

“Estudo das medições de vibração e eletromiografia na coluna lombar de operadores de empilhadeira, utilizando pneus elásticos e infláveis.”

BIANCA DE OLIVEIRA AMANN

BIANCA DE OLIVEIRA AMANN

ESTUDO DAS MEDIÇÕES DE VIBRAÇÃO E ELETROMIOGRAFIA NA
COLUNA LOMBAR DE OPERADORES DE EMPILHADEIRA, UTILIZANDO
PNEUS ELÁSTICOS E INFLÁVEIS.

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá

2006

DADOS CURRICULARES
BIANCA DE OLIVEIRA AMANN

NASCIMENTO	01.05.1979 – NITERÓI / RJ
FILIAÇÃO	Jörg Amann Lucilena de Oliveira Amann
1997 / 2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade Gama Filho – UGF
2003 / 2004	Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia do Trabalho e Ergonomia, nível Especialização, no Centro Científico e Cultural Brasileiro de Fisioterapia – CBF
2003/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica com ênfase em Engenharia Semiológica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP, Campus de Guaratinguetá

Ao meu filho Felipe, amor maior da minha vida.
Ao meu noivo Carlos Alberto, pelo amor, cumplicidade e dedicação.
À minha avó Maria Odete por mais uma batalha vencida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por me conceder tudo o que tenho.

Ao Departamento de engenharia Mecânica da UNESP – FEG, pelo apoio e incentivo; especialmente ao Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, pela orientação e atenção durante todo esse trabalho.

Aos demais professores e técnicos do laboratório da FEG/UNESP, em especial ao técnico Walter Luiz Tupinambá, pela grande colaboração e dedicação no desenvolvimento deste trabalho.

À secretária do Departamento de Engenharia Mecânica, Rosiléa Ribeiro de Matos, pela atenção concebida.

À Lúcia Helena de Paula Coelho, pela ajuda concebida.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP, Regina Célia Galvão Faria Alves, Elisa Mara de Carvalho Nunes e Maria Cristina Silva de Oliveira, pela dedicação e presteza no atendimento.

Às funcionárias da Biblioteca da FEG/UNESP, em especial à Ana Maria Ramos Antunes, pela qualidade e gentileza no atendimento.

Um agradecimento especial ao Marcos Silvano, que viabilizou este trabalho.

Aos participantes que aceitaram fazer parte deste trabalho.

À minha família, Lena, Jorge, Christian e meu filho Felipe, que me apoiaram durante toda esta caminhada.

À minha avó Maria Odete que sempre me deu suporte para seguir em frente, juntamente com minha tia Sônia, um agradecimento especial.

Ao meu noivo Carlos Alberto por estar sempre ao meu lado me apoiando.

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

Este trabalho contou com o apoio das seguintes entidades:

CAPES

PROAP Mecânica – FEG/UNESP

“É preciso fazer da interrupção um caminho novo;
fazer da queda, um passo de dança;
do medo, uma escada;
do sonho, uma ponte;
da procura, um encontro.”

Fernando Pessoa

AMANN, B. O. **Estudo das medições de vibração e eletromiografia na coluna lombar de operadores de empilhadeira, utilizando pneus elásticos e infláveis.** 2006. 98f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo de vibração de corpo inteiro em operadores de empilhadeira, comparando dois tipos de pneus, elástico e inflável. A vibração foi medida no eixo z, que é o eixo da coluna vertebral; concomitantemente à coleta da vibração foi realizada uma eletromiografia para analisar a atividade muscular nos músculos eretores da espinha. Devido a crescente utilização dos pneus elásticos no mundo, o principal enfoque deste estudo é o de desfazer o mito existente entre os operadores de empilhadeira que dizem que o pneu elástico machuca a coluna. Portanto as coletas foram feitas em várias situações diferentes, em três tipos de piso, na empilhadeira com e sem carga, com dois operadores, com o pneu elástico ou inflável. Com os resultados obtidos pode-se perceber que de modo geral o pneu elástico apresentou valores menores tanto para aceleração quanto para eletromiografia. Outro dado de extrema importância é que para uma frequência de 4 Hz, que é a frequência de ressonância da coluna vertebral, o pneu elástico apresentou valores de amplitude de aceleração menores; mostrando assim que o pneu elástico é menos prejudicial à coluna vertebral; isso pode ser comprovado através da EMG, que também apresentou valores menores com o pneu elástico.

PALAVRAS-CHAVE: Vibração de corpo inteiro, operador de empilhadeira, eletromiografia, pneu elástico e pneu inflável.

AMANN, B. O. **Study of the vibration measurements and electromyography in the lumbar column of fork-lift truck operators, using elastic and inflate tires.** 2006. 98f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

ABSTRACT

This work presents a study of whole body vibration in fork-lift truck operators, comparing two types of tires, elastic and inflate. The vibration was measured in the axis z, that is the axis of the spine; at the same time to the collection of the vibration an electromyography was accomplished to analyze the muscular activity in the erecting muscles of the spine. Owing to growing use of the elastic tires in the world, the principal focuses of this study it is it of undoing the existent myth among the fork-lift truck operators that say that the elastic tire hurts the column. Therefore the collections were made in several different situations, in three floor types, in the fork-lift truck with and without load, with two operators, with the elastic tire or inflate. With the obtained results it can be noticed that in general the elastic tire presented smaller values for acceleration and for electromyography. Another die of extreme importance is that for a frequency of 4 Hz, that is the frequency of resonance of the spine, the elastic tire presented values of width of acceleration smaller; showing the elastic tire as soon as is less harmful to the spine; that can be proven through EMG, that also presented smaller values with the elastic tire.

KEYWORDS: Whole body vibration, fork-lift truck, electromyography, elastic and inflate tires.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Vértebra (HAMILL; KNUTZEN, 1999)	38
FIGURA 2	– Coluna vertebral com as curvaturas fisiológicas (PUTZ; PABST, 2000).....	39
FIGURA 3	– Diferença entre as vértebras cervicais, torácicas e lombares (HAMILL; KNUTZEN, 1999)	40
FIGURA 4	– Coluna vertebral separada por região, com áreas de junção (HAMILL; KNUTZEN, 1999)	41
FIGURA 5	– Disco intervertebral (HAMILL; KNUTZEN, 1999)	43
FIGURA 6	– Músculo eretor da espinha (PUTZ; PABST, 2000).....	45
FIGURA 7	– Vértebras lombares e disco intervertebral (PUTZ; PABST, 2000)	47
FIGURA 8	– Valores limite para oscilações verticais – ISO 2631 (GRANDJEAN, 1998).....	54
FIGURA 9	– Representação da unidade motora (SULLIVAN; SCHMITZ, 1993).....	55
FIGURA 10	– Eletrodo de superfície	57
FIGURA 11	– Eletrodo de agulha (SULLIVAN; SCHMITZ, 1993).....	59
FIGURA 12	– Acelerômetro fixado no assento.....	61
FIGURA 13	– Equipamento para aquisição de sinais da EMG System, ligado ao condicionador de sinais, que se liga ao acelerômetro	61
FIGURA 14	– Equipamentos ligados ao notebook	62
FIGURA 15	– Equipamento para aquisição de dados EMG System	62
FIGURA 16	– Eletrodo fixado no músculo eretor da espinha.....	63
FIGURA 17	– Empilhadeira utilizada para realização dos testes.....	63
FIGURA 18	– Piso do percurso 1	65
FIGURA 19	– Piso do percurso 2	65
FIGURA 20	– Piso do percurso 3	66

FIGURA 21	– Gráfico da aceleração no tempo, de 0-60 s	68
FIGURA 22	– Gráfico da aceleração no tempo, de 10-50 s	69
FIGURA 23	– Gráfico das médias da aceleração no percurso 1	69
FIGURA 24	– Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador A.....	70
FIGURA 25	– Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador W.....	70
FIGURA 26	– Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador A, frequência de 2-10 Hz	71
FIGURA 27	– Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador W, frequência de 2-10 Hz	71
FIGURA 28	– Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador A.....	72
FIGURA 29	– Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador W	72
FIGURA 30	– Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz	73
FIGURA 31	– Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz	73
FIGURA 32	– Gráfico das médias da aceleração no percurso 2	74
FIGURA 33	– Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador A.....	75
FIGURA 34	– Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador W.....	75
FIGURA 35	– Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz	76
FIGURA 36	– Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz	76
FIGURA 37	– Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador A.....	76

FIGURA 38	– Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador W.....	77
FIGURA 39	– Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.....	77
FIGURA 40	– Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.....	77
FIGURA 41	– Gráfico das médias da aceleração no percurso 3.....	78
FIGURA 42	– Espectro da frequência para percurso 3, com carga, operador A.....	79
FIGURA 43	– Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador W.....	79
FIGURA 44	– Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.....	80
FIGURA 45	– Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.....	80
FIGURA 46	– Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador A.....	81
FIGURA 47	– Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador W.....	81
FIGURA 48	– Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.....	82
FIGURA 49	– Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.....	82
FIGURA 50	– Gráfico da EMG no tempo, percurso 3, sem carga, operador A, pneu elástico, EED.....	83
FIGURA 51	– Gráfico da EMG no tempo, percurso 3, sem carga, operador A, pneu elástico, EEE.....	83
FIGURA 52	– Gráfico das médias da EMG para o percurso 1.....	84
FIGURA 53	– Gráfico das médias da EMG para o percurso 2.....	85
FIGURA 54	– Gráfico das médias da EMG para o percurso 3.....	86

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Características dos operadores de empilhadeira	67
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C	- Com carga
CESAT	- Centro de Estudos de Saúde do Trabalhador
CLT	- Consolidação das Leis Trabalhistas
DORT	- Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
EUA	- Estados Unidos da América
EMG	- Eletromiografia
E	- Elástico
EED	- Ereter da Espinha Direito
EEE	- Ereter da Espinha Esquerdo
G	- Gasolina
GLP	- Gás Liquefeito de Petróleo
h	- Hora
Hz	- Hertz
I	- Inflável
IMC	- Índice de Massa Corpórea
INSS	- Instituto Nacional do Seguro Social
kg	- Quilograma
Kgf	- Quilograma força
LER	- Lesões por Esforços Repetitivos
m	- Metro
mm	- Milímetro
μ v	- Microvolt
OMS	- Organização Mundial de Saúde
OIT	- Organização Internacional do Trabalho
PAUM	- Potencial de ação da unidade motora
Psi	- Libra por polegada quadrada
RSI	- Repetitive strain injuries
S	- Sem carga

s	- Segundos
T	- Tonelada
V	- Volt

LISTA DE SÍMBOLOS

<	- Menor
L3	- Terceira vértebra lombar
L5	- Quinta vértebra lombar

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	OBJETIVOS	23
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	24
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	HISTÓRICO DAS DOENÇAS OCUPACIONAIS	25
2.2	LER/DORT	27
2.2.1	Definição	28
2.2.2	Dados Epidemiológicos	28
2.2.3	O Trabalho e LER/DORT	30
2.2.4	Fatores Contributivos	31
2.2.5	Fatores de risco e a etiopatogenia de LER/DORT	32
2.2.6	Fisiopatologia da LER/DORT	33
2.2.7	Distúrbios mais frequentes	35
2.3	LOMBALGIA	36
2.3.1	Anatomia e cinesiologia da coluna vertebral	37
2.3.2	Coluna Lombar	46
2.3.3	Lombalgia e o trabalho	47
2.4	VIBRAÇÃO NO CORPO HUMANO	48
2.4.1	Definição	48

2.4.2	O Comportamento oscilatório do corpo humano	50
2.4.3	Efeitos das vibrações sobre o organismo	50
2.4.4	Danos à saúde	51
2.4.5	Vibração e a coluna lombar	52
2.4.6	Reflexos Musculares	53
2.4.7	Normalização	53
3	ELETROMIOGRAFIA	55
3.1	ELETRODOS	57
3.1.1	Eletrodo de superfície	57
3.1.2	Eletrodo de agulha	58
3.2	O SINAL MIOELÉTRICO	59
4	MATERIAIS E MÉTODOS	60
4.1	EQUIPAMENTOS	60
4.1.1	Acelerômetro	60
4.1.2	Eletromiografia	62
4.1.3	Empilhadeira	63
4.1.4	Pneus	64
4.2	PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO	64
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	68
5.1	ACELERAÇÃO	68
5.1.1	Percurso 1	69
5.1.2	Percurso 2	74
5.1.3	Percurso 3	78
5.2	ELETROMIOGRAFIA	82

5.2.1	Percurso 1	84
5.2.2	Percurso 2	85
5.2.3	Percurso 3	86
6	CONCLUSÕES	87
	REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	88
	ANEXO	98

1 INTRODUÇÃO

Em todo o mundo, a incidência dos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT), mais conhecidos no Brasil como lesões por esforços repetitivos (LER), vêm crescendo nas últimas décadas. Apesar da subnotificação das doenças do trabalho em nosso país, os DORT/LER vêm apresentando um crescimento progressivo nas estatísticas oficiais nos serviços de atendimento à saúde dos trabalhadores. A partir de 1980, os DORT tornaram-se a causa mais freqüente de afastamento do trabalho no mundo, e representa atualmente, a doença do trabalho mais registrado junto à Previdência Social, acometendo trabalhadores do setor industrial e de serviços (FERREIRA JUNIOR, 2000).

DORT é o nome genérico dado a um conjunto de afecções que acometem músculos, tendões, sinóvias, articulações, nervos, fâcias, ligamentos, de forma isolada ou associada, com ou sem degeneração dos tecidos. Estes distúrbios podem ocorrer em qualquer parte do aparelho locomotor, embora as regiões cervical, lombar e os membros superiores sejam os mais freqüentemente comprometidos. Promove fadiga muscular, dormência, formigamento, diminuição da sensibilidade e da força, levando a uma redução na produtividade. Os fatores biomecânicos que desencadeiam as DORT/LER são os movimentos repetitivos; a manutenção de posturas inadequadas; a compressão mecânica, incluindo vibração; e a força excessiva com os membros superiores (PEREIRA, 2003).

Dentre os DORT a lombalgia apresenta grande destaque, para se ter uma idéia da sua importância clínico-epidemiológica, cerca de 80% das pessoas apresentam dores lombares ao longo da vida, e a lombalgia é a maior causa de incapacidade de curta e longa duração entre trabalhadores, sendo apontada como uma das principais causas de absenteísmo no trabalho. Existem evidências suficientes para relacionar a lombalgia com o trabalho físico pesado que envolva levantamento manual freqüente ou levantamento de carga pesada, carregamento, tração ou empurro, ou ainda, balanço, torção e posturas não neutras repetitivas do tronco. Posturas prolongadas, principalmente, sob ação concomitante de movimentos vibratórios (por exemplo,

motoristas de ônibus, caminhões, tratores e empilhadeira), também podem ocasionar dor lombar (FERREIRA JUNIOR, 2000).

A relação entre a vibração e o corpo humano, principalmente à coluna vertebral, vem sendo estudada há algum tempo, e vários estudos tem demonstrado uma associação positiva entre vibração do corpo todo e o desenvolvimento de dor na coluna lombar entre motoristas, incluindo operadores de empilhadeira. Isso sugere que a vibração do corpo inteiro causa um aumento no desconforto, causando dor, prejudicando a tarefa do trabalhador e conseqüentemente levando a redução no desempenho do trabalho (HOY et al. 2003).

Sabe-se que a repetição diária das exposições à vibração no local de trabalho, pode levar a modificações doentias das partes do corpo atingidas. As vibrações que são transmitidas ao corpo humano podem ser classificadas em dois tipos, de acordo com a parte do corpo atingida: vibração transmitida ao corpo inteiro e vibração localizada, que atinge um segmento do corpo. As vibrações transmitidas ao corpo inteiro são de baixa frequência e grande amplitude, situa-se na faixa de 1 a 80 Hz, mais especificamente de 1 a 20 Hz. As oscilações verticais, ou seja, no sentido longitudinal da coluna, penetram no corpo quando na posição sentado ou em pé sobre as bases vibratórias, levam muitas vezes a manifestações de desgaste da coluna vertebral. Também são enquadradas como vibração do corpo inteiro os casos de enjôo que compreendem as frequências na faixa de 0,1 a 0,63 Hz. Essas vibrações são mais críticas em atividades relacionadas aos meios de transporte e são tratadas na norma ISO 2631. As vibrações que atingem um segmento do corpo (localizada) são as mais estudadas, situa-se na faixa de frequência de 6,3 a 1250 Hz. Ocorrem em ferramentas motorizadas e geram modificações doentias nas mãos e braços.

Foi observado que o efeito da vibração é muito dependente da frequência das oscilações. O corpo humano é mais sensível na faixa de 4 a 8 Hz, que corresponde à frequência de ressonância na direção vertical. A sensibilidade subjetiva relatada por voluntários, na posição sentada, em pesquisa realizada por Chaney (1964) também encontra-se nessa mesma faixa de frequência (de 4 a 8 Hz). Os efeitos fisiológicos causados pela frequência de vibração abrangem: em pequena intensidade, músculos, circulação e respiração e em grande intensidade, percepção visual e produção

psicomotora. Os efeitos da vibração no corpo humano não dependem somente da frequência das oscilações, mas também da aceleração das oscilações, que é a responsável pela sobrecarga vibratória. A aceleração das oscilações também influencia nos efeitos fisiológicos, devendo levar-se em conta o tempo de duração a que o sujeito ficou exposto, pois os danos aumentam fortemente com o aumento na duração da exposição. Outro fator importante é a direção do movimento, que é definida pelos eixos ortogonais, x (das costas para frente), y (da direita para a esquerda) e z (dos pés à cabeça).

Já se sabe que os operadores de empilhadeira estão submetidos a altos níveis de vibração no eixo z, que é o eixo da coluna vertebral, além disso, eles trabalham por longos períodos e muitas vezes em posições inadequadas. Com isso eles se tornam fortes candidatos a desenvolver lombalgia. Conforme pesquisa realizada por Brendstrup e Biering-Sorensen (1987), operadores de empilhadeira apresentam maiores problemas de coluna quando comparados com outros grupos de trabalhadores.

Kitazaki e Griffin (1998) exploraram o movimento da coluna no plano sagital, para indivíduos sentados submetidos a uma vibração de banda larga (0,5 a 35 Hz), esses autores sugerem que os maiores riscos de problemas lombares e dorsais, provavelmente, se originam de deformação por flexão da coluna, quando submetida a uma vibração num intervalo de frequência abaixo de 10 Hz.

Em estudo realizado com um grupo representativo (HOY et al., 2003) foi demonstrado que a dor na coluna lombar é mais predominante em operadores de empilhadeira do que entre não-operadores. Observou-se também que quando esses mesmos operadores adotam posturas em que o tronco encontra-se torcido ou curvado para frente o risco aumenta ainda mais. Além disso, ficou claro que os níveis de vibração, na direção do eixo z, excederam os valores determinados na norma ISO 2631, este fato não ocorreu nas outras direções x e y onde os valores foram considerados normais.

Uma das formas de se amenizar a vibração que é transmitida aos operadores de empilhadeira, e assim diminuir a incidência de lombalgia, é através do tipo de pneu que é utilizado no veículo. Existe no mercado mundial uma forte tendência em substituir o pneu inflável (pneumático) pelo pneu elástico. Estima-se que 75% das

empilhadeiras novas utilizadas no exterior são equipadas com pneus elásticos, enquanto que no Brasil os pneus elásticos representam apenas 15 a 20 % do mercado. Uma das principais barreiras para a utilização desse tipo de pneu é o aspecto cultural, pois os operadores de empilhadeira alegam que o pneu elástico “machuca” a coluna e da dor nas costas, isso devido a sua rigidez (VIEIRA et al., 2001).

Aspectos relacionados à vibração do corpo inteiro em operadores de empilhadeiras elétricas e com motor diesel foram avaliados por Cocheo et al. (1984), os resultados revelaram que o tipo de motor não influencia os níveis de vibração. Observaram que as características de vibração dependiam dos pneus empregados no equipamento.

A seguir são citados alguns trabalhos anteriores que foram de grande importância para a compreensão do efeito da vibração e sua influência na fisiologia humana.

Em 1954 Loeb, citado por Helmkamp, Talbott e Marsh (1984), considerado um dos precursores da análise dos efeitos combinados, através de um estudo experimental, não verificou nenhuma alteração nas medias das pressões arteriais sistólica e diastólica entre o grupo de trabalhadores expostos à vibração.

Rosegger e Rosegger (1960) relataram constatações de um estudo realizado com 371 operadores de trator. Desses operadores 30% tinham queixas da coluna, e no exame de raio-x foram detectados sinais de degeneração na coluna lombar e torácica em 70% dos operadores. Em razão da pouca idade dos homens (26 anos) e da prevalência ter aumentado muito com o passar dos anos dirigindo trator, os autores concluíram que a exposição à vibração foi, em alguma extensão, responsável por este efeito.

Pesquisas sobre os fatores que afetam o conforto dos operadores de tratores são apresentadas por Matthews (1964), abordando as informações existentes sobre a influência da vibração no conforto, na eficiência do trabalho e na saúde do operador. Neste trabalho, são discutidos os aspectos das medidas de vibração em tratores em operação e apresenta-se um modelo dinâmico para análise de vibrações na direção vertical.

Matthews e Talamo (1965) desenvolveram um modelo para simulação em computador que permite avaliar a vibração vertical e transversal e compararam os

resultados obtidos com as vibrações medidas em um trator real. Neste trabalho foram apresentados os métodos para obtenção das características dinâmicas dos pneus de tratores e do momento de inércia do trator relativo ao eixo transversal.

Em três estudos em série, com espaço de cinco anos entre eles, com os mesmos motoristas de tratores, Dupuis e Christ (1972) encontraram um aumento de achados radiológicos desfavoráveis na coluna. Com isso foi possível estabelecer um aumento de achados patológicos na coluna vertebral em relação ao tempo anual de condução dos tratores.

Segundo Burton e Sandover (1987) choque mecânico e vibração do corpo todo são considerados causas representativas para o desenvolvimento de lombalgias em motoristas. Estes autores sustentam esta conclusão devido a uma redução significativa da incidência e gravidade de lombalgias observadas entre pilotos, quando a rigidez da suspensão de veículos de competição foi reduzida.

