

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2010

FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE

EFEITO DA REEDUCAÇÃO POSTURAL GLOBAL (RPG) SOBRE A
DISTRIBUIÇÃO DO PESO CORPORAL E A ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA NA POSTURA SENTADA

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Co-orientador: Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim

Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Guaratinguetá

2010

R433e Resende, Fernanda de Lima e Sá
Efeito da Reeducação Postural Global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal e atividade eletromiográfica na postura sentada / Fernanda de Lima e Sá Resende - Guaratinguetá : [s.n.], 2010.
138 f. : il.
Bibliografia: f. 127

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010.
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

1. Biomecânica 2. Postura humana 3. Eletromiografia I. Título

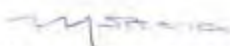
CDU 612.766

FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES
Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Unesp-Feg


Prof. Dr. ELIEL SOARES ORENHA
FOSIC/UNESP


Prof. Dr. ANTONIO RENATO PEREIRA MÓRO
UFSC

Dezembro de 2010

DADOS CURRICULARES

FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE

NASCIMENTO	29.01.1980 – SÃO JOSÉ DOS CAMPOS / SP
FILIAÇÃO	Mário Lúcio de Brito Resende Maria das Graças de Lima e Sá Resende
1999/2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade do Vale do Paraíba
2004/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista
2008/2009	Formação Básica em Reeducação Postural Global (RPG) - Método Original (Instituto Philippe Souchard/SP)
2006/2010	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista

de maneira especial ao meu marido, Ronaldo, que me apoiou, nesta jornada, com todo seu carinho, amor e paciência; e a minha mãe, Graça, cujo incessante incentivo impulsionou-me durante este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a *Deus*, todo-poderoso, por me conceder força, paciência e perseverança, para dar mais um passo rumo a minha incansável busca pelo conhecimento,

ao meu marido, *Ronaldo*, por me auxiliar, com toda sua paciência e doçura nestes momentos árduos de confecção da tese,

a minha mãe, *Graça*, por suas palavras de carinho e força, que sempre me animaram, quando eu imaginava ter “perdido a batalha”,

ao meu pai, *Mário*, por ter torcido por mim durante toda a execução desta pesquisa,

aos meus sogros, *Laercio e Efigenia*, por todo o apoio dado durante esses anos,

ao meu querido orientador, *Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão*, por aceitar minhas ideias e pela confiança,

ao meu querido co-orientador, *Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim*, por me acolher e apostar em mim, e por toda sua ajuda,

ao meu co-orientador, *Prof. Dr. Mauro Gonçalves*, por toda sua colaboração,

ao meu grande mestre da RPG, *Prof. Alberto Silveira*, por ter me apoiado nesta ideia, e por ter acompanhado parte desta tese, com suas valiosas sugestões, mediante seu vasto conhecimento,

a minha querida mestre da RPG, *Prof^a Maura Sano*, pela sua torcida e por ter me incentivado a caminhar nesta pesquisa,

aos meus queridos amigos, *Artur Henrique Moellmann e Valéria Simone Mucciacito*, por todo o apoio e pela ajuda oferecida em momentos difíceis,

a minha querida amiga, *Silvia Masae de Araújo Michida*, pelas suas palavras encorajadoras e por me ouvir sempre,

aos funcionários do Departamento de Mecânica da FEG/UNESP, *Urbano Gonçalves de Oliveira e Walter Luiz Medeiros Tupinambá*, por toda a ajuda,

e, principalmente, às *voluntárias* desta pesquisa, pela disponibilidade, confiança e paciência.

“Sucesso é o que não pode ser tirado de você,
é a sua essência realizada!”

(Carlos Hilsdorf)

RESENDE, F.L.S. **Efeito da Reeducação Postural Global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal e atividade eletromiográfica na postura sentada.** 2010. 138 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

RESUMO

Este trabalho objetivou estudar o efeito da Reeducação Postural Global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal, na postura sentada, pré e pós tratamento de RPG, durante atividades de digitação e uso do mouse; e comparar a atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior e eretor espinhal. Participaram deste estudo 19 voluntárias, separadas aleatoriamente, em 10 para o grupo controle e 9 para o grupo RPG. O grupo RPG foi tratado em oito sessões de RPG. O grupo controle não recebeu tratamento. Uma cadeira de escritório instrumentada com células de carga na parte da frente e de trás do assento e no encosto foi usada para coletar a distribuição do peso corporal. Um sistema de aquisição de dados foi usado tanto para coletar os dados da distribuição do peso corporal, como para captar a atividade eletromiográfica. Houve diferença estatística significativa, para o grupo RPG, na parte da frente e de trás do assento, para ambas as tarefas; e para o encosto, durante o uso do mouse. Para o grupo controle, houve diferença estatística significativa para a distribuição do peso corporal na parte de trás do assento. Quanto às atividades eletromiográficas dos músculos estudados, comparadas entre os grupos, não houve diferença estatística significativa entre os valores médios do RMS. Porém, o trapézio superior direito mostrou-se mais ativo, para o grupo RPG, em ambas as tarefas; e o eretor espinhal lombar (bilateral) mostrou menor atividade eletromiográfica, nas duas tarefas estudadas, para o grupo RPG. Há a necessidade de maiores investigações sobre este tema.

PALAVRAS - CHAVE: postura, cadeira instrumentada, eletromiografia, RPG.

RESENDE, F.L.S. **Effect of Global Postural Re-education (GPR) on body weight distribution and EMG activity in sitting posture**. 2010. 138 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

ABSTRACT

This work aimed to study the effect of Global Postural Reeducation (GPR) on the body weight distribution in sitting posture, before and after GPR treatment during typing activities and mouse use, and to compare the upper trapezius and erector spinae muscles electromyographic activity. The participants were 19 volunteers, randomly assigned, 10 to the control group and 9 for the GPR group. The GPR group sustained eight sessions of GPR. The control group had no treatment. An office instrumented chair with load cells on the front and back portions of the seat and backrest, was used to collect the body weight distribution. A data acquisition system was used to collect data from the body weight distribution, and to capture EMG activities. There was a statistical significant difference for the GPR group, on the front and back portions of the seat for both tasks, and on the backrest, while using the mouse. For the control group, there was a statistical significant difference on the body weight distribution on the back portion of the seat. Regarding to electromyographic activities of the studied muscles compared between both groups, there was no statistical significant difference between the mean absolute RMS values. However, the right upper trapezius showed be more active for the GPR group in both tasks studied, and the lumbar erector spinae showed lower EMG activity, in both studied tasks, for the GPR group. Further investigations about this topic are needed.

KEYWORDS: posture, instrumented chair, electromyography, GPR.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Postura padrão do corpo, na qual o corpo fica hipoteticamente em uma posição de equilíbrio. A linha pontilhada representa a linha da gravidade (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995)..	8
FIGURA 2	– Quando se muda da posição em pé (esquerda) para uma posição sentada relaxada sem suporte (direita), a pelve roda para trás, e há uma variação subsequente da lordose lombar para uma cifose (ZACHARKOW, 1988).	15
FIGURA 3	– Tuberosidades Isquiáticas (IIDA, 2005).	16
FIGURA 4	– A localização da linha de gravidade do tronco (seta vertical), e a postura da pelve e da coluna lombar em duas posturas sentadas diferentes, sem suporte: B- posição sentada relaxada média, C- posição sentada posterior, com uma rotação para trás da pelve e cifose da coluna lombar (ZACHARKOW, 1988).	16
FIGURA 5	– a) Postura sentada relaxada com encosto. Ângulo de 90 graus entre assento e encosto. Cifose total da coluna vertebral com retorversão da pelve; b) Inclinação da cabeça à frente leva a uma maior atividade da musculatura paravertebral a nível da coluna torácica (AMADIO; DUARTE, 1996).	17
FIGURA 6	- Inclinação para frente em uma cadeira. À direita, a postura está incorreta. À esquerda, a posição está correta (ZACHARKOW, 1988).	19

FIGURA 7	- a) Quando se inclina para frente a partir do quadril, a cavidade abdominal fica alongada e o tórax e o diafragma ficam erguidos. b) Quando se inclina para frente através da flexão da coluna, a cavidade abdominal é encurtada e comprimida. As costelas ficam abaixadas e a cavidade torácica é diminuída. A parte superior do tronco fica particularmente repousando sobre as vísceras (ZACHARKOW, 1988).....	20
FIGURA 8	- Postura sentada ereta, na qual as regiões torácica e lombar da coluna estão curvadas para frente, mas sem o uso do encosto (CORLETT; EKLUND, 1984).....	22
FIGURA 9	- Os glúteos estão escorregados para frente e a rotação para trás da pelve ocorre para permitir que as costas façam contato com um encosto (CORLETT; EKLUND, 1984).....	22
FIGURA 10	- Retificação da coluna lombar, quando uma pessoa move-se da posição em pé para uma posição sentada ereta (MANDAL, 1981).....	23
FIGURA 11	- A principal área de suporte de peso sobre o assento devem ser as tuberosidades isquiáticas e a metade superior e posterior das coxas (ZACHARKOW, 1988).....	27
FIGURA 12	- Com o quadril flexionado, na posição sentada, o músculo glúteo máximo desliza súpero-lateralmente para fora da tuberosidade isquiática (ZACHARKOW, 1988).....	27
FIGURA 13	- Se a principal área de suporte de peso, sobre o assento, é posterior às tuberosidades isquiáticas, haverá um alto ponto de pressão localizado sobre o cóccix (ZACHARKOW, 1988).....	28
FIGURA 14	- Comparação entre a pelve masculina e feminina. Note que as tuberosidades isquiáticas têm uma distância mais larga e são mais evertidas na pelve feminina (ZACHARKOW, 1988).....	30

FIGURA 15	– Uma borda frontal arredondada do assento, com a altura adequada do assento, facilitará as variações da posição das pernas (ZACHARKOW, 1988).....	31
FIGURA 16	– Porcentagem de peso corporal verificada na superfície do assento, nas três situações experimentais, utilizando células de carga (MORO, 2000).	32
FIGURA 17	– A base de suporte na postura em pé, comparada à da postura sentada, em uma cadeira com encosto (ZACHARKOW, 1988).....	43
FIGURA 18	- As cadeias musculares do corpo (SOUCHARD, 2007).....	50
FIGURA 19	– Algumas das posturas de tratamento da RPG: à esquerda (rã no chão com braços fechados e rã no chão com braços abertos); à direita (rã no ar com braços fechados e rã no ar com braços abertos) (SOUCHARD, 2002).	52
FIGURA 20	– Cadeia muscular inspiratória (SOUCHARD, 2002).	53
FIGURA 21	– Algumas das posturas de tratamento da RPG: da esquerda para a direita: 1- postura sentada tradicional (ísquiotibiais), 2- postura em pé inclinada para frente (bailarina), 3- postura em pé contra a parede (SOUCHARD, 2002).	55
FIGURA 22	– A. Cada músculo se conecta ao osso por meio de um tendão ou aponeurose. B. Dentro do músculo, as fibras ficam agrupadas em fascículos. C. Cada fibra contém filamentos de miofibrila que avançam por todo o seu comprimento. D. A unidade contrátil propriamente dita é o sarcômero. Muitos sarcômeros estão conectados em série ao longo do comprimento de cada miofibrila. Ocorre encurtamento do músculo no sarcômero quando os miofilamentos neste último, actina e miosina, deslizam um em direção ao outro (HAMILL; KNUTZEN, 2008).....	57

