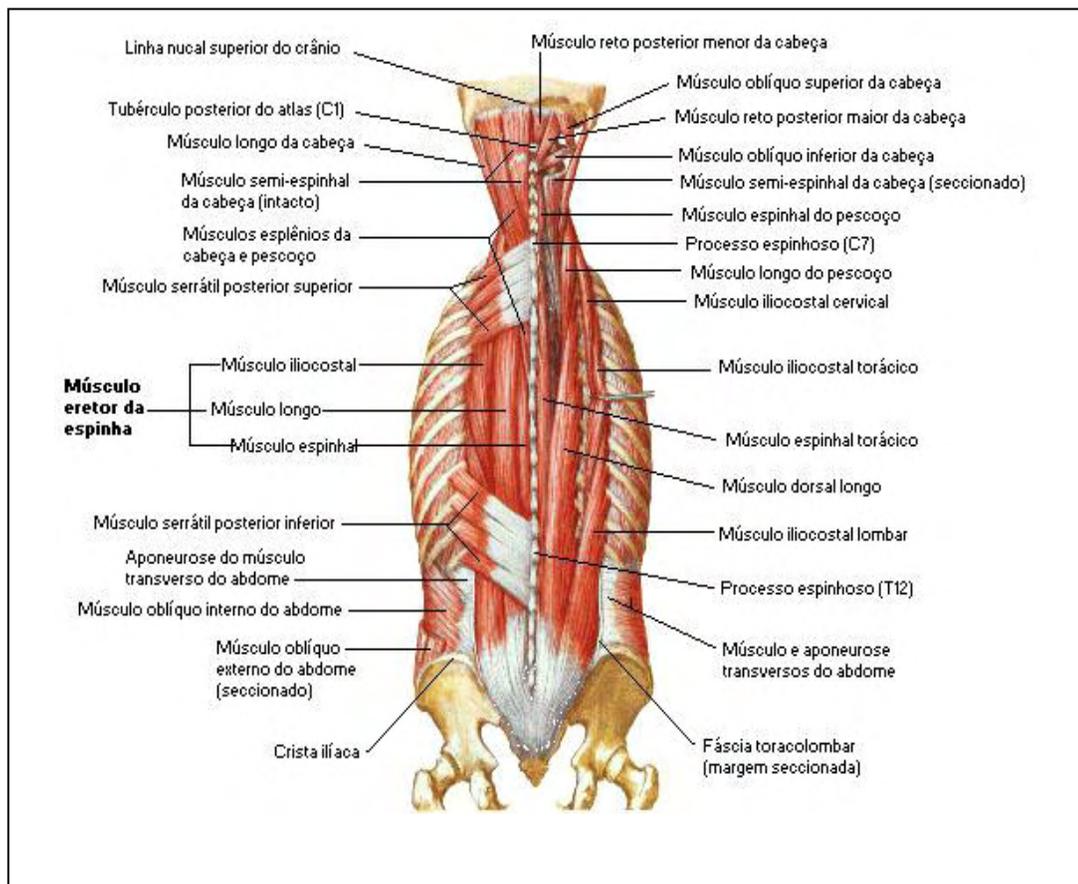


Figura 11b - Músculos do dorso, camada intermediária (NETTER, 2000).

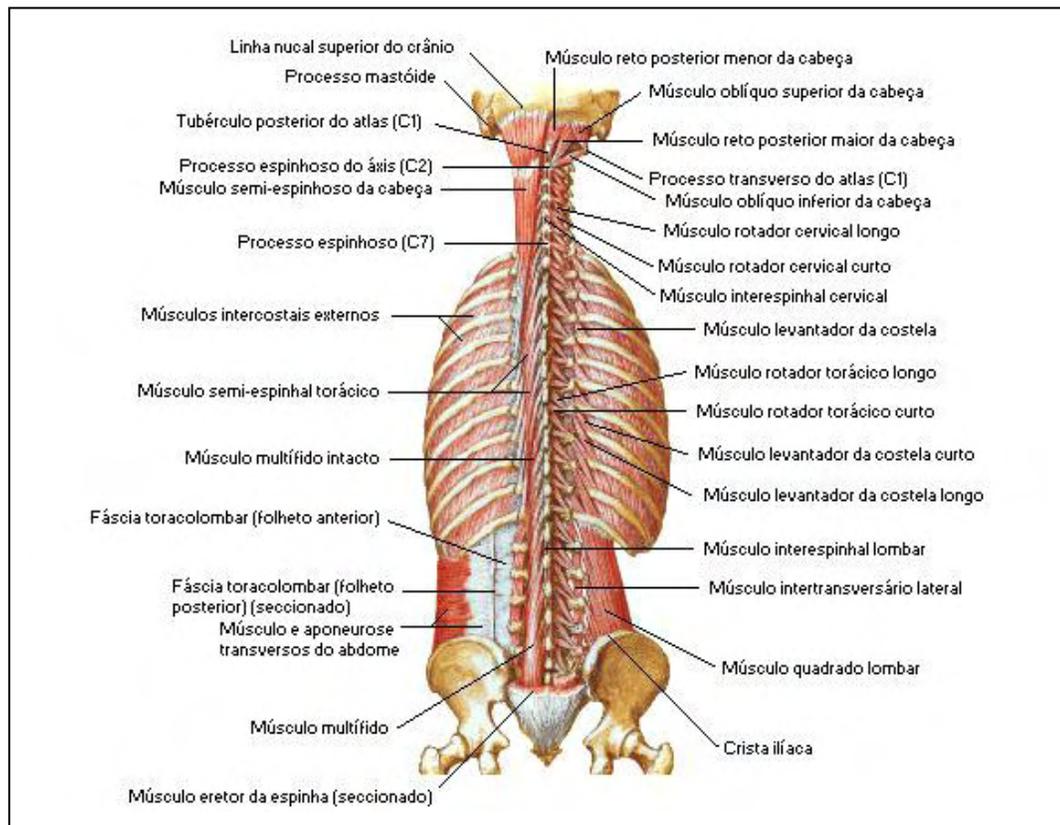


Figura 11c - Músculos do dorso, camada profunda (NETTER, 2000).

2.3 Lombalgia

2.3.1 Considerações Gerais

A dor lombar é considerada uma das alterações músculo-esqueléticas mais comuns na sociedade contemporânea. A lombalgia é considerada o segundo motivo que mais leva o paciente ao consultório do clínico geral no Brasil, ela pode afetar cerca de 70 a 80% das pessoas em algum momento da vida e constituir uma das maiores causas de afastamento do trabalho (CROMIE; ROBERTSON; BEST, 2000). A doença tem sido considerada um grave problema de saúde nos países industrializados, gerando enormes custos econômicos e sociais, uma vez que a quantidade de tempo e os recursos gastos com esses pacientes são grandes. Em 1990, nos Estados Unidos, calculou-se que os custos anuais com problemas de coluna lombar chegaram a US\$ 23 bilhões. Em 2006, o afastamento trabalhista relacionado com a coluna lombar correspondeu 31% de todas

as compensações trabalhistas pagas. Nesse país, os custos sociais com essa enfermidade são enormes (HERKOWITZ, et al., 2004).

A lombalgia pode ser classificada como aguda, subaguda ou crônica. A aguda geralmente aparece subitamente após o período mínimo de seis meses, geralmente sem dor e dura menos de seis semanas. A lombalgia subaguda aparece também subitamente após um período mínimo de seis meses, idêntica à aguda sem dor e dura entre seis semanas e três meses. Porém a dor lombar crônica tem uma duração superior a três meses, ou ocorre dentro de um período de seis meses (LIDDLE et al., 2004).

A etiologia da lombalgia crônica é vasta, podendo ser causada por defeitos congênitos, doenças degenerativas, instabilidade muscular, doenças inflamatórias, neoplásicas, predisposição reumática e sinais de degeneração da coluna lombar. Essas causas podem ser provenientes de sedentarismo ou atividades profissionais que exigem grande esforço físico, atividades profissionais repetitivas, excesso de atividades físicas, posição sentada prolongada e posturas inadequadas. Essas situações podem levar a alterações musculoesqueléticas tais como a fraqueza muscular, frouxidão ligamentar, hábitos inadequados e, até mesmo, a obesidade. Esses fatores desencadeiam uma sobrecarga na extensão de toda coluna vertebral, sobrecarregando os discos, articulações, ligamentos e músculos desencadeando sofrimento tecidual e dor (SANTOS, 1996).

Atualmente, com o objetivo de se melhor identificar a etiologia da lombalgia utilizam-se várias escalas para avaliar as alterações funcionais de pacientes com essa dor. As escalas mais utilizadas são: Oswestry Disability Questionnaire, Quebec Back Pain Disability Scale, Roland-Morris Disability Questionnaire, Waddell Disability Index e SF-36 (DAVIDSON et al., 2002).

Grande parte dos casos de dor lombar, cerca de 90%, resolve-se espontaneamente em 6 a 12 semanas e evolui bem com cura completa. Casos de dor do tipo recorrente e a combinação de flexão e rotação implicam em maior potencial de lesões e fadiga muscular, podendo acarretar espasmos, refletindo, assim, nos músculos, com dor consequente (RASCH, 2001). Cabe ressaltar, que casos não tratados adequadamente podem evoluir de forma crônica e gerar incapacidade.

2.3.2 Assento e posição ergonômica na pilotagem

A posição ergonômica decorrente, algumas vezes, da estatura e dos comandos de voo do helicóptero exige a adoção de uma posição sentada anormal pelo piloto. Essa posição sentada

associada à má postura e ao trabalho quase estático de pilotar podem sobrecarregar ainda mais a coluna vertebral e levar à predisposição para problemas futuros. E, de acordo com Bracciali, Vilarta (2000), o modelo biomecânico da coluna do homem não foi arquitetado para permanecer por longos períodos na posição sentada, mantendo posturas estáticas e realizando movimentos repetitivos. Como consequência, pode-se ter a sobrecarga de todo o corpo, principalmente da coluna vertebral (COURY, 1995). Segundo Coury (1995), isso ocorre porque há uma inclinação posterior da pelve e os ossos do quadril rodam para baixo, diminuindo ou retificando a curvatura da coluna lombar, e parte do corpo é descarregada nas duas pontas dos ossos da bacia.

Para controlar o comando coletivo, o piloto é obrigado muitas vezes a inclinar-se para frente ou para os lados principalmente para à esquerda. A mão esquerda que aciona o coletivo está meio dobrada. O braço direito que aciona o comando cíclico é dobrado até o nível do cotovelo, formando quase um ângulo reto. Em consequência, também, o piloto curva-se sobre o comando cíclico, para compensar o desconforto, tendo como resultado a posição da coluna vertebral torácica e parte da lombar afastada do assento. No intuito de manter seu campo visual acima do painel de instrumentos, o piloto mantém sua cabeça levemente inclinada para cima, inclinando a coluna cervical para trás. Isto acontece principalmente com pilotos de estatura baixa. Os pés se apoiam sobre os pedais que comanda o rotor de cauda, com as pernas e as coxas levemente flexionadas. O joelho fica sob tensão e a manutenção desta postura por longos períodos leva à fadiga. Esta posição sentada é rígida e assimétrica e o piloto é obrigado a permanecer nela enquanto durar o voo. E provavelmente seja esse constante estado de tensão assimétrica da musculatura e das articulações que, sob vibração, produz as algias da coluna vertebral dos pilotos de helicóptero, Figura 12.

De acordo com Iida (2005), para manter a postura sentada, praticamente todo o peso do corpo é suportado pela musculatura do dorso e do ventre. Nachemson (1975 apud Bracciali e Vilarta, 2000) descobriu, em suas pesquisas, que o encosto da cadeira influencia na pressão do disco. A diminuição da pressão intradiscal e da ação muscular é decorrente do apoio do encosto da cadeira, pois, ao sentar, parte da massa óssea é transferida para o encosto. Também foi observado que a região onde foi colocado o encosto influenciava a pressão do disco. Concluiu-se, então, que o apoio na região lombar diminuiu a pressão do disco por manter a curvatura lombar em lordose, enquanto o apoio na região torácica modificava a curvatura lombar para cifose e aumentava a pressão intradiscal.



Figura 12 - Posição de pilotagem de helicóptero (OLIVEIRA, 2012).

2.4 Eletromiografia

Existem diversas definições para eletromiografia. Etimologicamente, eletromiografia vem do grego: *élektron*, que significa oriundo de eletricidade; *mys*, que significa músculo e *graphein*, que significa descrever. Dessa maneira, a definição básica de eletromiografia é a descrição e estudos dos músculos através de sinais elétricos. Segundo Andrade (2005), eletromiografia (EMG) é o estudo da função dos músculos, baseado na análise de sinais eletromiográficos, que são atividades elétricas geradas por estes músculos, durante contrações voluntárias, involuntárias ou estimuladas.

Segundo Enoka (2000), o sinal eletromiográfico é o somatório algébrico de todos os sinais detectados em certa área e pode ser afetado pelas propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, bem como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais. A EMG é uma técnica utilizada para se monitorar a atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação das fibras musculares, como efeito de voltagem em função do tempo, Figura 13.

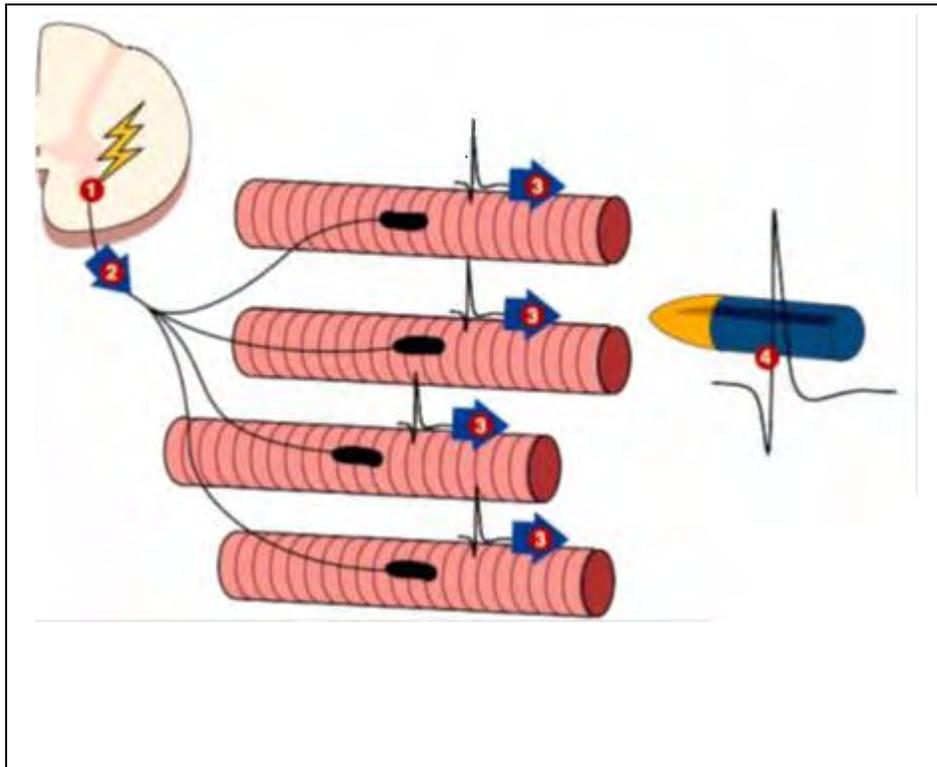


Figura 13 - Potencial de ação da unidade motora (Adaptado de DUARTE, 2012).

A eletromiografia possibilita o registro da atividade muscular durante o movimento, por meio da captação da atividade global das unidades motoras durante determinada contração muscular. Além disso, a eletromiografia tem sido largamente usada para o estudo do movimento humano, como, por exemplo, para analisar a ação dos músculos extensores da coluna.

Para o registro do sinal EMG, é necessário um aparelho de eletromiografia, eletrodos responsáveis pela entrada de informação dos sinais elétricos gerados pelo músculo e um eletrodo de referência.

Há dois tipos de eletromiografia: eletromiografia de superfície, Figura 14; intramuscular ou eletromiografia de profundidade, Figura 15.



Figura 14 - Eletrodos superficiais
(E- Fisioterapia, 2012)

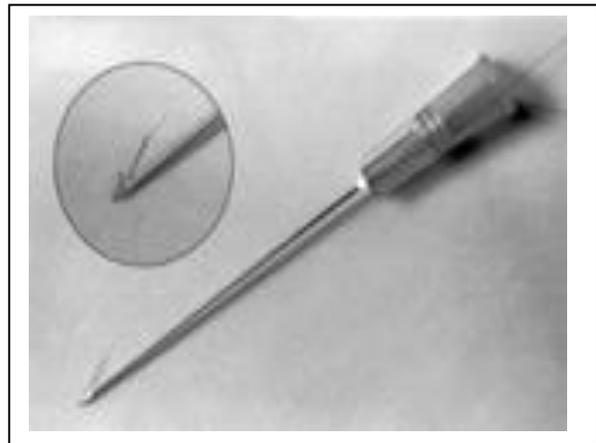


Figura 15 - Eletrodos de profundidade
(DUARTE, 2012)

A eletromiografia de profundidade utiliza eletrodos intramusculares e permite captar sinais de músculos profundos. Envolve a inserção do eletrodo através da pele até o interior do músculo ou grupo muscular onde se quer medir a atividade elétrica, ou seja, é invasiva (PORTNEY, 1993).

A eletromiografia de superfície envolve a colocação do eletrodo na pele preparada sobre o músculo ou grupo de músculos superficiais, onde se quer medir a atividade elétrica. Não é invasiva, é mais fácil de usar e não serve para músculos profundos (SODERBERG, 2000). Os eletrodos de superfície podem ser do tipo ativo ou passivo.

Os eletrodos de superfície ativos apresentam uma alta resistência de entrada, ou seja, não são sensíveis nas mudanças da resistência elétrica da interface dos eletrodos da pele. Além disso, acredita-se que não há necessidade de preparar a pele. Eles também possuem um pré-amplificador interno, permitindo um sinal com menos interferência (SODERBERG, 2000).

Os eletrodos de superfície passivos, esferas de cloreto de prata, não apresentam uma alta resistência de entrada, por isso são afetados pelas mudanças na resistência imposta pela pele.

Essa impedância pode variar em função da umidade, oleosidade e da camada de células mortas da pele. Deve-se realizar um processo de preparação da pele, com retirada de pelos e limpeza da superfície da pele com álcool a 70% para reduzir a resistência elétrica da pele. Quando a limpeza é cuidadosa observa-se, frequentemente, uma região avermelhada no local da pele preparada para a colocação do eletrodo.

Além dos eletrodos registradores, deve ser utilizado um eletrodo “terra” ou de “referência”,

para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como o causado pela rede elétrica, por luzes fluorescentes, instrumentos de radiofusão, equipamentos de diatermia e outros aparelhos elétricos. O eletrodo “terra” ou “de referência” é um eletrodo superficial em placa, aderido à pele nas proximidades dos eletrodos registradores, mas usualmente não sobre o músculo (TURKER, 1993).

Além disso, existe a necessidade de normalizar o sinal de EMG, normalização da amplitude do sinal EMG e normalização da base de tempo do sinal EMG. A normalização e os outros métodos de processamento são passos fundamentais e indispensáveis para se trabalhar com os dados EMG. A compreensão e aplicação de todo o processamento são essenciais para se garantir a interpretação adequada dos sinais obtidos com a EMG (OCARINO, 2005).

A normalização das medidas da EMG é necessária para permitir comparações entre indivíduos, dias, músculos ou estudos (SODERBERG, 2000). É um processo que foi desenvolvido para lidar com os fatores que interferem no sinal eletromiográfico e que dificultam as comparações intra e interindivíduos.

A normalização é um processo em que se referencia o dado eletromiográfico a um valor padrão. Para se normalizar dados eletromiográficos, pode-se dividir cada ponto da curva a um determinado valor de referência ou também quantificar o sinal eletromiográfico produzido por um determinado músculo utilizando o valor eficaz em raiz média quadrática (RMS). Após isso, dividir o número obtido pelo valor padrão selecionado (SODERBERG, 2000).

Há vários valores de referência possíveis de serem utilizados e estes podem ser obtidos durante contrações estáticas ou dinâmicas. O valor de referência normalmente utilizado é a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), (BURDEN, 2003). No entanto, deve-se considerar que a habilidade de ativar maximamente todas as unidades motoras depende de vários fatores, tais como nível de treinamento e motivação. Devido a isso, outros valores de referência têm sido propostos na literatura, como:

- a porcentagem da CIVM;
- o valor eletromiográfico máximo ou pico da atividade eletromiográfica obtido durante o teste ou atividade de interesse da pesquisa;
- o valor eletromiográfico médio obtido durante a atividade ou testes de interesse.

Para este trabalho, a atenção esteve centrada no estudo eletromiográfico do músculo eretor da espinha (espinhal, iliocostal lombar e longo do tórax.), objetivando verificar o potencial de

ação muscular na posição sentada durante as fases do voo de helicóptero esquilo.