Distúrbios na coluna foram estudados em operadores de movimentação de terra, com pelo menos três anos de exposição, por meio de estudo seccional desenvolvido por Dupuis e Zerlett (1987). Os autores empregaram um grupo controle para possibilitar comparações com o grupo exposto à vibração. A pesquisa demonstrou que a prevalência de trabalhadores com queixa de desconforto na coluna foi muito mais alta no grupo de trabalhadores expostos à vibração.

A primeira publicação internacional a estabelecer limites para a exposição a vibrações de frequências mais baixas (de 1 a 80 Hz) foi a normas ISO 2631 de 1978.

1.1 OBJETIVOS

Esta pesquisa tem os seguintes objetivos:

- Medir os níveis de vibração a que os operadores de empilhadeira estão expostos no domínio do tempo;
- Verificar a atividade muscular no músculo eretor da espinha, com um aparelho de eletromiografia, durante a exposição à vibração;

- Comparar a amplitude da vibração transmitida aos operadores de empilhadeira na direção longitudinal (eixo z), ao longo da coluna lombar, com pneus elásticos (sólidos) e infláveis (pneumático);
- Avaliar qual, entre os dois tipos de pneu estudados, é o mais indicado para este tipo de veículo.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

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

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre o tema.

No capítulo 3 são feitas algumas descrições sobre a eletromiografia.

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

No capítulo 5 é realizada a discussão e a apresentação dos resultados obtidos, mostrando os resultados principalmente através de gráficos.

No capítulo 6 são descritas as conclusões que foram obtidas neste trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 HISTÓRICO DAS DOENÇAS OCUPACIONAIS

Há muito tempo se sabe que o trabalho, quando executado sob determinadas condições, pode provocar doenças, encurtar a vida e até matar os trabalhadores. É universal, desde os primórdios da história, o conhecimento sobre as formas de adoecer por causa do trabalho.

No século XVIII, a Revolução Industrial foi um verdadeiro marco para estudos em relação ao trabalho, pois foi nesta época que ocorreu uma verdadeira mudança na execução do trabalho. Com o surgimento das primeiras fábricas, que eram sujas, barulhentas, perigosas e onde a jornada de trabalho chegava a 16 h por dia, sem férias, em regime quase escravo. Onde o principal era produzir a qualquer custo, sendo que era o trabalhador que pagava o alto preço deste regime, pois as fábricas priorizavam a alta produtividade. A forma de trabalho estava em fase de transformação, mudando de artesanal para mecanizada, onde com as inovações tecnológicas, como as pontes rolantes e as novas máquinas, o trabalho foi ficando cada vez mais repetitivo, sem tempo de pausa, com excesso de carga e de trabalho manual, sendo o homem tratado como uma simples mão-de-obra facilmente substituível. Com isso cada vez mais os trabalhadores foram adoecendo, e isso começou a chamar a atenção de cientistas que começaram a desenvolver pesquisas na área de fisiologia do trabalho.

Os engenheiros Vauban e Belidor mediram a carga do trabalho físico diário nos locais de trabalho e sugeriram que cargas muito elevadas levavam ao esgotamento e a doenças, recomendando uma melhor organização das tarefas para aumentar o rendimento.

Com o passar dos anos, estudos comprovaram que o sistema de trabalho aplicado naquelas fábricas causava danos à saúde dos trabalhadores que lá atuavam.

Durante a Primeira Guerra Mundial, entre 1914 e 1917, foi criado por fisiologistas e psicólogos a Comissão de Saúde dos Trabalhadores na Indústria de Munições. Ao final da guerra, tal comissão prosseguiu com estudos voltados para o

problema da fadiga na indústria, recebendo o nome de Instituto de Pesquisas da Fadiga Industrial (Inglaterra).

Entre 1939 e 1945, durante a Segunda Guerra Mundial foram exigidas aplicações de conhecimentos científicos para construção de instrumentos bélicos e aviões, com o objetivo de melhor adaptar a máquina ao homem.

Em 1949, um grupo de cientistas e pesquisadores se reuniram na Inglaterra para formalizar a existência desse novo ramo da ciência, que em 1950, recebe o nome de Ergonomia.

Existem vários registros históricos mencionando lesões ou queixas osteomusculares relacionadas com a atividade ocupacional, como as citações de Ellenborg em 1473, fazendo alusão a alterações em trabalhadores de ourivesaria, bem como de Paracelsus em mineiros, em 1567 (RIO et al, 1998). As conhecidas referências do século XVII, do considerado pai da medicina do trabalho, o italiano Bernardino Ramazini, exprimem não tratar-se de um mal dos tempos modernos (RAMAZZINI, 2000).

Em 1833, Charles Bell descreveu a “câimbra do escrivão”, caracterizada pela alta incidência de espasmos na mão. E em 1882, Robinson descreveu a “câimbra do telegrafista” e notou sua semelhança com a emergente “câimbra do escrivão” (IRELAND, 1995).

Cowers posteriormente escreveu sobre a “câimbra do escrivão” em 1888, chamando-a de “neurose ocupacional” na sua extensa monografia “Doenças do Sistema Nervoso” (IRELAND, 1995).

Em 1895, a tendinite das estruturas do primeiro compartimento dorsal da mão foi mencionada por Fritz DeQuervain como “entorse das lavadeiras”, ao detectar o quadro em mulheres que lavavam a roupa com conseqüente desgaste sobre os tendões e músculos do polegar (SILVERSTEIN, 1987).

Os relatos da adolescente Miles Franklin, em 1901, fazem menção de queixas ou supostas lesões relacionando-as com a atividade desenvolvida entre crianças que aprendiam a tirar leite desde pequenos, assim as mãos pareciam se acostumar com o movimento e isso não os afetavam; sendo que quando as pessoas mais velhas, na idade adulta começavam a tirar o leite, realizando essa atividade de forma intensa, começam

a sentir dores nas mãos e nos braços que chegavam a se tornar insuportáveis, causando inchaço na região do cotovelo e impedindo-as de dormir (CODO & ALMEIDA, 1998).

Na Itália, em 1902, uma comissão especial definiu como doença ocupacional àquela causada diretamente por atividades desenvolvidas exclusivamente no campo de determinada profissão ou decorrente da tarefa executada (TAGLIAVINI & POI, 1998).

2.2 LER/DORT

Os desequilíbrios entre as exigências das tarefas e as margens deixadas pela organização do trabalho para que o trabalhador, durante a atividade, mobilize as suas capacidades dentro das suas possibilidades, estão na origem das lesões por esforços repetitivos (LER) (MENDES, 2003).

Equipamentos, técnicas, modelos de gestão e metas comerciais não são organizados considerando o funcionamento do ser humano em situações reais de trabalho. O modelo produtivo se baseia na idéia de um homem estável no tempo e no espaço, plenamente adaptável às normas e às regras prescritas, ilimitado na sua capacidade de responder aos imprevistos da produção (MENDES, 2003).

Na década de 1990 as afecções musculoesqueléticas, denominadas pela Previdência Social de “distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho” (DORT), tornaram-se as afecções ocupacionais mais importantes em nosso meio. O destaque assumido por este grupo é devido, em parte, à sua frequência crescente, evidenciada em estatísticas de serviços especializados em saúde do trabalhador e em danos de Previdência Social em alguns estados e no país.

No Brasil, a primeira denominação adotada foi tenossinovite ocupacional, depois foi lesões por esforços repetitivos (LER), tradução de “repetitive strain injuries” (RSI). Porém a denominação LER insiste sobre o aspecto repetitivo do trabalho, mas o caráter repetitivo das tarefas não é o único elemento ao qual se pode atribuir as alterações musculoesqueléticas. Os estudos epidemiológicos mostram relações com a postura exigida pelas tarefas realizadas, com o carregamento de peso e com fatores

ambientais como temperatura, ruído, dimensões do posto de trabalho e vibração. Além disso, os aspectos psicológicos relacionados ao trabalho e a organização do trabalho são mencionados na literatura. Portanto a denominação mais recente e mais correta, adotada oficialmente pela norma do INSS e em vigor desde o segundo semestre de 1997, é distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho – DORT. Esta denominação deixa subentendido estarem as doenças ocupacionais diretamente relacionadas a situação de trabalho, englobando esforço repetitivo, má postura, mobiliário inadequado e outros. A denominação DORT é baseada no termo em inglês “work-related musculoskeletal disorders”. Neste trabalho será utilizada a nomenclatura LER/DORT.

2.2.1 Definição

Segundo Ferreira Junior (2000) LER/DORT é o nome genérico dado a um conjunto de afecções heterogêneas, acometendo músculos, tendões, sinóvias, articulações, vasos e nervos, que podem aparecer em trabalhadores submetidos a certas condições de trabalho. Estes distúrbios podem ocorrer em qualquer local do aparelho locomotor, embora as regiões cervical, lombar e os membros superiores sejam os mais freqüentemente comprometidos.

A Norma Técnica do Instituto Nacional do Seguro Social (INSS) sobre distúrbios osteoarticulares relacionados ao trabalho, Ordem de Serviço 606, de 05/08/98 (Brasil/Diretoria do Seguro Social, 1998), conceitua essas afecções como uma “síndrome clínica caracterizada por dor crônica, acompanhada ou não por alterações objetivas e que se manifesta principalmente no pescoço, cintura escapular e/ou membros superiores em decorrência do trabalho”, podendo afetar tendões, músculos e nervos periféricos.

2.2.2 Dados Epidemiológicos

As estatísticas e dados epidemiológicos existentes são bastante comprometidos, acompanhando o decorrer histórico e social do fenômeno. Ocorreu um momento de

supernotificação nos anos próximos e posteriores ao reconhecimento legal das tenossinovites como doença ocupacional. Um exemplo da sazonalidade da notificação e registro foi observado na Bahia em um prazo de cinco anos, quando em 1991, o Centro de Estudos de Saúde do Trabalhador (CESAT/Bahia) registrou 4,2% de casos de LER/DORT diagnosticados entre o total de casos de doenças profissionais e este percentual subiu para 60% em 1996 (MIRANDA & DIAS, 1999).

Atualmente, ocorre um processo de negação do problema, manifestado através de uma subnotificação. Essas fases e tendências são fortemente influenciadas, de certa forma, pelos momentos históricos, políticos e sociais pelos quais esteja passando o país.

A grande contingência de trabalhadores informais no Brasil exerce também forte influência nos dados oficiais sobre LER/DORT. Esses trabalhadores por não estarem oficialmente reconhecidos ficam fora das estatísticas, isso é mais um fator de forte influência para que os dados oficiais sejam contestados. Paralelamente e exercendo grande influência, está a situação dos servidores públicos, que por estarem fora da Consolidação das Leis Trabalhistas (CLT), não entram nas estatísticas, ficando assim os casos manifestados por estes trabalhadores, a exemplo do trabalhador informal, fora dos registros oficiais.

Os estudos epidemiológicos recentes, apesar das fragilidades, confirmam a relação dos movimentos de esforço, repetição e sobrecarga estática na origem de muitos problemas músculo-esqueléticos. (BERNARD, 2000; BUCKLE, 1997).

Nos Estados Unidos, cerca de 65% das doenças do trabalho envolve as LER/DORT. Na Europa tem-se mostrado a mais freqüente das doenças do trabalho. Nos países escandinavos, a preocupação com a doença é extremamente grande. Na Finlândia, em 1974, a LER já era de notificação compulsória (OLIVEIRA, 1998).

De acordo com estimativas da Organização Mundial de Saúde (OMS) e da Organização Internacioal do Trabalho (OIT), os custos das doenças e dos acidentes de trabalho chegaram à cerca de quatro por cento da produção mundial em 1997. Este fato teria como origem principal a crescente transferência das instalações de produção para países do Terceiro Mundo.

2.2.3 O Trabalho e LER/DORT

As manifestações somáticas em quem trabalha são um grito de alerta, mostrando que não é o homem quem está doente, mas sim o trabalho (OLIVEIRA, 1998). O trabalho é uma necessidade humana, ou seja, um processo entre o homem e a natureza que está determinado pela forma concreta em que se dá a produção, distribuição, intercambio e consumo dos meios de vida pelos diferentes grupos humanos. O trabalho implica em um processo de reprodução social (MARX, 1985). Portanto, a compreensão do “trabalhar”, do “produzir”, no sentido mais amplo e irrestrito, parece fundamental.

Assunção & Rocha (1993), Borges(2000) e Grando (1999) destacam as bases que fundamentam o trabalho e suas relações com os distúrbios musculoesqueléticos, onde os trabalhadores são submetidos a um trabalho que não é organizado por eles e nem para eles. As potencialidades intelectuais são colocadas em segundo plano e as condições de trabalho inibem as relações humanas, o que pode levar a fragilização afetiva e intelectual de quem o executa. Nesta mesma linha, Cord (1999) afirma que o homem procura sua realização por meio do trabalho e é na ação transformadora que encontra momentos de satisfação, de realização de seus projetos.

Segundo Kuorinka et al. (1995), atualmente LER/DORT constitui um tema de preocupação central em bom número de países industrializados. Acrescentam ainda, que quando ocorreram as primeiras correlações sobre a cadência imposta e o estresse ligado ao trabalho, pensava-se que as atividades caracterizadas pelas tarefas repetitivas iriam diminuir com o passar do tempo, o que levaria a uma redução de seus efeitos negativos, inclusive LER/DORT. Mas, tem ocorrido o que pode-se chamar de inversão de expectativas. O que se verifica é que esse fenômeno continua sendo um dos principais problemas relacionado ao trabalho.

O mercado atual prioriza a diminuição dos custos de produção, com menor investimento em mão de obra e visa o aumento da produtividade. Para isso, introduz novas formas de organização, novas tecnologias e equipamentos. Na prática, isso pode trazer limitação da autonomia dos trabalhadores sobre os movimentos do próprio

corpo e redução de sua criatividade e liberdade de expressão nas atividades que desenvolve.

2.2.4 Fatores Contributivos

Alguns autores consideram a repetição de movimento como um e não exclusivo fator que contribui para o aparecimento de LER/DORT nos ambientes de trabalho. A exemplo, pode-se citar Assunção (2000), ao considerar que a noção de repetitividade é extremamente útil para se tentar abordar as situações de trabalho na maioria dos ambientes industriais e de escritório. Afirma, ainda, que ela deriva dos achados dos estudos da biomecânica, baseados nos conhecimentos da fisiologia muscular, acerca das lesões teciduais quando o ritmo em que a tarefa é realizada não garante a pausa necessária para que a fibra muscular retorne ao seu estado inicial de repouso, permitindo, assim, adequada perfusão sangüínea. Nessa situação, podem ocorrer reações no organismo, gerando uma resposta inflamatória e/ou degenerativa das células dos tecidos moles (músculos, nervos, tendões, ligamentos).

Buckle (1997) afirma que, entre os mecanismos fisiopatológicos referenciados na gênese desses problemas, englobam-se contrações contínuas e aumento de pressão intramuscular, interrupção do aporte sangüíneo e compressões de feixes nervosos, levando ao sofrimento muscular crônico. Concordando ser, a repetição de movimentos, um dos fatores de risco. Apostoli (2001) também se baseia nesta mesma idéia, como menciona em sua abordagem sobre o paradigma da evolução de LER/DORT.

Quanto à exigência física decorrente do trabalho, Grandjean (1998) destaca a importância do esforço muscular. Em especial o trabalho estático, que além de favorecer a instalação da fadiga muscular, uma existência prolongada e excessiva, conduz também ao surgimento de lesões.

2.2.5 Fatores de risco e a etiopatogenia de LER/DORT

Sendo o desenvolvimento das LER/DORT multicausal, é importante analisar quais seriam os fatores de risco a eles relacionados, direta ou indiretamente. A expressão fator de risco designa, de maneira geral, os componentes do trabalho que, em última análise, têm alguma relação com a manifestação clínica. Na prática, há a interação de múltiplos fatores presentes nas situações de trabalho, e em cada indivíduo, especificamente, capaz de desencadear mecanismos etiopatogênicos e fisiopatológicos do acometimento osteomuscular.

Na caracterização da exposição aos fatores de risco, quatro elementos de informação são importantes: 1. região anatômica exposta ao fator de risco; 2. intensidade do fator de risco; 3. organização temporal da atividade (por exemplo, duração do ciclo de trabalho, repartição de pausas, estruturas de horários); 4. tempo de exposição aos fatores de risco.

Segundo Kuorinka & Forcier (1995), os grupos de fatores de risco de LER/DORT, podem ser agrupados da seguinte maneira:

- Grau de adequação do posto de trabalho à zona de atenção e à visão;
- Frio, vibrações e pressões mecânicas localizadas nos tecidos;
- Posturas inadequadas;
- Carga musculoesquelética;
- Carga estática;
- Invariabilidade da tarefa;
- Exigências cognitivas;
- Fatores organizacionais e psicossociais ligados ao trabalho.

Didaticamente, os fatores de risco ocupacionais associados ao aparecimento de LER/DORT podem estar relacionados ao ambiente físico, equipamento e mobiliário do posto de trabalho (fatores biomecânicos), à forma de organização do trabalho (fatores organizacionais) e ao ambiente psíquico, social e de relações no trabalho (fatores psicossociais) (FERREIRA JUNIOR, 2000).

Smith (1996) afirma que são oito os fatores de risco que interferem na possibilidade de ocorrência de LER/DORT, sendo eles: a frequência dos movimentos; a postura da articulação envolvida; a força necessária para realizar a tarefa ou a carga que exige forças; a vibração; as condições ambientais; as características da organização do trabalho; as condições psicossociológicas e os fatores de risco de ordem individual, como o sexo. As condições de vida fora do ambiente de trabalho também devem ser consideradas, podendo ter contribuição na gênese dos distúrbios.

Apostoli (2001) apresenta uma interessante teoria que considera que as condições individuais e intrínsecas do trabalhador podem chegar a deixá-lo numa fase que o autor chama de pré-patológica, porém o que vai fazê-lo adoecer realmente de LER/DORT, são as más condições de trabalho, não descaracterizando, portanto, a relação ocupacional. Na mesma linha, Settimi (2001) apresenta argumentos de que é necessário reconhecer que o adoecer com LER/DORT é gerado pelo trabalho e não se deve usar de justificativas para descaracterizar as doenças daí provenientes, como não sendo relacionadas ao trabalho. Considera ainda, que os fatores externos ao trabalho não podem ser considerados para sua ocorrência e sim para seu agravamento.

2.2.6 Fisiopatologia da LER/DORT

Entendendo o fenômeno LER/DORT como um distúrbio de origem multifatorial complexa, resultantes de um desequilíbrio entre as exigências gestuais e as capacidades funcionais individuais, a resolução de problemas e a proposição de soluções em relação a LER/DORT dependem da compreensão dos mecanismos fisiopatológicos.

Diversos mecanismos têm sido apontados como causas prováveis da dor, fadiga e demais manifestações apresentadas por portadores de LER de acordo com as estruturas afetadas.

O papel do gesto profissional é determinante e justifica a abordagem biomecânica das reações dos tecidos moles às exigências gestuais.

A hipótese da biomecânica é de que o surgimento de problemas musculoesqueléticos relacionados ao trabalho pode ser devido a reações graves do organismo às exigências biomecânicas, e assim, de maneira geral, estas devem ser superiores às capacidades funcionais individuais. Para se verificar esta hipótese, é necessário, de uma parte, quantificar as exigências mecânicas sobre os tecidos moles, de outra parte, relacionar estas exigências com a prevalência de LER/DORT.

A biomecânica estuda as pressões exercidas sobre os tecidos moles e observa as reações destes tecidos que podem ser:

- Mecânicas – variações do comprimento, do volume, rupturas;
- Fisiológicas ou fisiopatológicas – mudança na concentração iônica, evolução das características do potencial de ação do músculo.

No caso dos músculos, a pressão principal é a força, sendo que os efeitos sobre os tecidos moles dependem do nível de força desejado, da duração da manutenção do músculo em contração e da natureza desta última, ou seja, se a contração é estática ou dinâmica. Dependem ainda de fatores como a rapidez na qual a meta da tarefa deva ser atingida.

Durante a contração muscular, a pressão intramuscular aumenta e comprime os vasos sangüíneos intramusculares. Assim, a nutrição dos músculos ativos pode ser temporariamente perturbada, principalmente quando o nível de força é elevado. Este fenômeno, que aparece sobretudo em condições estáticas, provoca um déficit de oxigênio; desta forma o músculo funciona em condições anaeróbicas e pode fadigar. Os sintomas de fadiga constituem, freqüentemente, o primeiro sinal de uma hipersolicitação muscular. A recuperação desta fadiga é condicionada pelo repouso, no qual a duração é proporcional às pressões sofridas. Em condições dinâmicas este fenômeno é menos sensível, pois a circulação sangüínea somente é afetada durante breves instantes, e as pressões rítmicas podem até favorecer a circulação sangüínea. Mas, durante certos exercícios dinâmicos, principalmente quando há contrações excêntricas (contrações musculares com alongamento do músculo), podem surgir deformações e rupturas das linhas Z. Este tipo de dano muscular é reversível, mas necessita de um tempo maior de recuperação.

Uma forma de se acompanhar a contração muscular é através da eletromiografia (EMG), onde é possível verificar quando o músculo está contraído ou relaxado e até mesmo quando está em processo de fadiga.

2.2.7 Distúrbios mais frequentes

Alguns dos principais distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, citados por Couto (1998) são:

- tendinite e tenossinovite dos músculos dos antebraços
- miosite dos músculos lumbricais e fascíte da mão
- tendinite do músculo bíceps
- tendinite do músculo supra-espinhoso
- inflamação do músculo pronador redondo com compressão do nervo mediano
- cisto gangliônico no punho
- tendinite de DeQuervain
- compressão do nervo ulnar
- síndrome do túnel do carpo
- compressão do nervo radial
- síndrome do desfiladeiro torácico
- epicondilite medial
- epicondilite lateral
- bursite de cotovelo
- bursite de ombro
- síndrome da tensão cervical
- lombalgia

Dentre estas patologias a lombalgia apresenta grande importância clínico-epidemiológica.

2.3 LOMBALGIA

A lombalgia é uma dor relatada na região lombar, que pode ocorrer sem motivo aparente, mas em geral é relacionada a algum trauma com ou sem esforço.

Segundo Mendes (2003), os distúrbios dolorosos da coluna vertebral (genericamente denominados lombalgia e dorsalgia) constituem-se na maior causa isolada de transtornos de saúde e de absenteísmo relacionados ao trabalho. As lombalgias mais graves são as menos freqüentes e as menos graves são as mais freqüentes.