FIGURA 23	– Uma unidade motora consiste de um motoneurônio alfa (neurônio motor inferior) e das fibras musculares que ele inerva. São representadas duas unidades motoras para mostrar que as fibras musculares inervadas por um só neurônio estão distribuídas por todo o músculo (LUNDY-EKMAN, 2000)As cadeias musculares do corpo (SOUCHARD, 2007).....	58
FIGURA 24	– A melhor localização do eletrodo é entre o ponto motor (ou zona de inervação) e a inserção do tendão, com as superfícies de detecção dispostas em uma intersecção com o maior número de fibras possível (DELSYS, 2006).....	65
FIGURA 25	– Atividade elétrica (EMG) nos músculos das costas na posição ereta e levemente flexionada à frente (COUTO, 1995).	69
FIGURA 26	– Modelo biomecânico das trabalhadoras (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).	71
FIGURA 27	– Primeira postura de tratamento da RPG usada nas sessões: rã no chão com braços fechados (nível 1 da rã), em um consultório de Fisioterapia, em São José dos Campos-SP..	79
FIGURA 28	– Segunda postura de tratamento da RPG a ser usada nas sessões: rã no ar com braços abertos, em um consultório de Fisioterapia, em São José dos Campos-SP.	79
FIGURA 29	– Evolução da primeira postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no chão com braços fechados (nível 2 da rã)	80
FIGURA 30	– Evolução da segunda postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no ar com braços abertos (posição de partida).	80
FIGURA 31	– Evolução da segunda postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no ar com braços abertos (posição final).	80

FIGURA 32	– Células de carga da parte da trás e da frente do assento, da esquerda para direita, respectivamente (RESENDE, 2006). ...	81
FIGURA 33	– Célula de carga do encosto (RESENDE, 2006).....	82
FIGURA 34	– Eletromiógrafo modelo EMG - 800C da EMG System do Brasil/Ltda.....	83
FIGURA 35	– Processo estilóide do rádio (HOPPENFELD, 1999).....	84
FIGURA 36	– Músculo trapézio (fibras superiores) – lado direito (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).....	84
FIGURA 37	– Músculo eretor da espinha (ou eretor espinhal). Ver indicação no canto direito inferior da figura. (SOBOTTA, 1995)	85
FIGURA 38	– Tela inicial do software EMGLab, antes de se iniciar uma coleta, mostrando todos os canais usados: canal 1- frente do assento, canal 2- trás do assento, canal 3- encosto, canal 4- sem uso, canal 5- TSE, canal 6- TSD, canal 7- ESE, e canal 8- ESD.....	87
FIGURA 39	– Postura da voluntária durante a fase de digitação da coleta de dados, no Laboratório de Fisiologia, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC/UNESP).....	88
FIGURA 40	– Postura da voluntária enquanto realizava a etapa de uso do mouse (para desenhar), durante a coleta de dados, no Laboratório de Fisiologia, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC/UNESP).....	89
FIGURA 41	– Decomposição da força F, perpendicular à superfície do encosto (RESENDE, 2006).....	91
FIGURA 42	– Janela do software EMGLab, após uma coleta (coleta 2), ilustrando a atividade mioelétrica do músculo trapézio superior direito, entre os segundos 135 a 165, na digitação	91

FIGURA 43	– Gráfico da distribuição do peso corporal na parte da frente do assento para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística.....	97
FIGURA 44	– Gráfico da distribuição do peso corporal na parte da trás do assento para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística	99
FIGURA 45	– Gráfico da distribuição do componente vertical do peso corporal no encosto para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística.....	100
FIGURA 46	– Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 1, durante a digitação.....	102
FIGURA 47	– Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 2, durante a digitação.....	102
FIGURA 48	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 1, durante o uso do mouse	103

FIGURA 49	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 2, durante o uso do mouse	103
FIGURA 50	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 1, durante a digitação.....	105
FIGURA 51	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 2, durante a digitação.....	106
FIGURA 52	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 1, durante o uso do mouse	106
FIGURA 53	- Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 2, durante o uso do mouse	107
FIGURA 54	- À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista anterior da voluntária.....	110

FIGURA 55	- À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista posterior da voluntária ...	111
FIGURA 56	- À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista lateral direita da voluntária	111
FIGURA 57	- À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista lateral esquerda da voluntária	112
FIGURA 58	- Gráfico representativo do valor médio do RMS (<i>root mean square</i>), em μV , indicando as barras de erros, durante a tarefa de digitação, para os grupos controle e RPG	115
FIGURA 59	- Gráfico representativo do valor médio do RMS (<i>root mean square</i>), em μV , indicando as barras de erros, durante a tarefa de uso do mouse para desenhar, para os grupos controle e RPG	115
FIGURA 60	- Gráfico representativo das notas de intensidade da dor (de 0 a 10) referida pelas voluntárias do grupo RPG, em cada uma das oito sessões	125

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Descrição das médias das variáveis peso corporal, altura e idade, com os respectivos desvios padrão, das voluntárias do estudo. Esses dados foram adquiridos na avaliação postural (triagem).....	96
TABELA 2	– Descrição da variação (em kgf) das médias da variável peso corporal (PC) inicial (coleta 1) e final (coleta 2) das voluntárias do estudo, dos grupos controle e RPG	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
A/D	-	Analógico/Digital
Ag/AgCl	-	Prata/Cloreto de Prata
CEP	-	Comitê de Ética em Pesquisa
CG	-	Centro de gravidade
CM	-	Centro de massa
COF	-	Centro de Força
COP	-	Centro de Pressão
DORT	-	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
ECOM	-	Músculo esternocleidomastóideo
EMG	-	Eletromiografia
EMG _{máx}	-	Eletromiografia da contração voluntária máxima
EMGs	-	Eletromiografia de superfície
EMGLab	-	Software para coleta e análise de EMG
ESD	-	Eretor Espinhal Direito
ESE	-	Eretor Espinhal Esquerdo
et al.	-	E colaboradores
FFT	-	<i>Fast Fourier Transformation</i>
FOSJC	-	Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
FPA	-	Filtro passa alta
FPB	-	Filtro passa baixa
ISO	-	<i>International Organization for Standardization</i>
LG	-	Linha da gravidade
NR	-	Norma Regulamentadora
p.	-	Página
PC	-	Peso Corporal
PR	-	Paraná
RMS	-	<i>Root Mean Square</i>
RPG	-	Reeducação Postural Global

S	-	Carga aplicada no solo
SENIAM	-	<i>Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SNP	-	Sistema Nervoso Periférico
SP	-	São Paulo
TA	-	Força na parte de trás do assento
TCC	-	Trabalho de Conclusão de Curso
TSD	-	Trapézio Superior Direito
TSE	-	Trapézio Superior Esquerdo
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
UNIFESP	-	Universidade Federal de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

α	- Índice de significância estatística	
μV	- Microvolts	
%	- Porcentagem	
\pm	- Desvio Padrão	
$^{\circ}$	- Grau (s)	
cm	- Centímetro (s)	
cos	- Cosseno	
dB	- Decibéis	
E_y	- Componente vertical da força perpendicular no encosto	<i>kgf</i>
F	- Força perpendicular aplicada no encosto	<i>kgf</i>
F_A	- Força na parte da frente do assento	<i>kgf</i>
F_c	- Frequência de corte	<i>Hz</i>
F_{c1}	- Frequência de corte 1	<i>Hz</i>
F_{c2}	- Frequência de corte 2	<i>Hz</i>
F_{pe}	- Força perpendicular aplicada sobre o encosto	<i>kgf</i>
F_{ve}	- Força vertical no encosto	<i>kgf</i>
F_x	- Componente horizontal da força perpendicular no encosto	<i>kgf</i>
F_y	- Componente vertical da força perpendicular no encosto	<i>kgf</i>
Hz	- Hertz	
kgf	- Quilograma – força	
m	- Metro (s)	
mm	- Milímetro (s)	
mmHg	- Milímetros de Mercúrio	
r	- Raio	
s	- Segundo (s)	
V	- Volt (s)	

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos.....	5
2	REFERENCIAL TEÓRICO	6
2.1	Postura	6
2.1.1	Controle postural	10
2.1.2	Postura sentada.....	14
2.1.2.1	Distribuição da pressão e do peso corporal na postura sentada	25
2.1.2.2	Implicações da postura sentada e do uso do computador no sistema músculo-esquelético	33
2.2	Aspectos ergonômicos na postura sentada.....	37
2.2.1	A influência do mobiliário na postura sentada	38
2.2.1.1	A importância do uso do encosto para a postura sentada	43
2.3	A Reeducação Postural Global (RPG)	45
2.3.1	Diafragma e respiração.....	53
2.3.2	Princípios da RPG.....	53
2.3.3	Considerações sobre a prática clínica da RPG	54
2.4	Eletromiografia	56
2.4.1	Conceitos e aplicações da eletromiografia	56
2.4.2	Coleta e tratamento de sinais na EMG.....	60
2.4.3	Aplicações da eletromiografia na postura sentada.....	67
2.4.4	Eletromiografia em postos de trabalhos informatizados.....	71
3	MÉTODO	76
3.1	Participantes da pesquisa.....	76
3.2	Variáveis do estudo	77
3.3	Protocolo para a realização das sessões de RPG	78
3.4	Procedimentos para obtenção dos dados das células de carga	81
3.5	Procedimentos para obtenção dos dados eletromiográficos.....	83

3.6	Posicionamento dos eletrodos de superfície: registradores e de referência	83
3.7	Protocolo da coleta de dados da distribuição do peso corporal e da eletromiografia de superfície	85
3.8	Análise dos dados.....	90
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	93
5	CONCLUSÃO	126
	REFERÊNCIAS	127
	APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo Controle).....	134
	APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo RPG)....	135
	APÊNDICE C – Questionário sobre dores e desconfortos músculo-esqueléticos.....	136
	ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FOSJC	137
	ANEXO B - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da FOSJC.....	138

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a postura sentada é adotada frequentemente, na maior parte do dia, em várias situações da vida diária, como: em meios de transporte (bicicleta, carro, ônibus, avião etc); durante atividades de lazer (cinema, teatro, restaurantes etc); durante atividades cotidianas (uso do computador, ler, escrever etc); e durante diversas atividades ocupacionais (tanto nas linhas de produção como nos escritórios).