Os músculos responsáveis pelos movimentos espinhais estão localizados bilateralmente, sendo contraídos de forma isolada ou conjunta. Os dorsais, os quais são extensores e rotadores do tronco, são classificados de acordo com a região onde se encontram: cervicais, torácicos e lombares. O músculo iliocostal lombar compõe, juntamente com o longo do tórax e espinhal do tórax, o grupo eretor da espinha, também sendo classificado de acordo com a região de localização na coluna vertebral. Goel e Weisdtein (1990), apud LEE et al., (1996) relatam que, na região lombar, o termo eretor é utilizado para se referir a três músculos: espinhal, iliocostal lombar e longo do tórax.

2.4.1 Músculo Eretores da Espinha

Os três músculos que compõem os eretores da espinha são: o espinhal, o iliocostal lombar e longo do tórax, Figura 16. Esses músculos constituem a maior massa de músculos na extensão da coluna e são mais espessos nas regiões cervical e lombar, contribuindo para a extensão do tronco. Possuem entre 57 e 62% de fibras musculares tipo I, mas possuem também fibras do tipo IIa e do tipo IIb, o que os torna versáteis funcionalmente. Dessa maneira, os eretores da espinha podem realizar movimentos rápidos forçados e, ao mesmo tempo, podem ser resistentes à fadiga para manutenção de posturas por longos períodos de tempo (CYRON; HUTTON, 1978). Além de serem responsáveis pela força muscular para a extensão do tronco, esses músculos proporcionam estabilidade posterior para a coluna vertebral, contrapondo a gravidade na manutenção de uma postura em pé, ou ereta. Os eretores da espinha também são responsáveis pela realização da flexão do tronco para frente (DEMPSTER, 1993), tendo o papel fundamental de preservar a integridade física e funcional da coluna vertebral, sendo classificados como pilares da força da região lombar.

A justificativa de análise desses músculos está associada à fadiga e à dor lombar, devido às constantes atividades da vida diária. Cabe ressaltar que os eretores da espinha fazem parte do grupo de músculos que atuam no tratamento e prevenção das dores lombares, chamados de “musculatura do core”.

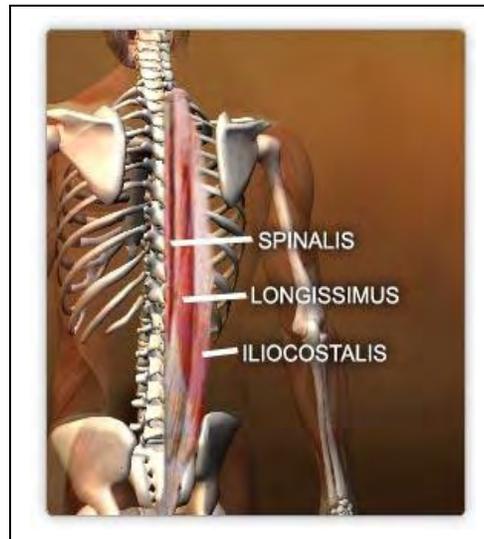


Figura 16 - Músculo eretor da espinha (BAMBAM, 2012)

2.4.2 Musculatura do “core”

O termo “Core” não tem uma tradução exata para a língua portuguesa. Basicamente, “Core” é um programa de treinamento funcional (TF) que visa à estabilidade das musculaturas das regiões do abdômen, lombar, pélvica e quadril, onde se encontra o centro de gravidade do nosso corpo, que é responsável pela transmissão de força entre os membros superiores e inferiores.

O TF é o método mais recente de se buscar uma melhor qualidade de vida e saúde em geral. Baseado nisso, surgiu o TF chamado Core. Atualmente, os profissionais da área de saúde recomendam o fortalecimento da musculatura do "core" como tratamento e prevenção de várias condições musculoesqueléticas, como por exemplo, dores nas costas. No entanto, muitas pessoas ainda não sabem localizá-lo e nem sabem por que ele está sendo tão prescrito por esses profissionais. O Core é uma unidade integrada de músculos profundos localizados na região do corpo que suportam o complexo bacia-pélvis-lombar, Figura 17.

São responsáveis por proteger a cavidade abdominal, manter a bacia na posição correta e ajudar a manter o tronco controlado em inúmeros movimentos. Além de:

- manter um adequado alinhamento da coluna lombar contra a ação da gravidade;
- estabilizar a coluna e pélvis durante os movimentos e;
- gerar força para os movimentos do tronco e prevenir lesões.

Os músculos que fazem parte do core, Figura 17, são os seguintes:

- o abdômen, que é formado por quatro camadas (reto, oblíquos externos, oblíquos internos, abdômen transverso);
- o eretor da espinha, o multífido e ainda, conforme alguns autores, os músculos abdutores e adutores (glúteos médios).

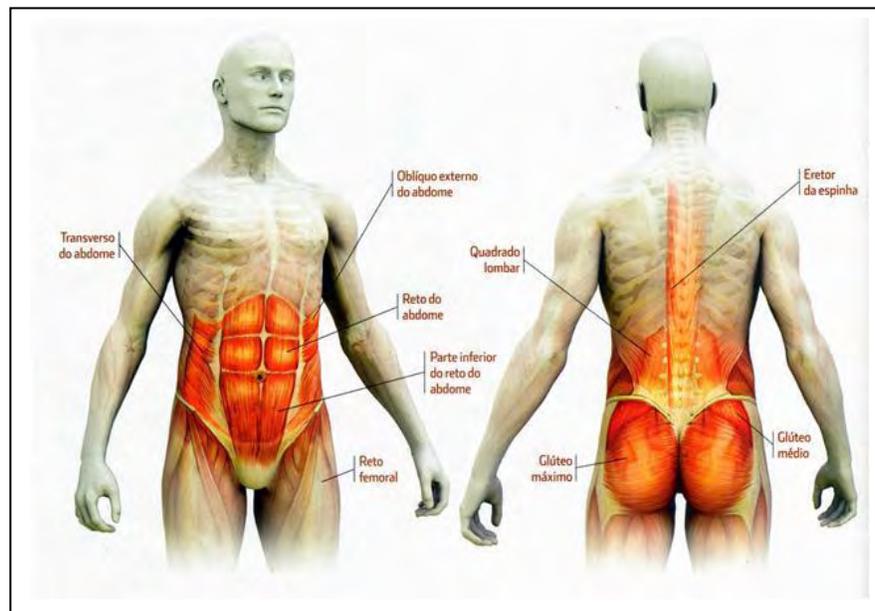


Figura 17 - Musculatura do Core (ACADEMIA PARA MULHERES, 2012)

Os exercícios de fortalecimento do Core são mais efetivos quando o tronco trabalha como uma estrutura sólida e os músculos anteriores e posteriores se contraem ao mesmo tempo, sendo realizados movimentos com multiarticulações que estabilizam a coluna.

3 LEGISLAÇÃO E REGULAMENTAÇÃO DE VIBRAÇÕES

As vibrações ocupacionais começaram a ser estudadas devido ao surgimento do grande número de máquinas autopropelidas. As avaliações eram subjetivas, tentando estimar o limiar de percepção humana e a equivalência com as respostas para cada magnitude de vibração, a fim de descobrir, subjetivamente, até que parâmetros poderiam ser consideráveis desconfortáveis durante pequenos e longos períodos de exposição (HSE, 2001).

As exposições à vibração ocupacional de corpo inteiro podem ocorrer em muitas atividades laborais, como por exemplo, tratoristas, motoristas de ônibus, pilotos de helicópteros e outras. Existem várias normas e medidas para avaliação do conforto de vibração de corpo inteiro, como a Diretiva 2002/44/EC da Comunidade Europeia do Parlamento Europeu e a *American Conference of Governmental Industrial Hygienists* (ACGIH). Muitas normas usam a aceleração para avaliar. A aceleração é utilizada devido ao fato de ser mais conveniente de se medir. Nesse caso, o sinal de aceleração é usualmente ponderado com algumas funções para compensar a sensibilidade do corpo humano a diferentes frequências. A fim de quantificar a severidade da exposição do corpo humano à vibração, é necessário considerar a magnitude da excitação e o período de exposição.

No mundo aeronáutico as normas mais usadas para se avaliar à exposição da vibração de corpo inteiro são a *American National Standard Institute* (ANSI) S3.18 e a *International Organization for Standardization* (ISO) 2631-1:1997.

3.1 Legislação e regulamentação internacional

3.1.1 Norma ISO 2631

Em 1966, iniciou-se a preparação da norma ISO 2631, intitulada “*Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration*” - (Vibração mecânica e choque – Avaliação da exposição humana à vibração de corpo inteiro). Porém, a primeira publicação internacional ocorreu em 1974 e estabeleceu limites de exposição a vibrações em faixas. Em 1978, o padrão foi reimpresso, apresentando mudanças editoriais e correções de erros de impressão nas tabelas e figuras (BALBINOT, 2001).

A norma ISO 2631 de 1978 apresentava três limites distintos tais como: o limite de fadiga, que visava à preservação da eficiência de trabalho; o limite de conforto e o limite de exposição compatível com a saúde ou segurança.

A ISO 2631 de 1997, que é a mais atual, não menciona esses três limites, mas define um método para avaliar a exposição da vibração de corpo inteiro e indica os principais fatores determinantes do nível de exposição aceitável de vibração. A norma ISO 2631 é composta por diversas partes. Algumas dessas partes são dedicadas à avaliação do nível de conforto de passageiros em veículos, definindo métodos de avaliação de vibrações, as quais podem ser periódicas, randômicas ou transientes no corpo todo. Em geral, essa norma trabalha com limites de vibração para conforto, saúde e percepção. O nível de conforto é expresso como um limite de tempo de exposição. Certo nível de vibração pode ser permitido sem que ocorra risco de redução da saúde, desconforto ou doenças de movimento (ISO 2631-1:1997).

3.1.2 Normas ISO 2631-1:1997 - Vibrações de Corpo Inteiro

Em síntese, os aspectos gerais da ISO 2631:1997 são:

- considera a faixa de frequência de 0,5 Hz a 80 Hz;
- não possui limites de exposição à vibração;
- utiliza, como método básico, a aceleração ponderada, que é expressa em m/s^2 ;
- estabelece que a vibração seja medida conforme o sistema de coordenadas que se origina no ponto onde a vibração se incorpora ao corpo humano;
- determina que os transdutores sejam posicionados na interface entre o corpo humano e a fonte de vibração;
- fornece guias para a verificação de possíveis efeitos da vibração na saúde, conforto e percepção;
- simplifica e padroniza o relatório, a comparação e a avaliação das condições da vibração a fim de facilitar a leitura dos resultados de avaliação;
- requer que se reporte o método utilizado e se considere as cláusulas e os anexos referentes à avaliação que estará sendo mensurada;

- considera que o tempo da medição seja suficiente para assegurar um resultado com precisão razoável, bem como para que a vibração seja realmente das exposições que estão sendo avaliadas.

A norma internacional ISO 2631-1 encontra-se normalizada pela 2ª edição com alterações em 2010. Essa norma cancela e substitui a norma ISO 2631-1:1985 e ISO 2631-3:1985. Além disso, em seu anexo B, menciona que os estudos epidemiológicos que evidenciaram elevados riscos para a saúde em exposição à vibração de corpo inteiro ao longo do tempo foram a referência de efeitos da vibração sobre a saúde.

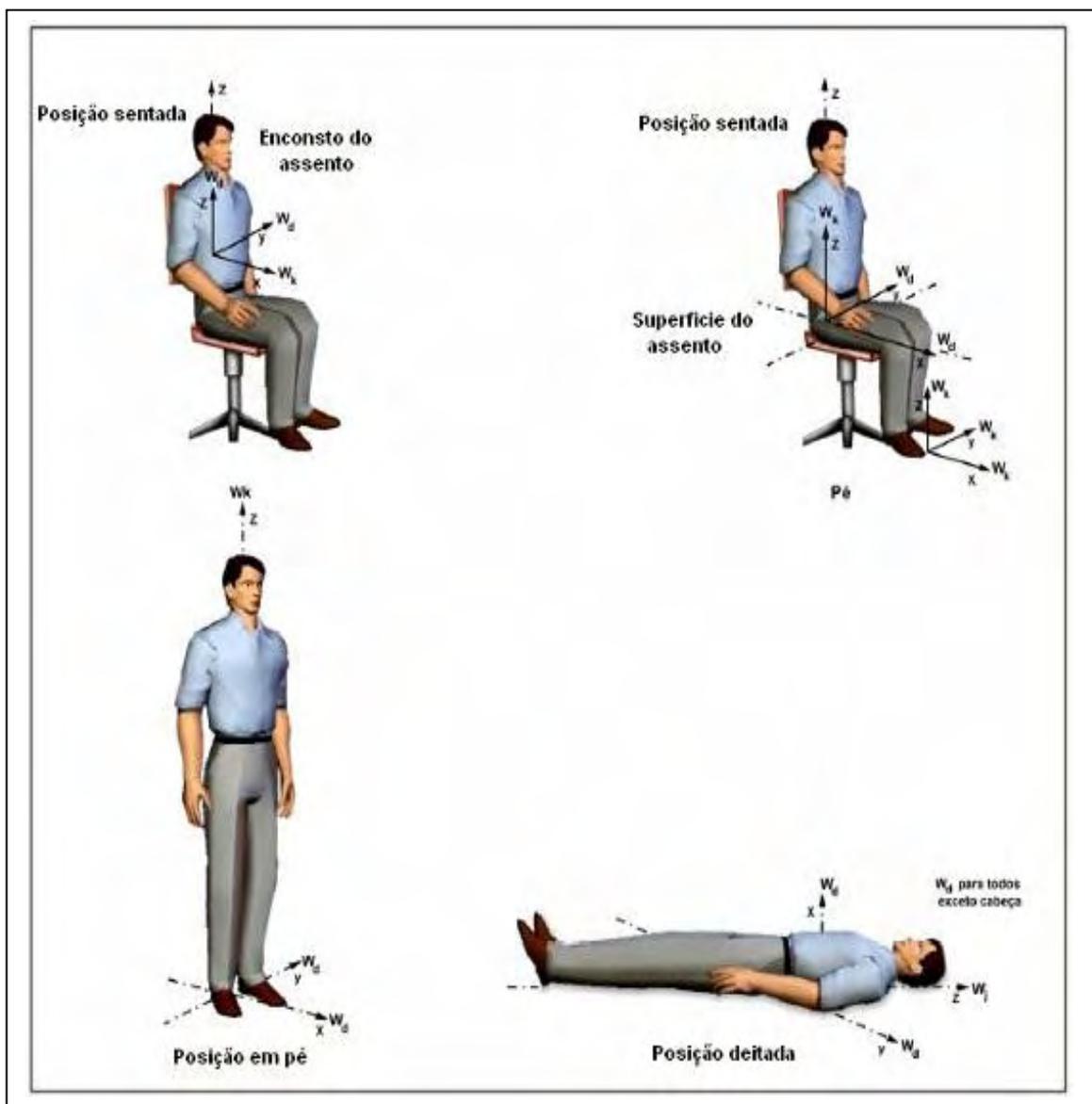


Figura 18 - Direções e posições para medição da vibração no corpo humano de acordo com a Norma ISO 2631-1:1997. (ISO 2631-1:1997)

É importante observar que a posição do corpo é essencial para se avaliar a resposta à vibração. A norma ISO 2631-1:1997, define um sistema de coordenadas ortogonais para estudos do efeito da magnitude em diferentes direções. A norma relativa à vibração no ser humano distingue as posições e as direções de medição da vibração no corpo humano, o que pode ser visto na Figura 18.

A alteração da ISO 2631 em 1997 simplificou a avaliação quantitativa da vibração e substituiu o método detalhado, análise de frequência, pelo método simplificado, isto é, a determinação da exposição à vibração poderá ser feita por um valor único de aceleração obtido nos eixos x, y, e z.

Portanto, para a avaliação ocupacional da vibração, a ISO determina que se calcule a aceleração e o respectivo tempo de exposição em todas as situações do ciclo de trabalho. Em seguida com esses dados coletados calcula-se a aceleração equivalente (A_{eq}), fórmula (1).

$$A_{eq} = \sqrt{\frac{\alpha_{w1}^2 T_1 + \alpha_{w2}^2 T_2 + \alpha_{wn}^2 T_n}{T_1 + T_2 + \dots + T_n}} \quad (1)$$

Onde:

A_{eq} - valor equivalente resultante das variações das acelerações no período da medição, ou seja, ciclo de medição (r.m.s em m/s^2)

T - tempo de duração da exposição durante a jornada de trabalho (horas ou minutos).

a_w – acelerações ponderadas (r.m.s em m/s^2).

Todavia, em muitos casos, pode ser efetuada a medição durante todo o ciclo, pois geralmente o medidor de vibração fornece o valor de aceleração equivalente durante todo o período da avaliação. A ISO recomenda que as avaliações menores que um ciclo de trabalho devam ser evitadas, pois quanto maior o tempo de medição da vibração, mais exata será a caracterização da exposição à mesma. Além disso, a avaliação da exposição ocupacional à vibração deve ser feita com o cálculo da exposição diária expressa como A_{eq} para jornada de oito horas de trabalho A (8), conforme prescreve a alteração em 2010, item 7.23 da ISO 2631-1:1997, fórmula (2) :

$$A(8) = A_{eq} \sqrt{\frac{T}{8}} \quad (2)$$

Onde:

A_{eq} - valor equivalente resultante das variações das acelerações no período da medição, ou seja, ciclo de medição (r.m.s em m/s^2).

T - tempo de duração da exposição durante a jornada de trabalho (horas ou minutos).

Se a exposição à vibração durante a jornada do trabalho for superior ou inferior a oito horas de trabalho, o valor de A (8) é que deverá ser comparado com o guia de efeitos á saúde da Figura 19.

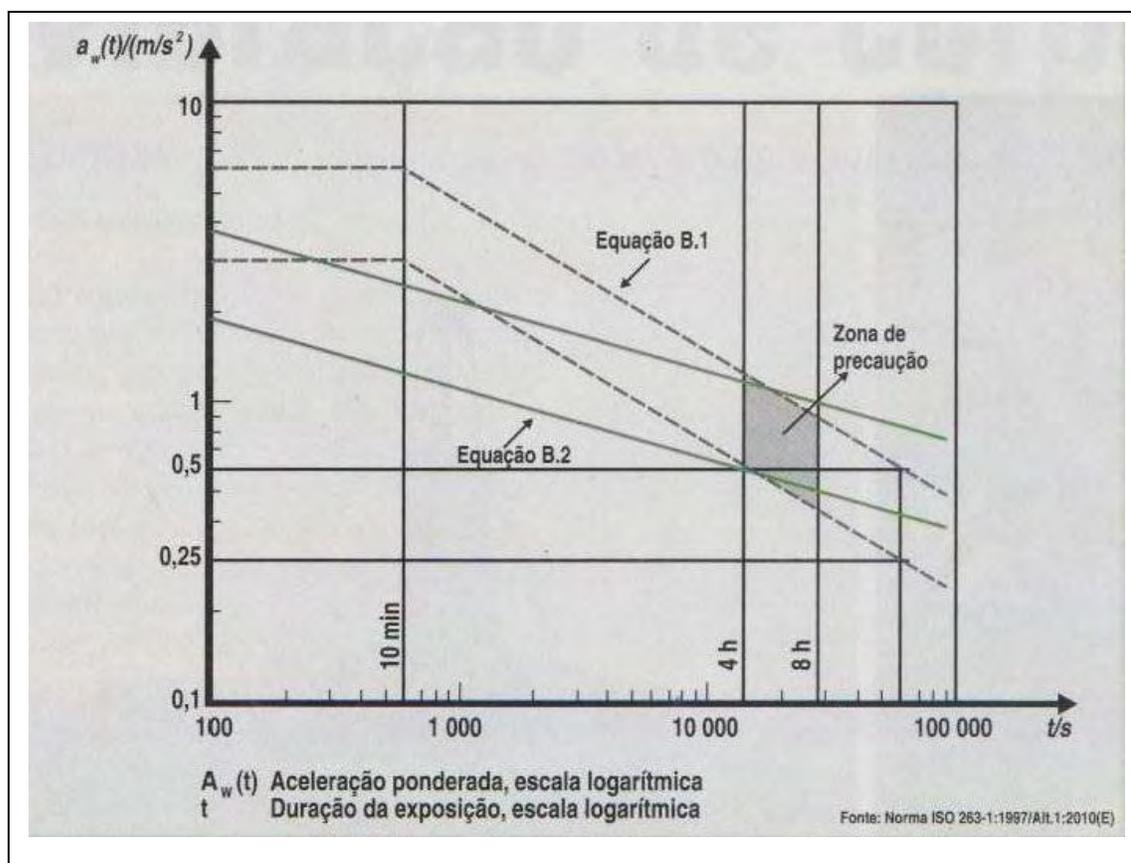


Figura 19 - Guia das zonas de precaução de saúde para vibração de corpo inteiro, zona sombreada ISO 2631- 1:1997. (ISO 2631-1:1997).