As lombalgias dos trabalhadores, como cita Couto (1995), podem ser ocasionadas de forma genérica, como uma incorreta utilização da máquina humana, na maioria das vezes por desconhecer os limites da coluna vertebral.

Embora possa ocorrer espontaneamente, a lombalgia é muito mais freqüente em ocupações que existam esforço físico muito exigente e, assim, sua grande incidência está ligada a altíssima freqüência com que os seus mecanismos causadores são acionados no cotidiano do trabalho. Estima-se que 80% da população terá algum episódio de lombalgia durante a vida. Segundo Frank e cols. (1996), a prevalência de lombalgias na população em geral varia de 50% a 80% e as formas mais graves de lombalgia têm incidência estimada em 13,8%.

Desordens da coluna representa um dos maiores problemas de saúde pública nos Estados Unidos, custando bilhões de dólares por ano ao país (MELHORN, 2003). Uma análise do banco de dados da maior empresa de seguro-acidente nos Estados Unidos, no ano de 1992, mostrou que as dores lombares correspondem a 17% de todos os processos de indenização e a 29,9% dos custos com indenizações e benefícios. O custo total das lombalgia, naquele ano, foi estimado num valor acima de 700 milhões de dólares (HASHEMI e cols., 1997). Webster e Snoook, citados por Frank et al (1996), calcularam o custo de afastamentos do trabalho por lombalgia da Liberty Mutual Insurance Company em 1989, em aproximadamente 991 milhões de dólares. Baseando-se nos custos governamentais norte-americanos, no sistema de previdência privada, e levando em consideração que outras companhias de seguro tiveram

experiências similares a Liberty, o custo total de lombalgias no trabalho durante aquele ano foi de 11,4 bilhões de dólares nos EUA.

A dor das lombalgias é considerada muito forte e uma forma de ocorrência, a hérnia de disco intervertebral, é considerada uma das dores mais fortes já percebidas pelo ser humano. Em todas elas a atitude antálgica é marcante, fazendo com que o trabalhador evite movimentos que passam pelo ponto de dor, causando incapacidade para o trabalho. Essa incapacidade é variável, vai de dois a três dias, até cerca de 59 dias nos casos de hérnia de disco e, até mesmo, em alguns casos, incapacidade permanente para o retorno a função (FINOCCHIARO, ASSAF& FINOCCHIARO, 1978).

Conforme estabelecido e quantificado por Hashemi e cols. (1997) quanto maior for o tempo de afastamento por lombalgias, tanto maior é o custo das mesmas. Em afastamentos de curta duração (de custo menor), a maior porcentagem do custo é com tratamento médico; nos afastamentos prolongados, a maior parte do custo se refere a indenizações.

2.3.1 Anatomia e cinesiologia da coluna vertebral

O corpo humano é tradicionalmente dividido em cabeça, tronco e membros; unindo a porção superior e a porção inferior do corpo temos o tronco, e no tronco a única estrutura óssea de sustentação existente é a coluna vertebral, que dá característica ereta ao ser humano; sem a coluna o ser humano não seria ereto.

Essa estrutura tem uma característica especial de ser rígida e flexível ao mesmo tempo. Quando necessitamos dela como estrutura rígida, os músculos paravertebrais e outros se enrijecem; quando necessitamos movimentá-la, os discos intervertebrais (que constituem 25% de todo o comprimento da coluna) possibilitam a uma vértebra se inclinar sobre a outra, conferindo essa propriedade de mobilidade do tronco.

Assim, a coluna vertebral humana se constitui numa estrutura de organização funcional especial, pois consegue ser, ao mesmo tempo, uma estrutura rígida e uma estrutura móvel. A estrutura rígida é que garante uma das principais funções da coluna, que é a de sustentação do corpo, capaz de possibilitar ao nosso organismo ficar de pé;

a estrutura móvel consegue outro efeito: nos permite o deslocamento para os lados, para trás e para frente, possibilitando a aproximação dos membros superiores e da cabeça às diversas partes que desejarmos atingir. Este tipo de arranjo somente é possível porque a coluna é constituída de vértebras empilhadas umas sobre as outras, e estas possuem um tipo de organização anatômica com três articulações entre uma vértebra e a adjacente: dois pontos de articulação nas apófises articulares e o outro ponto entre os corpos vertebrais. A Figura 1 apresenta uma vértebra.

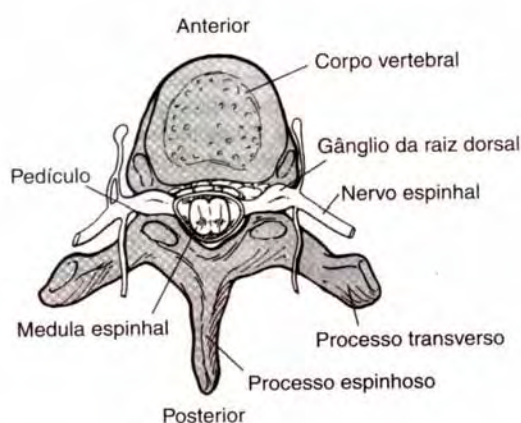


Figura 1 - Vértebra (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A coluna vertebral tem quatro funções: eixo de sustentação do corpo, estrutura de mobilidade entre as partes superior e inferior do corpo, amortecimento de cargas e proteção à medula espinhal.

A coluna vertebral é composta por 33 vértebras, sendo 24 delas móveis que contribuem para o movimento do tronco. As vértebras são arranjadas em quatro curvaturas, duas cifóticas primárias (torácica e sacral) e duas lordóticas (cervical e lombar), que facilitam o suporte da coluna oferecendo uma resposta à carga semelhante à de uma mola (ADAMS, 1983). Essas curvas dão equilíbrio e força à coluna. A Figura 2 apresenta a coluna com suas curvaturas.

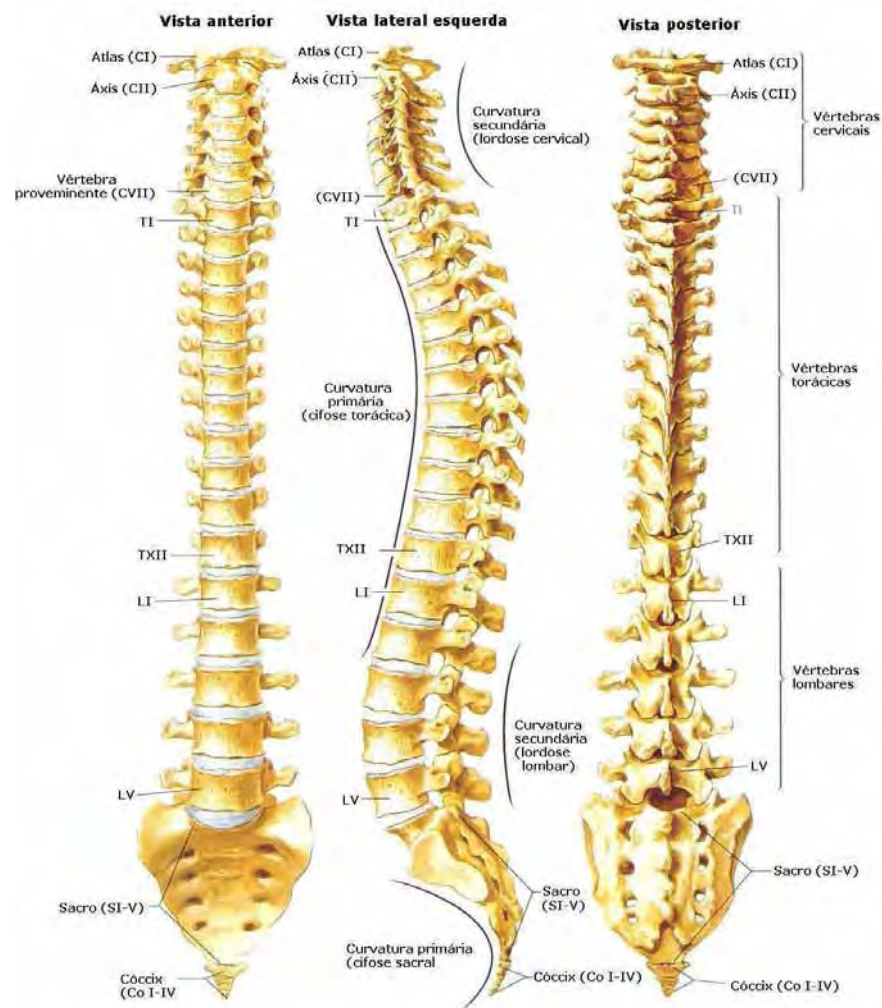


Figura 2 - Coluna vertebral com as curvaturas fisiológicas (PUTZ; PABST, 2000).

As vértebras das regiões cervical, torácica e lombar apresentam características próprias que distinguem estes grupos vertebrais, como pode-se observar na Figura 3.

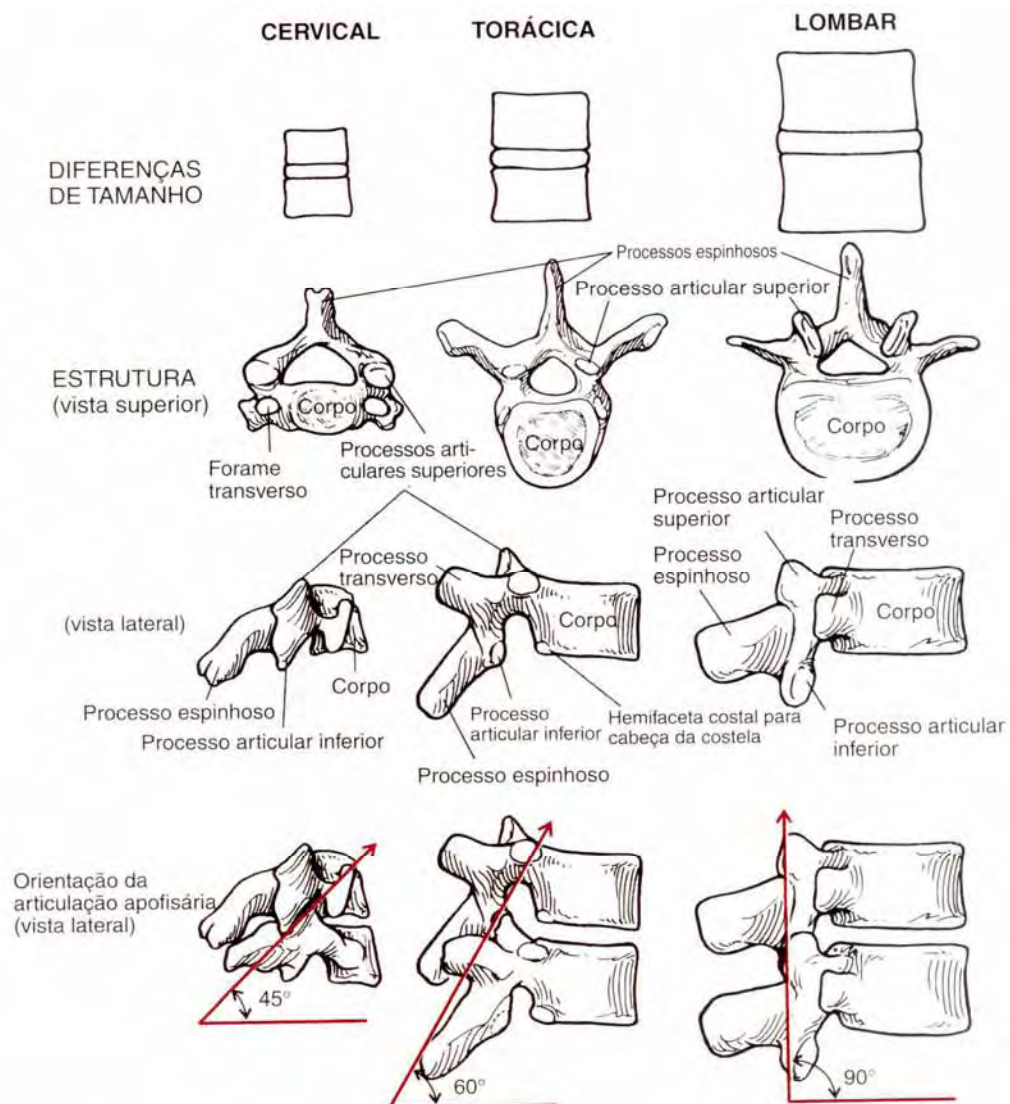


Figura 3 - Diferença entre as vértebras cervicais, torácicas e lombares (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Algumas vértebras são atípicas, como as duas primeiras cervicais (atlas e axis) e as da região sacral e coccígea.

Sete vértebras cervicais formam a curvatura convexa no lado anterior do corpo (lordose cervical). Essa curvatura se desenvolve à medida que o bebê começa a levantar a cabeça, suportando-a e assumindo a curvatura em resposta à posição da cabeça.

As doze vértebras torácicas formam uma curvatura que é convexa no lado posterior do corpo (cifose torácica). Essa curvatura já está presente no nascimento.

Cinco vértebras lombares formam uma curvatura convexa no lado anterior, que se desenvolve em resposta ao apoio do peso e é influenciada pelo posicionamento pélvico e dos membros inferiores (lordose lombar).

A última curvatura é a sacrococcígea, formada pelas cinco vértebras fundidas do sacro e quatro a cinco vértebras também fundidas do cóccix (cifose sacral).

A junção na qual termina uma curvatura e começa a próxima é geralmente um local de maior mobilidade, também mais vulnerável a lesão. Essas junções são as regiões cervicotorácica, toracolombar e lombossacral da coluna (HAMILL E KNUTZEN, 1999). As regiões cervical e lombar da coluna são as mais móveis e as regiões torácica e pélvica são as mais rígidas (ADAMS, 1983). A coluna cervical tem como importante função os movimentos de flexão-extensão e de rotação lateral do pescoço, o que, em última análise, se reflete em movimentos possíveis da cabeça. A coluna lombar tem como importante função permitir a aproximação do tronco ao chão. Para isso, essas duas áreas da coluna vertebral humana têm um arranjo anatômico bastante diferente da coluna torácica, que possui pouca mobilidade. Por isso mesmo, pode-se dizer que os problemas de desarranjos funcionais são muito mais freqüentes nas partes cervical e lombar. A Figura 4 mostra as regiões da coluna vertebral e suas junções.

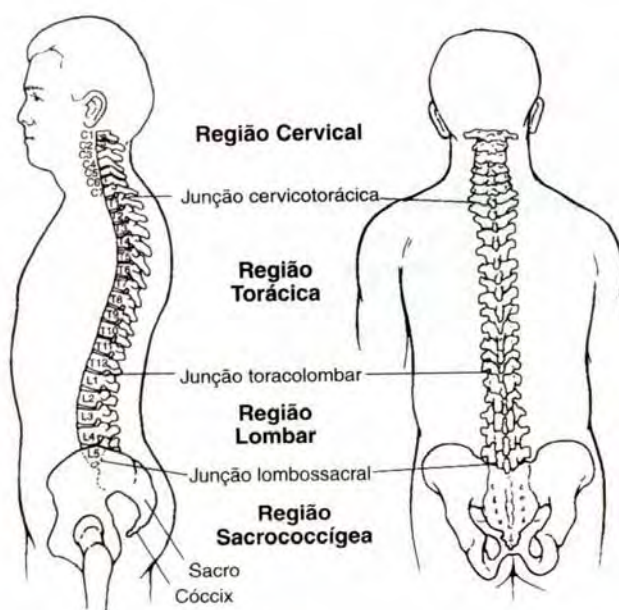


Figura 4 - Coluna vertebral separada por região, com áreas de junção (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

As vértebras articulam-se umas com as outras, propiciando simultaneamente rigidez, e flexibilidade à coluna, que são qualidades necessárias para o suporte de peso, movimentação do tronco, e ajuste de posições indispensáveis para o equilíbrio e postura. Essas articulações se fazem ao nível dos corpos vertebrais, através de um disco intervertebral, e entre os processos articulares dos arcos vertebrais. Os ligamentos e músculos são auxiliares na manutenção do alinhamento das vértebras (DANGELO E FATTINI, 1998).

Os discos intervertebrais apresentam duas partes:

- núcleo pulposo é uma massa tipo 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 tem 80 a 90% de água e 15 a 20 % de colágeno (ANDERSSON, 1977). Atua como “amortecedor” nas compressões que nos são impostas durante os movimentos (RASCH & BURKE, 1987). O disco perde água durante o dia em razão das forças compressivas que recebe, no entanto à noite ele recupera o líquido perdido. O núcleo pulposo é cercado por argolas de tecido fibroso e fibrocartilagem, o anel fibroso;

- anel fibroso: as fibras que constituem o anel fibroso são formadas por 50 a 60% de colágeno, proporcionando força tensiva ao disco (ANDERSSON, 1977). O colágeno é menos abundante na porção posterior lateral do disco, tornando esta área mais vulnerável à lesão por haver uma força tensiva reduzida.

Na Figura 5 são apresentados os discos intervertebrais, com o anel fibroso e o núcleo pulposo.

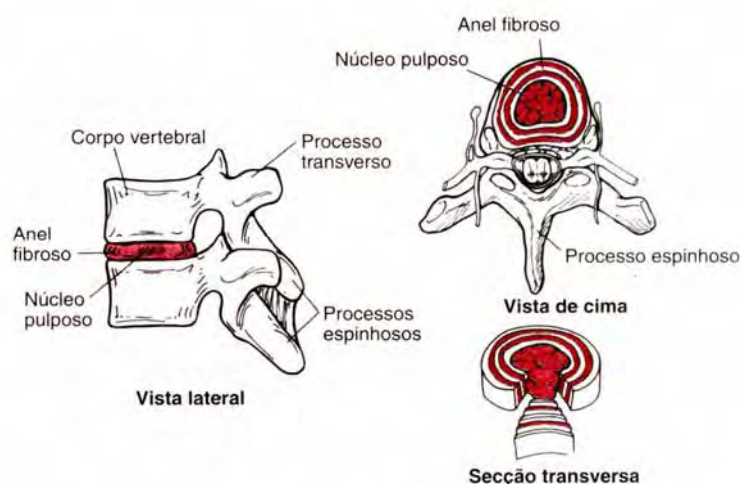


Figura 5 - Disco intervertebral (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A coluna é classicamente representada como um empilhamento de vértebras, sob um aspecto simplista. É composta por dois pilares: um anterior, que é uma sucessão de corpos e discos intervertebrais; e outro posterior, que é o conjunto dos arcos posteriores.

Existem os ligamentos relacionados aos corpos vertebrais ou aos arcos vertebrais, ambos com a função de unir e manter as vértebras em alinhamento.

O sistema ligamentar é tão importante quanto o esqueleto ósseo. É no sistema ligamentar do pilar anterior que repousa o alinhamento dos corpos vertebrais. Aí, segundo Bienfat (1995), ele é o menos elástico de nossa anatomia.

A unidade do pilar anterior é assegurada por dois grandes ligamentos: os ligamentos vertebrais longitudinais anterior e posterior. Eles vão da apófise basilar do osso occipital até o sacro. São pouco elásticos, mas que se adaptam às modificações das curvaturas.

Os ligamentos dos arcos vertebrais são: flavos, interespinhal, e supraespinhal (DANGELO & FATTINI, 1998).

Na coluna vertebral encontramos uma estrutura de grande importância, a medula espinha. A medula espinhal tem a forma cilíndrica e é formada por milhares de finíssimos filamentos nervosos que correm pelo canal vertebral e vão terminar nos músculos, vísceras, glândulas; enfim todos os segmentos do corpo. Estes filamentos nervosos transportam todas as sensações de dor, frio, calor, etc., para o nosso cérebro e

trazem de volta as respostas, como por exemplo, o estímulo para as contrações musculares.

Os nervos saem da medula agrupados em cordões com a espessura de aproximadamente 3 a 4 mm, que são as raízes nervosas. Estas raízes se dirigem para as regiões periféricas do nervo, passando pelo forame de conjugação, próximo do disco intervertebral. É nesta extremidade, que uma protusão discal (desalinhamento do disco intervertebral), ou a hérnia de disco comprime as raízes nervosas, causando dores, muitas vezes irradiadas para o local por onde passa os feixes do plexo nervoso.

A coluna vertebral realiza os movimentos de flexão, extensão, flexão lateral e rotação. Eles dependem da ação coordenada do sistema neuromuscular agonista, que o produz; e do antagonista, que o controla.

Na região lombar devido a orientação sagital das facetas, o movimento principal é o de flexão lateral, onde a rotação é praticamente nula, com exceção da vértebra L5, cujas facetas inferiores são do tipo sacral (orientadas frontalmente), possibilitando 4 ou 5° de rotação, que leva à uma rotação horizontal pélvica.

Uma vértebra lombar tem apenas meio grau de rotação possível. Fisiologicamente, uma vértebra lombar só tem movimentos puros de flexão lateral (BIENFAT, 1995).

Os músculos da coluna vertebral são responsáveis pelos seus movimentos e estabilidade. Neste trabalho iremos estudar os músculos eretores da espinha.

A extensão do tronco é um movimento importante para levantar o tronco e manter uma postura ereta. Existem numerosos pequenos músculos constituindo o grupo muscular extensor; contudo, eles podem ser classificados em dois grupos, o dos eretores da espinha (iliocostal, longo e espinhal) e o dos músculos posteriores profundos ou paravertebrais (intertransversais, interespinhais, rotadores e multífido). Esses músculos correm em dupla para cima e para baixo na coluna espinhal e criam extensão quando ativados bilateralmente ou criam rotação ou flexão lateral quando ativados unilateralmente.

Ao três músculos eretores da espinha constituem a maior massa de músculos contribuindo para a extensão do tronco, estes músculos estão apresentados na Figura 6. O movimento de extensão também é produzido pelas contribuições dos músculos

vertebrais profundos e outros músculos específicos de cada região. Esses músculos profundos contribuem com a geração de extensão do tronco e outros movimentos do tronco e também servem para suportar a coluna vertebral, manter sua rigidez e produzir alguns movimentos mais finos no segmento móvel (BARTELINK, 1957).