Devido a este fato que, há décadas, autores como Iida; Wierzbicki (1978); Mandal (1981); Iida (2005) vem comentando que a raça humana não podia mais ser considerada como ereta; e já se podia dizer que o *homo sapiens* tinha se tornado uma nova raça – *homo sedens* (homem sentado). Esta alteração completa do modelo humano comportamental de caçar, pescar, e plantar para a vida sedentária, inclinado sobre livros, computadores, máquinas, linhas de montagem, e posições similares foi uma carga evidentemente pesada sobre a coluna vertebral do homem (MANDAL, 1981).

O ser humano passa a assumir a postura sentada, de forma mais prolongada, a partir do momento em que inicia a atividade escolar.

O agravante é que os padrões posturais adotados na infância e adolescência são incorporados à vida adulta, e desse modo, as alterações posturais nesse período podem ser consideradas como um dos fatores predisponentes às condições degenerativas do sistema músculo-esquelético no adulto (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995; KISNER; COLBY, 1998; OLIVER, 1999; BRACCIALLI; VILARTA, 2000).

Porém, a postura sentada prolongada não é somente um problema dos escolares. Os adultos apresentam diversas condições músculo-esqueléticas pela adoção da posição sentada por longos períodos. Principalmente, para aqueles que não têm alternativa, e precisam ficar sentados durante todo o tempo da jornada de trabalho, como os dentistas, as costureiras, as secretárias etc.

As condições dolorosas associadas com uma mecânica corporal inadequada são tão comuns, que muitos adultos apresentam algum conhecimento atualizado sobre esses problemas. A lombalgia tem sido a queixa mais frequente, embora casos de dor

no pescoço, ombro e braço vêm se tornando cada vez mais prevalentes (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Pelo menos 80% da população adulta mundial já sentiram ou sentirão algum desconforto ou dor na coluna vertebral, no mínimo, por uma vez ao longo da vida (FURLAN, 1997).

A informatização do mundo moderno, principalmente relacionada aos postos de trabalho, também é uma questão que contribui para que as pessoas passem mais tempo sentadas.

Um dos maiores problemas relacionado à postura sentada está no fato de que tal posição altera completamente a curvatura fisiológica da coluna vertebral, principalmente a da região lombar. Quando uma pessoa se senta, a pelve roda para trás, e há uma mudança da lordose lombar (curvatura normal) para uma cifose (inversão da curvatura normal). Essa rotação da pelve é atribuída em parte à tensão dos extensores do quadril, pois os quadris estão flexionados (ZACHARKOW, 1988).

A postura sentada provavelmente também é a mais nociva à saúde de todas as posturas prolongadas do corpo humano. Devido a cadeiras e postos de trabalho desenhados inadequadamente, a fatores músculo-esqueléticos, ou a modelos de movimento inadequados, uma postura sentada cifótica relaxada predomina ao longo das posturas sentadas observadas. Entretanto, comparadas às posturas em pé inadequadas, as posturas sentadas inapropriadas, usualmente, sempre estarão acompanhadas por um grau maior de flexão da coluna (ZACHARKOW, 1988).

Como resultado, uma postura sentada relaxada, prolongada, com a coluna lombar cifótica, tem sido frequentemente implicada como uma das maiores causas de dor lombar. Em contraste com uma postura sentada lordótica, a postura sentada relaxada tensiona a parede fibrosa posterior dos discos intervertebrais e os ligamentos posteriores da coluna, assim como, causa um maior aumento de pressão no interior dos discos. Sobretudo, dependendo do quão a postura sentada é cifótica, há um potencial aumentado para dor e tensão na coluna lombar, torácica e cervical (ZACHARKOW, 1988).

O mobiliário nas escolas, fábricas e escritórios, geralmente, não favorece a adoção de uma postura sentada adequada. Todos os dias, as pessoas sentam-se, por

muitas horas, curvadas sobre suas mesas, ou escorregadas na cadeira, em posturas prejudiciais para a coluna (MANDAL, 1981).

O posto de trabalho, na posição sentada, como um todo, deve ser ajustado ao trabalhador. Isto requer não apenas uma boa cadeira, mas também uma boa altura da superfície de trabalho e um bom projeto do posto. Bons projetos do posto facilitam o desempenho do funcionário, ao mesmo tempo em que, asseguram boa postura e previnem o aumento do risco de fadiga muscular e degeneração discal próprios desta postura (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

A tão falada posição ereta, com as articulações do quadril, joelho e tornozelo em ângulo reto começou a ser recomendada no século XIX, e era reforçada nas escolas pelo uso de encostos; porém, ainda tem sido considerada como a “posição correta”, por muitos autores e profissionais da saúde (CORLETT, 2006). Contudo, é uma postura que parece ser tanto anatomicamente quanto fisiologicamente incorreta, pois, esta posição produz uma posição extrema da articulação do quadril, que deve ser evitada (MANDAL, 1981).

Na verdade, não existe uma única postura sentada adequada. A adoção de uma boa postura sentada depende de vários fatores, como o mobiliário, a condição músculo-esquelética do indivíduo, os hábitos posturais; a atividade a ser executada nesta posição, o fator emocional envolvido na tarefa etc. Desta forma, é necessário o uso de cadeiras confortáveis, que se adaptem ao tipo de atividades que serão realizadas por seu ocupante, permitindo alterações posturais. Essas variações são importantes justamente pelo fato de não existir uma só postura ideal, e por não ser possível manter uma posição, mesmo que de repouso, por muito tempo (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Uma prática que propicia melhores condições músculo-esqueléticas é a “variação postural”. Ou seja, a pessoa pode adotar várias posturas, durante sua atividade ocupacional, que podem ser consideradas como aceitáveis, do ponto de vista anatômico e biomecânico. Esta variação postural permite uma melhor nutrição dos discos intervertebrais, pois, altera a atividade muscular dos músculos das costas, que quando variam seu grau de contração estão propiciando melhor troca de nutrientes, por difusão, nos discos.

Se os músculos das costas estão ativos, eles aplicam certa pressão aos discos intervertebrais. Variações nesta pressão são benéficas, desde que os discos obtenham seus nutrientes de tais variações na pressão intradiscal. Mas, se a pressão for mantida por um longo período, os discos serão sobrecarregados, experimentando uma convexidade gradualmente aumentada ao redor do anel fibroso, que com o passar do tempo, pode causar ruptura dos discos ou produzir pressão sobre os nervos na medula espinhal. Por isso, o design do posto de trabalho deve permitir variações posturais a fim de proporcionar a recuperação da altura do disco, sem impedir as atividades de trabalho (CORLETT, 2006).

Para que seja possível aproveitar os aspectos positivos e amenizar os negativos do sentar, é preciso ter conhecimento de como se sentar adequadamente e poder alternar periodicamente a posição sentada com a de pé (GRANDJEAN, 1998; OLIVER, 1999; BRACCIALI; VILARTA, 2000; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Portanto, considerando que o problema da postura sentada inicia-se na infância, prolongando-se para a vida adulta, devem ser criadas medidas preventivas para as condições músculo-esqueléticas degenerativas, tanto relacionadas à Ergonomia (adaptando o trabalho ao homem) quanto à Fisioterapia (por meio de técnicas que tratam o sistema músculo-esquelético). Uma técnica que é muito eficaz no tratamento de dores articulares e de retrações (encurtamentos) musculares é a Reeducação Postural Global (RPG).

Pensando-se em uma forma de aliar a orientação da adoção de uma boa condição ergonômica, na postura sentada, com um tratamento para o sistema músculo-esquelético, através da RPG, que minimize as sobrecargas da posição sentada, a fim de verificar se tal tratamento teria algum efeito sobre a condição sentada, como a distribuição do peso corporal, e também, sobre a atividade de dois músculos solicitados durante atividades de digitação e uso do mouse, amplamente realizadas pelas pessoas cotidianamente, surgiu a ideia de se elaborar esta tese.

Sobretudo, este tema é pouco explorado, existindo poucas referências bibliográficas sobre distribuição de peso corporal na postura sentada; além de haver

poucos trabalhos científicos sobre RPG (método original). Tal fato também serviu como motivação para explorar este assunto.

Espera-se que o grupo tratado pela RPG apresente melhores valores da distribuição do peso corporal, na postura sentada; e também, que durante as atividades de digitação e uso do mouse, este grupo mostre menor atividade eletromiográfica para os eretores espinhais lombares (bilateralmente), que são músculos antigravitacionais, e maior atividade eletromiográfica para o músculo trapézio superior, que estará exercendo sua função dinâmica.

Considerando o que foi explanado acima, este estudo propõe algo inovador: aplicar uma técnica que trata dores e desconfortos músculo-esqueléticos, e a postura, a RPG, e estudar seus efeitos sobre a distribuição do peso corporal na postura sentada, e sobre a atividade eletromiográfica.

Por isso, este estudo tem grande relevância sobre a saúde postural e do sistema músculo-esquelético e sobre alguns aspectos da Ergonomia, voltados para as atividades desenvolvidas na postura sentada.

1.1 Objetivos

Avaliar se a Reeducação Postural Global (RPG) – (método original) altera a distribuição do peso corporal, na postura sentada, durante atividades de digitação e uso do mouse.

Analisar se a RPG altera padrões de ativação muscular, na postura sentada, durante digitação e uso do mouse, a fim de comparar a atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior e eretor espinhal lombar (bilateralmente), entre os grupos controle e experimental (RPG).

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Postura

Não há um consenso sobre a definição da palavra postura, principalmente quando se leva em conta o termo “postura ideal”. De acordo com Langlade¹ (1975 apud MORO, 2000, p.12), para definir postura, deve-se considerar diversos fatores, como: problemas de conservação de um equilíbrio total ou de equilíbrios parciais; luta contra a força da gravidade; e interação psicossomática (hábitos, meio ambiente, atitudes e movimentos), para construir uma denominação do que é a postura.

A postura pode ser definida, de forma simples, como uma posição ou atitude do corpo; o arranjo relativo das partes do corpo para uma atividade específica, ou uma maneira característica de uma pessoa sustentar seu corpo (KISNER; COLBY, 1998).

Segundo relato do Comitê de Postura da Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (*American Academy of Orthopaedic Surgeons*), de 1947, a postura pode ser definida como se segue:

Postura define-se geralmente como o arranjo relativo das partes do corpo. A boa postura é o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de suporte do corpo contra lesão ou deformidade progressiva, independentemente da atitude (ereta, deitada, agachada, encurvada), nas quais essas estruturas estão trabalhando ou repousando. Sob tais condições, os músculos funcionam mais eficientemente e posições ideais são proporcionadas para os órgãos torácicos e abdominais. A má postura é uma relação defeituosa entre as várias partes do corpo, que produz uma maior tensão sobre as estruturas de suporte, e na qual, ocorre um equilíbrio menos eficiente do corpo sobre sua base de suporte (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995, p.3-4).