Segundo essa norma, as curvas de dependência do tempo de exposição na Figura 20 podem ser calculadas pelas seguintes fórmulas:

A equação (B.1) da Figura 19 pode ser calculada utilizando a fórmula (3):

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/2} = a_{w2} \cdot T_2^{1/2} \quad (3)$$

A equação (B.2) da Figura 19 pode ser calculada utilizando a fórmula (4):

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/4} = a_{w2} \cdot T_2^{1/4} \quad (4)$$

Onde:

a_{w1} e a_{w2} - Valores de aceleração r.m.s ponderadas, segundo a direção de medição para a primeira e segunda exposição.

T_1 e T_2 - Os tempos de durações correspondentes à primeira e à segunda exposição.

Para exposições abaixo da área sombreada, os efeitos danosos na saúde não têm sido claramente documentados; para uma exposição dentro da zona de precaução, área sombreada, deve-se ter cautela em relação aos riscos potenciais à saúde; para exposições acima da zona de precaução, esses efeitos na saúde provavelmente ocorram.

Outras considerações importantes sobre a aplicação da norma ISO 2631-1:1997 e sua alteração em 2010 são:

- segundo a p.13 do item 7.2.1 das normas, a a_w nas frequências deve ser medida em cada um dos eixos (x, y, e z) da vibração translacional na superfície de suporte do indivíduo;
- segundo a p.13 do item 7.2.4 das normas, alterada em 2010, o efeito da vibração sobre a saúde deve ser avaliado independentemente em cada eixo e deve-se considerar o maior valor das a_w nas frequências medidas nos três eixos de assento;
- segundo a p.13 do item 7.2.4 das normas, alterada 2010, quanto à vibração de dois ou mais eixos for compatível, o vetor soma algumas vezes é utilizado para estimar o risco à saúde. Cabe ressaltar que, a guia de orientação à saúde teve como referência os dados de pesquisas de respostas humanas, a aceleração do eixo z, com as pessoas sentadas. Ressalta-se ainda, que a aplicação da norma limita para

- os eixos x e y (pessoas sentadas) e para todos os eixos (x, y e z) nas posições em pé, deitada ou reclinada conforme a p. 21, item B1 do anexo B da mesma norma;
- segundo o item 6.5 da norma, o uso da aceleração total, vetor soma, é recomendado para conforto, porém na nota 2 desse mesmo item, a norma cita que o valor total de vibração ou vetor soma também foi proposto para avaliação com relação à saúde e segurança, quando não há qualquer eixo dominante;
 - segundo o item 7.2.2 da norma, alterada em 2010, os resultados das medições devem ser comparados com limite legal, como por exemplo, o recomendado pela Diretiva Europeia 2002/44/CE.

3.1.3 Diretiva Europeia 2002/44/CE - Comunidade Europeia

A Diretiva Europeia 2002/44/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho da União Europeia, de 25 de junho de 2002, estabelece prescrições mínimas de segurança e saúde através de diretrizes para à exposição humana de mãos, braços e de corpo inteiro. Tais diretrizes se tornarão lei nas nações da União Europeia (UE).

De acordo com a Diretiva Europeia 2002/44/CE, os níveis de ação e limites de exposição para vibrações de mãos e braços, bem como de corpo inteiro estão na Tabela 1.

Tabela 1 - Níveis de ação e limites de exposição para vibrações de mãos e braços, e de corpo inteiro (Adaptado da Diretiva Europeia 2002/44/CE de 25 de junho de 2002).

Exposição	Nível de Ação	Limite de Exposição
Mãos e braços	2,5 m/s ²	5,0 m/s ² A (8)
Corpo inteiro	0,5 m/s ² A (8) ou 9,1 VDV (m/s ^{1,75})	1,15 m/s ² A (8) ou 21 VDV (m/s ^{1,75})

A respeito dos procedimentos de avaliação, a CE recomenda que a exposição à vibração de corpo inteiro seja feita com base no cálculo da exposição diária, aceleração ponderada contínua, equivalente para um período de oito horas A (8), calculada como o mais elevado dos valores eficazes, ou o mais elevado dos valores de dose de vibração (VDV) das acelerações ponderadas em frequência determinadas segundo os três eixos ortogonais (a_{wx} , a_{wy} e a_{wz}), para um

trabalhador sentado ou em pé, Figura 19), de acordo com os capítulos 5, 6 e 7, com o anexo A e com o anexo B da norma ISO 2631-1:1997 transcrita no anexo B da Diretiva Europeia 2002/44/CE de 25/06/2002. A aceleração ponderada para oito horas é calculada de acordo com a fórmula (2).

3.1.4 A Norma ANSI S3.18 - *American National Standard Institute*

A norma ANSI S3.18 é um norteador para avaliação da exposição humana à vibração de corpo inteiro. Ela também usa como referência a ISO 2631-1:1997. Essa norma estipula valores numéricos para os limites de vibração na faixa de frequência de 1 a 80 Hz. Ela apresenta limites que são usados de acordo com os três critérios reconhecidos de preservação: preservação da saúde, preservação do conforto e preservação da eficiência do trabalho e segurança.

Além disso, ela descreve o critério de eficiência do trabalho como diminuição de proficiência do limite de fadiga: *fatigue-decreased proficiency boundary* (FDPB). Os limites especificados com respeito à fadiga, competência nas tarefas e conforto foram baseados em estudos com diversos profissionais, como tripulações aéreas e motoristas de veículos, além de passageiros de avião e trem.

Na seção 7.11 (b), o Apêndice B do ANSI S3.18-2002/ISO 2631-1:1997 - Vibrações mecânicas e choque - Avaliação da exposição humana a vibração de corpo inteiro - Parte 1: Requisitos gerais, a norma refere-se aos efeitos da vibração sobre o corpo humano e define uma "zona de orientação com cuidado com a saúde" para exposição diária de 4 a 8 horas, como se segue:

- **dentro da zona** – o cuidado é indicado com relação aos riscos potenciais para efeitos adversos à saúde.
- **acima da zona** - os riscos adversos à saúde são susceptíveis.
- **abaixo da zona** - efeitos adversos à saúde não foram claramente documentados e / ou observados.

Tabela 2- Valores de referência para avaliação da exposição humana a vibração de corpo inteiro de acordo com a ANSI S3.18-2002 (Adaptado das Diretrizes da OHS)

A duração da exposição diária	Valores da dominante, a frequência ponderada aceleração componente (rms), m/s ⁻²		
	Sem efeitos claros	Atenção	Riscos para a saúde provável
4 horas	Inferior a 0,6	0,6-1,1	Superior a 1,1
8 horas	Inferior a 0,5	0,5-0,9	Maior do que 0,9

(Rms = Root mean square, m/s⁻² = metros por segundo ao quadrado)

3.1.5 Os Limites da ACGIH para vibrações de corpo inteiro

A ACGIH adota como base para a vibração de corpo inteiro os critérios da norma ISO 2631 de 1985. Ela definiu os tempos de exposição em função das acelerações medidas em cada frequência de terça de oitava nos eixos x, y e z e usa os três tipos de limites (limite de conforto, limite de fadiga e limite de exposição) que foram retirados da versão atual. Na versão atual da norma ISO 2631 de 1997, o prefácio cita que os limites da versão anterior eram seguros e preveniam efeitos indesejáveis.

Devido a isso, a ACGIH utilizou-se da experiência de vários estudos para estabelecer o melhor limite de tolerância a ser adotado e, como consequência, não se adequou aos critérios contidos na ISO 2631-1:1997. Dessa forma, optou por adotar os limites de proficiência reduzida por fadiga, que equivale à metade do limite de exposição. Nesse caso, os valores de vibração apresentados em cada eixo devem sofrer uma análise espectral de Fourier, em bandas de terços de oitava. A Transformada Rápida de Fourier, “*Fast Fourier Transform*” (FFT) é um método numérico que possibilita transformar uma onda no domínio do tempo (tempo X amplitude) em um espectro, ou seja, um gráfico no domínio da frequência (frequência *versus* amplitude).

Diante disso, a ACGIH usa como referência para limites de tolerância para vibrações de corpo inteiro os níveis e tempos de exposição a que a grande parte dos trabalhadores possa estar sujeita repetidamente, com risco mínimo de dores nas costas ou efeitos adversos a elas, ou de apresentar incapacidade para se trabalhar adequadamente.

3.2 Legislação e regulamentação brasileira

O Ministério do Trabalho, através da Portaria nº 3.214, de 8 de junho de 1978, aprovou as Normas Regulamentadoras (NR) previstas no Capítulo V da CLT. Essa mesma portaria estabeleceu que as alterações posteriores das NRs fossem determinadas pela Secretaria de Segurança e Saúde do Trabalho, órgão do Ministério do Trabalho. A Norma Regulamentadora NR-15, Anexo n.º 8, estabelece níveis máximos de vibração, utilizando-se de dados específicos recomendados pela norma ISO 2631 (1997).

Além disso, incorporam-se às leis brasileiras, as Convenções da Organização Internacional do Trabalho (OIT), quando promulgadas por Decretos Presidenciais.

A Convenção número 148 da OIT, ratificada pelo Brasil e promulgada pelo Decreto número 93.413 de 15 de outubro de 1986, determina que a legislação nacional deva dispor sobre a adoção de medidas no local de trabalho para prevenir e limitar os riscos profissionais à vibração e sobre a proteção dos trabalhadores contra esses riscos.

4 METODOLOGIA

4.1 Amostra

Para o presente estudo, foram distribuídos 60 questionários de anamnese para os diversos pilotos de Esquilo do Complexo de Aviação do Exército em Taubaté-SP, a fim de coletar informações e permitir a seleção dos pilotos para realizarem os voos experimentais. Dentre os respondentes do questionário, foram selecionados dois militares do sexo masculino, com características quanto à idade, massa (Kg), altura (m) e Índice de Massa Corporal (IMC), conforme descrito na Tabela 3. Quanto à classificação morfológica corporal, que pode ser brevilíneo, normolíneo e longilíneo, os dois respondentes selecionados classificam-se em normolíneo e longilíneo.

Tabela 3 - Características dos Pilotos selecionados.

Características	Piloto 1	Piloto 2
Idade	33	32
Massa (kg)	70	87
Altura - (m)	1,82	1,73
IMC - massa (kg) / altura (m ²).	21,13	29,06

Como critério de inclusão foi determinado que os dois participantes da amostra apresentassem mais de 300 horas de voo, faixa etária de 30 a 35 anos de idade, IMC diferentes, ou seja, um participante classificado com excesso de peso, Piloto 2, e outro classificado como saudável, Piloto 1, de acordo com a tabela IMC, preditor internacional de obesidade adotado pela Organização Mundial de Saúde (OMS). A respeito da estatura, foi escolhido um piloto na média da estatura dos pilotos questionados na anamnese e outro acima da mesma, tal critério foi adotado haja vista que o assento não possui regulagem vertical, ou seja, não ser ergonômico, fato esse que pode interferir na musculatura analisada durante o voo.

4.2 Local de execução

O preparo para a coleta de dados foi realizado nas instalações da Esquadrilha de Helicópteros de Instrução (EHI) do Centro de Instrução de Aviação do Exército (CIAvEx), Taubaté - São Paulo, Brasil. Essas coletas foram realizadas com a aeronave e os pilotos também do CIAvEx, para o que se obteve a autorização do Comandante do CIAvEx. (Apêndice B).

4.3 Comitê de ética em pesquisa

A presente pesquisa teve aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, São Paulo - Brasil, sob protocolo nº 028/2011-PH/CEP, de acordo com a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996 (Anexo A).

Previamente a coleta de dados, os participantes voluntários receberam esclarecimento sobre os objetivos e procedimentos experimentais a serem adotados e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice C) concordando com a participação no estudo.

4.4 Materiais

4.4.1 Equipamentos

Para coleta de dados foram utilizados os seguintes equipamentos:

- um helicóptero Esquilo AS-350 L1;
- um medidor de vibração do corpo humano **HVM-100 ALL** s/n 01001;
- um acelerômetro tipo almofada tri axial **SENO 27-CBL** modelo 5313 A série 616, tipo *Integrated Circuit Preamplifier-ICP*;
- calibrador de acelerômetro 1g RMS @ 159,2 Hz **PCB 394C06**;
- cablagem RS-232 **CBL 006** (liga o medidor ao PC);
- cablagem Lemo **CBL 158**;
- software Blaze;
- eletromiógrafo marca EMG System modelo **611C** e acessórios;

- cablagem **EMG** (liga o eletromiógrafo ao PC);
- dois eletrodos monopolares ativos de superfície **Kendall** (Medi Trace 200);
- um notebook Marca HP, Modelo dv 4 Pavillion 1225.

4.4.2 Helicóptero

As características gerais do helicóptero utilizado neste trabalho são:

- modelo: AS 350 L1 Esquilo;
- motor: Turbomeca Arriel 1D1 de concepção modular com turbina livre;
- transmissão: caixa de transmissão principal e caixa de transmissão traseira;
- número máximo de ocupantes: seis pessoas incluindo o piloto;
- peso básico aproximado do helicóptero: 1.368 kg;
- peso máximo autorizado: 2.200 kg;
- combustível padrão utilizado no Brasil: Qav-1;
- autonomia: 3 horas e 20 minutos;
- capacidade do tanque de combustível: 540 litros (427 kg);
- trem de pouso tipo esqui alto;
- velocidade do rotor principal com potência no solo com passo mínimo: 380 + - 5 rpm;
- velocidade do rotor principal com potência em voo estabilizado: 390 + 4 rpm – 5 rpm;
- velocidade máxima com as portas fechadas: VNE com potência: 155kt (287 km/h).



Figura 20 - Helicóptero AS- 350 L1 Esquilo, modelo utilizado para realização dos testes.

4.4.3 Medidor de vibração do corpo humano (Human Vibration Meter- HVM)

É um medidor da marca Larson Davis modelo HVM-100 ALL. Esse equipamento pode ser conectado em uma fonte externa ou alimentado com baterias (duas pilhas AA), a fim de não necessitar de uma fonte de energia externa, como foi o caso.



Figura 21 - Medidor de vibração do corpo humano HVM-100.

4.4.4 Acelerômetro tipo almofada

O acelerômetro tipo almofada é um transdutor utilizado para medir aceleração de vibração. Neste estudo foi utilizado um acelerômetro tipo almofada tri axial **SENO 27-CBL** de assento da

Larson Davis, com sensibilidade de 100 mV/g ou 10,2 mV/ms⁻², porém apenas o eixo vertical foi analisado nesse estudo. Ele é um acelerômetro tipo *Integrated Circuit Preamplifier* - ICP.

A aceleração foi medida na interface do assento com o operador, de tal modo que não afetasse a postura. As medidas executadas sobre assentos foram realizadas com o piloto sentado, uma vez que a impedância do corpo (impedimento ao livre fluxo de cargas elétricas devido a uma corrente elétrica alternada senoidal em um sistema) afeta a transmissão da vibração através do assento.

O procedimento de avaliação foi executado em condições normais de trabalho conforme recomenda a norma ISO 2631.



Figura 22 - Acelerômetro tipo almofada tri axial SENO 27-CBL.

4.4.5 Calibrador de acelerômetro

O calibrador de acelerômetro Modelo PCB 394C06 pesa 910 gramas, é do tipo *handheld shaker vibration calibrator*. A sua frequência de trabalho é de 159.2 Hz, com potência de aceleração de 1g RMS (9.81 m/s² rms). Pode ser alimentado por quatro pilhas alcalinas AA ou fonte externa (DC) de 10 volts. Calibrado automaticamente com base no ciclo de carga de calibração escolhido, tempo programado para utilização e tipo de alimentação usada.

4.4.6 Software Blaze

Software utilizado para coletar e realizar a leitura do medidor de vibração do corpo humano HVM-100 no computador HP, modelo dv 4 Pavillion 1225.

4.4.7 Eletromiógrafo EMG System do Brasil, modelo EMG 611C

Eletromiógrafo com quatro canais para eletromiografia (EMG) e dois para força de eletrodos ativos, alimentado via bateria de Li-Po (Polímero de Lítio) de 11,1V e 1,8Ah. Número de patrimônio FEG-UNESP: 028198.



Figura 23 - Vista frontal do eletromiógrafo EMG System modelo EMG 611C.

4.4.8 Eletrodo de superfície Kendall (Medi Trace 200)

Eletrodo monopolar ativo utilizado em cada lado dos músculos eretores da espinha (espinhal, iliocostal lombar e longo do tórax).



Figura 24 - Eletrodo de superfície (Medi Trace 200) Kendall.

4.5 Procedimentos

4.5.1 Preparação para coleta de dados

Foram fixados dois eletrodos monopolares ativos de superfície nos músculos eretores da espinha (espinhal, iliocostal lombar e longo do tórax) de cada piloto, um na direita da coluna vertebral e outro na esquerda. Houve preparação da pele para que fosse diminuída a sua resistência, a fim de não interferir na qualidade do registro. Os eletrodos foram colocados a três centímetros de ambos os lados da coluna vertebral, ao nível de L3, de acordo com outros estudos (ANDERSSON et al., 1977; HOSEA et al., 1986; KLEIN et al., 1991; OLIVEIRA et al., 2001).



Figura 25 - Início da fixação dos eletrodos monopolares de superfície nos músculos eretores da espinha do Piloto 2.

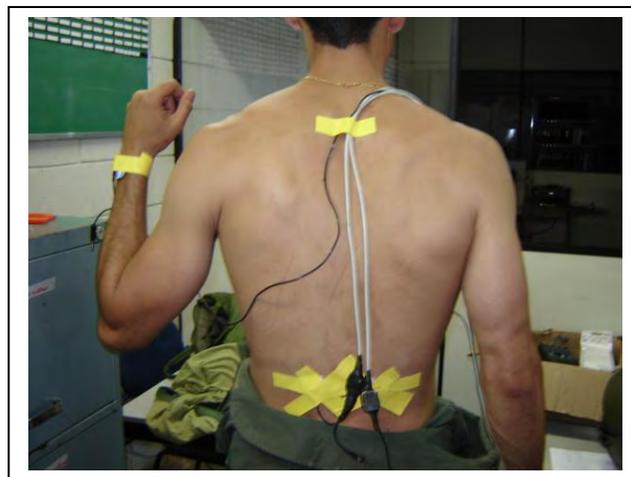


Figura 26 - Eletrodos monopolares de superfície fixados nos músculos eretores da espinha do Piloto 1.

Esses eletrodos foram ligados ao eletromiógrafo EMG System, o qual também foi conectado ao notebook HP Pavillion para leitura e avaliação dos dados pelo programa EMG LAB da EMG System do Brasil. Paralelamente, foi colocada no assento do “1P” (piloto em comando do helicóptero) a almofada com o acelerômetro tri axial SENO 27-CBL, de maneira que a aceleração fosse medida na interface do assento com o piloto, de acordo com as diretrizes da ISO 2631-1 de 1997, de tal modo que não afetasse a postura. Os sinais advindos desse acelerômetro, dos três eixos basicêntricos do corpo humano para vibração de corpo inteiro translacional (x, y e z), passaram por um medidor de vibração de corpo humano HVM-100 ALL e foram analisados no notebook pelo software Blaze que permitiram editar e personalizar relatórios padronizados,

fazer correções no histórico do tempo e analisar diferentes critérios compatíveis com planilhas eletrônicas.

Cabe ressaltar que, antes de iniciar a coleta dos dados, a calibração do equipamento foi realizada automaticamente conforme a recomendação do fabricante. Neste estudo, foi utilizado apenas o sinal do eixo longitudinal “z”, e não fizeram parte do objetivo os demais sinais provenientes do acelerômetro (x e y).

4.5.2 Coleta de dados

Antes da realização da coleta de dados foram confirmados os seguintes procedimentos:

- no solo, helicóptero aproado com o vento (sem rajadas);
- vento calmo e inferior a 7,71m/s (15 kt);
- superfície plana e horizontal;
- os dados da Ficha de Manutenção do Helicóptero, bem como sua validade;
- data de aferição dos equipamentos utilizados.



Figura 27 - Coleta de dados pela equipe multidisciplinar.

Cada piloto realizou um voo com duração entre 40min e 50min, na mesma aeronave, com a mesma quantidade de combustível e ocupante, a fim de evitar possíveis divergências nos resultados e procedimentos.



A Figura 28 - Coleta de dados do Piloto 2.

Antes de cada voo, foi realizada uma reunião com os pilotos a fim de detalhar as nove etapas que compunham o roteiro de voo.

As nove etapas do roteiro de voo de cada piloto foram:

- 1ª - giro no solo com regime regulado (coletivo “passo mínimo”, cíclico e controle de guinada em “neutro”);
- 2ª - voo pairado dentro do efeito solo;
- 3ª - voo na decolagem (aceleração);
- 4ª - voo nivelado em Potência Máxima Contínua (PMC), altitude de 909 m (3.000 ft);
- 5ª - voo em PMC, altitude de 909 m (3.000 ft), com curva de inclinação de 10°;
- 6ª - voo em PMC, altitude de 909 m (3.000 ft), com curva de inclinação de 20°;
- 7ª - voo em PMC, altitude de 909 m (3.000 ft), com curva de inclinação de 30°;
- 8ª - voo em PMC, altitude de 909 m (3.000 ft), com curva de inclinação de 45°;
- 9ª - voo de aproximação 60 nós (500 pés/min), para o pouso.