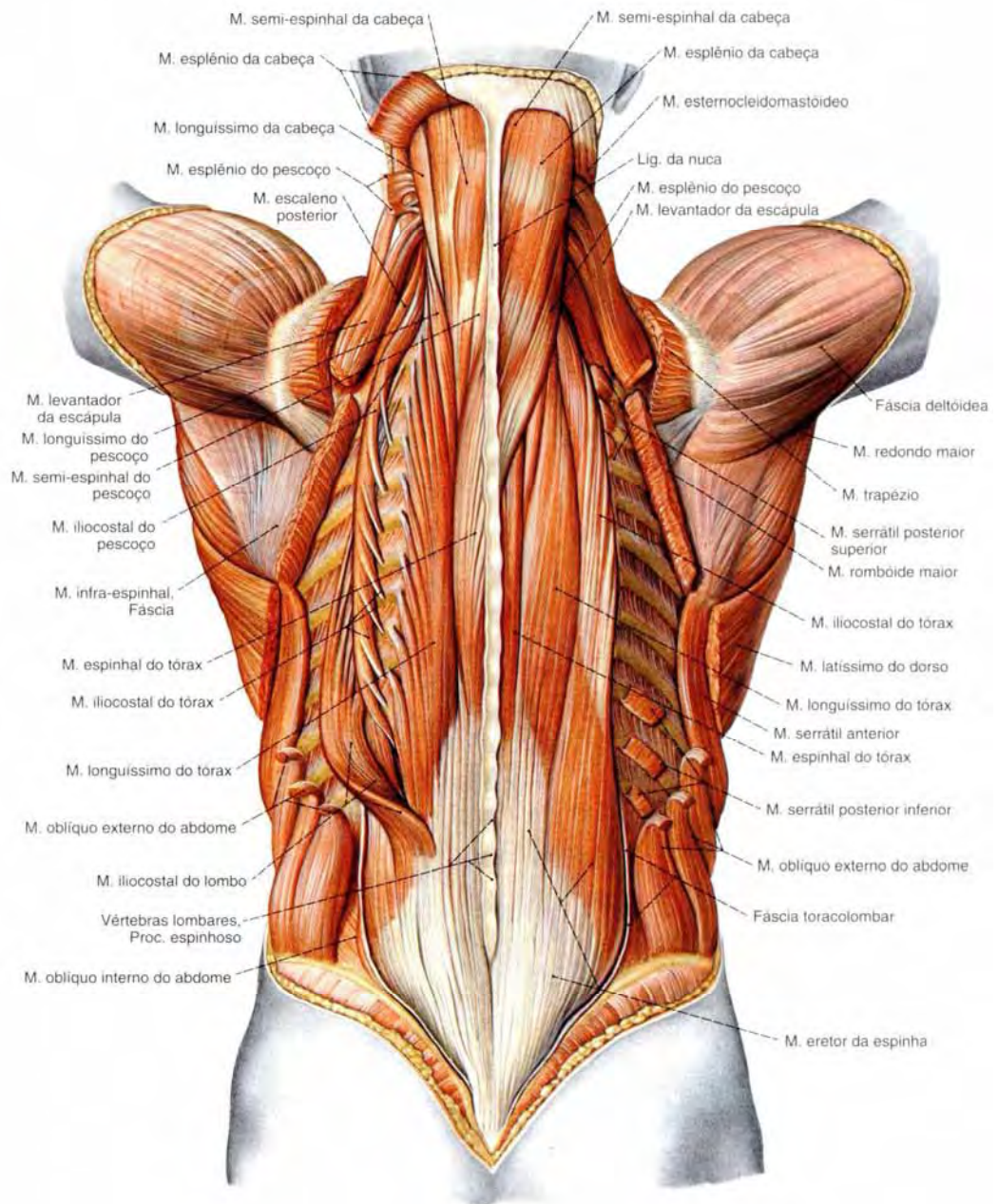


Figura 6 - Músculos eretores da espinha (PUTZ; PABST, 2000).

Os músculos eretores da espinha são mais espessos nas regiões cervical e lombar nas quais a maior parte da extensão da coluna ocorre.

Os músculos eretores da espinha possuem de 57 a 62% de fibras musculares tipo I, mas têm também fibras do tipo IIa e do tipo IIb, tornando-os versáteis funcionalmente, podendo gerar movimentos rápidos forçados e ao mesmo tempo, serem resistentes à fadiga para manutenção de posturas por longos períodos de tempo (CYRON; HUTTON, 1978). Além de prover a 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 e são muito importantes no controle da flexão para frente (DEMPSTER, 1993).

2.3.2 Coluna Lombar

A região lombar da coluna é a mais lesada principalmente devido à magnitude das cargas que ela suporta. A fonte de dor lombar pode estar localizada em vários locais diferentes na área lombar. Acredita-se que em uma ocorrência súbita de dor, os músculos sejam o problema, irritados por algum movimento rápido de torção ou de levantamento. Se a dor é do tipo crônico de baixa intensidade, o uso excessivo é suspeito (MOORE et. al., 1993).

A dor miofascial é comum na região lombar e envolve bainhas musculares e tendões que foram distendidos como resultado de algum trauma mecânico ou espasmo reflexo no músculo (MORONEY, 1985).

Espasmos musculares que perdurem por um período prolongado irão produzir uma dor difusa pode ser causada por posturas distorcidas mantidas por longos períodos de tempo. Os músculos fadigam-se, os ligamentos são sobrecarregados, e o tecido conectivo pode inflamar como resultado de um mau posicionamento postural.

Os discos intervertebrais na região lombar experimentam uma maior incidência de prolapso de disco que qualquer outro segmento da coluna vertebral (HAMIL E KNUTZEN, 1999). Na Figura 7 pode-se observar as vértebras da região lombar e o disco intervertebral.

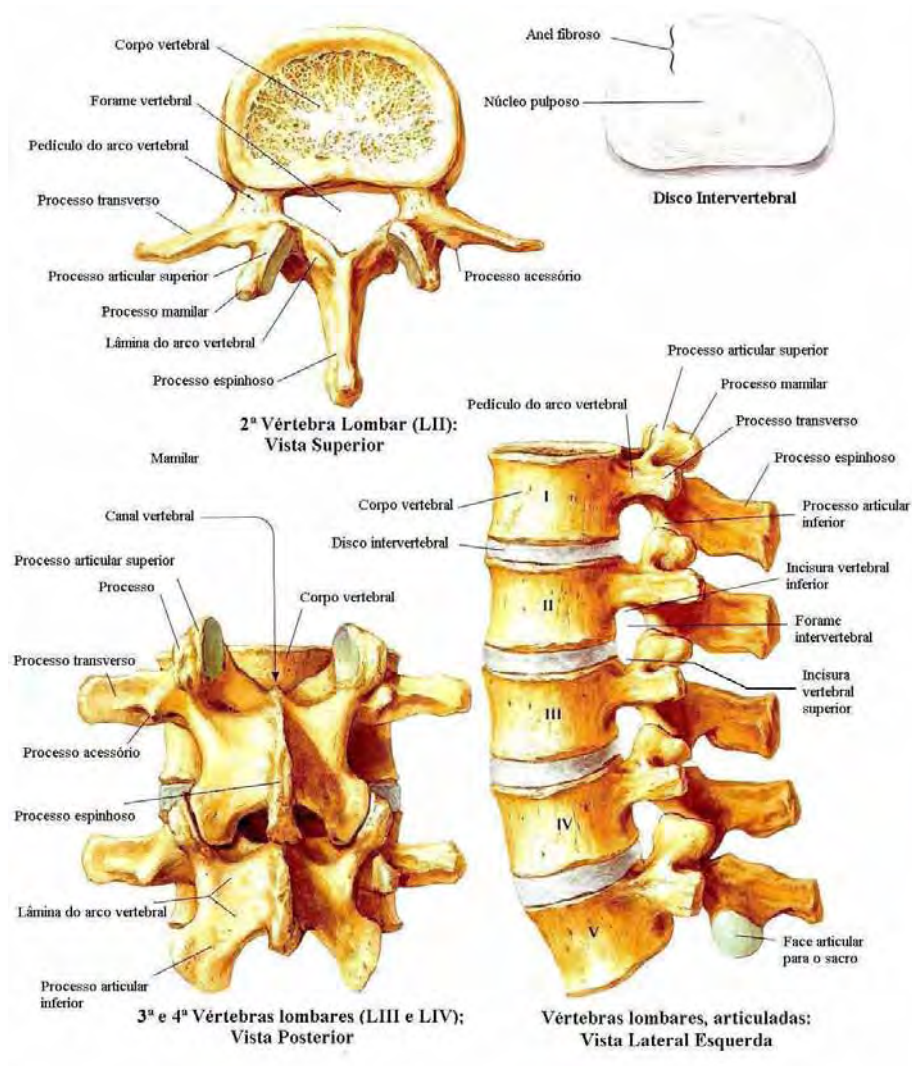


Figura 7 - Vértex lombares e disco intervertebral (PUTZ; PABST, 2000).

2.3.3 Lombalgia e o trabalho

A postura na posição sentada requer menor gasto de energia e impõe menor carga sobre o membro inferior em comparação com a posição em pé. Contudo, posição sentada prolongada pode ter efeito prejudicial sobre a coluna lombar (BARTELINK, 1957).

É importante citar que pessoas que permanecem sentadas durante mais que 4 h por dia tem uma propensão bastante aumentada para as lombalgias. Tal tendência se acentua ainda mais quando a condição do trabalho sentado é ergonomicamente incorreta e quando o trabalhador esta em contato com equipamentos de altos níveis de vibração; tal é o caso de operadores de empilhadeira em modelos antigos cujo assento

não tem amortecimento, ou em situações de fábrica cujo piso é irregular ou em casos de equipamentos usados em trabalhos florestais ou de mineração. Há até mesmo, evidências de que motoristas de caminhão e pessoal de vendas, dirigindo freqüentemente em estradas ruins, venham a sofrer de degeneração crônica dos discos da coluna vertebral. A maior incidência nesses casos é decorrente da combinação de vibração, postura sentada prolongada e tarefas de carregamento e descarregamento.

Muitos estudos epidemiológicos vêm se preocupando com o aumento da incidência da morbidade do sistema musculoesquelético em pessoas expostas a vibração de corpo inteiro, dentre este a coluna vertebral apresenta alta morbidade (ZIMMERMANN et al, 1993).

2.4 VIBRAÇÃO NO CORPO HUMANO

Segundo relatório publicado por Palmer et al. (2000), a vibração é um dos riscos ocupacionais mais comuns na indústria britânica. O levantamento da exposição à vibração pelo corpo humano, em trabalhadores que operam empilhadeira, trator e outros veículos é incompleto, porém existem evidências de que a exposição regular à vibração pode contribuir na geração de dor nas costas em motoristas profissionais (BALBINOT; TAMAGNA, 2003).

2.4.1 Definição

A vibração é definida como oscilações mecânicas de um corpo sólido em torno de uma posição de referência. Essa oscilação pode ser regular, quando apresenta um trajeto bem definido no tempo, sendo portanto, previsível, ou irregular, quando não se segue nenhum padrão determinado, como nos veículos de transporte e em situações encontradas no ambiente de trabalho.

A vibração é definida de acordo com algumas variáveis:

- **Frequência:** o movimento oscilatório pode se repetir regular ou irregularmente. A repetição regular é chamada de movimento periódico, que é um movimento que se repete igualmente em um intervalo de tempo, denominado período. A frequência do

movimento é fornecida pelo inverso do período, podendo ser expressa como um número de ciclos do movimento por segundo, essa medida é chamada hertz. A intensidade dos efeitos fisiológicos e patológicos é dependente principalmente da frequência. Existem vibrações de baixa faixa de frequência e de alta faixa de frequência, as vibrações de um veículo pertencem às baixas e as de ferramentas motorizadas as altas. De grande importância são as frequências que estão no âmbito das frequências próprias do corpo humano (frequência de ressonância).

- **Magnitude:** a magnitude das oscilações pode ser definida pelo deslocamento, velocidade ou aceleração. Pelo fato do acelerômetro ser o instrumento mais prático para medir a vibração, a aceleração é quase que exclusivamente utilizada para quantificar a magnitude da vibração. O Sistema Internacional de Medidas adota a quantificação da aceleração em m/s^2 .

- **Direção do movimento:** a resposta do corpo à vibração depende de sua direção e da região do corpo atingida. Essas variáveis podem ser quantificadas em relação a um sistema de coordenadas que são definidas por eixos ortogonais: x (das costas para frente), y (da direita para esquerda) e z (dos pés à cabeça).

- **Duração da vibração:** a duração das vibrações é essencial para a intensidade dos efeitos, que aumentam fortemente com a duração da exposição.

Frequência própria e ressonância: existem duas classes de vibração, a vibração livre, que é quando o sistema oscila sob a ação de forças internas, ou seja, o sistema vibra em sua frequência natural, e a vibração forçada, que é causada por forças externas. Se a frequência de excitação coincide com a frequência natural do sistema ocorre a ressonância, que resulta em uma amplificação do movimento. O resultado são grandes oscilações dentro da estrutura, podendo criar tensões potencialmente prejudiciais. (CHAFIN; ANDERSSON; MARTIN, 2001).

O conceito da frequência de ressonância é importante porque o organismo humano é mais sensível às vibrações que tenham essas características. Fora dessas frequências, a resistência do organismo tende a aumentar (LIDA, 1998).

2.4.2 O Comportamento oscilatório do corpo humano

O corpo humano sofre o efeito das oscilações não como uma massa simples com uma única frequência própria. Análises de Dupuis (1969), Coermann (1963) e outros mostraram que as frequências próprias de cada parte do corpo são diferentes.

Alguns dados de medições com oscilações verticais com a pessoa sentada mostram que:

- 3 a 4 Hz: forte ressonância na coluna vertebral cervical
- 4 Hz: pico de ressonância na coluna vertebral lombar
- 5 Hz: ressonância muito forte na cintura escapular
- 20 a 30 Hz: ressonância entre a cabeça e o ombro
- 60 a 90 Hz: ressonância na pupila dos olhos
- 100 a 200 Hz: ressonância no maxilar

De forma geral as mais importantes frequências para oscilações verticais estão na faixa de 4 a 8 Hz, que é a faixa de frequência a que o corpo humano é mais sensível (LIDA, 1998).

2.4.3 Efeitos das vibrações sobre o organismo

Os efeitos da vibração direta sobre o corpo humano podem ser extremamente perigosos. Nos últimos anos diversos pesquisadores tem estudado os efeitos fisiológicos e patológicos da vibração no corpo humano, como por exemplo perda de equilíbrio, falta de concentração, visão turva, aumento da pressão arterial e problemas na coluna lombar.

As vibrações são particularmente danosas ao organismo nas frequências mais baixas, de 1 a 80 Hz. Elas provocam lesões nos ossos, juntas e tendões (LIDA, 1998).

As vibrações podem afetar o conforto, reduzir o rendimento no trabalho e causar desordens nas funções fisiológicas, dando lugar ao desenvolvimento de doenças quando a exposição é intensa. Algumas dessas desordens podem persistir por um curto período, depois de cessado o estímulo. Dentre os numerosos efeitos fisiológicos causados pela vibração temos alterações na frequência cardíaca, no débito cardíaco, na

pressão arterial média, na frequência respiratória e no consumo de oxigênio, que aumentam durante vibrações de magnitude moderada a alta, na faixa das médias frequências (GUIGNARD,1985). O aumento no débito e no ritmo cardíaco, assim como o consumo de oxigênio, têm sido relacionados com o aumento da demanda metabólica, devido ao aumento da atividade muscular, que pode ocorrer em resposta a uma contração involuntária reflexa ou a um aumento na atividade tônica voluntária para manter a postura. Um aumento na pressão sangüínea pode advir da conjunção de uma vasoconstrição reflexa, aumento do débito cardíaco e um aumento nas contrações musculares estáticas. Portanto, as vibrações causam alterações no corpo humano como um todo, nos músculos, na circulação, na respiração (vibração de baixa intensidade) e na percepção visual e produção psicomotora (vibração de alta intensidade).

As vibrações têm numerosos efeitos fisiológicos, que abrangem:

- em pequena intensidade, músculos, circulação e respiração;
- em grande intensidade, a percepção visual e produção psicomotora.

Segundo Griffin e Hayward (1994), a exposição do corpo humano a vibração está relacionada aos problemas na atividade muscular/postural, problemas no sistema circulatório e ao aparecimento de desordens musculoesqueléticas.

2.4.4 Danos à saúde

Segundo Grandjean (1998), a repetição diária das exposições a vibração no local de trabalho pode levar a modificações doentias das partes do corpo atingidas. O tipo de doença é diferente para as duas partes do corpo mais sujeitas as vibrações: as oscilações verticais, que penetram no corpo que está sentado ou em pé sobre bases vibratórias (veículos), levam preferencialmente a manifestações de desgaste na coluna vertebral, enquanto que as oscilações de ferramentas motorizadas geram majoritariamente modificações doentias nas mãos e braços.

Estudo epidemiológico indicou significativa associação entre distúrbios da coluna lombar e exposição a vibração, seja em indústrias ou fora delas, em pessoas expostas a vibração em veículos particulares (FRYMOYER et al., 1983; HULSHOF e VAN ZANTEN, 1987; BONGERS e BOSHUIZEN, 1990).

2.4.5 Vibração e a coluna lombar

O freqüente surgimento de doenças da coluna vertebral de trabalhadores que estão expostos a altas oscilações verticais dão origem à suposição de que fortes e prolongadas vibrações provocam danos na coluna. Apesar das evidências existentes não serem conclusivas, uma revisão de estudos epidemiológicos e de laboratório realizada por Wilder & Pope (1996) indicou que há uma relação clara entre a vibração e os distúrbios lombares.

Frymoyer et al. (1980), em estudo realizado com motoristas de caminhão, trator e operadores de equipamentos pesados de construção, determinaram que distúrbios na coluna lombar são mais comuns em indivíduos submetidos à vibração.

. Foi observado um aumento no risco de lombalgias entre motoristas de tratores (DUPUIS & CHRIST, 1972; BOVENZI & BETTA, 1994), caminhões (FRYMOYER et. al., 1980), equipamentos pesados (SPEAR; KELLER, 1976), ônibus (BOVENZI; ZADINI, 1992), trens (JOHANNING, 1991), pilotos de aeronaves (FITZGERALD; CROTTY, 1972), e helicópteros (BOWDEN, 1987). Esses estudos também sugerem que a lombalgia ocorre em idade mais jovem naqueles indivíduos expostos à vibração.

Estudos realizados por Boshuizen, Bongers e Hulshof (1990) sobre os efeitos da vibração de corpo inteiro na coluna de motoristas de trator e de empilhadeira, demonstraram que trabalhadores jovens (< 35 anos), trabalhando pouco tempo como motorista apresentaram um total de 68% de queixas de dor na coluna, contra 25% do grupo controle com trabalhadores da mesma idade.

Para alguns pesquisadores está bem claro que a coluna vertebral sofre fraturas (em compressão) quando submetida a vibração vertical elevada. Por esta razão, têm se observado que vibrações em níveis mais baixos de aceleração sejam a causa de fadiga de diversos componentes da coluna; essas vibrações também interferem na nutrição do disco, predispondo a alterações degenerativas (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 2001).

Em estudo realizado por Dupuis e Zerlett (1987), sobre vibração e problemas na coluna, com um grupo de 352 trabalhadores expostos à vibração de corpo inteiro, comparado com um grupo de 215 pessoas não expostas a vibração. A porcentagem de

trabalhadores que relataram problemas na coluna foi muito maior no grupo de trabalhadores expostos a vibração. Dentre estes trabalhadores 68,7% se queixaram de problemas na coluna lombar, 6,8% na coluna torácica e 18,2% na coluna cervical.

2.4.6 Reflexos Musculares

A vibração parece disparar reflexos musculares que têm claramente uma função de defesa. Eles aparecem em cada vibração e encurtam a musculatura distendida pelas oscilações. Ao ser atenuada no corpo, a energia vibratória é absorvida por tecidos e órgãos. Os músculos, nesse caso, são estruturas importantes, pois a vibração leva a contrações voluntárias e involuntárias e pode causar fadiga localizada (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 2001). Segundo Hettinger (1970), os reflexos devem, após um prolongado período, diminuir ou desaparecer. A capacidade de reflexo da musculatura explica o aumento do consumo de energia, da frequência cardíaca e da respiração, muitas vezes observado na exposição a fortes vibrações.

2.4.7 Normalização

Em nível mundial, a norma que serve como referência para exposição à vibração de corpo inteiro é a ISO 2631. Esta norma estabelece limites de exposição à vibração com respeito ao conforto, a saúde e a segurança do trabalhador. Esta norma cobre a faixa de frequência compreendida entre 1 e 80 Hz.

A medida e a análise da vibração significam a conversão de um movimento oscilatório em um conjunto de valores numéricos de acordo com algumas regras definidas.

A vibração deve ser medida através de um acelerômetro de assento. Na Figura 8 pode-se observar o gráfico utilizado para estabelecer o tempo de exposição de acordo com o valor da aceleração.

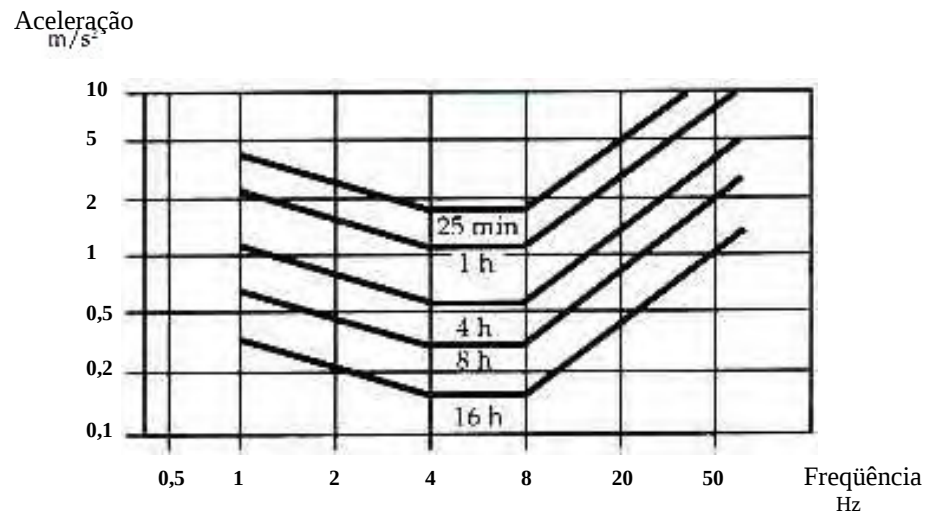


Figura 8 - Valores limite para oscilações verticais – ISO 2631 (GRANDJEAN, 1998).