Segundo Amadio; Duarte (1996), a postura também está relacionada com o movimento do corpo, fazendo com que o sujeito busque constantemente o seu

¹ LANGLADE, A. **Gimnasia Especial**: curso técnico. Buenos Aires: Editorial Stadium, 1975 apud MORO, A.R.P. **Análise Biomecânica da Postura Sentada: uma abordagem ergonômica do mobiliário escolar**. 2000. 124 f. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano – Biomecânica) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2000.

equilíbrio parcial ou total, para a execução bem sucedida de um determinado movimento.

Cailliet (1979) definiu uma “boa postura” como aquela em que o corpo do indivíduo permanece com as curvaturas anátomo-fisiológicas em estado de equilíbrio, sem sobrecarga na coluna vertebral, com uma aparência estética aceitável. O indivíduo é então capaz de se sustentar em pé, por um longo período de tempo, sem apresentar dor ou cansaço. Este autor cita três fatores que influenciam a postura no homem adulto: 1- posturas hereditárias, tais como a coluna com hipercifose dorsal, ou hiperlordose lombar; 2- anomalias estruturais, a exemplo do resultado ou influência de doenças, como a paralisia cerebral, poliomielite, Parkinson; e, 3- hábito e treino. Sendo que este último fator é o resultado do trabalho corporal durante a infância, realizado pelos pais e educadores, e que passam a ter uma influência significativa na formação de padrões posturais, conforme complementado pelo próprio Cailliet (1979):

A postura é, em grande parte, um hábito e, por treino e repetição, pode-se tornar um hábito subconsciente. O hábito subconsciente da postura manifesta-se não só na postura estática, mas, em grande parte, nos padrões cinéticos. A repetição de uma ação errada pode resultar numa função cinética viciada e, estes padrões repetidamente defeituosos podem tornar-se definitivos (CAILLIET, 1979).

Desta forma, quando os hábitos e padrões posturais inadequados tornam-se repetidos prejudicam o funcionamento do sistema músculo-esquelético, predispondo-o a lesões.

As atividades, nas quais o indivíduo se engaja, terão influência favorável ou adversa na postura. O tipo das atividades, o tempo gasto nelas, e se o efeito dos movimentos habituais é reforçado ou contrabalançado pelas posições habituais determinam, em grande extensão, o efeito sobre a postura (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

As atividades de uma pessoa devem ser consideradas como um todo, ao verificar o efeito sobre a postura. A concentração em um tipo de atividade proporciona um alto potencial para o desequilíbrio muscular. Por exemplo, uma secretária que participa de atividades sedentárias, tais como, tocar piano no período de lazer, não está fazendo

uma mudança real no tipo de atividade do ponto de vista postural (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

A atividade ocupacional é o fator de maior influência na postura do adulto, se comparado à atividade recreacional. Os movimentos repetitivos envolvidos em ocupações especializadas são equivalentes a exercícios repetidos, e assim podem ser responsáveis pelo desenvolvimento excessivo de certos grupos musculares. Se o efeito da má posição reforça aquele da atividade repetida, o desequilíbrio muscular é muito aumentado (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Em qualquer exame clínico o estudo das alterações posturais requer a definição de uma postura de referência (Figura 1). Na postura ereta, a referência é definida pela relação entre a linha da gravidade (LG) e os segmentos do corpo (FERREIRA, 2005).



Figura 1 – Postura padrão do corpo, na qual o corpo fica hipoteticamente em uma posição de equilíbrio. A linha pontilhada representa a linha da gravidade (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Se a alteração postural fosse meramente um problema estético, as questões sobre ela seriam limitadas aos problemas sobre a aparência. Mas, as alterações posturais que persistem podem dar origem a desconfortos, dores, sintomas ou incapacidade de movimento. A amplitude de efeitos, desde o desconforto até o problema incapacitante,

relaciona-se com a gravidade e persistência das alterações (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Os padrões culturais da civilização moderna somam-se às sobrecargas sobre as estruturas básicas do corpo, impondo cada vez mais atividades especializadas e limitadas. É necessário proporcionar influências compensatórias, de modo a obter, a função ideal, sob as condições impostas por nosso estilo de vida (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

A alta incidência de alterações posturais em adultos relaciona-se com sua tendência para um padrão de atividade especializado ou repetitivo. A correção das condições existentes depende da compreensão das influências de fundo e da implantação de um programa de medidas educacionais positivas e preventivas. Ambas requerem uma compreensão da mecânica do corpo e sua resposta às sobrecargas e tensões impostas a ele (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Os especialistas sabem que a postura do homem altera-se com o passar dos tempos, devido, principalmente, às mutações decorrentes da evolução natural da espécie. Como conseqüência, a postura corporal vai adaptando-se às exigências laborais dos diversos períodos históricos. Pode-se concluir que não há uma postura ideal, mas sim, várias posições que podem ser assumidas, desde que se preserve o equilíbrio corporal; com a manutenção das partes do corpo posicionadas e alinhadas entre si, de forma a contrariar a ação da força da gravidade e exigir uma menor ação muscular do corpo (MORO, 2000).

O alinhamento postural estático transfere a força gravitacional entre as estruturas adaptadas para suportar peso. O ideal é que haja o mínimo de esforço e sobrecarga para os músculos e ligamentos (FERREIRA, 2005).

A ênfase na discussão do alinhamento postural justifica-se pelo conceito de que o esforço mecânico tem repercussões clínicas, e gera conseqüências no tecido conjuntivo, nos músculos e nas articulações. O mau alinhamento corporal pode alterar a distribuição de carga, e a distribuição de pressão nas superfícies articulares, contribuindo assim, para a degeneração articular e para o desenvolvimento de tensões musculares inadequadas (FERREIRA, 2005).

A compreensão da postura aborda o conceito de controle postural. A postura e a estabilidade estão mecanicamente interligadas. Segundo Danis et al² (1998 apud FERREIRA, 2005, p.7), o alinhamento dos segmentos corporais e as alterações posturais afetam a localização do centro de gravidade (CG), o que repercute em alteração na estabilidade do corpo.

2.1.1 Controle postural

A atividade postural manifesta-se de diferentes formas no cotidiano, a postura em pé, sentada, de uma parte do corpo, entre outras posturas, ou seja; essa variação postural é incessante na atividade humana. A estrutura do controle postural é tão complexa quanto o controle de movimentos, e está associada a ele (MOCHIZUKI, 2001).

O controle postural é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes. Estas informações permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e o movimento de cada parte do corpo (MOCHIZUKI, 2001).

O controle da postura requer uma interação completa entre o sistema nervoso e o músculo-esquelético, o que inclui as relações biomecânicas entre os segmentos corporais (FERREIRA, 2005).

O sistema tônico-postural é o responsável pelo controle da postura. Segundo Bricot (1999), o sistema tônico-postural possui três captadores principais: os pés, os olhos e o aparelho mastigatório. Eles recebem estímulos internos e externos através dos receptores sensoriais de propriocepção, de exterocepção, da visão e do sistema vestibular. Esses estímulos são analisados nos centros nervosos superiores, sendo elaborada uma resposta adequada, que será enviada para as estruturas efetoras.

Os objetivos comportamentais do controle postural, cognitiva e voluntariamente são: a orientação postural, relacionada à manutenção da posição dos segmentos

² DANIS, C.G. Relationship between standing posture and stability. **Phys. Ther**, 1998,78 (5), 502-46 apud FERREIRA, E.A.G. **Postura e Controle Postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. 114 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina, USP, São Paulo.

corporais com relação aos outros segmentos e ao meio externo; e o equilíbrio postural, relacionado ao equilíbrio das forças internas e externas que agem sobre o corpo durante as ações motoras (LUNDY-EKMAN, 1998; MIDDLEDITCH; OLIVER, 1998; BARELA, 2000).

O controle postural é elaborado no encéfalo, a partir dos estímulos vindos de três sentidos especiais: o sômato-sensorial, que fornece dados sobre as cargas e posições das partes do corpo; a visão, que fornece informações em relação ao movimento e indícios para o julgamento da verticalidade; e o vestibular, que provê dados sobre os movimentos da cabeça e sua posição em relação à gravidade (LUNDY-EKMAN, 1998; MIDDLEDITCH; OLIVER, 1998; BRICOT, 1999; BARELA, 2000; STOKES, 2000; KINGSLEY, 2001).

Esses três sentidos são usados para definir a resposta motora frente à instabilidade corporal, ativando os órgãos efetores, os músculos antigravitacionais (LUNDY-EKMAN, 1998; MIDDLEDITCH; OLIVER, 1998; BRICOT, 1999; BARELA, 2000; STOKES, 2000).

O sentido sômato-sensorial corresponde às aferências sensoriais, provenientes dos receptores cutâneos (mecanoceptores), articulares e músculo-tendíneos, responsáveis pela propriocepção (GUYTON, 1997; OLIVER, 1999). As aferências sensoriais são usadas em mecanismos dos tipos *feedback*, que envolvem a resposta a uma perturbação, e de *feed-forward*, que se relacionam com a previsão e a antecipação de alterações futuras da estabilidade, elaborando reações adequadas (LUNDY-EKMAN, 1998; SHEPHERD, 1998; BARELA, 2000; STOKES, 2000).

Os órgãos captadores sensitivos internos e externos do sistema tônico-postural são os olhos. O captor interno está relacionado com a visão propriamente dita; e o externo, dependente da ação dos bastonetes da retina, da propriocepção das atividades musculares extra-oculares e das vias óculocéfalogírias, que sujeitam os músculos do pescoço e dos ombros aos músculos dos olhos (BRICOT, 1999)

Os olhos fornecem orientação espacial para ajustar a postura e os movimentos do corpo em relação aos estímulos externos, através de movimentos reflexos de orientação dos olhos e da cabeça (LUNDY-EKMAN, 1998). A visão desempenha um papel exproprioceptivo no controle e na estabilidade da postura. Isto é, os estímulos

visuais informam o indivíduo acerca do seu posicionamento em relação ao seu próprio corpo e ao meio ambiente (SHEPHERD, 1998).

O sistema vestibular provê informação sensorial sobre os movimentos da cabeça e de sua posição em relação à gravidade, estabilização dos movimentos oculares quando a cabeça é movida (estabilização da mirada), ajustes posturais e efeitos sobre o funcionamento autonômico e sobre a consciência (LUNDY-EKMAN, 1998; BRICOT, 1999; KINGSLEY, 2001). Assim, a amplitude da resposta reflexa às alterações da posição e dos movimentos da cabeça, do corpo e dos objetos externos depende do processamento das informações vestibulares e visuais (LUNDY-EKMAN, 1998; KINGSLEY, 2001).