Cada piloto realizou o seu voo seguindo o roteiro das nove etapas supracitadas. Cada etapa recebeu um número de arquivo que variou de 01 a 34. O número de arquivo identificando cada etapa de voo visou facilitar a coleta e análise dos dados. Os arquivos 01 a 14 referem-se a um voo

de ensaio, voltado para a familiarização e a calibragem dos equipamentos, não sendo considerados para análise de dados deste trabalho. Os arquivos 15 a 23 são referentes ao voo do Piloto 1, classificado como saudável e os arquivos 26 ao 34 são referentes ao voo do Piloto 2, classificado como em excesso de peso, conforme visto anteriormente.

Utilizou-se o canal 5 do eletromiógrafo do EMG system para coleta de dados do eletrodo monopolar fixado na esquerda dos músculos eretores da espinha e o canal 3 para coleta de dados do eletrodo monopolar fixado na direita dos músculos eretores da espinha.

5 RESULTADOS OBTIDOS

5.1 Condições Gerais

A fim de facilitar o controle dos resultados obtidos de aceleração, nas nove etapas de voo de cada piloto, foram utilizados os Quadros 1 e 2.

Além disso, foi utilizado o Quadro 1 para facilitar a identificação dos canais do eletromiógrafo EMG System.

Quadro 1 - Arquivo numérico das etapas de voo do Piloto 1.

PILOTO 1	
Arquivos	Etapas de voo
Arquivo 15	Giro no solo com regime regulado.
Arquivo 16	Pairado, com efeito, solo.
Arquivo 17	Aceleração (decolagem).
Arquivo 18	Voo nivelado e estabilizado em Potência Máxima Contínua (PMC) [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)].
Arquivo 19	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 10° à direita.
Arquivo 20	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 20° à direita.
Arquivo 21	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 30° à direita.
Arquivo 22	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 45° à direita.
Arquivo 23	Aproximação 60 nós (500 pés/min) para o pouso.

Quadro 2 - Arquivo numérico das etapas de voo do Piloto 2.

PILOTO 2	
Arquivos	Etapas de voo
Arquivo 26	Giro no solo com regime regulado.
Arquivo 27	Pairado, com efeito, solo.
Arquivo 28	Aceleração (decolagem).
Arquivo 29	Voo nivelado e estabilizado em Potência Máxima Contínua (PMC) [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)].
Arquivo 30	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 10° à direita.
Arquivo 31	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 20° à direita.
Arquivo 32	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 30° à direita.
Arquivo 33	Voo nivelado e estabilizado em PMC [3000 pés (909 m) nível do mar = 1200 pés (364 m) do solo, Velocidade = 120 nós (222,26 km/h)] com curva 45° à direita.
Arquivo 34	Aproximação 60 nós (500 pés/min) para o pouso.

Quadro 3- Canais do eletromiógrafo utilizados no estudo.

Canais	Eletrodo monopolar
Canal 3	Eletrodo monopolar dos músculos eretores da espinha da direita.
Canal 5	Eletrodo monopolar dos músculos eretores da espinha da esquerda.

Cada piloto realizou as nove etapas de voo com a mesma aeronave, nas mesmas condições empregadas para a análise de vibração do helicóptero, de acordo com o manual de manutenção (MET) da Eurocopter (fabricante) citadas no capítulo anterior.

5.2 Apresentação dos resultados referentes à aceleração

5.2.1 Ensaio do Piloto 1

Para apresentação dos resultados referentes à aceleração no eixo z em voo, foi selecionado o arquivo 18, etapa de voo que tanto os pilotos civis quanto os militares permanecem expostos por maior período de tempo durante. Os dados são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Acelerações no eixo z, etapa de voo do arquivo18.

Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s ²)	Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s ²)	Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s ²)
1	0,43	11	0,47	21	0,39
2	0,42	12	0,47	22	0,29
3	0,44	13	0,38	23	0,30
4	0,44	14	0,47	24	0,31
5	0,34	15	0,42	25	0,28
6	0,44	16	0,48	26	0,34
7	0,36	17	0,40	27	0,39
8	0,32	18	0,41	28	0,36
9	0,37	19	0,34	29	0,36
10	0,38	20	0,38	30	0,57

Os sinais das acelerações medidas nos três eixos independentes (x, y e z) do assento referentes ao arquivo18 são mostrados na Figura 29.

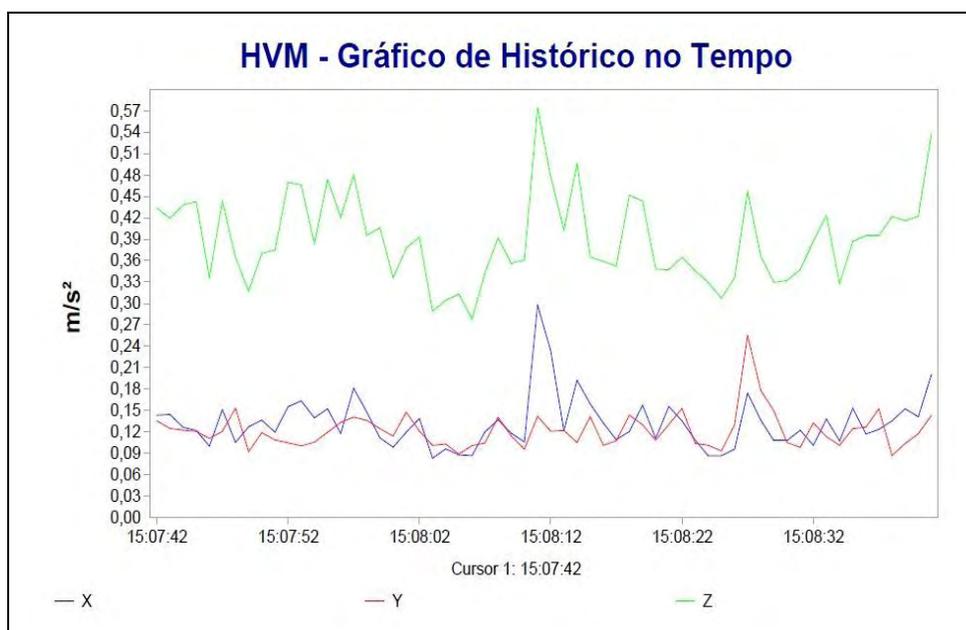


Figura 29 - Acelerações nos eixos x, y e z, etapa de voo do arquivo 18.

Pelos dados obtidos, a maior amplitude das acelerações ponderadas nas frequências medidas nos três eixos (x, y e z) do assento corresponde ao do eixo z. Caracterizando a predominância desse eixo para fins de avaliação ocupacional, conforme prevê a norma ISO 2631-1: 1997.

5.2.2 Ensaio do Piloto 2

De forma análoga, para o Piloto 2 foi selecionado o arquivo 29. Os valores referentes à aceleração do Piloto 2, são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Acelerações no eixo z, etapa de voo do arquivo29.

Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s²)	Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s²)	Tempo (s)	Aceleração no eixo z (m/s²)
1	0,31	11	0,31	21	0,36
2	0,28	12	0,27	22	0,35
3	0,28	13	0,24	23	0,34
4	0,26	14	0,21	24	0,28
5	0,26	15	0,24	25	0,32
6	0,27	16	0,24	26	0,31
7	0,25	17	0,35	27	0,23
8	0,33	18	0,33	28	0,31
9	0,27	19	0,33	29	0,37
10	0,33	20	0,36	30	0,29

A fim de melhor visualizar os valores das acelerações ponderadas nas frequências medidas nos três eixos independentes (x, y e z) do assento na etapa de voo do arquivo 29, apresentou-se o gráfico da Figura 30.

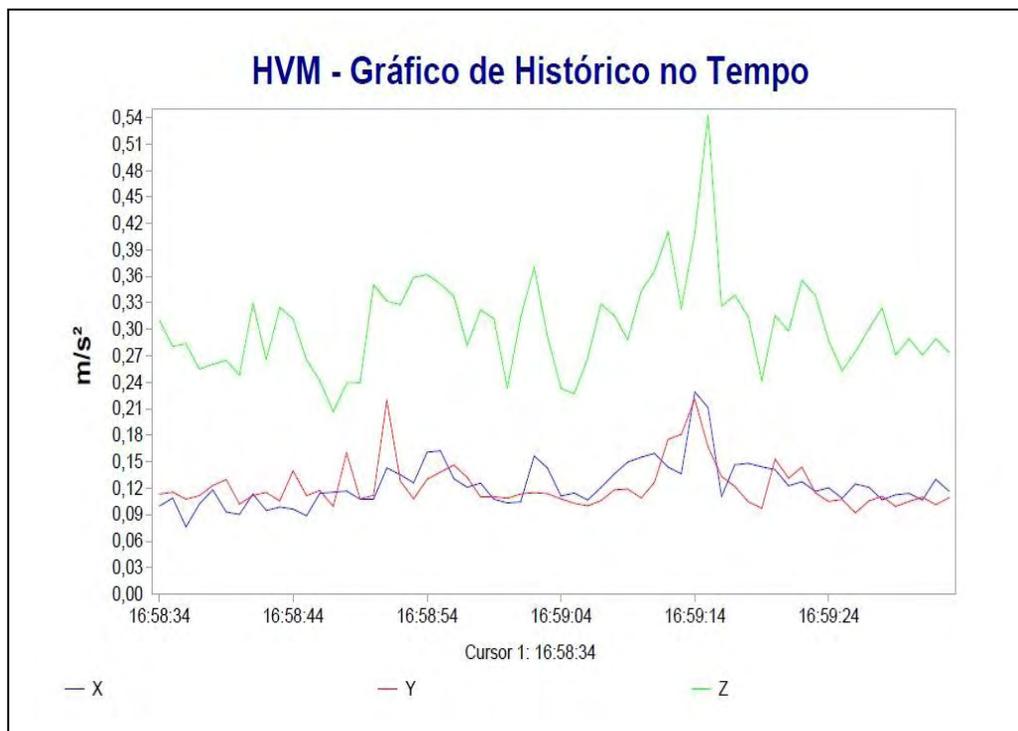


Figura 30 - Acelerações nos eixos x, y e z, etapa de voo do arquivo 29.

Observou-se que com esse piloto, que o maior valor das acelerações ponderadas nas frequências medidas nos três eixos (x, y e z) do assento, também ocorreu no eixo z. Caracterizando a predominância desse eixo para fins de avaliação ocupacional, conforme prevê a norma ISO 2631-1: 1997.

5.3 Apresentação dos resultados referentes à eletromiografia

Os critérios para a seleção dos dados eletromiográficos foram os mesmos adotados para os sinais de aceleração, ou seja, foram selecionados os arquivos 18 e 29, que correspondem às etapas de voo que tanto os pilotos civis quanto os militares permanecem por maior período de tempo durante todo o voo.

5.3.1 Ensaio do Piloto 1

O extrato do resultado dos dados referentes à eletromiografia do Piloto 1, arquivo 18-3, é apresentado na Tabela 6.

Tabela 6 - Dados de eletromiografia do arquivo 18-3.

Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)
15,2290	20,1465	15,2340	20,1465	15,2390	20,1465
15,2295	20,1465	15,2345	12,8205	15,2395	20,1465
15,2300	12,8205	15,2350	20,1465	15,2400	20,1465
15,2305	20,1465	15,2355	20,1465	15,2405	20,1465
15,2310	20,1465	15,2360	20,1465	15,2410	20,1465
15,2315	20,1465	15,2365	20,1465	15,2415	20,1465
15,2320	20,1465	15,2370	20,1465	15,2420	20,1465
15,2325	20,1465	15,2375	12,8205	15,2425	20,1465
15,2330	20,1465	15,2380	20,1465	15,2430	20,1465
15,2335	20,1465	15,2385	20,1465	15,2435	20,1465

O extrato do resultado dos dados referentes à eletromiografia do Piloto 1, arquivo 18-5, é apresentado na Tabela 7.

Tabela 7 - Dados de eletromiografia do arquivo 18-5.

Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)
15,2390	20,1465	15,2340	20,1465	15,2390	20,1465
15,2395	20,1465	15,2345	12,8205	15,2395	20,1465
15,2400	20,1465	15,2350	20,1465	15,2400	20,1465
15,2405	20,1465	15,2355	20,1465	15,2405	20,1465
15,2410	20,1465	15,2360	20,1465	15,2410	20,1465
15,2415	20,1465	15,2365	20,1465	15,2415	20,1465
15,2420	20,1465	15,2370	20,1465	15,2420	20,1465
15,2425	20,1465	15,2375	12,8205	15,2425	20,1465
15,2430	20,1465	15,2380	20,1465	15,2430	20,1465
15,2435	20,1465	15,2340	20,1465	15,2390	20,1465

5.3.2 Ensaio do Piloto 2

O extrato do resultado dos dados referentes à eletromiografia do Piloto 2 arquivo 29-3 é apresentado na o Tabela 8.

Tabela 8 - Dados de eletromiografia do arquivo 29-3.

Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)
15,2320	20,1465	15,2370	20,1465	15,2420	20,1465
15,2325	20,1465	15,2375	20,1465	15,2425	20,1465
15,2330	20,1465	15,2380	20,1465	15,2430	20,1465
15,2335	20,1465	15,2385	20,1465	15,2435	20,1465
15,2340	20,1465	15,2390	20,1465	15,2440	20,1465
15,2345	20,1465	15,2395	20,1465	15,2445	20,1465
15,2350	20,1465	15,2400	20,1465	15,2450	20,1465
15,2355	20,1465	15,2405	20,1465	15,2455	20,1465
15,2360	20,1465	15,2410	20,1465	15,2460	20,1465
15,2365	20,1465	15,2415	20,1465	15,2465	20,1465

O extrato do resultado dos dados referentes à eletromiografia do Piloto 2 em voo, arquivo 29-5 é apresentado no Tabela 9.

Tabela 9 - Dados de eletromiografia do arquivo 29-5.

Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)	Tempo (s)	X (mV)
15,2200	27,4725	15,2250	27,4725	15,2300	27,4725
15,2205	27,4725	15,2255	27,4725	15,2305	27,4725
15,2210	27,4725	15,2260	27,4725	15,2310	27,4725
15,2215	27,4725	15,2265	27,4725	15,2315	27,4725
15,2220	27,4725	15,2270	27,4725	15,2320	27,4725
15,2225	27,4725	15,2275	27,4725	15,2325	27,4725
15,2230	27,4725	15,2280	27,4725	15,2330	27,4725
15,2235	27,4725	15,2285	27,4725	15,2335	27,4725
15,2240	27,4725	15,2290	27,4725	15,2340	27,4725
15,2245	27,4725	15,2295	27,4725	15,2345	27,4725

6 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

6.1 Condições Gerais

Os dados foram coletados pelo equipamento medidor de vibração de corpo humano HVM-100 e analisados através do software Blaze que é integrante do próprio HVM-100. O tempo total de coleta foi de 60 segundos, entretanto no momento da análise dos dados, os 15 segundos iniciais e os 15 segundos finais foram excluídos, a fim de se trabalhar com a parte estável do sinal. Os dados de eletromiografia foram analisados através do programa EMG LAB desenvolvido pela EMG System do Brasil que é integrante do próprio EMG System, para coleta dos dados foi realizada a aquisição em 30 segundos, assim adotou-se todo o sinal na análise, embora o número total de pontos coletados tenha sido de 60.000 pontos.

6.2 Sinais coletados no domínio do tempo

Com o objetivo de caracterizar os dados (detalhamento) tanto de aceleração quanto de eletromiografia, utilizou-se o software MINITAB 16, que realiza o teste de Anderson-Darling. Esse teste é baseado na função de distribuição empírica. Dessa forma, dada a função de distribuição sob a hipótese de nulidade, os dados podem ser transformados à distribuição uniforme e é identificada a existência ou não de distribuição normal dos dados. à distribuição uniforme e identifica a existência ou não de distribuição normal dos dados. Os dados transformados podem então ser testados para uniformidade. Utiliza-se esse teste para amostras não superiores a 25 sujeitos.

Cabe ressaltar que todos os resultados do estudo realizado para identificação da distribuição da normalidade dos dados de aceleração do Piloto 1 e Piloto 2 apresentaram distribuição normal, porém o mesmo não ocorreu com os dados de eletromiografia, conforme demonstram os Quadros 4 e 5.

O Quadro 4 apresenta o resultado do estudo realizado para identificação da distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1.

Quadro 4 - Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1.

Arquivo	Tipo de voo	Tipo de distribuição
15-3	Giro solo	Não normal
16-3	Voo pairado efeito solo	Não normal
17-3	Decolagem (aceleração)	Normal
18-3	Voo nivelado PMC	Não normal
19-3	Voo nivelado PMC curva 10° à direita	Não normal
20-3	Voo nivelado PMC curva 20° à direita	Normal
21-3	Voo nivelado PMC curva 30° à direita	Não normal
22-3	Voo nivelado PMC curva 45° à direita	Não normal
23-3	Aproximação para o pouso	Não normal

A Quadro 5 apresenta o resultado do estudo realizado para identificação da distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.

Quadro 5 - Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.

Arquivo	Tipo de voo	Tipo de distribuição
15-5	Giro solo	Não normal
16-5	Voo pairado efeito solo	Não normal
17-5	Decolagem (aceleração)	Não normal
18-5	Voo nivelado PMC	Não normal
19-5	Voo nivelado PMC curva 10° à direita	Não normal
20-5	Voo nivelado PMC curva 20° à direita	Não normal
21-5	Voo nivelado PMC curva 30° à direita	Não normal
22-5	Voo nivelado PMC curva 45° à direita	Não normal
23-5	Aproximação para o pouso	Não normal

O Quadro 6 apresenta o resultado do estudo realizado para identificação da distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.

Quadro 6 - Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.

Arquivo	Tipo de voo	Tipo de distribuição
26-3	Giro solo	Não normal
27-3	Voo pairado efeito solo	Não normal
28-3	Decolagem (aceleração)	Não normal
29-3	Voo nivelado PMC	Não normal
30-3	Voo nivelado PMC curva 10° à direita	Não normal
31-3	Voo nivelado PMC curva 20° à direita	Não normal
32-3	Voo nivelado PMC curva 30° à direita	Não normal
33-3	Voo nivelado PMC curva 45° à direita	Não normal
34-3	Aproximação para o pouso	Não normal

O Quadro 7 apresenta o resultado do estudo realizado para identificação da distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2.

Quadro 7 - Distribuição da normalidade dos dados de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2.

Arquivo	Tipo de voo	Tipo de distribuição
26-5	Giro solo	Não normal
27-5	Voo pairado efeito solo	Não normal
28-5	Decolagem (aceleração)	Não normal
29-5	Voo nivelado PMC	Não normal
30-5	Voo nivelado PMC curva 10° à direita	Não normal
31-5	Voo nivelado PMC curva 20° à direita	Não normal
32-5	Voo nivelado PMC curva 30° à direita	Não normal
33-5	Voo nivelado PMC curva 45° à direita	Não normal
34-5	Aproximação para o pouso	Não normal

A Figura 31 ilustra a distribuição normal referente aos dados de aceleração da etapa de voo de aproximação para o pouso do Piloto 1.

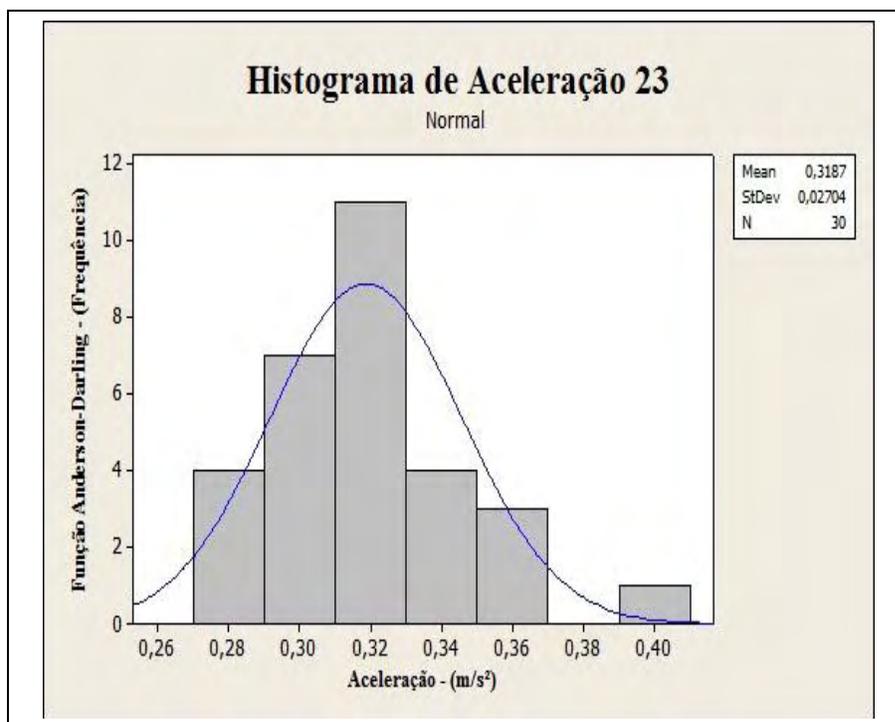


Figura 31—Dados de aceleração do Piloto 1 durante voo de aproximação para o pouso, arquivo 23, caso de distribuição normal (MINITAB 16).