3 ELETROMIOGRAFIA

Eletromiografia (EMG) é essencialmente, o estudo da atividade motora. Unidades motoras se compõem de uma célula do corno anterior, um axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este axônio (SULLIVAN E SCHMITZ, 1993).

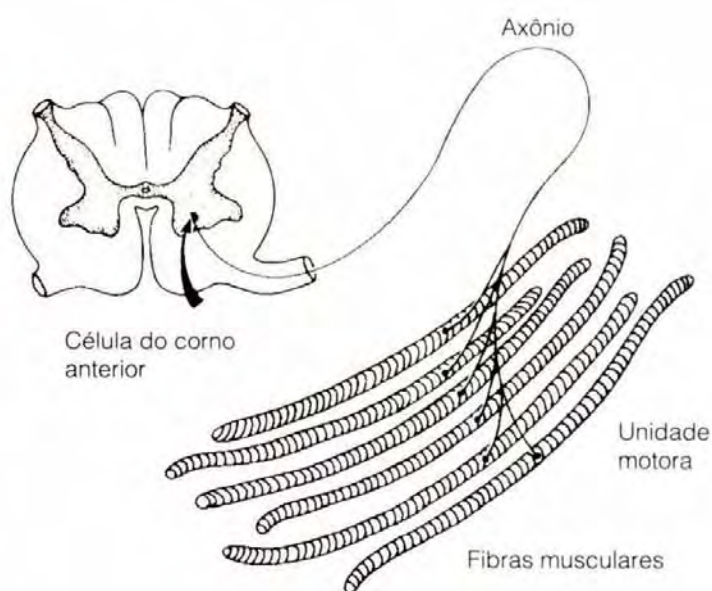


Figura 9 - Representação da unidade motora (SULLIVAN; SCHMITZ, 1993).

O sistema de registro típico para EMG consiste de um conjunto de eletrodos bipolares de superfície ou de agulha colocados em cima, ou a uma curta distância do ponto motor do músculo (HAMILL E KNUTZEN, 1999).

O axônio simples conduz um impulso para todas as fibras musculares, fazendo com que sofram despolarização de modo relativamente simultâneo. A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como potencial de ação da unidade motora (PAUM). A medida que o potencial de ação na fibra muscular percorre o músculo em direção aos dois eletrodos, estes registram o potencial de ação devido a despolarização e à mudança que acompanha a voltagem na direção positiva (BASMAJIAN, 1978).

Quando o potencial de ação passa sob zero e então move-se no sentido negativo à medida que o sinal se distancia dos eletrodos (HAMILL E KNUTZEN, 1999).

A eletromiografia é singular, pois revela o que o músculo realmente faz em qualquer instante durante diversos movimentos, além de revelar a inter-relação e coordenação dos músculos; isso é impossível por qualquer outro método (BASMAJIAN, 1976).

Durante o renascimento, o interesse pelos músculos ficou evidente e inevitável. Leonardo da Vinci dedicou a maioria dos seus estudos à análise dos músculos e suas funções, por isso é chamado de “pai da anatomia”. Andreas Vesalius, através de seu trabalho “Fabrica”, estendeu os estudos sobre a aparência, formato e geografia dos músculos mortos, mas falhou em não estudar a dinâmica muscular.

A primeira dedução lógica sobre a produção de atividade elétrica muscular foi documentada pelo italiano Francesco Redi em 1666 ele suspeitou que o choque oriundo do peixe elétrico era de origem muscular.

O estudo da relação entre as correntes elétricas e a contração muscular tem suas origens nos trabalhos de Luigi Galvani, em 1791. Galvani despolarizou os músculos da perna de sapos ao tocá-las com um filete de metal. As descobertas de Galvani marcaram o início da neurofisiologia e do estudo da dinâmica muscular. Muitos estudiosos confirmaram as descobertas de Galvani, dentre eles Alessandro Volta em 1816. Alguns anos mais tarde, Carlo Matteucci finalmente provou que os músculos são capazes de produzir correntes elétricas. Os trabalhos de Matteucci atraíram o interesse de Frenchman Duchenne que demonstrou a atividade elétrica nos músculos esqueléticos captada pela eletromiografia.

Em 1907, German Piper desenvolveu o primeiro eletrodo de superfície de metal para avaliações da musculatura humana.

Pratt, em 1917, demonstrou a relação da intensidade do potencial elétrico gerado com a quantidade de fibras motoras requeridas para o movimento, tendo sido o primeiro a projetar a existência da atividade basal do tônus muscular.

É a partir de 1944 que a utilização da eletromiografia clínica faz sua aparição com os trabalhos de Inmamn sobre a atividade dos músculos do ombro. Entretanto

estudos sobre a cinesiologia somente se proliferaram após a descoberta do eletrodo de superfície de prata.

3.1 ELETRODOS

Podem ser empregados diversos tipos de eletrodos na monitoração do sinal mioelétrico.

3.1.1 Eletrodo de superfície

São utilizados para o teste da velocidade da condução nervosa. Geralmente são considerados adequados para a monitoração de grandes músculos ou grupos de músculos superficiais. Não são considerados suficientemente seletivos para o preciso registro da atividade de unidade motora tomadas individualmente, nem de músculos profundos ou pequenos músculos específicos. Os eletrodos de superfície são pequenos discos metálicos, mais comumente feitos de prata-cloreto de prata, aplicados à pele sobre o músculo apropriado. Num arranjo bipolar, dois eletrodos são aplicados sobre um músculo. Com frequência, faz-se necessária alguma preparação da pele, para que seja diminuída a resistência da pele, que pode interferir com a 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.



Figura 10 - Eletrodo de superfície.

3.1.2 Eletrodo de agulha

São necessários para o registro de potenciais derivados de unidades motoras isoladas. Eletrodos finos fixados internamente podem ser utilizados no estudo cinesiológico de músculos pequenos e profundos. Os eletrodos finos fixados internamente foram introduzidos no início da década de 60 para o estudo cinesiológico dos músculos pequenos e profundos. Este tipo de eletrodo é introduzido através de uma agulha hipodérmica. A agulha é inserida no ventre muscular e imediatamente retirada, deixando os filamentos de arame no músculo. Devido ao pequeno diâmetro desses filamentos metálicos, tão delgados como um fio de cabelo, os pacientes não podem sentir sua presença no músculo. Esses filamentos formam uma configuração de eletrodos bipolares que pode fazer registros a partir de uma área localizada, e que é capaz de capturar potenciais de unidades motoras isoladas. Os eletrodos de filamentos finos são necessários para a monitoração da atividade de músculos profundos, como o solear, ou músculos pequenos ou estreitos, porque os filamentos fazem a amostragem da atividade de unidades motoras de uma área muscular muito pequena.

Os primeiros estudos da atividade da unidade muscular foram realizados por Adrian e Bronk em 1929, empregando um eletrodo de agulha concêntrico (coaxial). Este eletrodo consiste de uma cânula de aço inoxidável similar a uma agulha hipodérmica, através da qual um único arame de platina é passado.

Além dos eletrodos registradores (sejam de superfície, sejam de agulha), deve ser aplicado um eletrodo “terra”, para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como o causado por luzes fluorescentes, instrumentos de radiofusão, equipamentos de diatermia, e outros aparelhos elétricos. O eletrodo “terra” é um eletrodo superficial em placa, aderido à pele nas proximidades dos eletrodos registradores, mas usualmente não sobre o músculo.

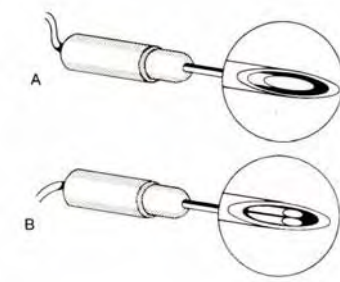


Figura 11 - Eletrodo de agulha (SULLIVAN; SCHMITZ, 1993).

3.2 O SINAL MIOELÉTRICO

Um eletrodo é um dispositivo para a conversão de uma forma de energia em outra. Os eletrodos convertem o sinal bioelétrico resultante da despolarização muscular ou nervosa, em um potencial elétrico capaz de ser processado por um amplificador. É a diferença de potencial elétrico que sofre processamento.

A unidade de medida da diferença de potencial é o volt (V). A amplitude, ou altura dos potenciais é usualmente medida em microvolts (μV). Quanto maior é a diferença de potencial observada pelos eletrodos maior será a amplitude, ou voltagem do potencial elétrico. A amplitude do PAUM é usualmente medida pico-a-pico, ou seja, do ponto mais elevado ao mais baixo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 EQUIPAMENTOS

Para coleta de dados foram utilizados dois equipamentos principais, um acelerômetro e um eletromiógrafo (EMG). Foram utilizados também uma empilhadeira e dois tipos de pneus diferentes para realização das medições.

4.1.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um transdutor utilizado para medir aceleração de vibração. Neste estudo foi utilizado um acelerômetro triaxial de assento da Robotron KB 1035, sendo que apenas o eixo z foi analisado, a sensibilidade do acelerômetro neste eixo é de $2,29 \text{ mV(m/s}^2\text{)}$. Este equipamento é auto gerador, de modo que não necessita de uma fonte de energia externa. Ele trabalha com cristal piezoelétrico de quartzo que quando submetido a uma aceleração produz uma diferença de potencial proporcional à aceleração.

A aceleração foi medida na interface do assento com o operador, de tal modo que não afetasse a postura. As medidas executadas sobre assentos devem ser realizadas com o operador sentado, uma vez que a impedância do corpo 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.

A Figura 12 apresenta a foto do acelerômetro fixado no banco da empilhadeira.

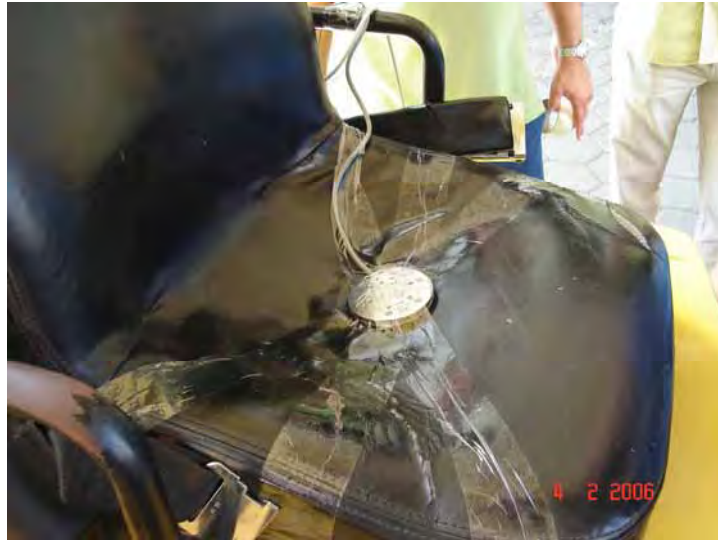


Figura 12 - Acelerômetro fixado no assento.

Os sinais advindos do acelerômetro, do eixo ortogonal z, passaram por um condicionador de sinais Robotron M1300, que por sua vez foi ligado ao equipamento de aquisição de dados da EMG System, o qual estava conectado a um notebook onde os dados puderam ser lidos e armazenados.



Figura 13 - Equipamento para aquisição de sinais da EMG System, ligado ao condicionador de sinais, que se liga ao acelerômetro.



Figura 14 - Equipamentos ligados ao notebook.

4.1.2 Eletromiografia

Concomitante a coleta do sinal da aceleração foi coletada a eletromiografia. Para isso foi utilizado um eletromiógrafo da EMG System com eletrodos bipolares ativos fixados no músculo eretor da espinha.



Figura 15 - Equipamento para aquisição de dados EMG System.



Figura 16 - Eletrodo fixado no músculo eretor da espinha.

4.1.3 Empilhadeira

As características da empilhadeira utilizada neste trabalho são:

Modelo: HYSTER H55XM

Capacidade: 2,5 T

Motor: Mazda M4-2.0 G

Combustível: gasolina ou GLP

Transmissão: powershift de uma só velocidade

Pedal Monotrol que controla o funcionamento para frente e para trás, de transmissão powershift e a velocidade da máquina.



Figura 17 - Empilhadeira utilizada para realização dos testes.

4.1.4 Pneus

Características dos pneus utilizados nas medições:

- Inflável (pneumático)
modelo XZM Stabil'x
especificação 28.9x15 (225/75R15) Tração - dianteiro
especificação 6.50x10 (6.50 R10) Direção – traseiro
pressão de inflação 130 psi
- Elástico (sólido)
Modelo: supercushion
especificação 28.9x15 (7.00) Tração
especificação 6.50x10(5.00) Direção

4.2 PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO

A primeira etapa a ser realizada para o início das medições foi a de estabelecer os pisos onde elas seriam realizadas. Foram escolhidos três percursos com três pisos diferentes, para que as medições fossem o mais próximo da realidade do dia-a-dia dos operadores de empilhadeira. Outra vantagem de se ter três tipos de pisos diferentes, é poder comparar os resultados entre os percursos.

- Piso de Bloquete (externo)



Figura 18 - Piso do percurso 1.

- Piso de cimento de boa qualidade (interno)

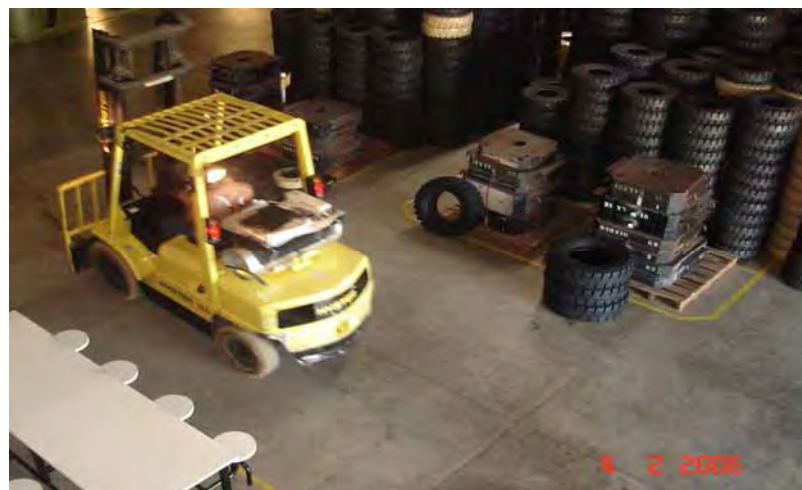


Figura 19 - Piso do percurso 2.

- Piso de terra (com pedras britas de pequena granulação)



Figura 20 - Piso do percurso 3.

Cada percurso foi realizado com o pneu elástico e com o pneumático e com as opções de estar carregando uma carga de 1024 kg ou sem carga nenhuma.

Foi adotada uma sigla para cada percurso, levando em consideração o percurso escolhido, a opção de estar com ou sem carga, o operador a conduzir a empilhadeira, o tipo de pneu utilizado e a postura adotada pelo operador de empilhadeira.

Para realização das coletas foi estabelecido uma nomenclatura com cinco caracteres, onde cada um deles apresenta um significado:

1 → percurso escolhido: pode ser 1, 2 ou 3

C → carga: pode ser C (com carga) ou S (sem carga)

A → operador: pode ser A ou W

I → tipo de pneu: pode ser I (inflável) ou E (elástico)

N → postura normal

Observação: todas as coletas contidas neste trabalho foram realizadas com uma postura normal.

Exemplo: 1CAIN, significa percurso **1**, com **C**arga, operador **A**, pneu **I** nflável e postura **N** ormal.

Dois operadores de empilhadeira foram selecionados para participar deste estudo, as características de cada um deles encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1 - Características dos operadores de empilhadeira.

Variáveis	Operador A	Operador W
Idade (anos)	26	22
Peso (kgf)	80	65
Altura (m)	1,70	1,75
IMC (kg/m^2)	27,68	21,28

O Comitê de Ética, de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96, aprovou este trabalho - Protocolo CEP/UNITAU nº 444/04.

Antes do início das coletas, foi feita uma higienização no local em que os eletrodos foram fixados. Os eletrodos foram colocados a 3 cm de ambos os lados da coluna vertebral, ao nível de L3, de acordo com outros estudos (Anderson et al., 1977; Hosea et al., 1986; Klein et al., 1991; Oliveira et al., 2001).

Os dados foram coletados com uma frequência de 1200 Hz, em decorrência da frequência de aquisição do EMG.

Foram feitas coletas nos três percursos, com os dois operadores de empilhadeira, com e sem carga, utilizando primeiramente o pneu elástico e em seguida o pneumático.

As medições foram realizadas de forma a reproduzir a realidade do trabalho, portanto a forma de dirigir e a postura adotada foram as realizadas por eles no dia-a-dia de trabalho.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados coletados foram analisados através do programa Origin 5.0. A coleta foi realizada com um tempo total de aquisição de 60 s, entretanto no momento da análise dos dados, os 10 s iniciais e os 10 s finais foram excluídos, isso porque no início e no final da coleta foram necessários alguns segundos para ajuste do equipamento e início do movimento da empilhadeira. Portanto os dados analisados são resultado de 40 s de coleta.

5.1 ACELERAÇÃO

A Figura 21 mostra o gráfico da aceleração no tempo da medição 1SAEN, no intervalo de 0 a 60 s. Entretanto para eliminar o efeito transiente do início e do final da amostra foram cortados 10 s do início e do final, como se pode observar na Figura 22.

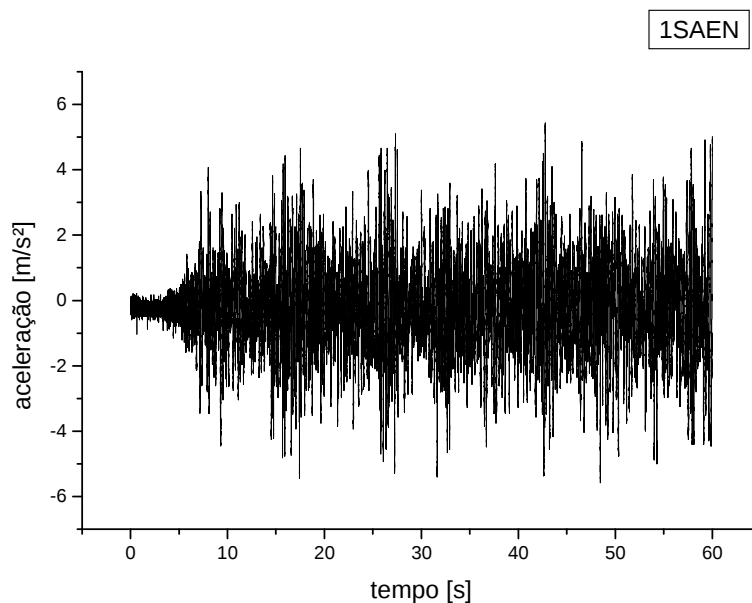


Figura 21 - Gráfico da aceleração no tempo, de 0-60 s.

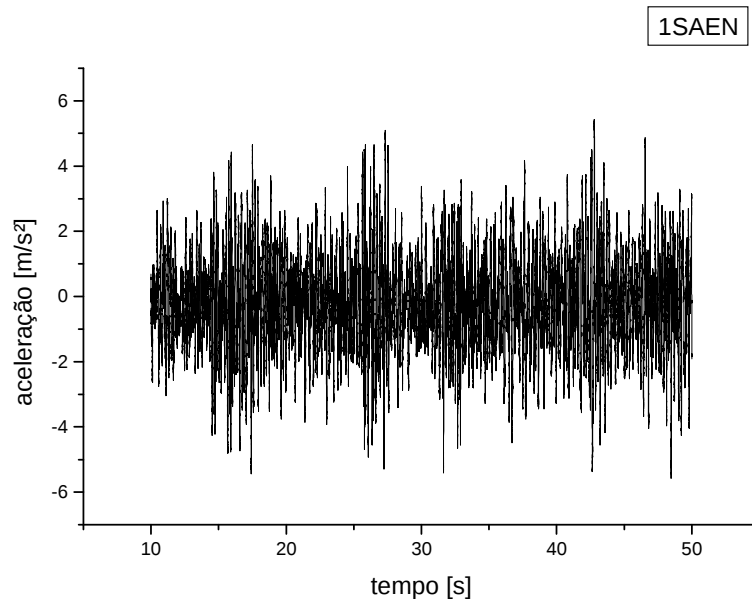


Figura 22 - Gráfico da aceleração no tempo, de 10-50 s.

Os resultados serão apresentados de acordo com a realização das medições para cada um dos percursos.

5.1.1 Percurso 1

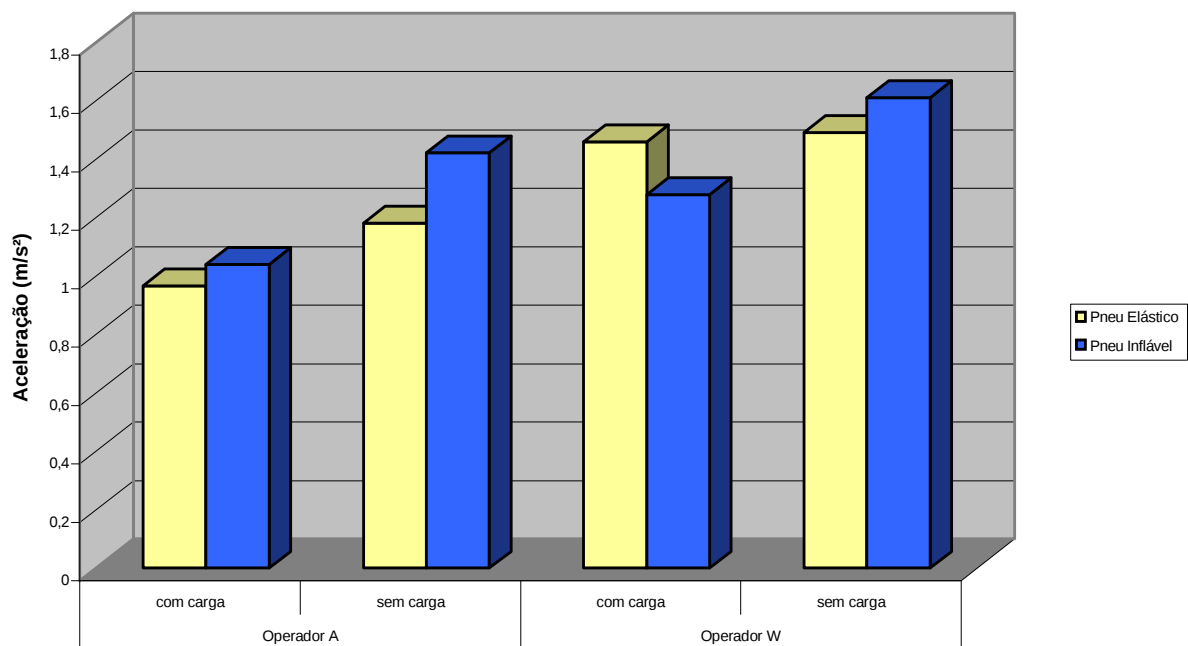


Figura 23 - Gráfico das médias da aceleração no percurso 1.