Os conceitos de equilíbrio, de coordenação neuromuscular e de adaptação estão vinculados à postura, devendo ser aplicados a um determinado momento corporal e a uma determinada circunstância – postura para andar ou jogar tênis, por exemplo (KNOPLICH, 1986). A integração desses conceitos é realizada pelo sistema tônico-postural, que nos permite sustentar o corpo, ativando os músculos de sustentação; estabilizar os segmentos responsáveis pela sustentação do corpo para que outros segmentos possam ser movimentados; e equilibrar o corpo em sua base de sustentação (LUNDY-EKMAN, 1998; BRICOT, 1999; STOKES, 2000).

De acordo com o parágrafo acima, Mochizuki (2001, grifo nosso) indica as **funções do controle postural**: o sistema de controle postural é capaz de realizar três funções - suporte, estabilidade e equilíbrio. A função de **suporte** dos segmentos corporais é controlar a atividade muscular para suportar o peso do corpo contra a atração gravitacional. A função de **estabilidade** é suportar e estabilizar segmentos do corpo, quando outras partes entram em movimento; isto é, manter estável o resto do corpo enquanto um segmento realiza um movimento. E a função de **equilíbrio** é manter o corpo sobre sua base de apoio, principalmente em uma postura ereta. A atividade postural permite estabilizar e otimizar os esforços para que a pretendida posição seja mantida, e que sejam promovidos os ajustes necessários por causa de alterações na posição de parte do corpo (MOCHIZUKI, 2001, grifo nosso).

A participação do sistema sômato-sensorial no controle postural é facilmente compreendida quando pensamos nas pequenas oscilações do corpo e na atuação do sinergismo muscular e da resposta proprioceptiva (FERREIRA, 2005).

Para que ocorra o equilíbrio da postura, a articulação sustentadora de peso precisa estar estável, ou em equilíbrio, implicando que a LG de sua massa caia exatamente no eixo de rotação, ou precisa ter uma força para contrabalançar a força da gravidade. No corpo humano, a força de contrapeso é feita por músculos ou estruturas inertes (KISNER; COLBY, 1998).

O suporte de cada segmento corporal ocorre pela ação de estruturas passivas (ossos, articulações e tendões) e estruturas ativas (músculos). O controle desse suporte é desempenhado pelo controle postural. Para manter uma postura, é preciso momentos de força e forças musculares em cada articulação do corpo, para contrabalançar todas as forças e momentos de forças externos, que têm a tendência de deslocar os segmentos para outras posições (MOCHIZUKI, 2001).

A soma vetorial das forças e momentos em cada articulação necessita ser zero para manter uma postura. Como a magnitude e direção das forças externas aplicadas são pouco previsíveis, a tarefa de controle não é simples. Além disso, o equilíbrio mecânico é somente atingido momentaneamente, e o sistema oscila constantemente em torno desses pontos de equilíbrio mecânico (MOCHIZUKI, 2001).

Para manter o controle postural é necessária a resistência à fadiga muscular. Posturas mantidas requerem continuamente pequenas adaptações nos músculos estabilizadores para suportar o tronco contra forças flutuantes. Grandes movimentos repetitivos também requerem músculos que respondam controlando a atividade. Nos dois casos, quando o músculo se cansa, a carga é transferida para os tecidos inertes, que suportam a coluna, por exemplo, nos ângulos finais de sua amplitude. Com a manutenção da carga, ocorrem atrito e distensão nos tecidos inertes, levando à sobrecarga mecânica (KISNER; COLBY, 1998).

2.1.2 Postura sentada

Enquanto na postura em pé ocorre certa oscilação da coluna vertebral, na postura sentada, tanto a coluna quanto o quadril mantêm uma mesma condição prolongada, que resulta em mecanismos de sobrecarga contínua. Desta forma, pode-se assumir uma postura sentada que distribua de forma apropriada, ou não, a sobrecarga sobre os elementos da coluna. A posição sentada representa sempre sobrecargas contínuas e não fisiológicas, ao contrário da alternância rítmica das sobrecargas derivadas de movimentos; conseqüentemente, as maiores pressões na coluna vertebral são aquelas que ocorrem durante o ato de sentar, principalmente quando tais pressões são comparadas com as da posição deitada e da bipedestação (AMADIO; DUARTE, 1996).

Na postura sentada, todo o peso da parte superior do corpo é transmitido pela coluna vertebral à pelve, que funciona como sustentáculo para os órgãos abdominais e como um ancoradouro para os principais músculos responsáveis pela postura ereta (MORO, 2000). Neste caso, há um grande potencial para a instabilidade pélvica nessa postura, se comparada à postura em pé. Na postura em pé relaxada, um mecanismo passivo de travamento é disponibilizado pelas articulações do quadril, do suporte ligamentar até a extensão completa do quadril. Com a postura sentada, esse mecanismo passivo de travamento não está disponível, pois as articulações do quadril estão em uma posição média. Em função disso, a estabilização muscular ou outro suporte externo (encosto, apoio para braços, por exemplo) é necessário para estabilizar o tronco sobre os quadris (ZACHARKOW, 1988).

Cailliet (1979) considera o sacro como a plataforma de apoio sobre a qual se equilibra a coluna vertebral. Segundo ele, o sacro está preso entre os dois ossos ilíacos, constituindo dessa junção o segmento ósseo da pelve. A pelve é equilibrada centralmente sobre um eixo transversal, formado pela cabeça dos dois fêmures que, por sua vez, encaixam-se nos acetábulos, permitindo movimentos da pelve no plano sagital (anteversão e retroversão).

Segundo Zacharkow (1988), a postura sentada relaxada prejudica tanto a função respiratória como digestória. Essa postura pode restringir a cavidade abdominal e a

torácica, e aumentar a pressão sobre as vísceras abdominais. Nessa posição o tórax é necessariamente abaixado, os pulmões são muito menos expandidos do que o normal, o diafragma é deprimido, a parede abdominal é relaxada, de modo que com o suporte diminuído da parede abdominal, junto com o abaixamento do diafragma, os órgãos abdominais são necessariamente forçados para baixo e para frente.

Andersson et al (1979) afirmaram que quando o sujeito vai da posição em pé para a “insuportada” posição sentada convencional, a lordose lombar é reduzida, em média, 38°. Essa mudança na lordose normal ocorre pela rotação da pelve para trás em torno de 28°, sendo que o restante dos 10° representa a alteração no ângulo do corpo vertebral da região lombar. Contudo, ocorre uma maior participação dos dois últimos segmentos vertebrais da coluna, e parte da mudança, na angulação sacro-ilíaca.

Quando uma pessoa parte da posição em pé para uma postura sentada relaxada, sem suporte, a pelve roda para trás, e há uma mudança subsequente da lordose lombar para uma cifose (Figura 2). Essa rotação pélvica é devida, em parte, à tensão dos extensores do quadril, pois os quadris estão flexionados (ZACHARKOW, 1988).

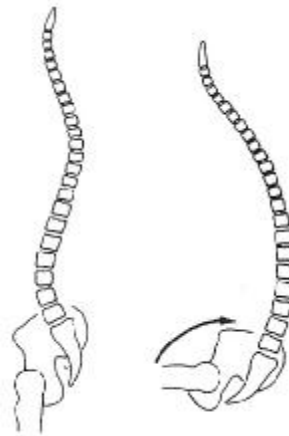


Figura 2 – Quando se muda da posição em pé (esquerda) para uma posição sentada relaxada sem suporte (direita), a pelve roda para trás, e há uma variação subsequente da lordose lombar para uma cifose (ZACHARKOW, 1988).

Entretanto, a maior rotação pélvica sobre a postura sentada não inicia antes que as nádegas toquem o assento. Essa rotação posterior da pelve é principalmente devida ao balanço posterior sobre as tuberosidades isquiáticas (Figura 3) que ocorre assim que a LG do tronco “deita” posteriormente às tuberosidades isquiáticas (Figura 4 – B e C) (ZACHARKOW, 1988).

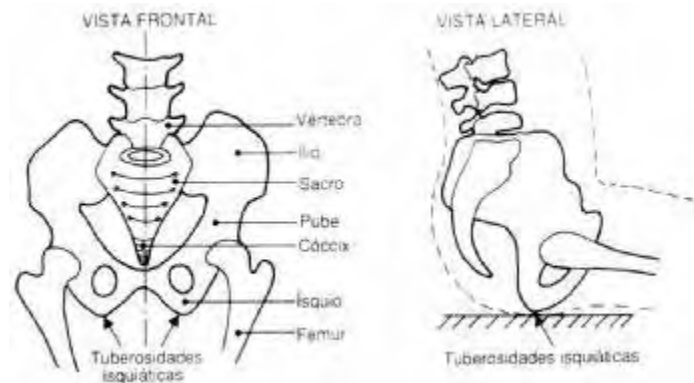


Figura 3 – Tuberosidades Isquiáticas (IIDA, 2005).

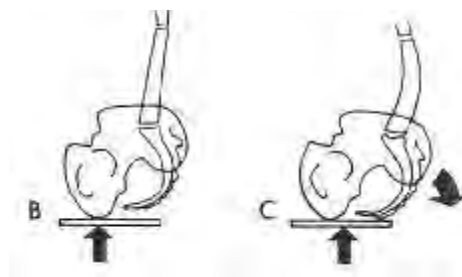


Figura 4 – A localização da linha de gravidade do tronco (seta vertical), e a postura da pelve e da coluna lombar em duas posturas sentadas diferentes, sem suporte: B- posição sentada relaxada média, C- posição sentada posterior, com uma rotação para trás da pelve e cifose da coluna lombar (ZACHARKOW, 1988).

Ao investigar quais fatores determinam a postura da coluna lombar, na posição sentada, Bridger et al³ (1992 apud DUNK; CALLAGHAN, 2005, p.1102) notaram que quando se move da postura em pé para a sentada, os homens têm uma maior perda da lordose lombar do que as mulheres. Embora o estudo deles examinou um número substancial tanto de participantes masculinos como femininos (n = 25 para cada sexo), eles não compararam extensivamente e nem enfatizaram quaisquer diferenças entre os sexos observadas nas posturas sentadas.

Os tecidos passivos do tronco em homens e mulheres respondem diferentemente ao longo do tempo, quando expostos a duas horas de postura sentada prolongada.

³ BRIDGER, R.S., ORKIN, D., HENNEBERG, M. 1992. A quantitative investigation of lumbar and pelvic postures in standing and sitting: interrelationships with body position and hip muscle length. **Int. J. Ind. Ergon.** 9, 235-244 apud DUNK, N.M., CALLAGHAN, J.P. Gender-based differences in postural responses to seated exposures. **Clinical Biomechanics**, 20, 1101-1110, 2005.