A Figura 32a ilustra o caso de uma distribuição normal referente aos dados de eletromiografia do Piloto 1, e a Figura 32b um caso de não normalidade.

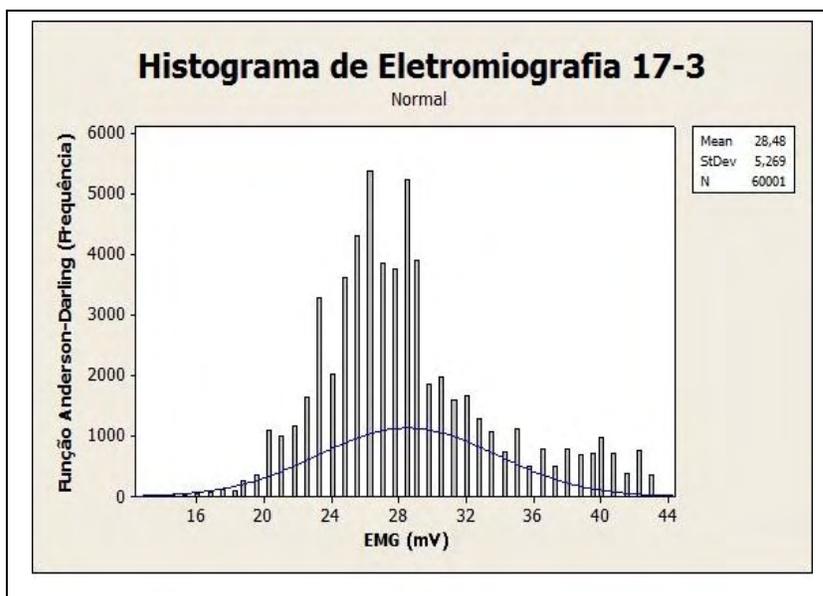


Figura 32a- Dados de eletromiografia do Piloto 1 durante a decolagem, arquivo 17, canal 3, caso de normalidade (MINITAB 16).

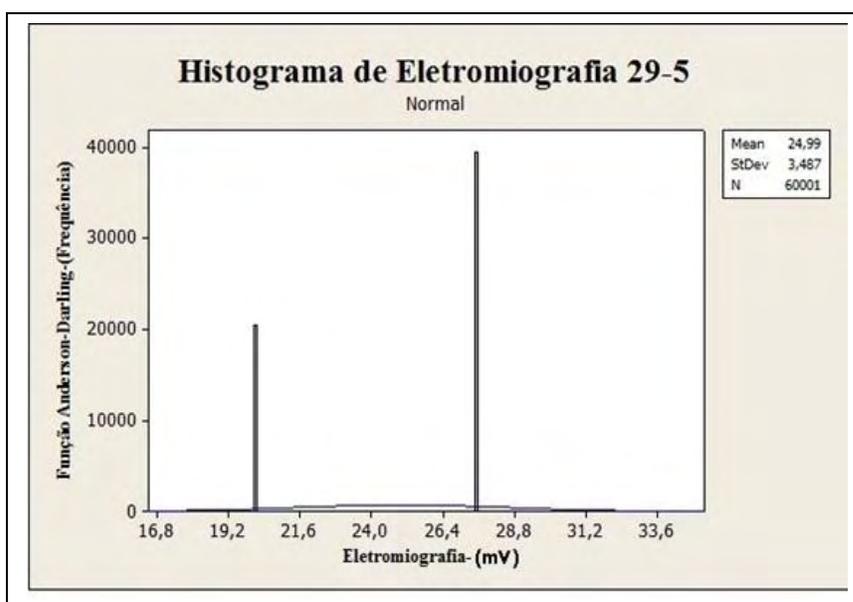


Figura 32b-Dados de eletromiografia do Piloto 2 durante o voo nivelado e estabilizado em PMC, arquivo 29, canal 5, caso de não normalidade (MINITAB 16).

Para analisar e discutir os dados de aceleração utilizou-se o teste paramétrico t de Student para duas amostras, haja vista que o todos os dados coletados apresentaram uma distribuição normal. Para analisar e discutir os dados de eletromiografia utilizou-se o teste não paramétrico de Mann Whitney, pois grande parte dos dados coletados apresentou distribuição não normal.

6.3 Análise e resultado dos dados referentes à aceleração

A Tabela 10 apresenta o maior valor das acelerações ponderadas nas frequências medidas no eixo z do assento em cada etapa de voo do Piloto 1 e do Piloto 2, bem com as médias desses valores.

Tabela 10 - Maior valor das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2 e suas devidas médias.

Etapas de Voo	Acel (m/s²) - Piloto 1	Acel (m/s²) - Piloto 2
1-Giro solo	0,20	0,15
2-Voo pairado efeito solo	0,43	0,32
3- Decolagem (aceleração)	0,55	0,47
4-Voo reto e nivelado PMC	0,57	0,54
5-Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,59	0,41
6-Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,60	0,40
7-Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,57	0,47
8-Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,70	0,61
9-Aproximação para o pouso	0,47	0,41
Média	0,52	0,42

Com base na Tabela 10, observou-se que o Piloto1 apresentou um maior valor médio de aceleração ponderada no eixo z em relação ao Piloto 2, ou seja, está mais exposto à vibração do que o Piloto 2. Além disso, a maior aceleração de ambos os pilotos ocorreu na etapa de voo nivelado em potência máxima contínua (PMC) com curva de 45° à direita, caracterizando que os pilotos estão mais expostos à vibração, ou seja, à aceleração. Cabe ressaltar que as etapas de voo realizadas no estudo são de grande exigência e utilizadas repetidamente em treinamentos militares. Para os voos empregados na aviação civil, utilizam-se as mesmas etapas de voo, porém, não de forma constante. O piloto civil permanece mais exposto à aceleração durante a etapa de

voo reto nivelado em PMC e, como se pôde observar, essa etapa também apresentou um valor de cautela conforme prescreve a ISO 2631:1997.

A Figura 33 confirma a condição supracitada e apresenta de forma clara que o Piloto 1 esteve mais exposto a uma maior faixa de aceleração nas etapas de voo e teve um exposição excessiva durante o voo nivelado em PMC com curva de 45° à direita.

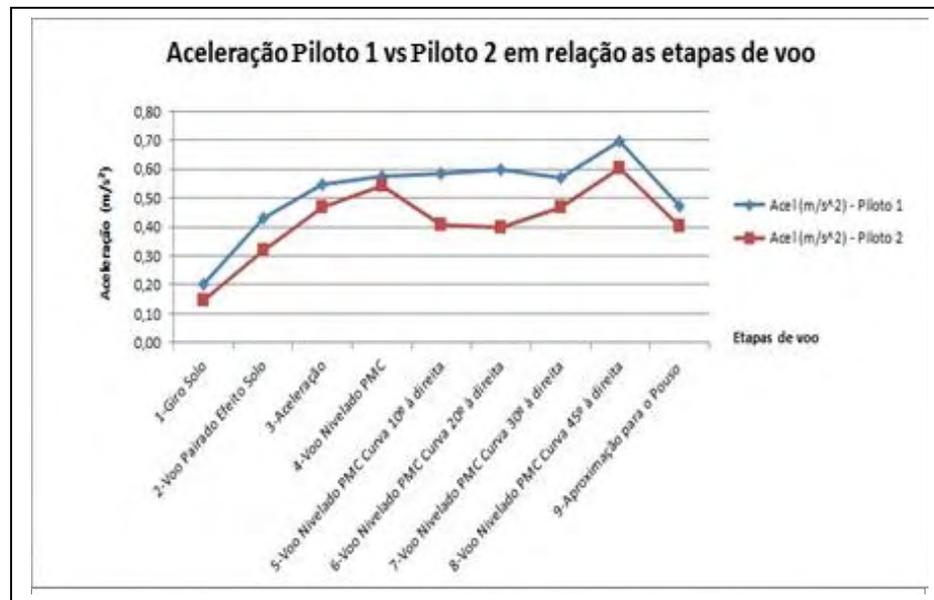


Figura 33 - Maior valor das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2.

Segundo a norma ISO 2631: 1997, as curvas de dependência do tempo de exposição podem ser calculadas de acordo com a equação (B.1), Figura 19 e fórmula 3.

Diante disso e conforme a ISO 2631:1997, observa-se que os dois pilotos estão expostos a um valor de aceleração ponderada que requer cautela em relação ao risco à saúde, ou seja, os valores apresentados estão compreendidos na faixa de 0,43 a 0,86 m/s² (zona ponderada de precaução em destaque), Figura 19.

6.3.1 Resultados estatísticos referentes à aceleração

6.3.1.1 Teste-t de Student

O teste-t para duas amostras em par para médias, Tabela 12, foi aplicado para comparar as médias das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo, do Piloto 1 e do Piloto 2, visando confirmar ou rejeitar, por meio do teste de hipóteses estatísticas, as interpretações obtidas pelos dados coletados conforme a Tabela 11.

Tabela 11 - Médias das acelerações ponderadas no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto1 e Piloto 2.

Tipos de Voo	Piloto 1 (m/s²)	Piloto 2 m/s²)
1 - Giro solo	0,15	0,11
2 - Voo pairado efeito solo	0,34	0,25
3 - Decolagem (aceleração)	0,45	0,31
4 - Voo nivelado PMC	0,40	0,31
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,40	0,30
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,42	0,30
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,43	0,33
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,47	0,40
9 - Aproximação para o pouso	0,34	0,27
Médias	0,38	0,29

Tabela 12-Teste-t: duas amostras em par para médias das acelerações ponderadas no eixo z.

<i>Teste-t</i>	<i>Variável 1-Piloto 1</i>	<i>Variável 2 - Piloto 2</i>
Média	0,376666667	0,285555556
Variância	0,0096405	0,006217278
Observações	9	9
Correlação de Pearson	0,965546926	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	8	
Stat t	9,074078181	
P(T<=t) uni-caudal	8,72336E-06	
t crítico uni-caudal	1,859548038	
P(T<=t) bi-caudal	1,74467E-05	
t crítico bi-caudal	2,306004135	

Hipóteses estatísticas:

H0= As médias de aceleração no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto 1 *são iguais* as médias de aceleração no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto 2 , ou seja $H_0 = 0$ (média P1 = média P2).

H1= As médias de aceleração no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto 1 *são diferentes* das médias de aceleração no eixo z, em cada etapa de voo do Piloto 2 , ou seja $H_1 \neq 0$ (média P1 \neq média P2).

No teste-t apresentado na Tabela 12 para médias de aceleração no eixo z, em cada etapa de voo, obteve-se o valor de p (p-value = 1,74467E-05) menor que o nível de significância ($\alpha=5%=0,05$), dessa forma, rejeitou-se a hipótese nula. Observou-se também um valor de correlação de 0,965546926, ou seja, 96%, indicando uma forte correlação positiva entre as acelerações dos pilotos.

De acordo com os dados apresentados acima, confirmou-se que houve diferença estatística significativa entre médias de aceleração no eixo z em cada etapa de voo, ou seja, o Piloto 1 esteve mais exposto à vibração (aceleração) do que o Piloto 2.

6.4 Análise e resultado dos dados referentes à eletromiografia

Os valores da raiz média quadrática (*root mean square* - RMS), expressos em milivolts (mV), foram obtidos pelo próprio software EMG System. Para cada etapa de voo, foram coletados dados de um período de 30 segundos. Para cada fração de segundo, o software forneceu o valor da RMS dos sinais coletados dos músculos eretores da espinha. Além disso, para cada etapa de voo, foi calculada a RMS média (RMS m) e a RMS mediana (RMS md) dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda de cada piloto.

As RMS médias foram obtidas a partir das RMS registradas nos intervalos de tempos correspondentes as frações de segundo dos sinais coletados dos músculos eretores da espinha em 30 segundos de voo em cada etapa. Os coeficientes de normalização (CN) foram obtidos através da razão entre as RMS e as RMS m.

A razão obtida entre o sinal da RMS e o sinal da RMS m é um parâmetro para estimar a porcentagem de trabalho dos músculos durante a etapa de voo (RIBEIRO, 2011).

Cabe ressaltar que, para cada etapa de voo, foram coletados 60.000 pontos no intervalo de 30 segundos.

6.4.1 Eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto1.

A Tabela 13 apresenta a RMS md da normalização dos dados dos sinais de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 1, para cada etapa de voo.

Tabela 13 - RMS md normalizada do Piloto 1, para cada etapa de voo.

Tipos de Voo	RMS md normalizada EE Drt (mV) - Piloto 1	RMS md normalizada EE Esq (mV) - Piloto 1
1 - Giro solo	0,73	0,85
2 - Voo pairado efeito solo	1,02	0,87
3 - Decolagem (aceleração)	0,97	1,02
4 - Voo reto nivelado PMC	1,01	1,00
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	1,01	1,00
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,68	1,01
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,80	1,01
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,73	0,99
9 - Aproximação para o pouso	0,68	1,07
Média	0,85	0,98

Observa-se na Tabela 13, que, os músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1 foram aparentemente mais exigidos durante as etapas de voo, visto que apresentam maiores valores de média da RMS md. Observa-se também que os músculos eretores da espinha da esquerda apresentaram um valor da RMS md normalizada maior durante a aproximação para o pouso, caracterizando que o piloto utilizou mais os eretores da espinha durante essa etapa de voo.

Assim como no teste de aceleração, as etapas de voo realizadas nesse estudo são de grande exigência e utilizadas repetidamente em treinamentos militares. Para os voos empregados na aviação civil utilizam-se as mesmas etapas de voo, porém não de forma constante. O piloto civil permanece mais tempo pilotando, exposto à aceleração, durante a etapa de voo reto nivelado em PMC e como se pôde observar, essa etapa também apresentou um valor da RMS md normalizada maior em relação aos demais.

Dessa forma, pôde-se considerar que existe uma diferença de trabalho muscular entre os músculos eretores da espinha da direita e da esquerda durante o voo do Piloto 1.

A Figura 34 confirma as observações de que os músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1 foram mais exigidos durante a fase de voo do que os músculos eretores da espinha da

direita. Além disso, observou-se que os músculos eretores da espinha da esquerda apresentaram uma maior uniformidade da RMS md durante as etapas de voo para esse piloto.

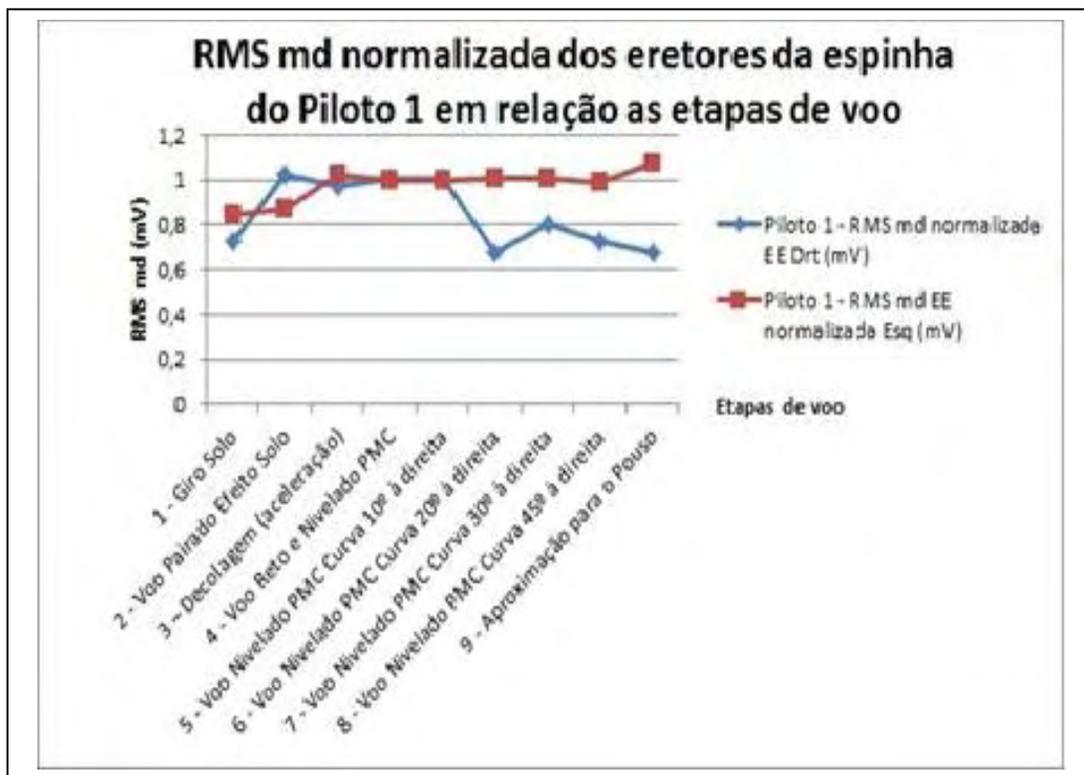


Figura 34 - Gráfico dos valores da RMS md normalizada dos músculos eretores da espinha do Piloto 1 em cada etapa de voo.

6.4.2 Resultados estatísticos referentes à eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 1.

6.4.2.1 Teste de Mann-Whitney

O teste não paramétrico de Mann-Whitney, Figura 35, foi aplicado a fim de comparar a RMS md dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 1, em cada etapa de voo, visando confirmar ou rejeitar, através do teste de hipóteses estatísticas qual o lado dos músculos eretores da espinha do Piloto 1 foi mais exigido durante o voo.

Hipóteses estatísticas:

H_0 = Os valores da RMS md, para cada etapa de voo, do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 *são iguais* aos valores da RMS md do eletrodo fixado

nos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1, ou seja $H_0 = 0$ (RMS md Dir P1 = RMS md Esq P1).

H_1 = Os valores da RMS md, para cada etapa de voo, do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 *são diferentes* dos valores da RMS md do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1, ou seja $H_1 \neq 0$ (RMS md Dir P1 \neq RMS md Esq P1).

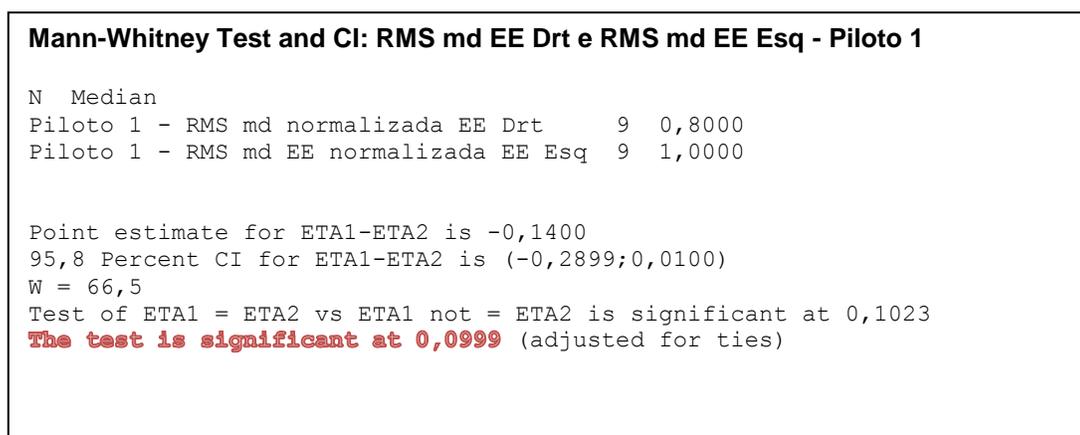


Figura 35- Teste de Mann-Whitney dos músculos eretores da espinha do Piloto 1 em cada etapa de voo (MINITAB 16).

No resultado do teste de Mann-Whitney, Figura 35, obteve-se o valor de p (p-value = 0,0999) maior que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, não se rejeitou a hipótese nula.

Diante disso, o teste de Mann-Whitney com o nível de significância de ($\alpha=5\%=0,05$), demonstrou que não houve diferença estatística significativa entre os valores da RMS md dos músculos eretores da espinha da direita e os valores da RMS md dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1, ou seja, não existe diferença de trabalho muscular entre os músculos eretores da espinha da direita e da esquerda em cada etapa de voo em relação ao mesmo piloto.

Como consequência dos dados apresentados no teste de Mann-Whitney com o nível de significância de ($\alpha=5\%=0,05$), notou-se que não existe diferença de trabalho entre os músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 1 durante o voo.

6.4.3 Eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 2.

A Tabela 14 apresenta a RMS md da normalização do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 2, para cada etapa de voo.

Tabela 14 - RMS md normalizada do Piloto 2, para cada etapa de voo.