Tomando a média da aceleração utilizada na medição, verifica-se pela Figura 23, comparando os operadores, com e sem carga que apenas na condição do operador W com carga a média da aceleração foi maior para o pneu elástico, sendo que nas outras três condições o pneu elástico apresentou uma amplitude de aceleração menor.

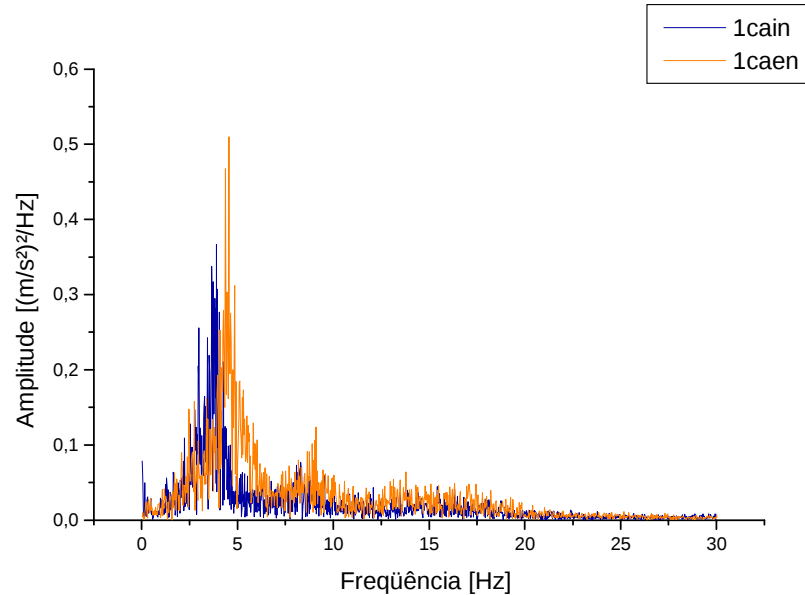


Figura 24 - Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador A.

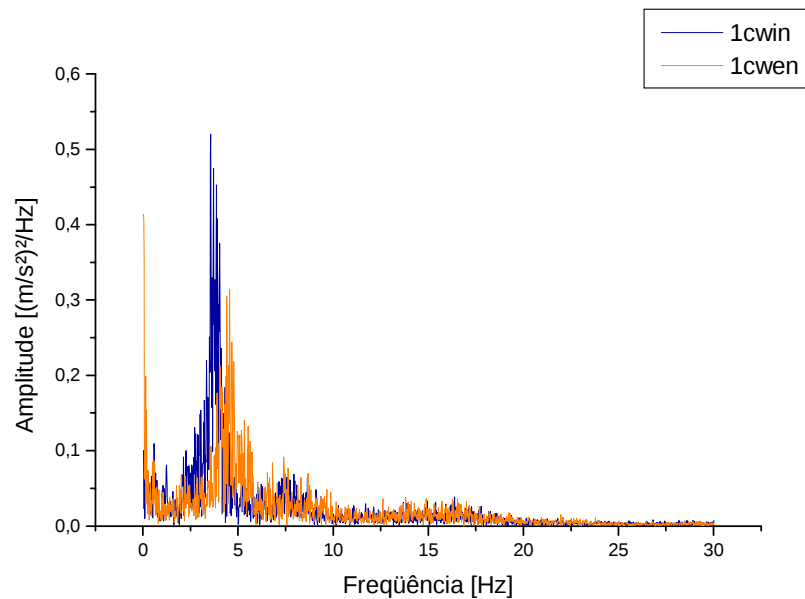


Figura 25 - Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador W.

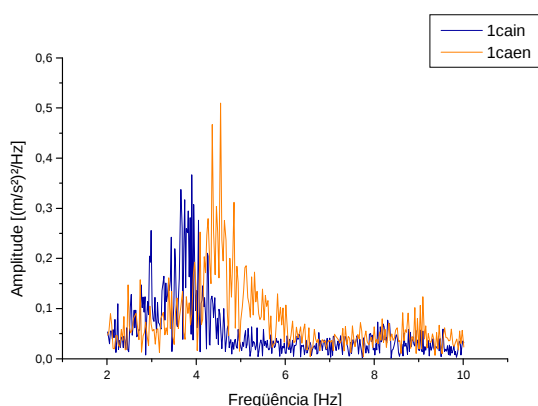


Figura 26 - Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

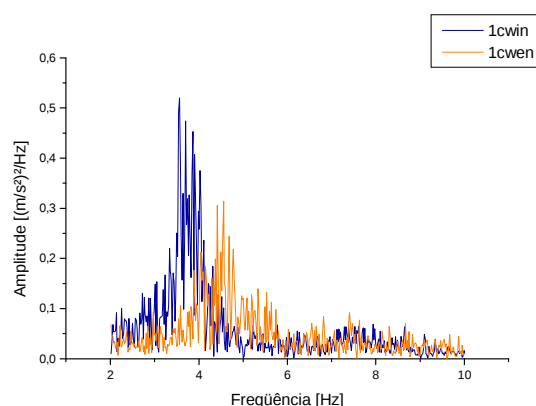


Figura 27- Espectro de frequência para percurso 1, com carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

Na Figura 24 o pneu elástico apresentou um valor de pico de espectro de frequência da aceleração maior em relação ao inflável, entretanto no valor das médias, mostrado na Figura 23, pode-se observar que os valores estão bem semelhantes, apresentando o pneu elástico uma ligeira vantagem em relação ao inflável para toda banda de frequência. Já para o mesmo percurso com o operador W o pneu elástico apresentou um pico menor, entretanto para o restante do percurso a amplitude deste pneu foi ligeiramente maior, resultando em uma média maior para o pneu elástico quando comparado com o inflável.

É possível observar que os picos do espectro de frequência para o pneu inflável se encontra em uma frequência mais baixa em relação aos picos do espectro de frequência do pneu elástico, como podemos observar nas Figuras 26 e 27. Segundo Grandjean (1998), o pico de ressonância na coluna vertebral lombar em oscilações verticais com a pessoa sentada é de 4 Hz. Portanto como se pode observar novamente nas Figuras 23 e 24, para uma frequência de 4 Hz, o pneu inflável apresenta amplitudes maiores em relação ao inflável.

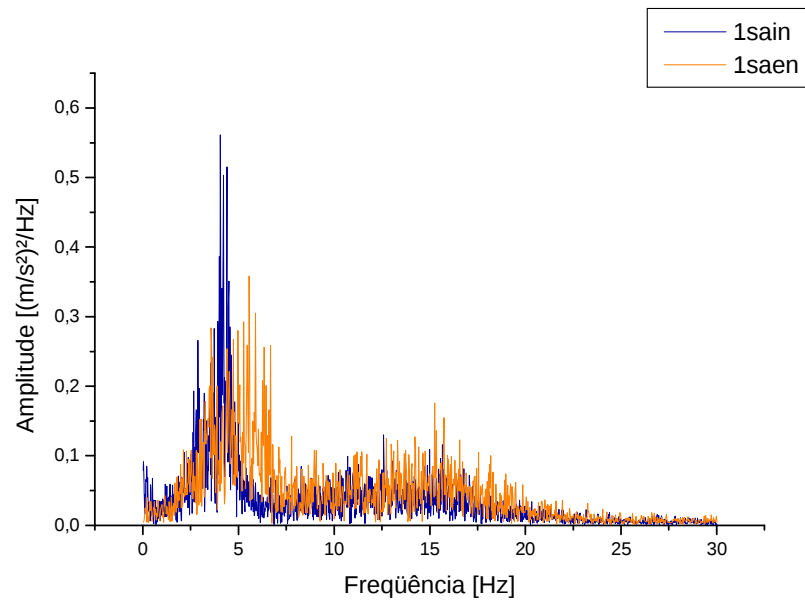


Figura 28 - Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador A.

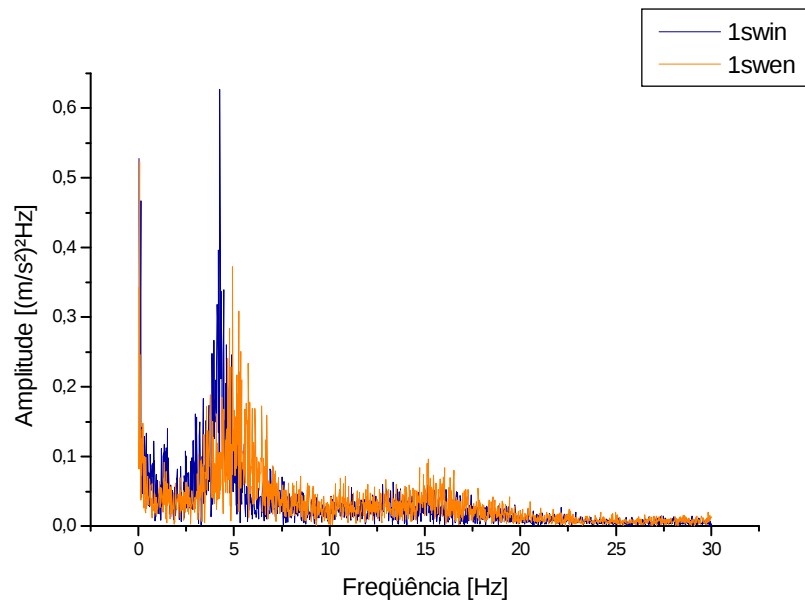


Figura 29 - Espectro de frequência para percurso 1, sem carga, operador W.

Ainda no percurso 1 para a condição sem carga para ambos os operadores (Figuras 28 e 29), a amplitude de vibração apresentou-se um pouco maior para o pneu elástico na grande maioria da banda de freqüência, mas como se pode observar nas Figuras 30 e 31 para a faixa de 2-10 Hz o pneu inflável apresentou picos maiores do que o elástico. Para a freqüência de 4 Hz a amplitude também se mostrou maior para o pneu inflável em ambos os gráficos (Figura 30 e 31).

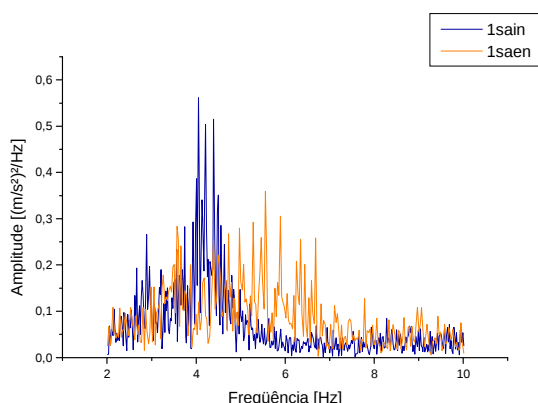


Figura 30 - Espectro de freqüência para percurso 1, sem carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

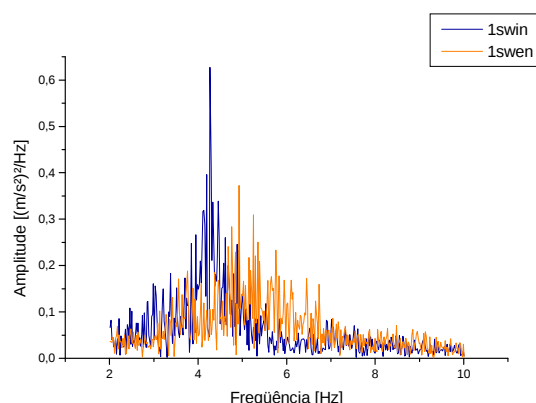


Figura 31 - Espectro de freqüência para percurso 1, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

5.1.2 Percurso 2

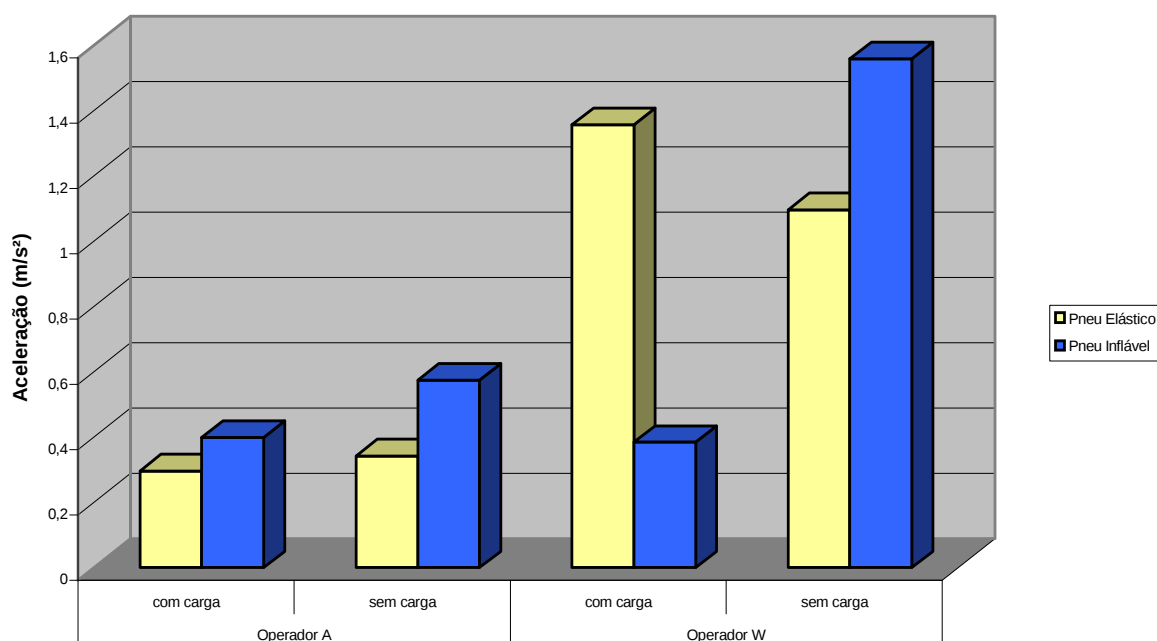


Figura 32 - Gráfico das médias da aceleração no percurso 2

Verifica-se na Figura 32 que novamente para o operador W na condição de operação com carga a média dos valores de aceleração se apresentou maior para o pneu elástico. Nas outras médias o valor da aceleração no tempo foi maior para o pneu inflável, mostrando mais uma vez que o pneu elástico transmite uma intensidade de vibração menor de vibração para o operador de empilhadeira.

No percurso 2 os valores de aceleração se mostraram menores em relação aos outros percursos, como era de se esperar, entretanto ainda estão um pouco acima do estipulado pela norma.

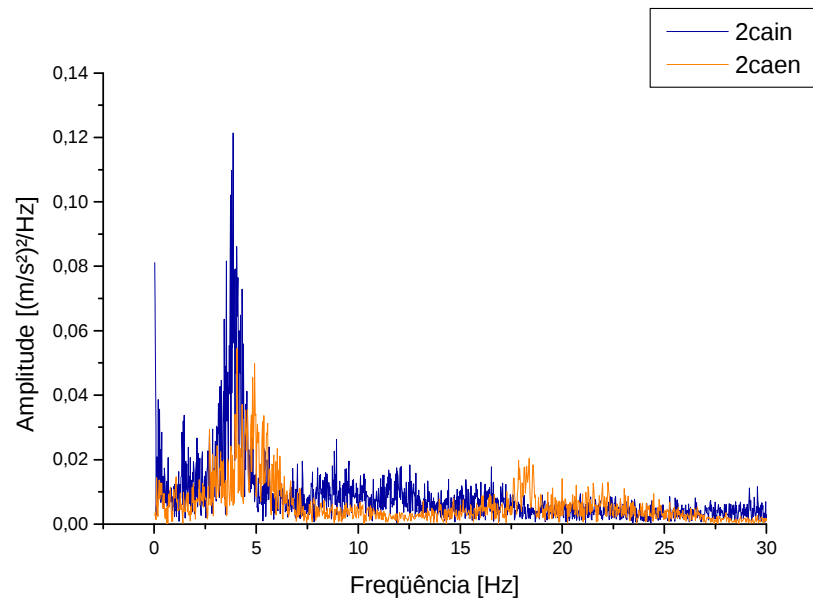


Figura 33 - Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador A.

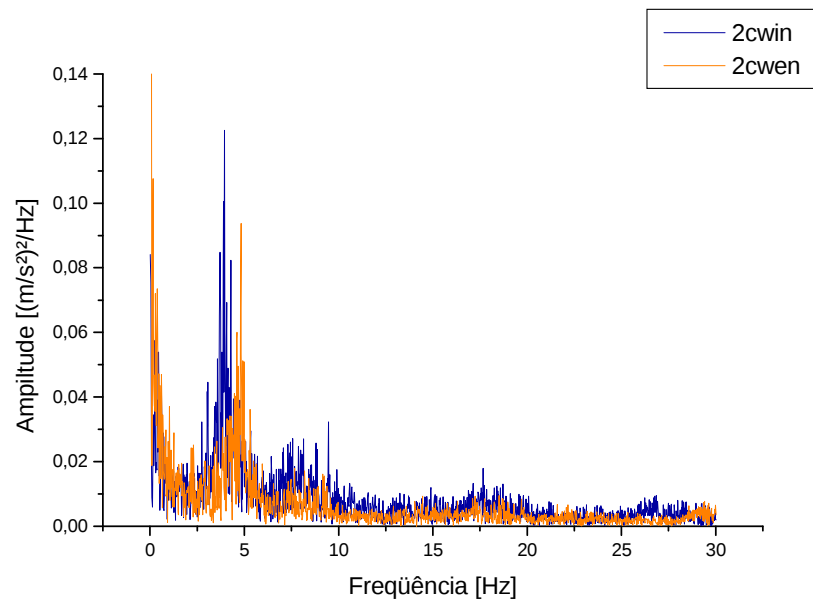


Figura 34 - Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador W.

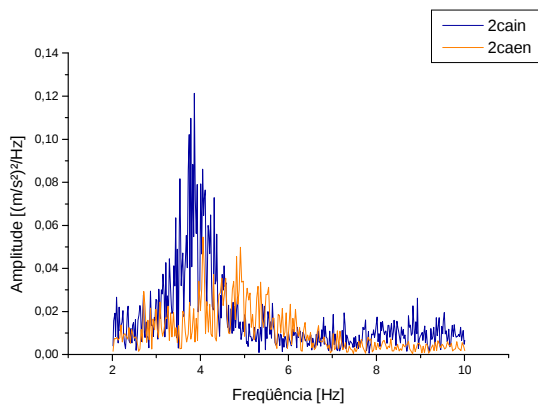


Figura 35 - Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

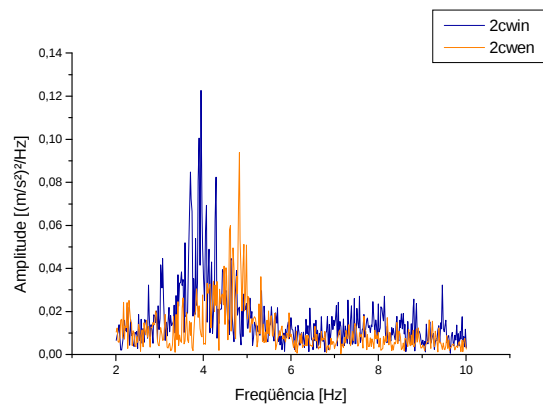


Figura 36 - Espectro de frequência para percurso 2, com carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

Nas Figuras 33 e 34 onde o percurso é realizado com carga, pode-se perceber um comportamento melhor do pneu elástico em toda a banda de frequência, inclusive nas faixas de 2-10 Hz (Figuras 35 e 36). Ainda é possível verificar a menor amplitude do pneu elástico na frequência de 4 Hz.

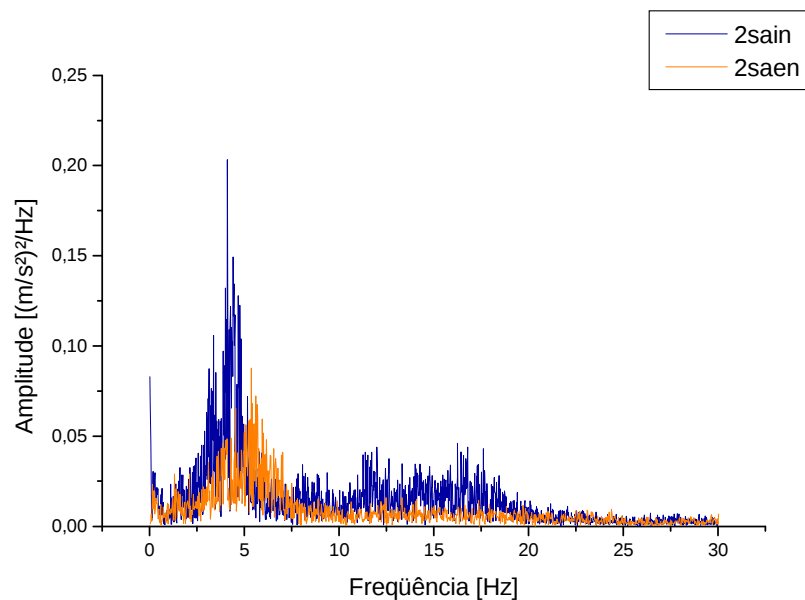


Figura 37 - Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador A.