Beach et al.⁴ (1992 apud DUNK; CALLAGHAN, 2005, p.1102). Para os homens, as estruturas passivas protuberantes na coluna (por exemplo, ligamentos da coluna, e discos intervertebrais) tornam-se mais rígidos durante o período de duas horas. As mulheres mostraram variações na rigidez passiva; entretanto essas variações não são consistentes sobre as participantes femininas. Contudo, há evidência de que homens e mulheres respondem diferentemente enquanto sentados (DUNK; CALLAGHAN, 2005).

Os resultados do estudo de Dunk e Callaghan (2005) apontaram que o movimento da pelve, de sua posição na postura em pé ereta para a postura sentada, mostrou uma tendência ($p = 0,0556$), indicando que os homens tendem a ter uma quantidade maior de inclinação pélvica posterior ($17,5^\circ \pm 8,3^\circ$) quando se movem da postura em pé para a sentada do que as mulheres ($11,5^\circ \pm 8,5^\circ$).

Na postura sentada relaxada, sem encosto, a coluna vertebral assume, em geral, uma cifose generalizada, mais acentuada no nível tóraco-lombar e lombar, ocorrendo também uma flexão acentuada no nível cervical. Já na presença de um encosto, os segmentos lombar e cervical são aliviados, havendo uma pequena atividade muscular paravertebral (Figura 5) (AMADIO; DUARTE, 1996).

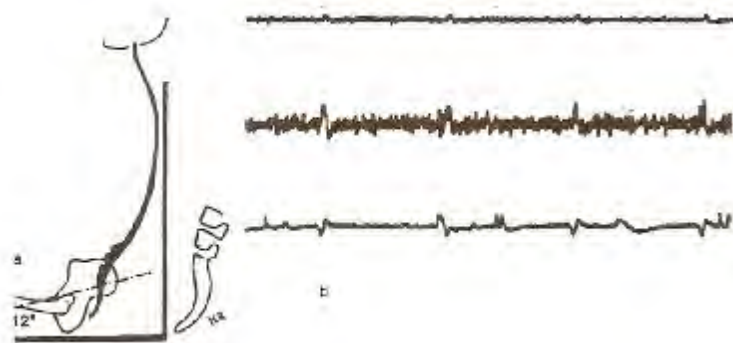


Figura 5 – a) Postura sentada relaxada com encosto. Ângulo de 90 graus entre assento e encosto. Cifose total da coluna vertebral com retroversão da pelve; b) Inclinação da cabeça à frente leva a uma maior atividade da musculatura paravertebral no nível da coluna torácica (AMADIO; DUARTE, 1996).

⁴ BEACH, T.A. et al. 2005. Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *Spine J.* 5, 145-154 apud DUNK, N.M., CALLAGHAN, J.P. Gender-based differences in postural responses to seated exposures. *Clinical Biomechanics*, 20, 1101-1110, 2005.

O homem moderno permanece, em média, um terço do tempo da sua existência na postura sentada. Na escola, por exemplo, as crianças sentam-se nos bancos escolares por períodos superiores a quatro horas diárias (MORO, 2000).

Há uma tendência crescente para que as pessoas passem várias horas, diariamente, na postura sentada, tanto para realizar atividades profissionais como de lazer (GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002).

Conforme Ventura (1984), o problema da postura sentada tem suas origens na infância, pois ao ingressarem sadios na escola, os indivíduos, certo tempo depois, apresentam a postura comprometida. A principal causa desse problema é a inclinação dos assentos para trás, em conjunto com a superfície da mesa na posição horizontal, ou seja, um mobiliário inadequado para as características antropométricas dos usuários.

Parte do comportamento, exibido pelos estudantes, na postura sentada, sugere mecanismos pessoais compensatórios de ajuste ao ambiente, como, por exemplo, inclinar a carteira, apoiar os pés sobre os suportes da carteira, dentre outros. O “sentar-se incorretamente” constitui uma resposta compensatória, associada à ausência de conforto e conseqüente tentativa de melhorar a distribuição de pressão nas áreas corporais sobrecarregadas (MORO, 2000).

Anderson (1983, grifo nosso) classificou a postura sentada em três categorias diferentes, a partir da posição do CG do corpo: **(a) postura média** – o CG está diretamente acima das tuberosidades isquiáticas e, apenas 25% do peso corporal é transmitido ao solo, através dos pés. Com o corpo relaxado nessa postura, a coluna lombar permanece alinhada ou em leve cifose. **(b) postura anterior** – nesta posição, o CG encontra-se localizado à frente das tuberosidades isquiáticas e, mais de 25% do peso corporal é transmitido ao solo pelos pés. Essa postura é assumida com a inclinação do tronco à frente, com ou sem pouca rotação da pelve, com uma cifose dorsal mais pronunciada. **(c) postura posterior** – nessa posição o CG encontra-se localizado atrás das tuberosidades isquiáticas, e menos de 25% do peso corporal é transmitido ao solo através dos pés. O tronco encontra-se inclinado para trás, juntamente com a rotação da pelve para trás, aumentando assim a cifose dorsal.

O formato da coluna lombar é, usualmente, o mesmo nas posições sentadas anteriores e posteriores, mais observadas frequentemente. A coluna lombar fica com

uma cifose acentuada e os músculos eretores espinhais ficam relaxados, com a coluna sendo suportada pelos ligamentos posteriores (ZACHARKOW, 1988).

Sabe-se que a posição sentada, dentre todas as demais posturas adotadas pelo ser humano, é a mais desfavorável para a coluna, sob os aspectos biomecânicos e ortopédicos, podendo causar diversos danos, como lombalgias e discopatias, se não forem tomados alguns cuidados, tanto na maneira de se sentar como no desenvolvimento de cadeiras mais confortáveis, como também de mesas e cadeiras passíveis de ajustes (GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002).

Contudo, de acordo com Zacharkow (1988), uma postura sentada fisiologicamente mais saudável seria manter o suporte com o encosto e os suportes para os braços, para períodos prolongados, somente assumindo uma postura inclinada para frente (postura sentada anterior) quando uma variação na posição é necessária devido ao desconforto.

Isso é extremamente importante; entretanto, quando se assume uma posição inclinada para frente, em uma cadeira (quando se desloca o peso ou se inclina sobre uma mesa horizontal), que o movimento ocorra por uma rotação anterior dos quadris e não por uma flexão da coluna vertebral (Figuras 6 e 7) (ZACHARKOW, 1988).



Figura 6 – Inclinação para frente em uma cadeira. À esquerda, a postura está incorreta. À direita, a posição está correta (ZACHARKOW, 1988).

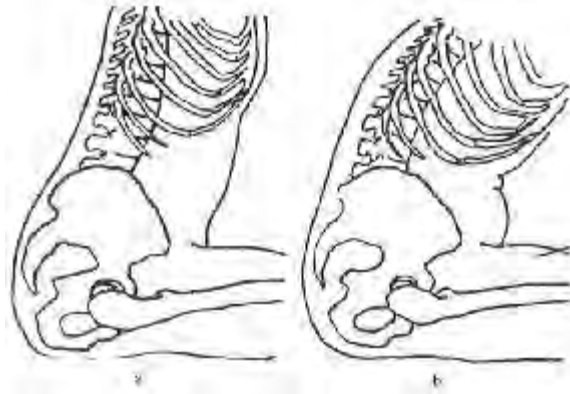


Figura 7 – a) Quando se inclina para frente a partir do quadril, a cavidade abdominal fica alongada e o tórax e o diafragma ficam erguidos. b) Quando se inclina para frente através da flexão da coluna, a cavidade abdominal é encurtada e comprimida. As costelas ficam abaixadas e a cavidade torácica é diminuída. A parte superior do tronco fica particularmente repousando sobre as vísceras (ZACHARKOW, 1988).

Manter um bom alinhamento do corpo, na postura sentada, pode reduzir ou prevenir dores associadas aos problemas relacionados à postura (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Um estudo sobre “posturas sentadas normais” explica por que ninguém é capaz de se sentar numa “postura ideal”. Primeiro, o olho, nesta posição, está a uma distância de 50-60 cm do livro ou do material de trabalho e o eixo da visão é horizontal. Segundo, essa postura requer no mínimo 90° de rotação do quadril, ainda que um indivíduo normal possa rodar apenas 60° (MANDAL, 1981).

A “postura sentada caída”, com sua extrema cifose da coluna lombar, está muito superficialmente em desacordo com os dogmas da boa postura, e ainda é frequentemente adotada e julgada como confortável. Por que esta postura é adotada, espontaneamente, e mantida relativamente por longos períodos? (CORLETT; EKLUND, 1984).

Embora a postura sentada ereta levemente lordótica é a mais benéfica sob o ponto de vista fisiológico, ela não é a postura sentada sem suporte mais observada frequentemente. Primeiro, uma grande porcentagem da população é incapaz de alcançar a postura sentada ereta lordótica devido aos fatores relacionados à idade. Segundo, para muitas pessoas, a postura sentada ereta lordótica será a mais fatigante, devido à contração estática sustentada, requerida pelos músculos eretores espinhais (ZACHARKOW, 1988).

Um equívoco comum, entretanto, é considerar que a postura sentada em uma cadeira é uma atividade estática, ao contrário da atividade dinâmica. De acordo com Branton⁵ (1966 apud ZACHARKOW, 1988, p.69), o corpo na postura sentada não é meramente um “saco de ossos inerte”, descarregado por um tempo, sobre o assento, mas é um organismo vivo, em um estado dinâmico de atividade contínua.

Na postura sentada, o quadril, os joelhos, e os tornozelos estão próximos do ponto médio de seu alcance de movimento e, portanto, essas articulações estão em um estado de mobilidade máxima. Segundo Branton¹² (1966 apud ZACHARKOW, 1988, p.69), até se um indivíduo parecer estar quieto sentado, seu corpo está movendo-se continuamente. A liberdade da pelve para se mover, a qual será apresentada em todas as posturas sentadas, quando a parte superior do sacro não está suportada por um encosto, resultará em uma oscilação pendular contínua, ou movimentos oscilatórios relativamente rápidos da pelve balançando sobre as tuberosidades isquiáticas. Portanto, Branton¹² (1966 apud ZACHARKOW, 1988, p.70) criou uma hipótese de que há uma necessidade contínua para a estabilidade postural, quando sentado, de modo que a pessoa sentada “espontaneamente adota tais posturas, para permitir a si próprio sentar-se estavelmente, enquanto alivia o cérebro e os músculos do esforço maior que seria necessário de outra forma”.