Tipos de Voo	RMS md normalizada EE Drt (mV) - Piloto 2	RMS md normalizada EE Esq (mV) - Piloto 2
1 - Giro solo	0,84	0,84
2 - Voo pairado efeito solo	1,07	0,89
3 - Decolagem (aceleração)	0,94	0,83
4 - Voo reto nivelado PMC	0,84	1,09
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,85	1,11
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,96	0,85
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	1,08	1,02
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,92	0,94
9 - Aproximação para o pouso	1,00	1,07
Média	0,94	0,96

Observa-se na Tabela 14, que aparentemente não existe muita diferença entre os valores da RMS md dos eretores da espinha da direita e esquerda desse piloto. Observa-se também, que os músculos eretores da espinha apresentaram um valor da RMS md normalizada elevada durante voo nivelado em PMC com curva de 10° à direita, caracterizando que o piloto utilizou mais esses músculos durante essa etapa de voo.

Assim como no teste realizado no Subtítulo 6.4.1 com o Piloto1, as etapas de voo realizadas neste estudo são de grande exigência e utilizadas repetidamente em treinamentos militares. Para os voos empregados na aviação civil utilizam-se as mesmas etapas de voo, porém não de forma constante. O piloto civil permanece mais tempo pilotando, exposto à aceleração,

durante a etapa de voo reto nivelado em PMC e, como se pôde observar, essa etapa também apresentou um valor da RMS md normalizada que requer atenção.

Dessa forma, pôde-se considerar que quase não existe diferença de trabalho muscular entre os músculos eretores da espinha da direita e da esquerda durante o voo do Piloto 2.

A Figura 36 confirma as observações de que tanto os músculos eretores da espinha da direita quanto os da esquerda apresentaram uma variação insignificante nos valores da RMS md nas etapas de voo. Além disso, observou-se que os músculos eretores da espinha da esquerda apresentaram o maior valor da RMS md no voo reto nivelado e no voo nivelado na PMC com curva de 10° à direita, representando assim um maior esforço nessa etapa de voo para esse piloto.

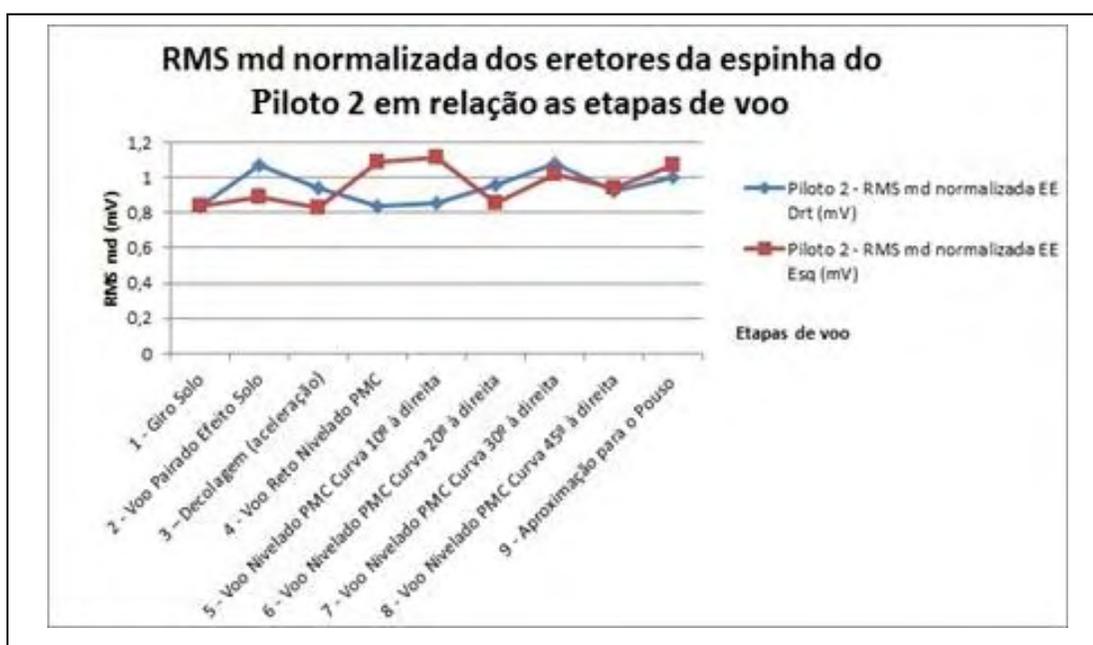


Figura 36 - Gráfico dos valores da RMS md normalizada dos músculos eretores da espinha do Piloto 2 em cada etapa de voo.

6.4.4 Resultados estatísticos referentes à eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 2.

6.4.4.1 Teste de Mann-Whitney

O teste não paramétrico de Mann-Whitney, Figura 37, foi aplicado a fim de comparar a

RMS md dos músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 2, em cada etapa de voo, visando confirmar ou rejeitar, por meio do teste de hipóteses estatísticas de qual o lado dos músculos eretores da espinha do Piloto 2 foi exigido um maior esforço durante o voo.

Hipóteses estatísticas:

H0= Os valores da RMS md, para cada etapa de voo, do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2 *são iguais* aos valores da RMS md do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, ou seja $H_0 = 0$ (RMS md Dir P2 = RMS md Esq P2).

H1= Os valores da RMS md, para cada etapa de voo, do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 *são diferentes* dos valores da RMS md do eletrodo fixado nos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1, ou seja $H_1 \neq 0$ (RMS md Dir P2 \neq RMS md Esq P2).

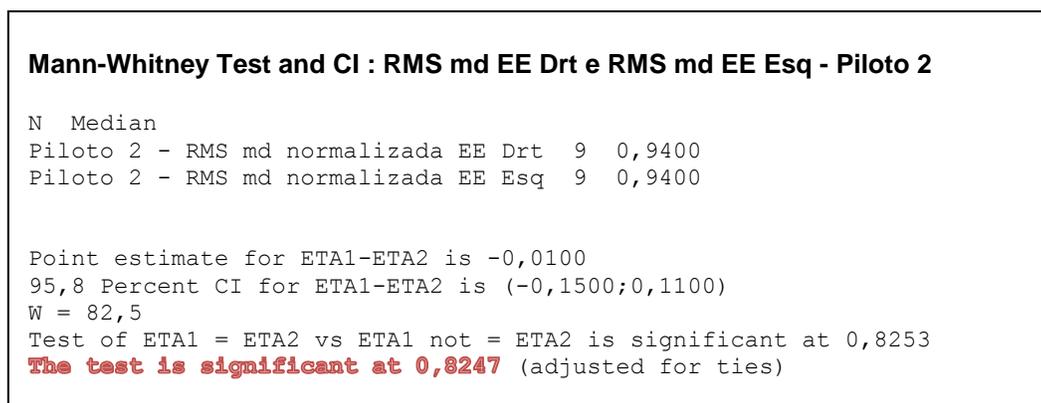


Figura 37 - Teste de Mann-Whitney dos músculos eretores da espinha do Piloto 2 em cada etapa de Voo (MINITAB 16).

No resultado do teste de Mann-Whitney, Figura 37, obteve-se o valor de p (p-value = 0,8247) maior que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, não se rejeitou a hipótese nula.

Diante disso, o teste de Mann-Whitney com o nível de significância de ($\alpha=5\%=0,05$), demonstrou que não houve diferença estatística significativa entre os valores da RMS md dos músculos eretores da espinha da direita e os valores da RMS md dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, ou seja, não existe diferença de trabalho muscular entre os

músculos eretores da espinha da direita e da esquerda em cada etapa de voo em relação ao mesmo piloto.

Como consequência dos dados apresentados no teste de Mann-Whitney com o nível de significância de ($\alpha=5\%=0,05$), notou-se que não existe diferença de trabalho entre os músculos eretores da espinha da direita e da esquerda do Piloto 2 durante o voo.

6.4.5 Correlações entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1.

A Tabela 15 apresenta os dados utilizados para correlacionar as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1, em cada etapa de voo.

Tabela 15 - Correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 durante as etapas de voo.

Tipos de Voo	Aceleração (m/s²) -Piloto 1	RMS m normalizada EE Drt (mV)-Piloto 1
1 - Giro solo	0,15	1,00
2 - Voo pairado efeito solo	0,34	1,00
3 – Decolagem (aceleração)	0,45	1,00
4 - Voo nivelado PMC	0,40	1,00
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,40	1,00
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,42	1,00
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,43	1,00
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,47	1,00
9 - Aproximação para o pouso	0,34	1,00

Além disso, foi elaborado o diagrama de dispersão, Figura 38, a fim de saber a correlação da aceleração e dos valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita em cada etapa de voo do Piloto 1.

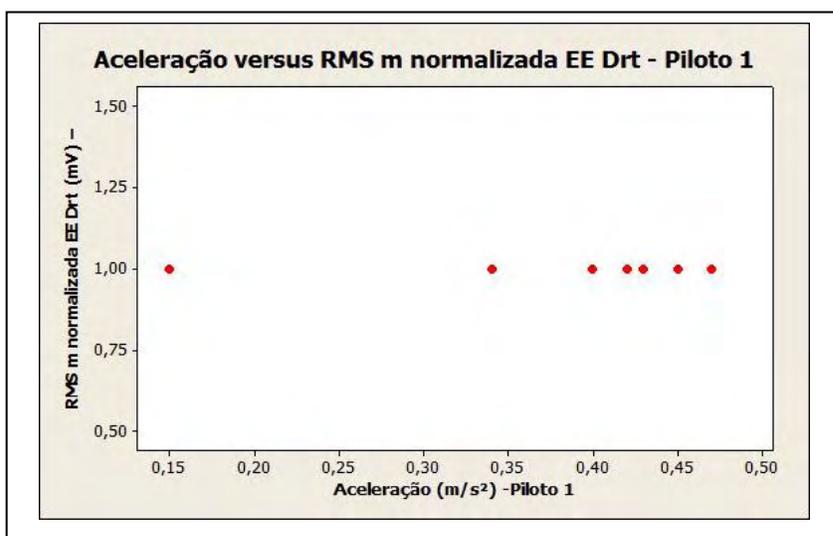


Figura 38- Diagrama de dispersão da aceleração *versus* RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1, durante as etapas de voo (MINITAB 16).

Notou-se uma ausência de correlação, pois não ocorreu um aumento lógico de aceleração (x) quando houve um aumento da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto1.

Após a confecção do diagrama de dispersão, realizou-se o teste de correlação de Pearson com o software Minitab, Figura 39, para um nível de significância $\alpha=0,05$ (5%), visando confirmar ou rejeitar, por meio do teste de hipóteses estatísticas, a correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1, em cada etapa de voo.

Hipóteses estatísticas:

H_0 = Não existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita, do Piloto 1, em cada etapa de voo, ou seja $H_0 = 0$ (RMS m P1 = Média de m/s^2 P1).

H_1 = Existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita, do Piloto 1, em cada etapa de voo, ou seja $H_1 \neq 0$ (RMS m P1 \neq Média de m/s^2 P1).

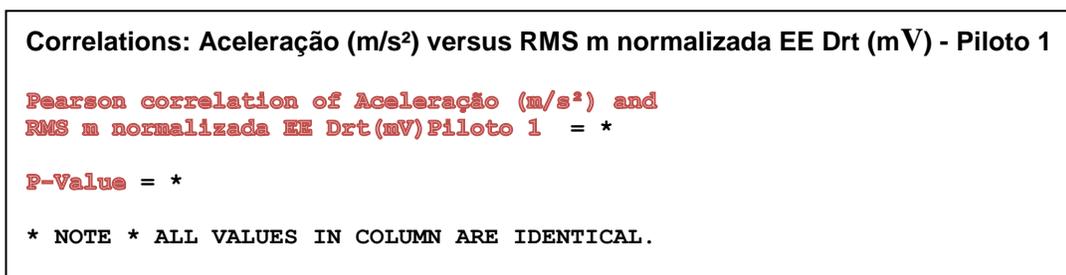


Figura 39- Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1 (MINITAB 16).

No resultado do teste de correlação de Pearson, Figura 39, obteve-se o valor do Coeficiente Linear de Pearson $r = 0$, confirmando uma inexistência de correlação entre as médias de aceleração para cada tipo de voo em relação às respectivos valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do piloto analisado.

Além disso, no resultado do teste de correlação de Pearson, obteve-se o valor de p (p-value = 0) menor que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, se rejeitou a hipótese nula.

Dessa maneira, o do teste de correlação de Pearson demonstrou que não existe correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 1.

6.4.6 Correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto1.

A Tabela 16 apresenta os dados utilizados para a correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto1, para cada etapa de voo.

Notou-se uma ausência de correlação, pois não ocorreu um aumento lógico de aceleração quando houve um aumento da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto1.

Após a confecção do diagrama de dispersão, realizou-se o teste de correlação de Pearson com o software Minitab, Figura 41, para um nível de significância $\alpha=0,05$ (5%), visando confirmar ou rejeitar, por meio do teste de hipóteses estatísticas, a correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1, em cada etapa de voo.

Hipóteses estatísticas:

H_0 = Não existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda, do Piloto 1, em cada etapa de voo, ou seja $H_0 = 0$ (Média de m/s^2 P1 = RMS m P1).

H_1 = Existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda, do Piloto 1, em cada etapa de voo, ou seja $H_1 \neq 0$ (Média de m/s^2 P1 \neq RMS m P1).

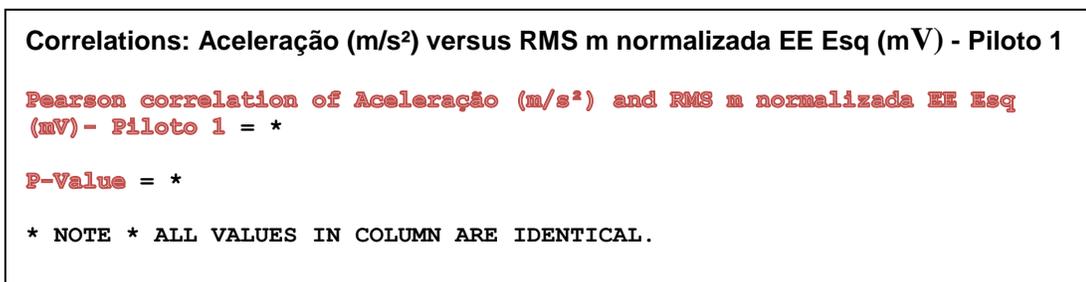


Figura 41 - Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e as RMS dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1 (MINITAB 16).

No o resultado do teste de correlação de Pearson, Figura 41, obteve-se o valor do Coeficiente Linear de Pearson $r = 0$, confirmando uma inexistência de correlação entre as médias de aceleração para cada tipo de voo e os respectivos valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do piloto analisado.

Além disso, no resultado do teste de correlação de Pearson, obteve-se o valor de p (p-value = 0) menor que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, se rejeitou a hipótese nula.

Dessa maneira, o do teste de correlação de Pearson demonstrou que não existe correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.

6.4.7 Correlação entre as médias de aceleração e as médias de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.

A Tabela 17 apresenta os dados utilizados para correlacionar as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2, em cada etapa de voo.

Tabela 17 - Correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2, durante as etapas de voo.

Tipos de Voo	Aceleração (m/s²) -Piloto 2	RMS m normalizada EE Drt (mV) – Piloto 2
1 - Giro solo	0,11	1,00
2 - Voo pairado efeito solo	0,25	1,00
3 – Decolagem (aceleração)	0,31	1,00
4 - Voo nivelado PMC	0,31	1,00
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,30	1,00
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,30	1,00
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,33	1,00
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,40	1,00
9 - Aproximação para o pouso	0,27	1,00

Além disso, foi elaborado o diagrama de dispersão, Figura 42, a fim de saber a correlação da aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita em cada etapa de voo do Piloto 2.

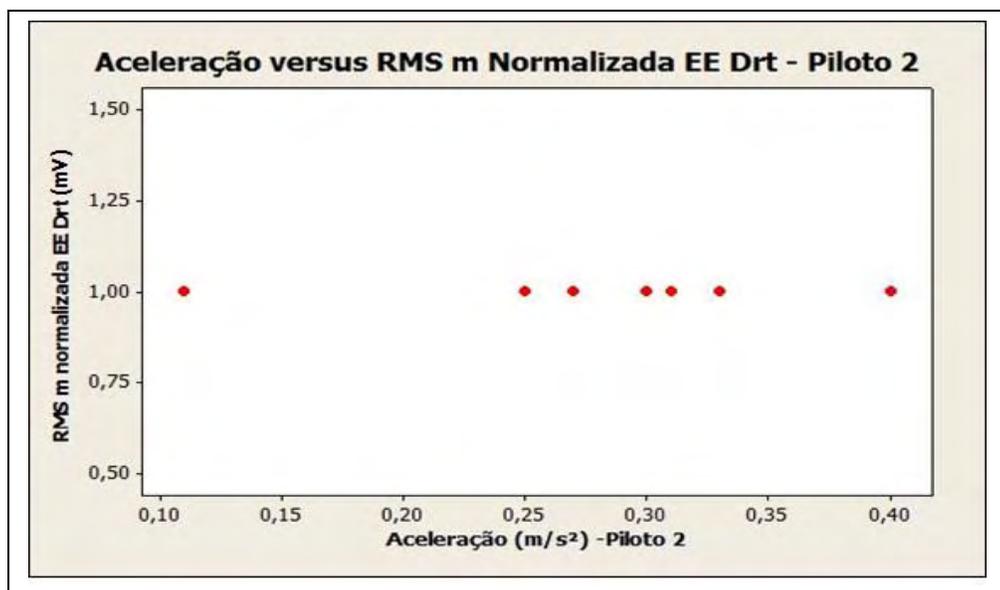


Figura 42- Diagrama de dispersão da aceleração *versus* RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto2, durante as etapas de voo (MINITAB 16).

Notou-se uma ausência de correlação, pois não ocorreu um aumento lógico de aceleração (x) quando houve um aumento da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto2.

Após a confecção do diagrama de dispersão, realizou-se o teste de correlação de Pearson com o software Minitab, Figura 43, para um nível de significância $\alpha=0,05$ (5%), visando confirmar ou rejeitar, através do teste de hipóteses estatísticas, a correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2, em cada etapa de voo.

Hipóteses estatísticas:

H_0 = Não existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita, do Piloto 2, em cada etapa de voo, ou seja $H_0 = 0$ (RMS m P2 = Média de m/s^2 P2).

H_1 = Existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita, do Piloto 1, em cada etapa de voo, ou seja $H_1 \neq 0$ (RMS m P2 \neq Média de m/s^2 P2).

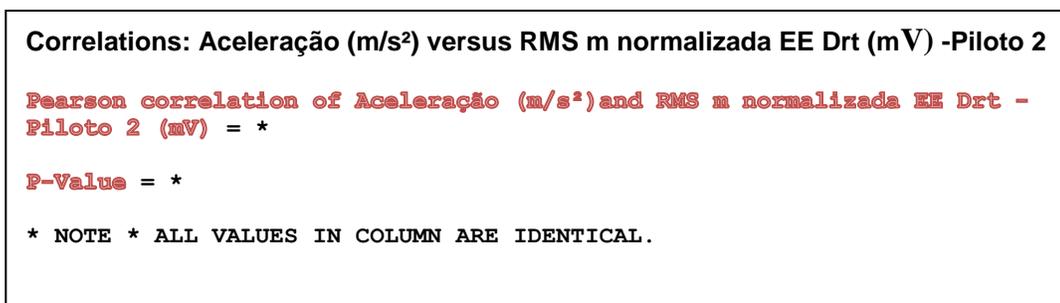


Figura 43 - Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2 (MINITAB 16).

No resultado do teste de correlação de Pearson, Figura 43, obteve-se o valor do Coeficiente Linear de Pearson $r = 0$, confirmando uma inexistência de correlação entre as médias de aceleração para cada tipo de voo em relação às respectivos valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do piloto analisado.

Além disso, no resultado do teste de correlação de Pearson, obteve-se o valor de p (p-value = 0) menor que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, se rejeitou a hipótese nula.

Dessa maneira, o do teste de correlação de Pearson demonstrou que não existe correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da direita do Piloto 2.

6.4.8 Correlação entre as médias de aceleração e as médias de eletromiografia dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2.

A Tabela 18 apresenta os dados utilizados para correlacionar as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, em cada etapa de voo.

Tabela 18- Correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, durante as etapas de voo.

Tipos de Voo	Aceleração (m/s ²) -Piloto 2	RMS m normalizada EE Esq (mV) – Piloto 2
1 - Giro solo	0,11	1,00
2 - Voo pairado efeito solo	0,25	1,00
3 – Decolagem (aceleração)	0,31	1,00
4 - Voo nivelado PMC	0,31	1,00
5 - Voo nivelado PMC curva 10° à direita	0,30	1,00
6 - Voo nivelado PMC curva 20° à direita	0,30	1,00
7 - Voo nivelado PMC curva 30° à direita	0,33	1,00
8 - Voo nivelado PMC curva 45° à direita	0,40	1,00
9 - Aproximação para o pouso	0,27	1,00

Além disso, foi elaborado o diagrama de dispersão, Figura 44, a fim de saber a correlação da aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda em cada etapa de voo do Piloto 2.