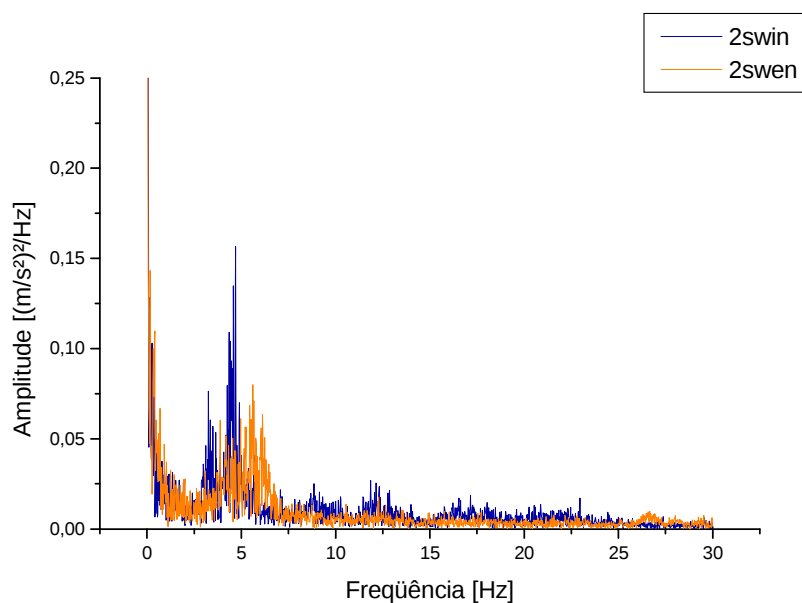


Figura 38 - Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador W.

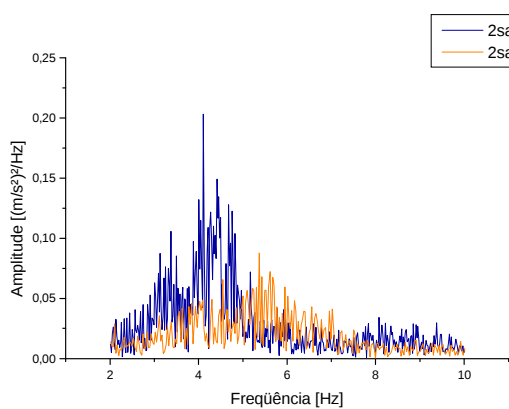


Figura 39 - Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

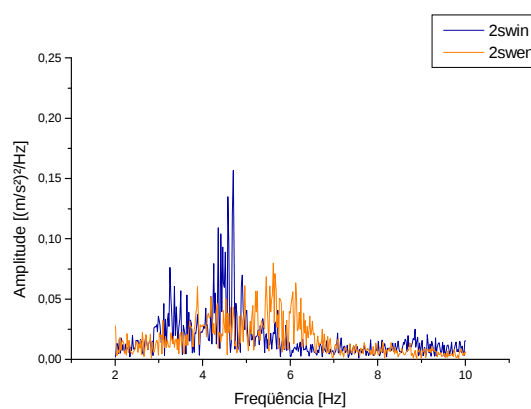


Figura 40 - Espectro de frequência para percurso 2, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

Observando o percurso 2 sem carga (Figuras 37 e 38), também se pode perceber que o pneu elástico apresentou níveis de amplitude de aceleração menor em todo o percurso.

Comparando as Figuras 37 e 38 foi possível verificar que o operador W apresentou uma amplitude maior (Figura 37) em relação ao operador A (Figura 38).

5.1.3 Percurso 3

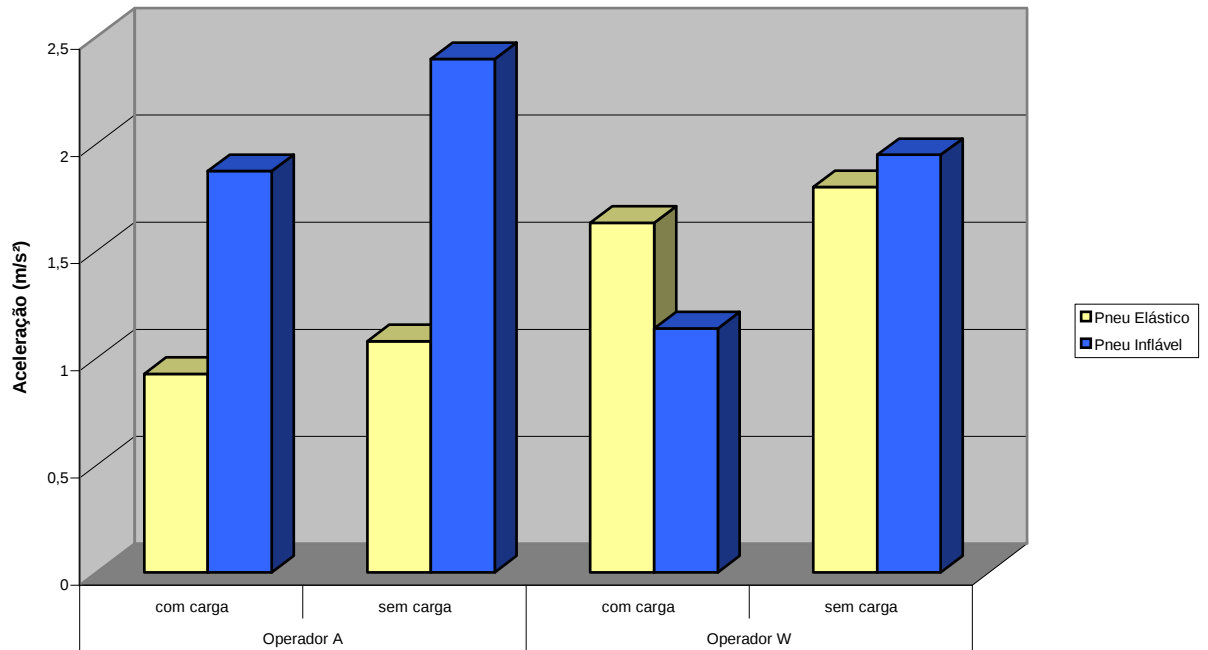


Figura 41 - Gráfico das médias da aceleração no percurso 3.

Assim como nos outros percursos o pneu elástico se mostrou desfavorável apenas com o operador W na opção com carga. Em todos os outros o pneu elástico obteve valores melhores de aceleração.

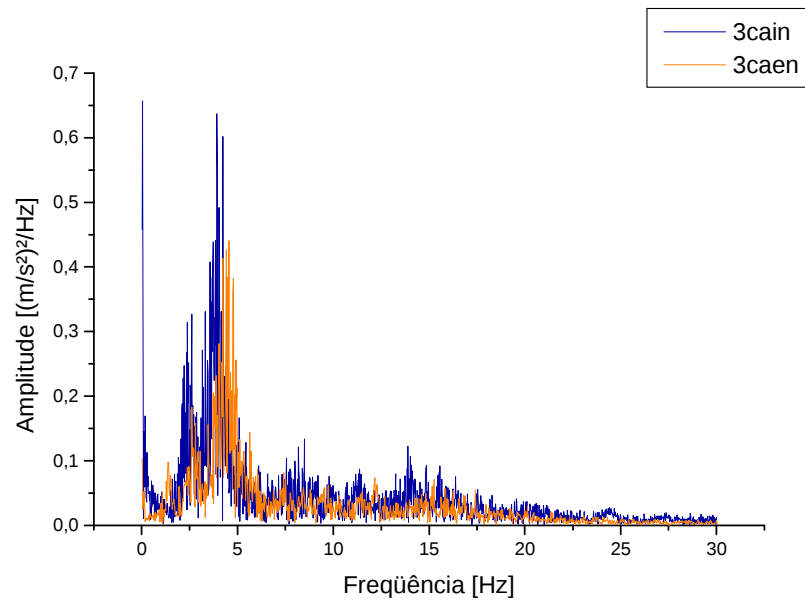


Figura 42 - Espectro da frequência para percurso 3, com carga, operador A.

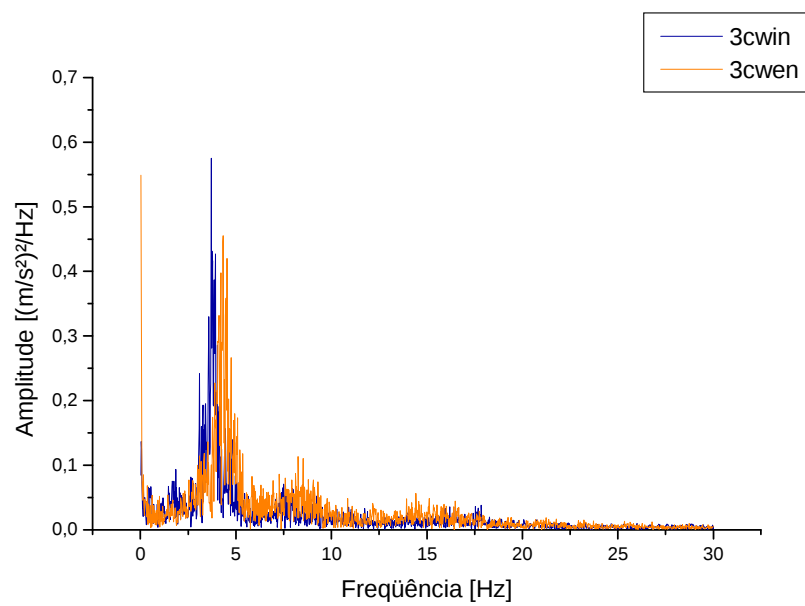


Figura 43 - Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador W.

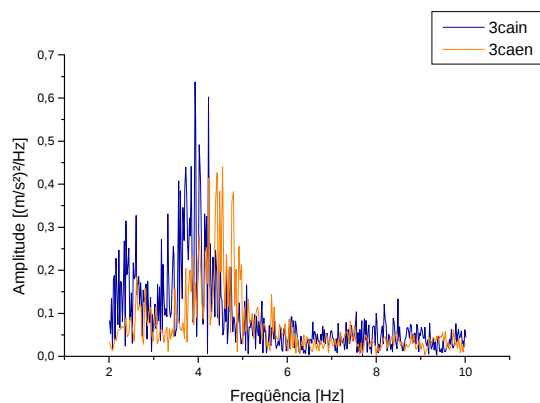


Figura 44 - Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

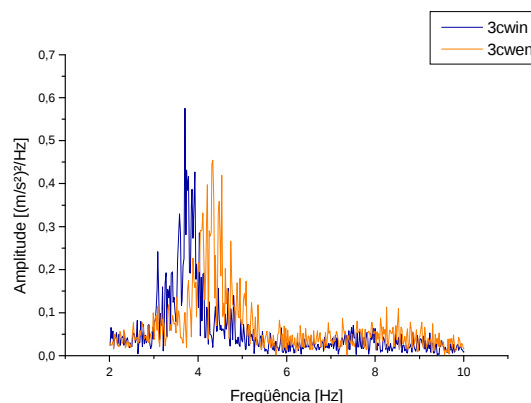


Figura 45 - Espectro de frequência para percurso 3, com carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

Na Figura 42 pode-se observar que o pneu elástico obteve valores de amplitudes menores em toda banda de frequência, entretanto o pico apresentou valores semelhantes.

Na Figura 43 o pneu elástico apresentou valores de amplitudes maiores para toda banda de frequência, e o valor de pico se assemelhou ao do pneu inflável.

Para uma frequência de 4 Hz, o pneu inflável mostrou ter uma frequência mais elevada em relação ao elástico na Figura 44. Já na Figura 42, as amplitudes se equiparam.

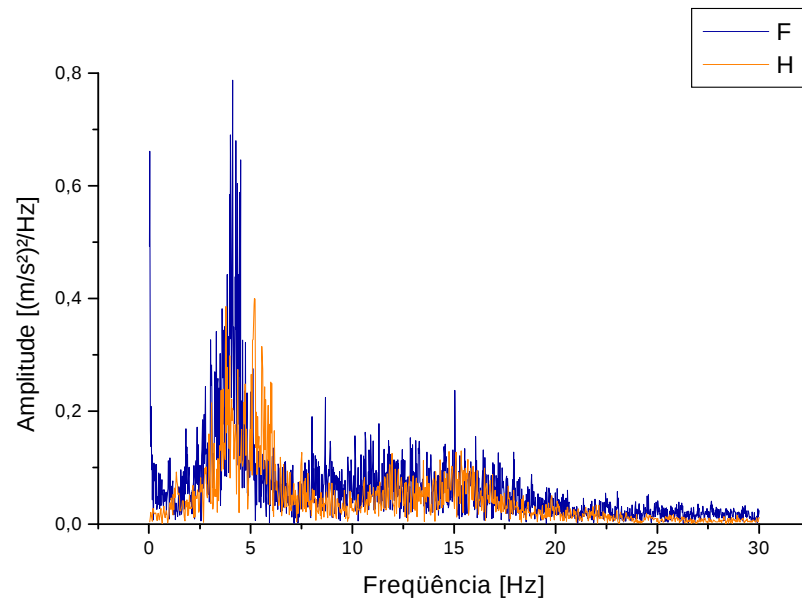


Figura 46 - Espectro de freqüência para percurso 3, sem carga, operador A.

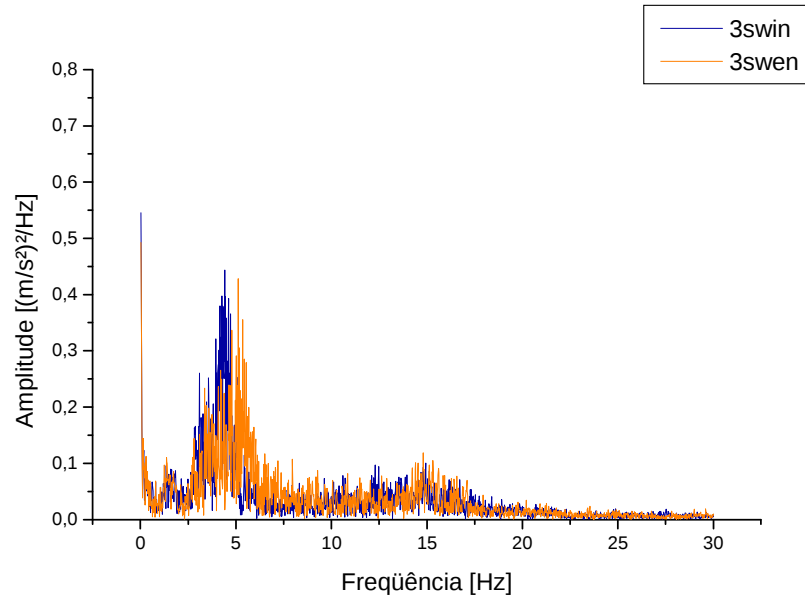


Figura 47 - Espectro de freqüência para percurso 3, sem carga, operador W.

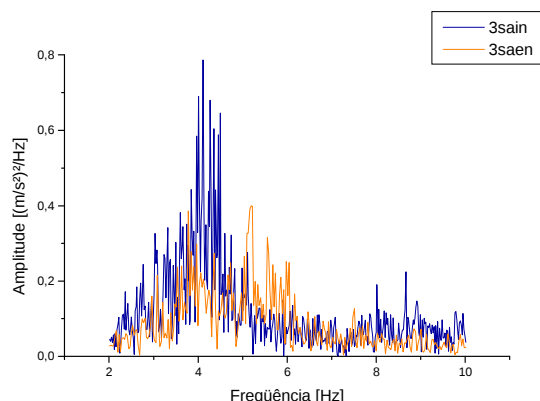


Figura 48 - Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador A, na faixa de 2-10 Hz.

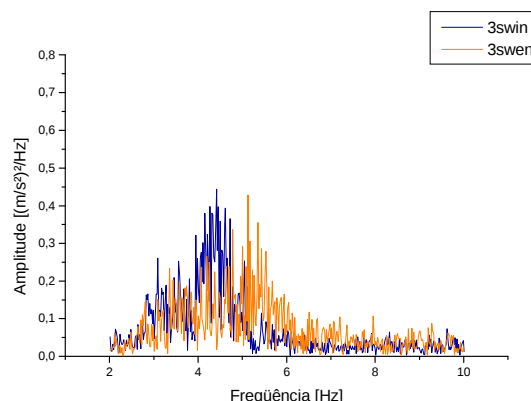


Figura 49 - Espectro de frequência para percurso 3, sem carga, operador W, na faixa de 2-10 Hz.

Das figuras 43 e 47 pode-se observar, no operador A, a amplitude de vibração mostrou-se maior em toda a banda de frequência, tanto para condição com carga quanto para sem carga.

Contrariando a lógica dos dois outros percursos a amplitude de vibração do espectro de frequência em toda a banda mostrou-se inalterada para o operador W, para os casos com e sem carga.

O que fica evidente é que na faixa de 2-10 Hz, mostrado nas Figuras 44, 45, 48 e 49, uma maior amplitude de vibração para as condições utilizando os pneus infláveis.

Na Figura 46 fica evidente o melhor desempenho do pneu elástico, apresentando uma amplitude de frequência menor em relação ao inflável.

A Figura 47 nos mostra um gráfico com amplitudes bastante semelhantes.

5.2 ELETROMIOGRAFIA

Nas Figuras 50 e 51 são mostrados os gráficos da EMG no tempo. Na Figura 50 foi escolhido o percurso 3, com o operador A, com pneu elástico e a EMG do lado direito da coluna lombar; a Figura 51 apresenta a mesma coleta, mudando apenas o lado da coluna lombar, lado esquerdo. Foi possível notar a amplitude maior no lado esquerdo para este caso.

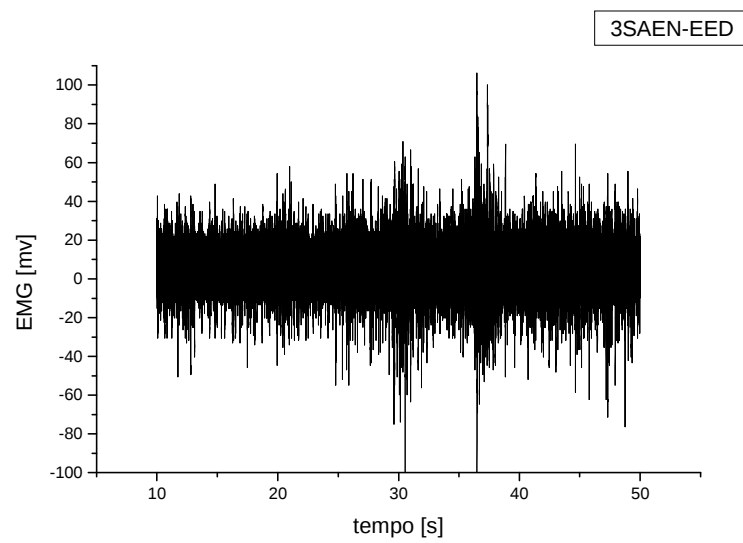


Figura 50 - Gráfico da EMG no tempo, percurso 3, sem carga, operador A, pneu elástico, EED.

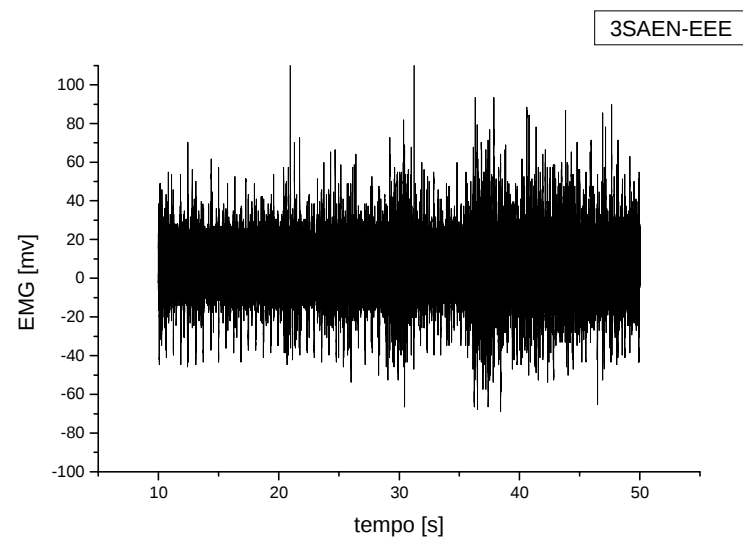


Figura 51 - Gráfico da EMG no tempo, percurso 3, sem carga, operador A, pneu elástico, EEE.

5.2.1 Percurso 1

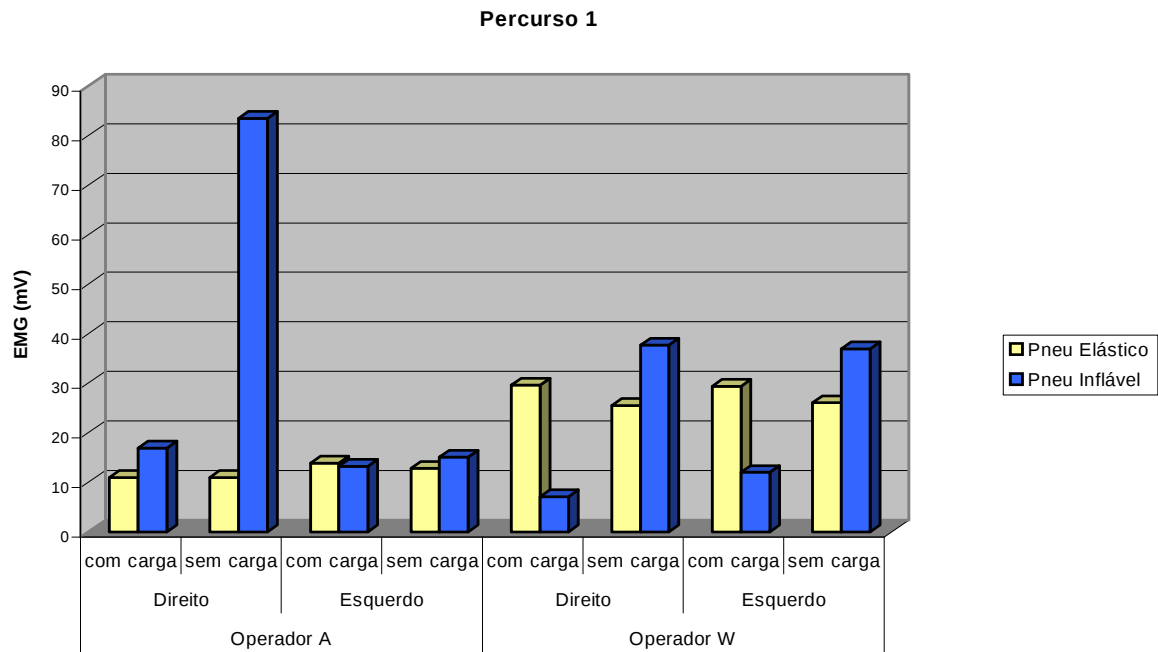


Figura 52 - Gráfico das médias da EMG para o percurso 1.