Considere uma postura sentada ereta, quando as regiões torácica e lombar da coluna estão curvadas para frente, mas, nenhum encosto está em uso (Figura 8). A pressão abdominal aumentada fornece alguma compensação para o deslocamento considerável do CG para frente, no plano sagital, mas os músculos e ligamentos esticados da parte posterior da coluna também têm um aumento na carga. Se, agora, as nádegas são deslizadas para frente e a rotação para trás da pelve ocorre, para permitir que a coluna faça contato com um encosto (Figura 9), a pressão no espaço abdominal pode ser reduzida, assim como o ângulo entre o tronco e as coxas é aumentado, e qualquer torque de apoio, requerido pelos músculos das costas, é reduzido, por que o CG está mais próximo da coluna. O encosto também proporciona um momento de

⁵ BRANTON, P. **The Comfort of Easy Chairs**. Stevenage, Hertfordshire, England, The Furniture Industry Research Association, 1966 apud ZACHARKOW, D. 1988. **Posture: sitting, standing, chair design and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

apoio (suporte), reduzindo ainda mais a necessidade da atividade muscular contra a gravidade (CORLETT; EKLUND, 1984).



Figura 8 – Postura sentada ereta, na qual as regiões torácica e lombar da coluna estão curvadas para frente, mas sem o uso do encosto (CORLETT; EKLUND, 1984).



Figura 9 – Os glúteos estão escorregados para frente e a rotação para trás da pelve ocorre para permitir que as costas façam contato com um encosto (CORLETT; EKLUND, 1984).

Quando uma pessoa move-se da postura em pé para a postura sentada ereta (Figura 10), a maioria das pessoas imagina que as articulações do quadril movem-se até os 90°. Entretanto, o movimento é mais complicado, uma vez que apenas 60° de flexão vêm das articulações do quadril, enquanto que os outros 30° vêm de um achatamento da curvatura lombar (Figura 10). Nota-se que o achatamento pronunciado da curva lombar ocorre quando sentado sobre uma cadeira comum com o tronco e as coxas em ângulos retos (MANDAL, 1981).

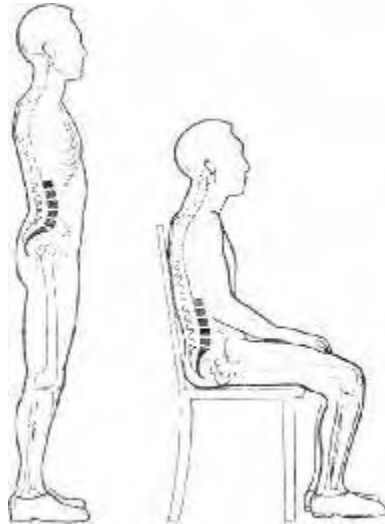


Figura 10 – Retificação da coluna lombar, quando uma pessoa move-se da posição em pé para uma posição sentada ereta (MANDAL, 1981).

Segundo Moro (2000), a posição do quadril desempenha um papel fundamental na anatomia da postura sentada. À medida que se aumenta o ângulo de retroversão da pelve, a coluna lombar é retificada. Esse posicionamento posterior da pelve com a retificação da lombar foi evidenciado em todos os casos estudados por este autor.

Mork e Westgaard (2009), ao fazerem medições da postura da pelve e da parte superior do tronco, observaram que as voluntárias adotaram uma postura flexionada, quando sentadas, com rotação da pelve para trás e rotação do tronco para frente.

Quando se inclina, as extremidades anteriores das vértebras lombares são pressionadas umas sobre as outras, com uma força considerável (50-100 kgf). Portanto, as vértebras lombares pressionam os discos para trás da coluna, enquanto as extremidades posteriores das vértebras são puxadas, separadamente, com uma força correspondente (MANDAL, 1981).

De acordo com Palmer (1976), a necessidade de trabalhar sentado, com o tronco e a cabeça flexionados à frente, ocorre pela combinação das seguintes situações: (1) o assento encontra-se muito alto; (2) o assento está colocado demasiadamente afastado da área de trabalho; (3) a bancada de trabalho ou mesa está muito baixa; (4) a necessidade visual da tarefa requer a fixação dos olhos num ponto específico; ou (5) mau dimensionamento do posto de trabalho para as exigências biomecânicas do indivíduo. Além disso, a postura sentada com flexão à frente pode ser necessária devido às condições musculares do indivíduo.

Todos esses fatores abordados acima, e que se encontram no cotidiano da maior parte das pessoas, exigem que o corpo permaneça em uma posição que necessita da ação permanente de grupos musculares específicos, para colocá-lo em equilíbrio. A magnitude dessa ação muscular dependerá da distância com que as partes do corpo se afastam da linha base de equilíbrio, ou seja, quanto mais próximo estiverem da linha de ação da força da gravidade, que passa pelo corpo do sujeito, menor deverá ser o esforço muscular para se manter um equilíbrio estável (MORO, 2000).

Na postura sentada devemos considerar apenas o tronco, a cabeça e os braços, em que a base de sustentação é formada pelas tuberosidades isquiáticas, e tecidos moles adjacentes. Quando se senta na posição convencional, com 90° de angulação no quadril, a lordose lombar fisiológica é reduzida, causando tensão nos músculos dorsais e ligamentos, para compensar o aumento do momento de força criado pelo CG do tronco e da cabeça. No sentido de minimizar essa sobrecarga adicional sobre a coluna, uma pessoa deve se sentar de forma a direcionar o CG dessas partes superiores do corpo, mais posteriormente em relação à coluna nesse ponto (MORO, 2000).

Uma postura sentada que preserva a lordose lombar e permite variação postural é recomendada como uma boa prática ergonômica. A intensidade da dor nos pacientes com dor lombar foi reduzida quando se sentavam com a lombar em lordose versus com a lombar flexionada. O alongamento sustentado das estruturas passivas lombares em combinação com os músculos essencialmente silenciosos parece ser o risco biomecânico maior para dor lombar, em trabalhadores sedentários, indicando que as recomendações para a postura sentada saudável não devem objetivar reduzir a atividade muscular a um nível mínimo. Reciprocamente, períodos intercalados com atividade muscular lombar sobre um nível mínimo podem funcionar como um indicador da postura sentada saudável. É difícil indicar um limite superior, mas se pode assumir que a atividade muscular associada com uma postura sentada ereta de referência (isto é 2-3% da $EMG_{máx}$) seja bem tolerada (MORK; WESTGAARD, 2009).

A baixa atividade eletromiográfica, na postura sentada, possivelmente devido ao fenômeno flexão-relaxamento, parece estar associada com a exacerbação da dor lombar. Uma postura dinâmica da coluna é aceita como a postura sentada preferida, a

qual pode ser confirmada por um modelo dinâmico de atividade eletromiográfica além do nível mínimo. Estudos futuros devem investigar se a dor lombar, nas ocupações sedentárias, pode ser aliviada por designs de cadeiras que facilitem a curvatura neutra da coluna e uma postura sentada mais dinâmica (MORK; WESTGAARD, 2009).

2.1.2.1 Distribuição da pressão e do peso corporal na postura sentada

A distribuição da pressão sobre o assento e encosto, com vários designs de cadeiras, é considerado como um fator muito crítico no conforto da postura sentada (ZACHARKOW, 1988). Hertzberg⁶ (1958 apud ZACHARKOW, 1988, p.83) estudou o fator conforto-desconforto em relação ao formato do assento. Seus estudos não publicados demonstraram que um assento com contorno e almofada apropriados reduziria os pontos extremos de pressões sob as tuberosidades isquiáticas, que ocorrem com um assento plano e duro. Comparado com um assento plano e duro, Kosiak et al⁷ (1958 apud ZACHARKOW, 1988, p.83) encontraram uma distribuição de pressão mais ampla sob as nádegas com um assento contornado, e também com o uso da espuma da almofada do assento com espessura de uma e duas polegadas.

Quando sentado, a carga gravitacional do tronco, cabeça etc é transmitida ao assento, através das protuberâncias na base da pelve, as tuberosidades isquiáticas. O tecido entre o ísquio e o assento é capaz de transmitir a pressão sem danos, assim como os pés também fazem. Isso não se aplica para a região abaixo das coxas; neste caso o peso do corpo sentado não deveria ser distribuído igualmente sob toda a superfície de contato do assento. O peso deve ser transferido, predominantemente, sob os ísquios, entre os glúteos e o assento (CORLETT, 2006).

⁶ HERTZBERG, H.T.E. **Seat comfort**. In: Hertzberg, H.T.E. (Ed.): Annotated Bibliography of Applied Physical Anthropology in Human Engineering. WADC Technical Report, 56-30, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio, Appendix 1, p. 297-300, 1958 apud ZACHARKOW, D. 1988. **Posture: sitting, standing, chair design and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

⁷ KOSIAK, M. et al. Evaluation of pressure as a factor in the production of ischial ulcers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 39: 623-629, 1958 apud ZACHARKOW, D. 1988. **Posture: sitting, standing, chair design and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

Os glúteos são uma das primeiras partes do corpo a experimentar o desconforto da postura sentada. Com um design inadequado da cadeira e uma postura sentada inapropriada, pontos de pressão extremamente altos e uma distorção tecidual serão desenvolvidos sobre as tuberosidades isquiáticas e posteriormente a elas. A isquemia e a dor virão em seguida, tornando a postura sentada mais intolerável (ZACHARKOW, 1988).

Gonçalves, Oliveira e Greve (2002) citaram o trabalho de Newson e Rolfe (1982), o qual abordou que nos valores de pressões entre 330 e 360 mmHg, já pode ocorrer oclusão completa dos capilares da pele sobre as tuberosidades isquiáticas, em um estofado de espuma, o que pode gerar desconforto em pessoas sem alteração neurológica e ulcerações em indivíduos com alteração de sensibilidade.

Desta forma, pressões elevadas (que podem ser proporcionadas, dentre outros fatores, por um assento rígido e mal posicionado) e longa permanência na postura sentada podem trazer comprometimentos do suprimento sanguíneo e da drenagem linfática. É viável, portanto, que se busquem alternativas para minimizar os danos citados e fornecer maior conforto e melhor condição biomecânica para esta posição (GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002).

O principal suporte dado por um assento deve ser sobre e anterior às tuberosidades isquiáticas. Portanto, as maiores áreas de suporte do peso, sobre o assento, estarão nas tuberosidades isquiáticas e na metade superior da parte posterior das coxas (Figura 11) (ZACHARKOW, 1988).



Figura 11 – A principal área de suporte de peso sobre o assento devem ser as tuberosidades isquiáticas e a metade superior e posterior das coxas (ZACHARKOW, 1988).

Com o quadril em uma posição estendida, a tuberosidade isquiática é coberta pelo músculo glúteo máximo. Entretanto, com o quadril flexionado, na posição sentada, o músculo glúteo máximo desliza súpero-lateralmente para fora da tuberosidade isquiática. Esta fica, portanto, somente coberta pela pele e gordura subcutânea, quando sentado (Figura 12) (ZACHARKOW, 1988).