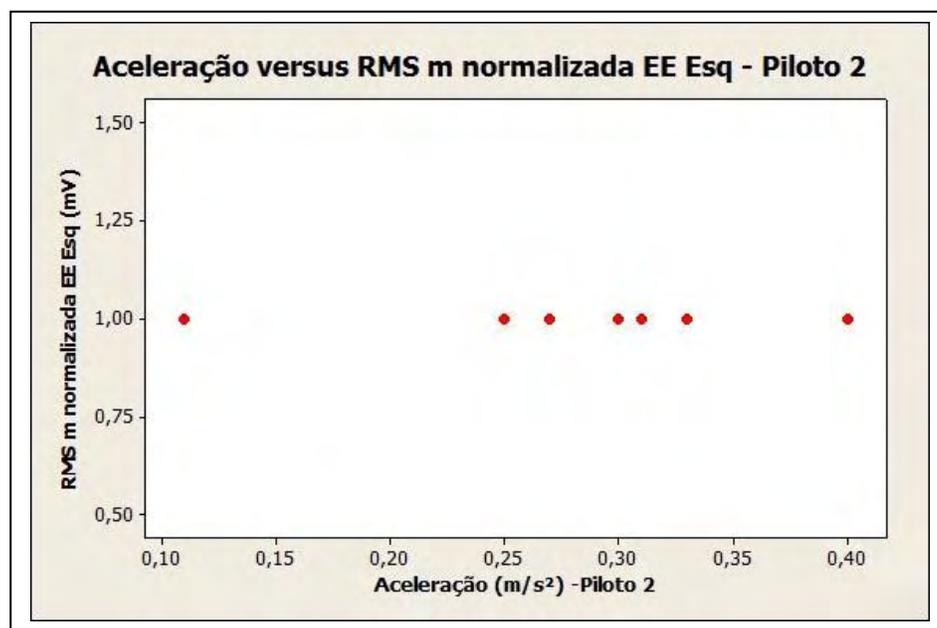


Figura 44- Diagrama de dispersão aceleração versus RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, durante as etapas de voo (MINITAB 16).

Notou-se uma ausência de relação correlação, pois não ocorreu um aumento lógico de aceleração quando houve um aumento da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2.

Após a confecção do diagrama de dispersão, realizou-se o teste de correlação de Pearson com o software Minitab, Figura 45 para um nível de significância $\alpha=0,05$ (5%), visando confirmar ou rejeitar, através do teste de hipóteses estatísticas, a correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 2, em cada etapa de voo.

Hipóteses estatísticas:

H_0 = Não existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda, do Piloto 2, em cada etapa de voo, ou seja $H_0 = 0$ (Média de m/s^2 P2 = RMS m P2).

H_1 = Existe correlação entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda, do Piloto 2, em cada etapa de voo, ou seja $H_1 \neq 0$ (Média de m/s^2 P2 \neq RMS m P2).

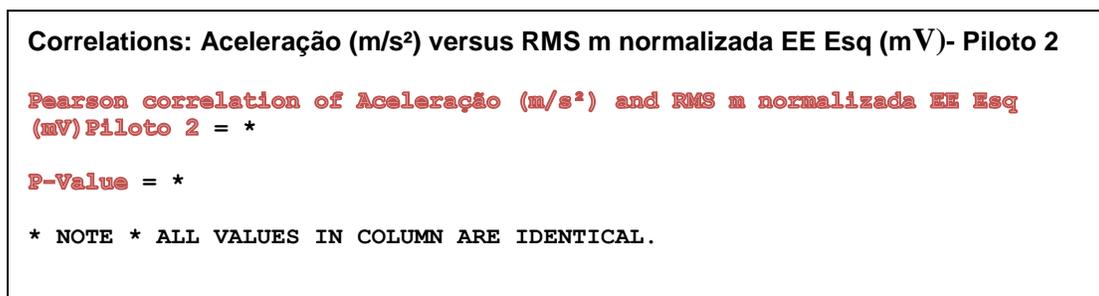


Figura 45 - Resultado do teste de correlação de Pearson entre as médias de aceleração e os valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1 (MINITAB 16).

No resultado do teste de correlação de Pearson, Figura 45, obteve-se o valor do Coeficiente Linear de Pearson $r = 0$, confirmando uma inexistência de correlação entre as médias de aceleração para cada tipo de voo em relação às respectivos valores da RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do piloto analisado.

Além disso, no resultado do teste de correlação de Pearson, obteve-se o valor de p (p-value = 0) menor que o nível de significância ($\alpha=5\%=0,05$), dessa forma, se rejeitou a hipótese nula.

Dessa maneira, o do teste de correlação de Pearson demonstrou que não existe correlação entre as médias de aceleração e as RMS m dos músculos eretores da espinha da esquerda do Piloto 1.

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que os objetivos pretendidos no início do estudo foram alcançados com sucesso. No estudo, observou-se que os pilotos de helicóptero esquilo AS-350 L1 estão expostos a uma vibração de corpo inteiro que requer cautela em relação ao risco à saúde, pois os valores de aceleração encontrados no estudo estão compreendidos na faixa de 0,43 a 0,86 m/s², zona ponderada de precaução, e, no caso dos pilotos militares, devido aos voos operacionais, essa exposição é mais elevada. Além disso, observou-se uma maior exposição à aceleração do piloto com IMC menor, confirmando as referências teóricas sobre o assunto.

Também foi constatado, através da eletromiografia, que a atividade muscular do piloto foi insignificante devido a pouca variação do potencial de ação (diferença de potencial elétrico) dos músculos analisados. Constatou-se ainda que não há uma correlação entre a vibração e a lombalgia. Acredita-se que tal fato foi decorrente de dois fatores: não haver, na atividade de pilotagem, movimentos isotônicos constantes, ou seja, durante a pilotagem, a tensão muscular está mais relacionada com movimentos isométricos dos músculos lombares; e a metodologia utilizada não ser invasiva, pois se utilizou eletromiografia com eletrodos de superfície.

Diante disso, supõe-se que a lombalgia apresentada por certos pilotos de helicóptero Esquilo AS-350 L1, seja decorrente de problema ergonômico, ou seja, da postura imposta pelo assento que não possui regulagem vertical, bem como regulagem dos comandos de voo, o que, conforme a estatura do piloto pode corroborar para a dor lombar.

Além disso, deve-se considerar que a atividade de pilotar um helicóptero requer uma atenção redobrada, pois são comuns voos a baixa altura e pousos em diversos locais que exigem do piloto grande atenção. Isso, associado aos problemas do dia-a-dia, pode desencadear doenças psicossomáticas decorrente do estresse, como por exemplo, a lombalgia.

7.1 Sugestões

Diante da conclusão apresentada, sugere-se que sejam feitas modificações ergonômicas necessárias no helicóptero Esquilo AS-350 L1 a fim de melhor adequar o binômio homem-máquina, propiciando ao piloto regulagem do assento na vertical, bem como a regulagem dos comandos de voo de acordo com sua estatura.

Enquanto essas modificações não ocorrem, sugere-se que os pilotos de helicóptero Esquilo AS-350 L1 voem com um apoio lombar, a fim de melhorar a ergonomia na pilotagem, bem como busquem um programa de atividade física que tenha como objetivo principal fortalecer a musculatura abdominal e paravertebral.

Além disso, os pilotos devem atentar para seguir o que prescreve a norma ISO 2631:1997 e suas alterações, principalmente no que diz respeito ao tempo de exposição na atividade de pilotagem com a aceleração apresentada nesse estudo, ou seja, respeitar o tempo máximo de 8 horas. Não se deve esquecer que as consequências acumulativas de anos de pilotagem é um assunto que deve ser tratado com atenção, pois, apesar de não haver conhecimento científico que aborde o tema, por meio do conhecimento empírico, supõe-se que existam danos a saúde.

REFERÊNCIAS

ACADEMIA PARA MULHERES, Disponível em:

<<http://academiaparamulheres.blogspot.com.br/2011/10/musculatura-core.html>>. Acessado em 20 out. 2012

ADAMS, M. A, HUTTON W.C. **The effect of posture on the fluid content of the intervertebral disc. Spine.** 1983; 8(6):665-71.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE - ANSI S3.18. **Guide for the evaluation of human exposure to whole-body vibration.** New York, 1979.

OLIVEIRA, C. G, **O Piloto e o helicóptero: efeitos de uma ergonomia ainda em desenvolvimento.** Artigo técnico - ANAC. Disponível em: <http://www2.anac.gov.br/dicasanac/pdf/novos/dicasHelicopteroMod3_eleicoes.pdf> Acessado em 20 out. 2012

ANDERSSON, G.B.J.; ÖRTENGREN, R.; NACHEMSON, A.; ELFSTRÖM, G. **Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting.** Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, v.6, n.3, p.104-4, 1974.

ANDERSSON, G. B. J.; ÖRTENGREN, R.; HERBERTS, P. Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. **Ortopedic Clinics of North America**, v.8, n.1, p.85-96. 1977.

ANDRADE A.O. **Decomposition and analysis of electromyographic signals.** England: School of Systems Engineering, Department of Cybernetics, University of Reading: 2005.

ANFLOR, C. T. M. **Estudo da transmissibilidade da vibração no corpo humano na direção vertical e desenvolvimento de um modelo biomecânico de quatro graus de liberdade.** 2003. 105 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

BALBINOT A., **“Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque na saúde”**, Tese de doutorado, PROMEC, UFRGS, Porto Alegre. 2001.

BRACCIALLI, L. M. P. e VILARTA, R. – **Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais.** Revista Paulista de Educação Física, São Paulo, v.14, n.2, jul./dez 2000.

BRASIL. Ministério do Trabalho e Emprego. **Norma Regulamentadora NR 15 - Anexo nº 8**, redação dada pela portaria nº 12 de 1983. In: Manual de Legislação Atlas de Segurança e Medicina do Trabalho, 56 ed., São Paulo: Atlas, 2005, 803 p.

BURDEN, A.M.; TREW, M.; BALZOPoulos, V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 13, p. 519-532, 2003.

CAILLIET, René. **Síndromes dolorosas: pescoço e braços.** São Paulo: Manole, 1976.

COURY H. G. **Trabalhando Sentado.** São Carlos: UFSCar, 1995.

CROMIE J.E., ROBERTSON V.J., BEST M.O. **Work-related musculoskeletal disorders on physical therapists: Prevalence, severity, risks, and responses.** Phys Ther. 2000; 80(4):3 36-51.

BAMBAM, C., Disponível em: <<http://bambamcapoeira.blogspot.com.br/2010/11/musculos-erectores-da-espinha.html>> Acessado em 20 out. 2012

DAVIDSON, R. J., PIZZAGALLI, D., NITSCHKE, J. B., & PUTNAM, K. (2002). **Depression: Perspectives from affective neuroscience.** *Annual Review of Psychology*, 53, 545–574.

DANGELO J. G.; FATTINI C. A. **Anatomia Básica dos Sistemas Orgânicos.** São Paulo: Atheneu, 1998. 493p.

DEHART, R., **Fundamentals of Aerospace Medicine.** Lea & Febiger. Philadelphia, 1985.

DHENIN, G., **Aviation Medicine, Physiology and Human Factors**, Vol I,1978 - Tri-Med-London.

DREYER, S.J.; DREYFUSS, P.H. Low back pain and the zigapophysial (facet) joints. **Arch phys med rehabil**, v.77, p.290-300, 1996.

DIECKMANN, D. **Einfluss vertikaler mechanischer schwingungen auf den mechen. Int. Z. angew. Physiol.** 17 P.83-100, 1958.

DUARTE, M., Disponível em <<http://lob.iv.fapesp.br>>. Acesso em 20 out. 2012.

E-FISIOTERAPIA, Disponível em http://e-fisioterapia.com/pt/search.php?orderby=position&orderway=desc&search_query=eletrodos&submit_search=Pesquisa. Acesso em 20 out. 2012

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

EUROCOPTER. **Manutenção de Manutenção: Rotor Principal.** Marignane: Eurocopter, 2010.

FALZON, P. **Ergonomia.** Editora Blücher, 2007.636 p.

GARCIA, M. P. et al. O tecido adiposo. In: CURI, R. et al., **Entendendo a gordura.** São Paulo: Manole, 2002.

GERGES, S. N. Y. **Ruído:** Fundamentos e controle. 2.ed. Florianópolis: Nr Editora, 2000. 676 p.

GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.** Tradução: João Pedro Stein. 4ªed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998. p.13–26.

GRIFFIN, M. J. A comparison of standardized methods for predicting the hazards of whole-body vibration and repeated shocks. **Journal of Sound and Vibration**, Silsoe, p. 883-914. 1998.

GRIFFIN, M., J., 1990, “**HandBook of human vibration**”. Academic Press. U.S.A.

GUIMARÃES, R. R. J. **O stress e a atividade do piloto militar de helicóptero**,[S.I.:s.n.], 2004. Disponível em: <www.cpor.ensino.eb.br/paginas/art_cientifico-guimaraesjr.pdf>. Acesso em: 10 abril 2008.

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M. **Bases Biomecânicas do movimento humano.** Rio de Janeiro: Manole, 1999.

HARRIS, C. M.; PIERSOL, A. G. **Harris' shock and vibration handbook**. 5. ed., McGraw-Hill Book Company, 2002.

HERKOWITZ, H.N., DVORAK, J., BELL, G. R., NORDIN, M., GROB, D., **The Lumbar Spine**. Third, International Society for the Study of the Lumbar Spine. Edition, 2004

HEALTH & SAFETY EXECUTIVE Whole-body vibration and shock: **A literature review Prepared by the RMS Vibration Test Laboratory for the Health and Safety Executive Contract Research Report 333/2001** p.17 a 20 U.K., 2001.

HOSEA, T. M., SIMON, S. R., DELATIZKY, J., WONG, M. A., HSIEH, C. C., 1986. **Myoelectric analysis of human exposure to whole-body vibration** – Part 1: General requirements. International Organization for Standardization, 1985-05-15.

IIDA, I. **Ergonomia** - projeto e produção. 2ªed. São Paulo: Ed. Edgar Blücher Ltda, 2005.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION - ISO 2631-1. **Mechanical vibration and shock – evaluation of human exposure to whole-body vibration**. Genève, 1997.

KLEIN, A. B., SNYDER-MACKLER, L., ROY, S. H., DE LUCA, C. J., 1991. **Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain**. Physical Therapy v.71, p.445 454. 1991.

KNOPLICH, José. **Enfermidades da Coluna Vertebral**. 2.ed. São Paulo: Panamed, 2003.

LIDDLE, S.D., BAXTER, G.D., GRACEY J.H. **Exercise and chronic low back pain: what works?** Pain. 2004;107(1-2):176-90.

MANSFIELD, N. J. **Literature review on low frequency vibration comfort**. Loughborough University, Loughborough. U.K., 2006.

MEDICINA DO QUADRIL, Disponível em
<http://www.medicinadoquadril.com.br/destino_arquivos/fraturas_pelve.jpg>. Acessado em 20 out. 2012.

MISAEEL, M. R. **Conforto Humano aos Níveis de Vibração**. 2001. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2001.

MOORE, Keith L. **Anatomia orientada para a clínica** 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001

NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana**. 2 edição. Porto Alegre:Editora Artmed, 2000.

NETO, P.L.O.C. **Estatística**. 2ªed. São Paulo: Ed. Edgar Blücher Ltda p.108. 2002.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**: fundamentos para a reabilitação física. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, 2006.

OCARINO, J.M. et al. Eletromiografia: interpretação a aplicações nas ciências da reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, v. 6, p. 305-310, 2005

O'YOUNG, Bryan; YOUNG, Mark A.; STIENS, Steve A.; AGRE, James Courtland; OLIVER, Jean. **Anatomia funcional da coluna vertebral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

PANJABI, M. M., ANDERSSON, G. B. J., JORNEUS, L., HULT, E. MATTSSON, L. **In vivo measurement of spinal column Vibrations**. The Journal of Bone and Joint Surgery, p. 695-702, 1986.

PARSONS, K. C., GRIFFIN, M. J. Whole-body Vibration Perception Thresholds. **Journal of Sound and Vibration**, vol. 121, p. 237 – 258, 1988.

PORTNEY,L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S.SCHMITZ,T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 2. ed. São Paulo Manole, 1993. p.183-223

SHARKSANDWICH. Disponível em: **PP RuNe Professional Pilots Rumour Network**, <<http://www.pprune.org/where-they-now/343790-kegworth.html>> 30th Sep 2008, 19:37
<http://www.newscientist.com/article/mg12817432.600-human-error-in-the-air-the-report-on-the-m1> Acesso em: 10 março 2011.

RAMAZZINI B. **As doenças dos trabalhadores**. São Paulo: Fundacentro, 1992.

RAO, S.S., **Mechanical Vibrations**, 4th ed., New Jersey: Pearson Education, Inc., Upper Saddle River. 2004.

RASCH, P.J., **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed.Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

REIHER, H. & MEISTER, F. J., **The sensitiveness of the human body to vibrations**. Forschung (VDI-Berlin) Vol 2 No 11 pp 381-386. translation report no F-ts-616-RE, 1946, HQ, Air Materiel Command, Wright Field, Dayton, Ohio, 1931.

RIBEIRO, M.A.A.P. **Análise eletromiográfica e dinamométrica durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático**. Tese (Doutorado em Engenharia Engenharia) . Faculdade Engenharia do Campus de Guaratinguetá -Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

SANTOS, Angela. **A Biomecânica da Coordenação Motora**. São Paulo: Summus, 2002.

SEAGULL, F. J.; WICKENS, C. D. **Vibration in command and control vehicles: visual performance, manual performance, and motion sickness: A review of the literature**. Human Factors Division, Institute of Aviation, University of Illinois, 2006.

SMITH, J. A.; BOWDEN, D. R.; SMITH, S. D.; JURCSISN, J. G.; WALKER, A. Y. **Dynamic characteristics and human perception of vibration aboard a military propeller aircraft**. Biosciences and Protection Division Biomechanics Branch, 2007.

SNOOK, S. H. **A study of three preventive approaches to low back injury**. Journal of Occupational Medicine, v.20, n.7, 1978.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**, v. 80, p.485-498, 2000.

TANNER, John. **Vencendo as dores nas costas**. São Paulo: Círculo do livro, 1987.

TAVARES, G. **Elementos orgânicos e fundamentais de máquinas e implementos agrícolas**. Londrina: UEL, 2000. 247 p.

TANK F.F, SILVA G.T, OLIVEIRA C.G, GARCIA M.A.C. **Influência da distância intereletrodos e da cadência de movimento no domínio da frequência do sinal de EMG de superfície.** Rev Bras Med Esporte 2009 jul-ago; 15(4):272-76.

TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. **Physical Therapy**, v. 73, p. 698-710, 1993.

VASCONCELOS, R. P. **Atenuações de Vibrações em Lajes Nervuradas de Piso em Concreto Armado** . Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1998.

VENDRAME A. C. **Gestão de Risco Ocupacional**. São Paulo: Thomson, 2005.

VERGARA M, PAGE A. **Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting posture.** Appl Ergon. 2002 ; 33 (1):1-8.

VIEL, E. e ESNAULT, M. – **Lombalgias e Cervicalgias da Posição Sentada: Conselhos e Exercícios**. São Paulo: Editora Manole, 2000.

WILLIAMS, L. Peter; WARWICK, Roger; DYSON, Mary; BANNISTER, H. Lawrence. **Gray anatomia**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

FORD, T., **Vibrations in Helicopters – reduction and monitoring**, Aircraft Engineering and Aerospace Technology. Volume 69, Number 2, MCV University Press, 1997, pp119-125.

8 CAA – Civil Aviation Authority, **HUMS Extension to Rotor Health Monitoring**, Safety Regulation Group, Paper 2008/05, 2009.

APÊNDICE A - Questionário auxiliar

Senhores pilotos da Aviação do Exército (Av Ex), esse questionário tem como objetivo coletar informações para auxiliar no “*Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo - AS 350 L1.*” Tal estudo visa mensurar os níveis de exposição à vibração, durante o voo, na direção longitudinal (eixo z) ao longo da coluna lombar, verificar a atividade muscular dos eretores da espinha, com um aparelho de eletromiografia durante a exposição dessa vibração e a correlação entre ambas.

Obs.: Favor responder a **caneta** e procure não rasurar.

TÍTULO : *Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo - AS 350 L1*

FUNÇÃO: Piloto de Helicóptero.

Nome

Completo: _____

1) Qual é a idade do senhor ?

2) Qual é a altura do senhor ?

3) Qual é a massa corporal (peso) do senhor ?

4) Quantas horas de voo, pilotando o Esquilo AS-350 L1, o senhor possui?

5) Quantas horas de voo semanais o senhor realiza atualmente? (média)

6) O senhor sente algum desconforto durante a pilotagem do helicóptero Esquilo AS-350 L1?

() Sim () Não

(continuação do Apêndice A “Questionário Auxiliar”)

Caso responda sim:

7) Qual o tipo de desconforto?