Para analisar a EMG foi achado um valor médio de cada coleta, e o resultado nós podemos observar na Figura 52. Onde pode-se perceber que para o operador A a atividade muscular apresentou um valor menor com o pneu elástico, em três dos quatro valores apresentados. Já para o operador W, a atividade muscular se mostrou mais elevada com o pneu elástico no percurso com carga, e sem carga a atividade muscular foi menor com o pneu elástico.

5.2.2 Percurso 2

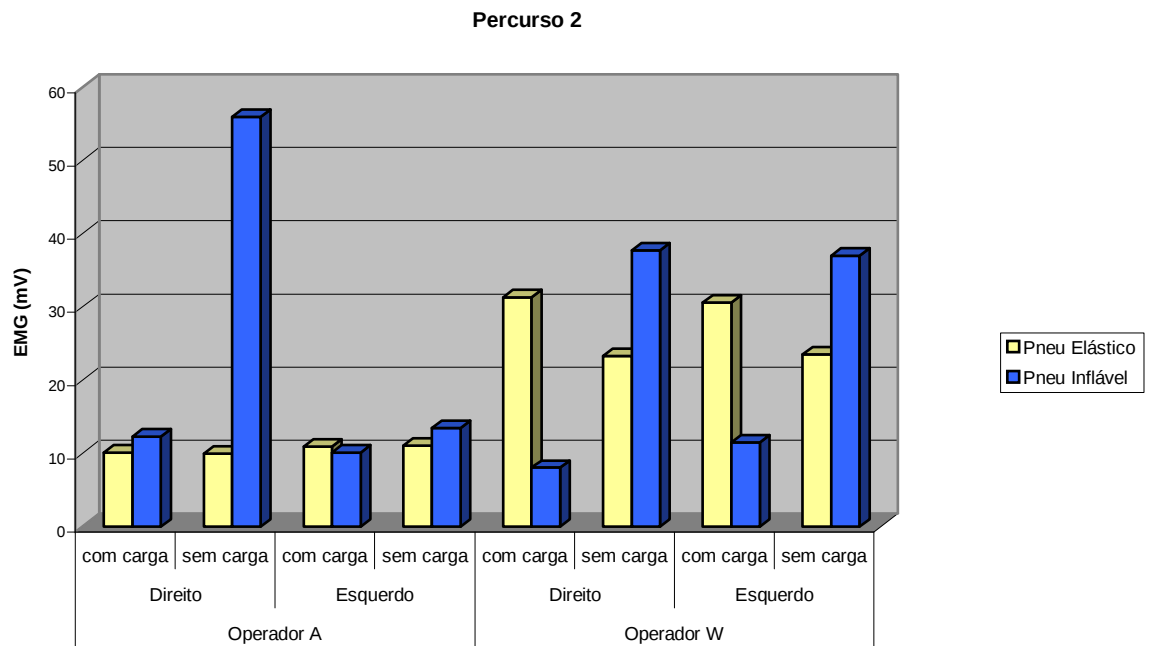


Figura 53 - Gráfico das médias da EMG para o percurso 2.

No percurso 2 foi possível observar que para o operador W com carga, assim como para o operador A na mesma situação (entretanto somente para o lado esquerdo da coluna lombar), foi registrado um valor maior na atividade muscular em comparação com o inflável. Sendo que para as outras coletas o pneu elástico se apresentou melhor, com uma atividade muscular menor que o inflável.

5.2.3 Percurso 3

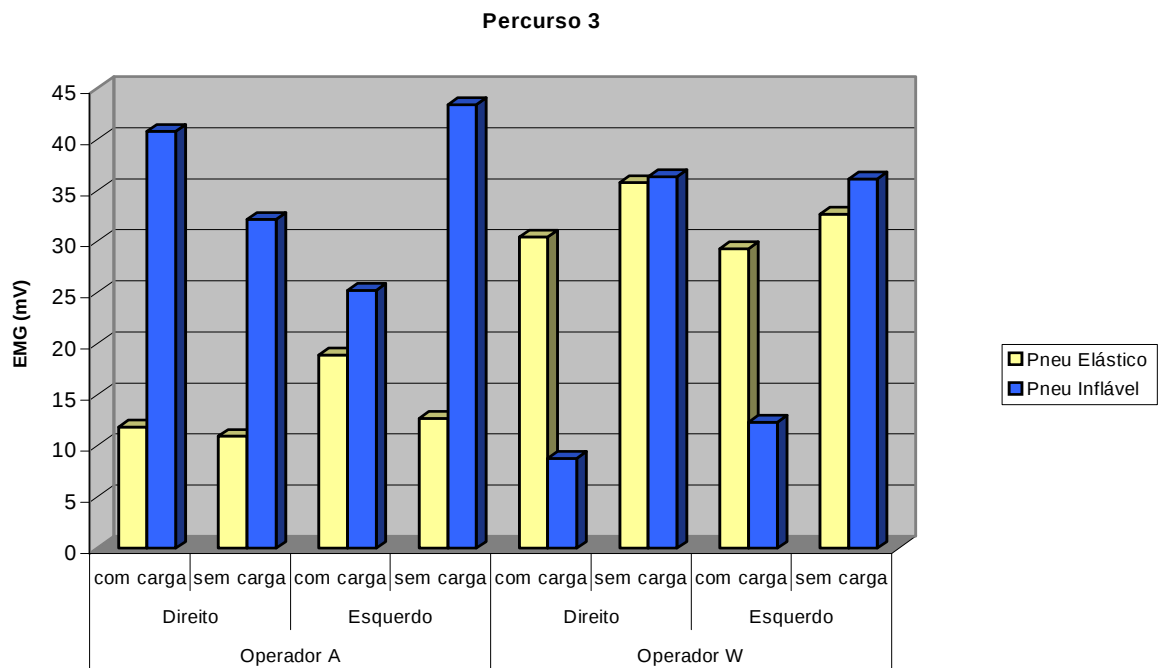


Figura 54 - Gráfico das médias da EMG para o percurso 3.

Neste percurso pode-se observar que a atividade muscular obteve valores menores em praticamente todas as coletas utilizando o pneu elástico, com exceção do percurso realizado pelo operador W com carga.

6 CONCLUSÕES

Da análise dos resultados obtidos chegou-se as seguintes conclusões: a primeira é que os operadores de empilhadeira estão submetidos a valores de vibração maiores do que os recomendados pela Norma ISO 2631 para uma jornada de trabalho de 6-8 h (de acordo com os gráficos da aceleração no tempo); segunda conclusão que se pode tirar é que tanto para aceleração quanto para EMG os pneus do tipo elástico apresentaram valores menores, pode-se perceber isto principalmente na frequência de 4 Hz que é a frequência de ressonância na coluna lombar com a pessoa sentada, onde o pneu elástico obteve valores menores. O pneu elástico além de apresentar valores menores de aceleração, mostrou que transmite um valor menor de aceleração ao operador de empilhadeira; e um valor menor de EMG, mostrando que a atividade muscular no eretor da espinha também é menor com o pneu elástico, ele também apresenta uma série de outras vantagens em relação ao inflável. Como vantagens pode-se citar o fato do pneu elástico manter constante a sua calibração, o pneu inflável precisa ser calibrado constantemente; além disso, o pneu elástico é mais resistente, apresentando um risco menor de se danificar em relação ao inflável que pode ser furado facilmente; além do risco que o pneu inflável oferece de explodir ao ser calibrado.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc. **Orthop Trans**, p.461. 1983.

ADRIAN, E. D.; BRONK, D. W. The discharge of impulses in motor nerve fibers. **Journal Physiol**, Lond, p. 67-119. 1929.

ANDERSON, 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.

APOSTOLI, P. I Disturbi Muscolo Scheletrici da Traumi Ripetuti Agli Arti Superiori: Paradigma Della Evoluzione Delle patologie da Lavoro e Della Medicina del Lavoro. **La Medicina del Lavoro**, v. 2, n.23, p. 87–98, 2001.

ASSUNÇÃO, A. A. Agora...até Namorar Fica Difícil: uma História de Lesões por Esforços Repetitivos. In: ROCHA, L. E.; RIGOTTO, R. M.; BUSCHINELLI, J. T. P. **Isto é Trabalho de Gente? : Vida, Doença e Trabalho no Brasil**. São Paulo: Vozes, p. 461-492, 1993.

ASSUNÇÃO, A. A. **Os aspectos Biomecânicos explicam as Lesões por Esforços Repetitivos ?**. Belo Horizonte: ANAMT, 2000.

BALBINOT, A.; TAMAGNA, A. Sistema microprocessado para aquisição e análise das vibrações ocupacionais. **Brazilian Journal of Biomechanics**, n.7, p.63-68, nov. 2003.

BARTELINK, D. L. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.39, p.718-725, 1957.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive**. 2 ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BASMAJIAN, J. V. **Electro-fisiologia de la acción muscular**. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A., 1976.

BASMAJIAN, J. V. **Muscle alive: their functions revealed by electromyography**. 4 ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1978. 561p.

BATISTA, J. **A coluna**. São Paulo: Contexto, 1998.

BERNARD, B. P. **Musculoskeletal Disorders (MSDs) and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back**. October, 2000.
Disponível na internet: <http://www.cdc.gov/niosh/ergosci1.html>

BIENFAT, M. **Os desequilíbrios estáticos**. São Paulo: Summus Editorial, 1995

BONGERS, P. M.; BOSHUIZEN, H. C. **Back Disorders and Whole-Body Vibration at Work**. 1990. Dissertation, University of Amsterdam, 1990.

BORGES, L. H. As Lesões pôr Esforços Repetitivos: Índice do Mal-Estar no Mundo. **CIPA (Caderno Informativo de Prevenção de Acidentes)** – LER : Mal-Estar no Trabalho. v.21, n.252, p. 50-61, nov. 2000.

BOSHUIZEN, H. C.; BONGERS, P. M; HULSHOF, C. T. J. Self-reported back pain in tractor drivers exposed to whole-body vibration. **Int Arch Occup Environ Health**, n.62, p.109-115, 1990.

BOVENZI, M., BETTA, A. Low-back disorders in agricultural tractor drivers exposed to whole-body vibration and postural stress. **Applied Ergonomics**, v.25, n.4, p. 231-241. 1994.

BOVENZI, M., ZADINI, A. Self- reported back symptoms in urban bus drivers exposed to whole body vibration. **Spine**, v.17, n.9, p.1048-1059. 1992.

BRENDSTRUP T., BIERING-SORENSEN F. Effects of fork-lift truck driving on low-back trouble. **Scand J Work Environ Health**, n.13, p.445-452. 1987.

BUCKLE, P. Work factors and upper limb disorders. **BMJ**, p.1360-1363, 1997.

BURTON A. K., SANDOVER J. Back pain in Grand Prix drivers: a “found” experiment. **Appl Ergonomics**, n.18, p.3-8. 1987.

CHAFFIN, D. B., ANDERSSON, G. B. J., MARTIN, B. J. **Biomecânica Ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, 2001. 579p.

CHANEY, R. E. Subjective reaction to whole body vibration. **Boeing Company, Human Factors Tech**, Kansas, Report D3, p. 64-74. 1964.

COCHEO, V.; et al. Chariots de manutention –pollution chimique, bruit et vibrations. Cah Notes Doc: 115, p. 159-168, 1984.

CODO, W.; ALMEIDA, M. C. G. **LER – Diagnóstico, Tratamento e Prevenção: uma abordagem interdisciplinar**. 4ªed. Petrópolis: Vozes, 1998.

COERMANN, R. The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. In: **Human vibration Research**, Pergamon Press, New York, 1963.

CORD, C. et ali. Trabalho e Realização. In: **Para Filosofar**. São Paulo: Supreme, 1999. p. 149-165.

COUTO, H. **Ergonomia aplicada ao trabalho**. Belo Horizonte: Ergo, 1995.

COUTO, H., NICOLETTI, S. **Como gerenciar a questão das LER/DORT**. Belo Horizonte: Ergo, 1998.

CYRON, B. M.; HUTTON, W. C. The fatigue strength of the lumbar neural arch in spondylolysis. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.60, p.234-238, 1978.

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

DEMPSTER, D. W.; et al. Relationships between bone structure in the iliac crest and bone structure and strength in the lumbar spine. **Osteoporosis International**, v.3, p.90-96, 1993.

DUPUIS, H., CHRIST, W. Untersuchung der möglichkeit von gesundeheits-schädigungen im bereich der wirbelsäule bei schlepperfahrern. Max Plank Ins.: **Bad Kreuznach**. Heft, v. A72, p.2. 1972.

DUPUIS, H.; ZERLETT G. Whole-body vibration and disorders of the spine. **Int Arch Environ Health**, n. 59, p.323-36. 1987.

DUPUIS, H. **Zur physiologischen Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen**. Fortschr. Ber. VDI Zeitschrift, Reiche 11, n.7, p.1-168. 1969.

FERREIRA JUNIOR, M. **Saúde no trabalho**: temas básicos para o profissional que cuida da saúde dos trabalhadores. São Paulo: Roca, 2000. 357p.

FINOCCHIARO J., ASSAF D. L., FINOCCHIARO M. **Manual de prevenção das lombalgias**. São Paulo: Lex, 1978. 268p.

FITZGERALD, J. G., CROTTY, J. **The incidence of backache among air crew and ground crew in the RAF FPRC/I 313**. 1972.

FRANK J.W. et al. Disability resulting from occupational low back pain. we Part I: what do know about primary prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins. **Spine**, v.21, n.24. p.2908-17. 1996.

FRYMOYER, J. W., POPE, M. H., COSTANZA, M., ROSEN, J., GOGGIN, J., WILDER, D. Epidemiological studies of low back pain. **Spine**, v.5, p. 419-423. 1980.

FRYMOYER, J. W. et al. Risk factors in low back pain: An epidemiologic surge. **J Bone Joint Surg**. v.65A, p.213-216. 1983.

GOMES, C. A. **Placa Interoclusal com Dispositivo Vibratório comparada com a de Superfície Oclusal Plana em Pacientes com Bruxismo**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá - FEG, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Guaratinguetá, 2005.

GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia – Adaptando o Trabalho ao Homem**. 4^a ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998. p.13–26.

GRANDO, J. C. Recreação Industrial uma Tendência na Empresa. Blumenal: FURB, **Dynamis - Revista Tecno-Científica**. v.7, n.26, jan/mar, 1999. p.45-61.

GRIFFIN, M. J., HAYWARD, R. A. “Effects of horizontal whole-body vibration on reading applied ergonomics”. **Ergonomics**, p.165-169. 1994.

GUIGNARD, J. C. Vibration. In: CRALLEY & CRALLEY (Eds.). **Patty's industrial hygiene and toxicology**, vol.3b: Biological Responses, 2ed. New York: Wiley, p. 653-724. 1985.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HASHEMI et. al. Length of disability and cost of workers' compensation low back pain claims. **Joem**, v.39, n.10, p.937-45. 1997.

HELMKAMP J. C., TALBOTT E. O., MARSH G. M. Whole body vibration – a critical review. **Am Ind Hyg Assoc J**, v.45, n.3, p.162-7. 1984.

HETTINGER, T.: **Angewandte Ergonomie**. **Bartmann-Verlag**. Frechen BRD, 1970.

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.

HOY J., MUBARAK N., NELSO S., SWEERTS M., MAGNUSSON M., OKUNRIBIDO O., POPE M. Whole body vibration and posture as risk factor for low back pain among forklift truck drivers. **Journal of Sound and Vibration**, 2003.

HULSHOF, C.; VAN ZANTEN, B. V. Whole body vibration and low back pain. A review of epidemiologic studies. **Int Arch Occup Environ Health**. n.59, p.205-220. 1987.

LIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção**. 5ª reimpressão. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 1998.

IRELAND, D. C. R. Repetition Strain Injury: The Australian Experience. **J Hand Surg**, v.20A (Part 2), p.53-56, 1995.

JOHANNING, E. Back disorders and health problems among subway train operators exposed to whole-body vibration. **Scand. J. Work. Environ. Health**, v.17, p. 414-419. 1991.

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.

KITAZAKI, S., GRIFFIN, M. J. Resonance behaviours of the seated human body and effects of posture. **J. Biomechanics**, v.31, p.143-149, 1998.

KUORINKA, I. & FORCIER, L.- **Les Lésions Attribuables au Travail Répétitif: Ouvrage de Référence sur Les Lésions Musculosquelettiques Liées au Travail**. Quebec, IRSST, Ed. Multimondes e Maloin. 1995.

KUORINKA, I.; FORCIER, L. **LATR – Les Lésions Attribuables au Travail Répétitif**. Quebec – Canadá: Editions Multi Mondes, 1995.

MARX, C. Manuscritos Econômicos-Filosóficos. In: **Os Pensadores**. 3ª ed. São Paulo: Abril Cultural, 1985.

MATTHEWS, J.R., Ride Comfort for Tractor Operators: I. Review of Existing Information. **Journal of Agricultural Engineering Research**, v.9, n.1, p.3-31. 1964.

MATTHEWS, J.R. & TALAMO, J.C.D., Ride Comfort for Tractor Operators: III. Investigations of Tractor Dynamics by Analogue Computer Simulation. **Journal of Agricultural Engineering Research**, v.10, n.2, p.93-108. 1965.

MELHORN, J. M. Work-related musculoskeletal back pain: the many facets. The many facets. **The Spine Journal**, n.3, p.411-416. 2003.

MENDES, R. **Patologia do trabalho**. 2ª ed. São Paulo: Atheneu, 2003. 1537p.

MIRANDA, C. R.; DIAS, C. R. LER – Lesões por Esforços Repetitivos, uma Proposta de Ação Preventiva. **CIPA (Caderno Informativo de Prevenção de Acidentes) – LER a Principal Doença Ocupacional**, v.20, n.236, p.32-49, jul.1999.

MOORE, A. E.; WELLS, R. P.; RANNEY, D. The relationship between pain and tenderness and eletromiographic measures in forearms of workers performing repetitivemanula tasks. **In: Proceeding of the XIVth ISB Congress**, Paris, jul, p. 898-99, 1993.

MORONEY, S. P.; SCHULTZ, A. B. Analysis and measurement of loads on the neck. **Transcripts of the Orthopaedic Research Society**, v.10, p.329, 1985.

OLIVEIRA, C. G., SIMPSON, D. M., NADAL, J. Lumbar back muscle activity of helicopter pilots and whole-body vibration. **Journal of Biomechanics**, n.34, p.1309-1315, may. 2001.

OLIVEIRA, C. R; & COLS. **Manual prático de LER – Lesões por Esforços Repetitivos**. Belo Horizonte: Health, 1998.

PALMER, K. T., GRIFFIN, M. J., BENDALL, H., PENNETT, B. “ Prevalence and pattern of occupational exposure to whole body vibration in Great Britain: findings from a national survey”. **Occupational Environmental Medicine**, p.229-236. 2000.

PEREIRA, E. R. **Fundamentos de ergonomia e fisioterapia do trabalho**. 2 ed. Rio de Janeiro: Taba Cultural, 2003. 184p.

PUTZ, R.; PABST, R. **Atlas de Anatomia Humana Sobotta**. v.2, 21.ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2000. 399p.

RAMAZZINI, B. **As doenças dos Trabalhadores**. São Paulo: Fundacentro, 2000

RIO, R. P. **LER (Lesões por Esforços Repetitivos) Ciência e Lei**. Belo Horizonte: Health, 1998.

ROSEGGER R. ROSEGGER S. Health effects of tractor driving. **J Agric Eng Res** v.5, p.241-275. 1960.

SEROUSSI, R. E.; WILDER, D. G.; POPE, M. H. Trunk Muscle Electromyography and Whole Body Vibration. **Journal Biomechanics**, Great Britain, v.3, n.22, p.219-229. 1989.

SETTIMI, M. M. **As LER/DORT no Brasil**. Instituto Nacional de Prevenção às LER/DORT, 2001. Disponível na Internet em: < <http://www.uol.com.br/prevler> >.

SILVERSTEIN, B. A.; FINE, L. J.; ARMSTRONG, T. J. Occupational Factors and The Carpal Tunnel Syndrome. **American Journal Industrial Medicine**, New York, v.11, n.3, p.343-358. 1987.

SMITH, M. J. **Considerações Psicossociais Sobre os Distúrbios Ósteo-Musculares Relacionados ao Trabalho (DORT) nos Membros Superiores**. Tradução: Maria Cristina Palmer Lima Zamberlan. Proceeding of the Human Factors and Ergonomics Society 40th Annual Meeting, 1996. p. 776-780.

SPEAR, R, C., KELLER, C. A. **Morbidity studies of workers exposed to whole body vibration**. **Arch. Environ. Health**, v.167, p.141-145. 1976.

SULLIVAN, S.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e tratamento**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1993. 775p.

TAGLIAVINI, R. L.; POI, W. R. **Prevenção de Doenças Ocupacionais em Odontologia**. São Paulo: Santos, 1998. p. 1 -51.

VIEIRA, A. B.; et al. **Análise Ergonômica: Pneu Elástico x Inflável em Empilhadeiras Motrizes**. 2001. n.14. Dissertação (Mestrado Profissional em Engenharia Automotiva) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Horizontina, 2001.

WILDER, D. G., POPE, M. H. Epidemiological and aetiological aspects of low back pain in vibration environments-an update. **Clinical Biomechanics**, v.11, n.2, p. 61-73. 1996.

ZIMMERMANN, C. L.; COOK, T. M. ; GOEL, U. K. Effects of seat posture on erector spinal EMG activity during whole body vibration. **Ergonomics**, v. 36, n.6, p. 667-675. 1993.

ANEXO – Relação dos equipamentos utilizados

Equipamento	Marca
Acelerômetro	Robotron KB 1035
Condicionador de sinais	Robotron MI300
Equipamento para aquisição de dados	EMG System