8) O senhor atribui o desconforto ao (aos):

- Capacete;
- Assento;
- Comandos da aeronave;
- Outros.

Especificar outros: _____

9) Em qual tipo de manobra o senhor sente esse desconforto?

- Voo pairado;
- Voos retos e nivelados na Potência Máxima Contínua (PMC);
- Nos voos em PMC com curvas (10°, 20°, 30° e 45°);
- Outros. Especificar outros: _____

10) Qual o total de horas de voo que o senhor possuía, quando começou a sentir o referido desconforto?

11) O senhor tem algum tipo de problema na coluna vertebral?

- Sim
- Não

Caso responda sim:

12) Qual o tipo de problema?

13) Em qual região da coluna vertebral?

14) Foi diagnosticado por médico?

15) O senhor faz ou já fez algum tipo de tratamento na coluna vertebral?

- Sim. Especifique: _____
- Não.

(continuação do Apêndice A “Questionário Auxiliar”)

16) O senhor fez algum exame radiológico (radiografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética) na coluna vertebral durante o **processo de seleção** para piloto?

Sim Não

Caso responda sim:

17) Qual o tipo de exame radiológico (radiografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética) ?

18) O senhor usa algum tipo de suporte na região lombar (parte baixa das costas) durante os voos?

sim não

Caso responda sim:

19) Qual é o tipo/modelo de suporte e qual a sensação ?

Obrigado,

Gerhard Waack Braga
1 ° Ten QAO MB Av Mnt
CIAvEx – Pela audácia.

APÊNDICE B - Autorização para execução de pesquisa do Centro de Instrução de Aviação do Exército

Essa autorização refere-se ao Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo AS-350 L1 e possui os seguintes objetivos:

- mensurar os níveis de aceleração (vibração), na direção longitudinal (eixo z) da coluna lombar a que os pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo estão expostos durante o voo;
- verificar a atividade muscular dos eretores da espinha dos pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo, com um aparelho de eletromiografia, durante a exposição à vibração em voo;
- analisar os dados, dos pilotos, de aceleração, os sinais de eletromiografia dos músculos eretores da espinha e a correlação entre eles obtidos em voo.

Para atingir esses objetivos serão seguidos os procedimentos abaixo relacionados:

- Serão fixados os eletrodos bipolares ativos de superfície nos músculos eretores da espinha (costas-região lombar) com preparação da pele para que seja diminuída a resistência da mesma, a fim de não interferir na qualidade do registro. Esta preparação pode ser a lavagem, fricção com álcool e a abrasão da camada cutânea superficial para a remoção das células epiteliais ressecadas e mortas. Esses eletrodos estarão ligados ao equipamento de aquisição de dados do Eletromiógrafo (EMG System), o qual também será conectado a um notebook para a leitura dos dados e avaliação dos mesmos.

- Os sujeitos da pesquisa (dois pilotos do Centro de Instrução de Aviação do Exército) realizarão voos rotineiros sentados em uma almofada com acelerômetro triaxial (SEN 027-CBL) que estará fixada no assento do “1P” (piloto em comando). Os sinais advindos do acelerômetro, dos três eixos basicêntricos do corpo humano para a vibração do corpo inteiro translacional (x, y e z), passarão por um medidor de vibração de corpo humano (HVM-100 ALL) e serão tratados no notebook, utilizando-se o software Blaze que permitirá editar e personalizar relatórios padronizados, fazer correções no histórico do tempo e analisar diferentes critérios compatíveis com planilhas eletrônicas. Será utilizado apenas o sinal do eixo longitudinal “z” para fins deste estudo.

(continuação do Apêndice B “Autorização para Execução de Pesquisa do Centro de Instrução de Aviação do Exército”)

Os desconfortos a que os sujeitos da pesquisa serão submetidos serão leves e apenas dos eletrodos fixados na região lombar já que a almofada com acelerômetro não oferece desconforto. Os riscos são os mesmos existentes na profissão de piloto militar, haja vista que a medição dos níveis de vibração e a verificação da atividade muscular, a que estão expostos, ocorrerá dentro dos parâmetros normais dos voos de rotina. Os benefícios esperados serão de grande expectativa para prevenir e/ou aliviar problemas que afetem o bem-estar dos sujeitos da pesquisa, como por exemplo, lombalgia, melhorando-se dessa forma a qualidade de vida dos referidos.

O estudo será conduzido nas instalações do Centro de Instrução de Aviação do Exército de Taubaté, SP, bem como no Departamento de Engenharia Mecânica da FEG - UNESP em Guaratinguetá, SP.

Os custos do projeto serão rateados entre o Exército Brasileiro, a UNESP e o pesquisador responsável, sendo que **o Exército fornecerá os seguintes materiais experimentais para o estudo: as instalações, os sujeitos (três pilotos), os helicópteros (dois), o combustível, bem como uma fração de tempo para o estudo.** A UNESP fornecerá a equipe de profissionais (promotor, técnicos e fisioterapeuta) e o eletromiógrafo (EMG System) com os seus acessórios, bem como o notebook para a leitura, o armazenamento e a avaliação dos dados. O pesquisador responsável (Tenente Gerhard) terá que custear os eletrodos, o medidor de vibração no corpo humano (HVM-100 ALL) com seus componentes e todo o material que as instituições patrocinadoras não puderem disponibilizar para a realização da pesquisa.

Cabe ressaltar que a análise durante os voos de helicópteros será durante a rotina normal da Organização Militar, ou seja, aproveitando-se os voos diários.

Qualquer forma de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa ficará por conta do pesquisador responsável, salvo aquelas provenientes de fadiga normal do material que vier a ser comprovada.

Toda a pesquisa será acompanhada pelo promotor (Professor Dr. José Geraldo Trani Brandão da FEG-UNESP), o técnico (Walter Tupinambá), pesquisador (Gerhard Waack Braga), bem como uma fisioterapeuta (Bianca Amann) a fim de garantir estudo interdisciplinar e melhor beneficência do mesmo.

(continuação do Apêndice B “Autorização para Execução de Pesquisa do Centro de Instrução de Aviação do Exército”)

Durante qualquer momento os sujeitos da pesquisa terão total liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado.

Outro ponto a ser observado é a garantia total do sigilo que assegura a privacidade dos sujeitos quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi aprovado para a realização do Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo AS-350 pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12245000, em São José dos Campos - SP UNESP, através do protocolo número 028/2011-PH/CEP.

Diante do supracitado, autorizo a realização do estudo com grande expectativa desta parceria com a FEG-UNESP, principalmente no que se refere à prevenção de problemas que afetem o bem-estar dos nossos pilotos de helicópteros da Aviação do Exército, como por exemplo, lombalgia, elevando dessa forma a qualidade de vida dos mesmos.

Quartel em Taubaté, SP, _____ de _____ de 2011.

Comandante do Centro de Instrução de Aviação do Exército

APÊNDICE C - Termo de consentimento livre e esclarecido

Caro Senhor:

Eu, GERHARD WAACK BRAGA, Aluno de Mestrado da Engenharia Mecânica - Área de Projetos, linha de pesquisa Engenharia Semiológica da UNESP - Campus de Guaratinguetá, portador do CIC 521.206.199-72, estabelecido à Estrada dos remédios, 2135, na cidade de Taubaté-SP, telefone para contato: 012-8146-7511 ou 061-7819-3569, irei coordenar uma pesquisa cujo título é “Estudo da Vibração de Corpo Inteiro em Pilotos de Helicóptero Esquilo AS-350 L1”.

Os objetivos deste estudo são:

- mensurar os níveis de aceleração (vibração), na direção longitudinal (eixo z) da coluna lombar a que os pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo estão expostos durante o voo;
- verificar a atividade muscular dos eretores da espinha dos pilotos de helicópteros As-350 L1 Esquilo, com um aparelho de eletromiografia, durante a exposição à vibração em voo;
- analisar os dados, dos pilotos, de aceleração, os sinais de eletromiografia dos músculos eretores da espinha e a correlação entre eles obtidos em voo.

Para atingir esses objetivos serão seguidos os procedimentos abaixo relacionados:

-Serão fixados os eletrodos bipolares ativos de superfície nos músculos eretores da espinha (costas-região lombar) com preparação da pele para que seja diminuída a resistência da mesma, a fim de não interferir na qualidade do registro. Esta preparação pode ser a lavagem, fricção com álcool e a abrasão da camada cutânea superficial para a remoção das células epiteliais ressecadas e mortas. Esses eletrodos estarão ligados ao eletromiógrafo (EMG System), o qual também será conectado a um notebook para leitura de dados e avaliação dos mesmos.

-Os sujeitos da pesquisa (dois pilotos do Centro de Instrução de Aviação do Exército) realizarão voos rotineiros sentados em uma almofada com acelerômetro triaxial (SEN 027-CBL) que estará fixada no assento do “1P” (piloto em comando).

(continuação do Apêndice C “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido”)

Os sinais advindos do acelerômetro, dos três eixos basicêntricos do corpo humano para vibração de corpo inteiro translacional (x, y e z), passarão por um medidor de vibração de corpo humano (HVM-100 ALL) e serão tratados em notebook será utilizado o software Blaze que permitirá editar e personalizar relatórios padronizados, fazer correções no histórico do tempo e analisar diferentes critérios compatíveis com planilhas eletrônicas. Será utilizado apenas o sinal do eixo longitudinal “z” para fins deste estudo.

Os desconfortos a que os sujeitos da pesquisa serão submetidos serão leves e provenientes dos eletrodos fixados na região lombar (costas) já que a almofada com o acelerômetro não oferece desconforto.

Os riscos são os mesmos existentes na profissão do piloto militar, haja vista que a medição dos níveis de vibração e a verificação da atividade muscular, a que estão expostos, ocorrerá dentro dos parâmetros normais dos voos de rotina. Os benefícios esperados serão de grande expectativa para prevenir e/ou aliviar problemas que afetem o bem-estar dos sujeitos da pesquisa, como por exemplo, a lombalgia, melhorando dessa forma a qualidade de vida dos referidos.

O senhor terá a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Doutor José Geraldo Trani Brandão, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP - CAMPUS DE GUARATINGUETÁ.

Caso o senhor venha a ter alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contacto com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12245000, em São José dos Campos-SP, fone 012-3947-9076, e-mail janete@fosjc.unesp.br e comunique-se com a Coordenadora Professora Adjunta JANETE DIAS ALMEIDA. Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim deixar de participar do estudo. Também não haverá custo nem pagamento pela Colaboração.

(continuação do Apêndice C “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido”)
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido a respeito das informações que lerei para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em participar do mesmo sabendo que serão fixados eletrodos nas minhas costas (região lombar) a fim de verificar a atividade muscular do eretor da espinha, bem como serão mensurados os níveis de vibração nos eixos “x”, “y” e “z”, durante os voos rotineiros nos helicópteros, mas somente o eixo “z” será objeto do estudo. Para essa medida terei que sentar em uma almofada com um acelerômetro triaxial, SEN 027-CBL, que estará conectado em um medidor de vibração de corpo humano, HVM-100 ALL. Esses equipamentos não interferem nos padrões de pilotagem, nem tão pouco compromete a segurança do voo. Os voos serão realizados na área de instrução do Centro de Instrução de Aviação do Exército em Taubaté, SP. Declaro conhecer os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizadas, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

NOME/RESPONSÁVEL _____

Rg _____ CPF _____

Endereço completo: _____

Responsável

Pesquisador

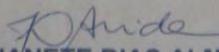
ANEXO A - Certificado de aprovação para a pesquisa do Comitê de Ética

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / janete@fosjc.unesp.br

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **028/2011-PH/CEP**, referente ao Projeto intitulado **“Estudo da vibração de corpo inteiro em pilotos de helicóptero ASD-350 - Esquilo”**, sob a responsabilidade de **GERHARD WAACK BRAGA**, tendo como orientador Prof.Dr. **JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme, Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 08 de junho de 2011.


Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

ANEXO B - Contrato de locação do medidor de vibração do corpo humano HVM-100



Contrato de Locação de Equipamentos de Medição N° 002221/11

CELEBRAM a GROM EQUIPAMENTOS ELETROMECÂNICOS LTDA., empresa com sede na cidade do Rio de Janeiro, na Rua Pedro Alves 47, do CNPJ 40.184.699/0001-01, doravante denominada **LOCADORA**, neste ato representada por Marcelo Augusto Fontana Gomes, brasileiro, solteiro, engenheiro, da identidade 08191004-4 IFF/RJ, do CPF 008.576.267/95, residente e domiciliado nesta cidade e, do outro lado, GERHARD WAACK BRAGA, com sede na cidade de Taubaté/SP, na Estrada dos Remédios N° 2135 Casa 3 Vila Minitar III - Bairro: Itam Granjas Rurais - SP CEP:12086-000, do CNPJ 09.449.954/0001-50, da identidade 018545143-2 SP MD EB, do CPF 521.206.199-72 doravante denominada **LOCATÁRIA**, e têm entre si ajustado o presente Contrato, regido e condicionado às condições descritas nas cláusulas abaixo.

1. DO OBJETO - A **LOCADORA** cede em locação a **LOCATÁRIA**, os bens descritos no **ANEXO ÚNICO** deste contrato de locação e o cumprimento dos itens da Cotação de Produtos Nr.006868/11.

2. FORMA DE PAGAMENTO - Será a vista com vencimento na data de devolução do equipamento, previsto no **ANEXO ÚNICO**.

O não pagamento na data prevista, autoriza a **LOCADORA**, a retomar o equipamento imediatamente, além da emissão de nota promissória com vencimento à vista, a favor da **LOCADORA** no valor devido, incluindo despesas de cobrança.

3. DAS RESPONSABILIDADES - A **LOCATÁRIA** será responsável pela guarda do equipamento, não sendo permitido, sublocá-lo, emprestá-lo, cedê-lo ou transferi-lo à terceiros, bem como transferir os direitos e deveres decorrentes do presente contrato.

Fica facultado o livre acesso da **LOCADORA** ao local de funcionamento e/ou armazenamento do equipamento, para fiscalização de sua guarda e condições de uso.

A **LOCATÁRIA** será responsável pela operação, supervisão e bom uso do equipamento, comprometendo-se a não abrir ou fazer qualquer manutenção no mesmo.

4. DA PERDA OU DANO AO EQUIPAMENTO - Ocorrendo o furto, roubo ou dano irreparável ao equipamento por mal uso, acidente, incêndio ou qualquer outra causa, quer por culpa própria ou de terceiros enquanto o mesmo estiver em poder da **LOCATÁRIA**, esta deverá ressarcir à **LOCADORA** os valores indicados no **ANEXO ÚNICO** contratado, exceto em casos de defeitos técnicos que comprovadamente não tenham sido causados pelo uso indevido.

Em caso de danos ao equipamento, a **LOCATÁRIA** se obriga a permitir a manutenção do mesmo durante o período de vigência deste contrato, por firma indicada pela **LOCADORA**, bem como não permitir que outros consertem ou efetuem a manutenção do equipamento sem prévia autorização da **LOCADORA**, sob pena de responder pelos prejuízos que possam daí advir.

Todas as despesas advindas da manutenção do equipamento, serão custeadas pela **LOCATÁRIA**, inclusive despesas de exportação e importação, de armazenagem, frete nacional e internacional, além de peças e horas técnicas

mesmo que o equipamento seja reparado pela **LOCADORA**.

5. DA GARANTIA - A **LOCATÁRIA** apresenta o **FIADOR** supra qualificado e principal pagador, solidariamente responsável por todas as cláusulas do presente contrato, até a efetiva entrega do equipamento e liquidação das respectivas obrigações, que firma o presente renunciando expressamente aos benefícios previstos nos artigos 12 e 13 da lei 8.245/91.

A **LOCATÁRIA** e o **FIADOR** outorgam-se irrevogável, mútua e reciprocamente, poderes para receber citação, notificação ou ciência e tomar conhecimento, um pelo outro, de qualquer ato judicial ou medida vinculados ao presente contrato, de forma que a efetivação da diligência pelo meirinho em qualquer um abrangerá o outro, independentemente de qualquer formalidade, tornando, por conseguinte, completo o quadro citatório.

No caso de morte, falência ou insolvência do **FIADOR**, ou mudança para fora desta capital, a **LOCATÁRIA** será obrigado, dentro do prazo de 30 (trinta) dias a dar substituto idôneo, a juízo da **LOCADORA**, sob pena de rescisão do presente contrato, de pleno direito, independente de aviso ou interpelação, sem que no entanto cessem as obrigações da **LOCADORA**.

6. DA VIGÊNCIA - O Contrato tem sua vigência expressa no **ANEXO ÚNICO**, que poderá ser prorrogada, havendo solicitação por escrito da **LOCATÁRIA**, caso haja disponibilidade e interesse por parte da **LOCADORA**.

7. ATRASO NA DEVOLUÇÃO - Não havendo devolução do equipamento para a **LOCADORA** na data prevista no **ANEXO ÚNICO**, serão cobradas diárias sucessivas acrescidas de multa de 10% (dez por cento) sobre o valor da locação.

É facultado ainda a **LOCADORA** o direito de retirar diretamente na **LOCATÁRIA** seu equipamento, sem a necessidade de aviso prévio ou interpelação judicial.

8. DA RESCISÃO - Independentemente do prazo assinalado para a vigência do presente Contrato ou suas prorrogações, considerar-se-á o mesmo rescindido de pleno direito, independente de notificação ou interpelação judicial ou extra, sempre que ocorrer o não cumprimento, por parte da **LOCADORA**, de quaisquer das condições ora ajustadas.

O presente Contrato não poderá ser rescindido pela **LOCATÁRIA**, sob pena de pagamento de multa no valor integral do contrato.

Em caso de inadimplência, além da rescisão acima prevista, deverá a **LOCATÁRIA** devolver de imediato o equipamento locado, sob pena de serem tomadas as medidas judiciais cabíveis, além do pagamento em dobro do aluguel contratado até efetiva entrega do bem locado e seus acessórios.

9. DA RETIRADA E DEVOLUÇÃO - Finda ou rescindida a presente locação, a **LOCATÁRIA** é responsável por devolver à **LOCADORA** o equipamento objeto deste contrato, devendo o mesmo estar em perfeito estado de funcionamento e conservação, ressalvando o desgaste normal pelo tempo de uso.



10. DAS DISPOSIÇÕES GERAIS - Qualquer mudança de endereço da **LOCATÁRIA** deverá ser comunicada por escrito à **LOCADORA** com uma antecedência mínima de 5 (cinco) dias.

Aplicam-se no presente, as disposições dos artigos 569, 570 e 571 do Código Civil, ficando certo que a rescisão deste contrato pela **LOCATÁRIA**, implicará na obrigação de pagar, proporcionalmente a multa prevista no contrato. Fica a cargo da **LOCADORA** as despesas decorrentes do registro deste contato de

locação, que poderá ser feito a qualquer tempo.

E por estarem assim justas e contratados, ratificam todos os dizeres e cláusulas impressas e constantes no presente contrato, lido, discorrido e achado conforme pelas partes assinam o presente em duas vias de igual teor a forma e na presença de duas testemunhas.

Fica eleito o foro do Rio de Janeiro, comarca da capital para dirimir quaisquer litígio decorrente deste contrato.

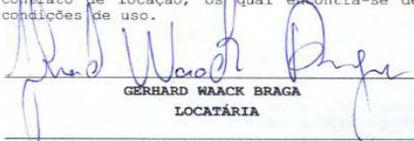
ANEXO ÚNICO

Locatário: GERHARD WAACK BRAGA
 Endereço: Estrada dos Remédios N° 2135 Casa 3 Vila Minitar III - Bairro: Itam Granjas Rurais
 Taubaté - SP CEP:12086-000
 Telefone: (12) 9147-0177 / 7812-4693
 C.P.F.: 521.206.199-72
 Vigência: 07/12/11 à 09/12/11
 Valor da Locação: R\$720,00 (Setecentos e vinte reais)

Qnt.	Descrição do Equipamento	Unid.	Valor Unitário
01	HVM - Analisador (s/n-01001), Cabo RS-232 CBL006, 1 Cabo microdot, Cabo Lemo - CBL158, Seat pad modelo 5313A série 616, Estojo, CD, 2 amarras de velcro, 2 pilhas, mochila de transporte.	UN	R\$ 21.500,00
Total			R\$21.500,00

O **LOCATÁRIO** declara haver recebido da **LOCADORA** o equipamento relacionado neste anexo único do contrato de locação, os qual encontra-se de acordo com o nosso pedido formado e em perfeitas condições de uso.

Rio de Janeiro, 07 de Dezembro de 2011.


 GERHARD WAACK BRAGA
 LOCATÁRIA

Testemunha #1

GROM Equipamentos Eletromecânicos Ltda.
 LOCADORA

Testemunha #2

DEVOLUÇÃO

A **LOCADORA** declara haver recebido do **LOCATÁRIO** o equipamento relacionado neste **ANEXO ÚNICO** do contrato de locação, em perfeitas condições de uso.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de 2011.

GROM Equipamentos Eletromecânicos Ltda.
 LOCADORA