Figura 12 – Com o quadril flexionado, na posição sentada, o músculo glúteo máximo desliza súpero-lateralmente para fora da tuberosidade isquiática (ZACHARKOW, 1988).

Se as únicas áreas de suporte de peso, sobre o assento, estão sobre as tuberosidades isquiáticas, resultarão em áreas de pressão localizadas, extremamente altas. Se a maior área de suporte de peso sobre o assento for posterior às tuberosidades isquiáticas, haverá distorção e compressão dos músculos glúteos máximos, com um ponto de alta pressão localizado sobre o cóccix (Figura 13) (ZACHARKOW, 1988).



Figura 13 – Se a principal área de suporte de peso, sobre o assento, é posterior às tuberosidades isquiáticas, haverá um alto ponto de pressão localizado sobre o cóccix (ZACHARKOW, 1988).

No estudo de Mandal (1981), a pressão (em mmHg) sobre o assento foi medida por três “manguitos” infláveis de aferição da pressão arterial, localizados na parte anterior, média e posterior do assento, respectivamente. Na posição normal do assento inclinado na extremidade anterior, a maior parte da pressão está localizada na região anterior do assento.

Com o suporte lombar adequado, quando sentado, a pressão será localizada sobre e posteriormente às tuberosidades isquiáticas. A compressão e a distorção do glúteo máximo resultarão em desconforto e dor. Nola e Vistnes⁸ (1980 apud ZACHARKOW, 1988, p.109) e Daniel et al.⁹ (1981 apud ZACHARKOW, 1988, p.109) confirmaram uma sensibilidade maior do músculo para a pressão localizada, comparado com a pele e tecido subcutâneo.

Gonçalves, Oliveira e Greve (2002) citaram o trabalho de Hobson (1992), que verificou uma redução de 12% no pico de pressão com o encosto reclinado a 120°, quando comparado a outra situação com o encosto a 90°, em pacientes com lesões na medula espinhal. Gonçalves; Oliveira e Greve (2002) também expuseram o estudo de Rosemeyer e Pforringer (1979), que verificaram que as áreas onde eram aplicadas as maiores pressões absolutas (picos de pressão) eram diminuídas em correlação com o

⁸ NOLA, G.T, VISTNES, L.M.: Differential response of skin and muscle in the experimental production of pressure sores. **Plastic and Reconstructive Surgery**, 66: 728-733, 1980 apud ZACHARKOW, D. 1988. **Posture: sitting, standing, chair design and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

⁹ DANIEL, R.K., PRIEST, D.L, WHEATLEY, D.C.: Etiologic factors in pressure sores: an experimental model. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 62: 492-498, 1981 apud ZACHARKOW, D. 1988. **Posture: sitting, standing, chair design and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

aumento da inclinação do encosto, a partir de uma angulação de 90°, uma vez que se inicia a aplicação progressiva de pressão vertical sobre o encosto.

Embora, no estudo de Gonçalves, Oliveira e Greve (2002), cada participante continuou descarregando sobre o assento, em uma inclinação do encosto de 100°, a mesma quantidade de carga vertical (perpendicular ao eixo do assento) que foi aplicada sobre o assento em uma inclinação do encosto a 90°. Portanto, pôde-se concluir que tanto a 90° quanto a 100° de inclinação do encosto, o centro de força (COF) permanece praticamente na mesma localização para cada pessoa.

Diversos autores expõem que é fundamental, para o conforto na postura sentada, que toda a carga do corpo seja distribuída sobre a maior área possível do assento, e que a maioria dos equipamentos existentes no mercado (principalmente os estofados especiais), que promovem a redução da pressão na interface pessoa sentada–assento, opera na busca de aumentar a área de contato entre o indivíduo e o assento. Portanto, obter uma redução da pressão pelo aumento da área de contato entre o indivíduo e o assento é exatamente a maneira mais aceita e pregada na literatura (GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002).

No estudo de Dunk e Callaghan (2005), as medidas de pressão no assento também revelaram que os homens e as mulheres respondem diferentemente à cadeira de escritório pivô com encosto. O centro de massa (CM) da parte superior do corpo para os homens estava localizado mais posterior relacionado ao centro de pressão do assento (COP) que as mulheres. Em outras palavras, as mulheres sentaram com seu CM mais verticalmente alinhado com o centro de pressão do assento (1,2 cm \pm 1,0) que os homens (5,4 cm \pm 2,1), quando um encosto estava presente. O pico de pressão estava localizado a 0,3 cm (\pm 1,8) à frente do CM da parte superior do corpo para os homens e 3,2 cm (\pm 1,1) atrás do CM da parte superior do corpo para as mulheres.

A anatomia humana é incapaz de se adaptar ao fato de que, na postura sentada, aproximadamente metade do peso corporal é suportada por apenas 8% da área de contato do corpo com o assento, as tuberosidades isquiáticas ou áreas próximas a elas. Portanto, torna-se evidente que a redução do pico de pressão ativa aplicado sobre o assento é um importante fator para proporcionar conforto à posição sentada (GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002).

Alguns estudos implicam na seguinte relação da estrutura corporal com a distribuição de pressão:

- a) Um indivíduo magro e com um mínimo de gordura subcutânea, na região dos glúteos, e musculatura glútea magra produzirá pressões de pico mais altas sob as tuberosidades isquiáticas do que um indivíduo mais pesado, que transmitirá seu peso corporal sobre uma maior área das nádegas (ZACHARKOW, 1988).
- b) Muitas mulheres mostrarão uma melhor distribuição de pressão, na postura sentada, sob os glúteos, se comparadas aos homens. Isso ocorre devido a maior quantidade de tecido subcutâneo que as mulheres apresentam na região glútea. Além disso, as tuberosidades isquiáticas das mulheres têm dimensões mais largas e são mais afastadas se comparadas às dos homens, o que favorece um perfil de chanfradura mais largo e uma distribuição de pressão mais ampla (Figura 14) (ZACHARKOW, 1988).

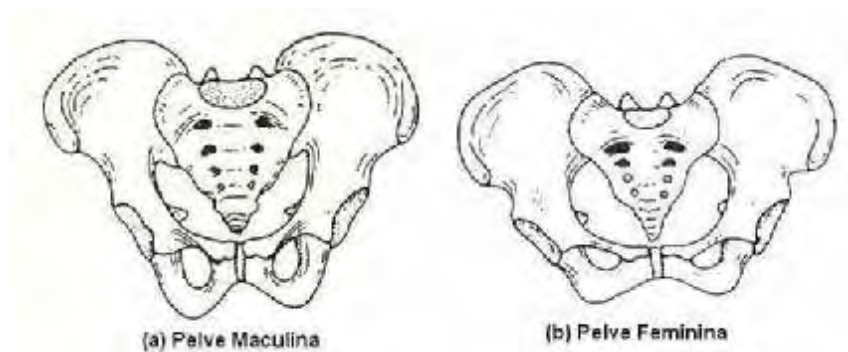


Figura 14 – Comparação entre a pelve masculina e feminina. Note que as tuberosidades isquiáticas têm uma distância mais larga e são mais evertidas na pelve feminina (ZACHARKOW, 1988).

Outro fator importante para diminuir a carga isquiática é sentar-se com uma lordose lombar, que facilita enormemente a habilidade para aliviar as tuberosidades isquiáticas da pressão, com um deslocamento mínimo do peso corporal para frente (ZACHARKOW, 1988).

Além disso, a posição das pernas pode influenciar a distribuição de pressão, na postura sentada. A variação da posição de uma perna, quando sentado, representa outra maneira para deslocar temporariamente o peso para fora das tuberosidades isquiáticas. As variações adequadas da posição das pernas requerem que a altura do assento da cadeira seja adequada, e que a borda frontal do assento seja arredondada no intuito de evitar uma alta pressão na parte posterior e distal das coxas. Como visto na

(Figura 15), como os joelhos estão abaixados, o suporte do peso pode estar temporariamente deslocado para a parte mais inferior das coxas. A variação nos ângulos articulares e na tensão muscular, com as mudanças na posição das pernas, também ajudará a reduzir a fadiga da postura sentada prolongada (ZACHARKOW, 1988).



Figura 15 – Uma borda frontal arredondada do assento, com a altura adequada do assento, facilitará as variações da posição das pernas (ZACHARKOW, 1988).

Do estudo de Gonçalves, Oliveira e Greve (2002) pode-se concluir que, pelos resultados apresentados das variáveis analisadas, o encosto inclinado a 100° proporciona um maior conforto à posição sentada, reduzindo até mesmo o risco de formação de úlceras de pressão, por acomodar melhor as estruturas, sobre áreas maiores, produzindo picos de pressão menores nas tuberosidades isquiáticas, e reduzindo significativamente a pressão gerada no segmento anterior, sem aumentá-la em nenhum outro segmento.

Desta forma, pode-se estabelecer que é necessária uma atenção especial para o posicionamento correto da inclinação do encosto, já que o estudo de Gonçalves, Oliveira e Greve (2002) demonstrou ser este um fator contribuinte para o conforto na posição sentada, bem como a escolha do estofado adequado para cada indivíduo. Deve-se ressaltar, no entanto, que o estudo de tais autores foi realizado com um grupo amostral saudável, de peso e altura restritos. Pessoas muito magras, com muitas proeminências ósseas, apresentam picos de pressão mais elevados do que pessoas de peso corporal normal, enquanto que os obesos tendem a apresentar áreas de maior

pressão, porém, picos de pressão menores (Defloor¹⁰, 1999 apud GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002, p.62).

Moro (2000) citou seu próprio estudo de 1983, no qual usou um protótipo equipado com células de carga, em que observou que há mudanças significativas na distribuição do peso corporal sobre o assento da cadeira. Essa variação na distribuição do peso corporal, segundo o próprio autor, ocorreu em função da disposição diferenciada dos suportes (assento, encosto, mesa, piso e joelho), que representavam um mobiliário do tipo cadeira-mesa (Figura 16).

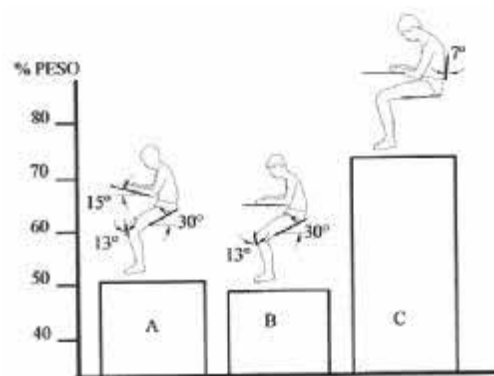


Figura 16 – Porcentagem de peso corporal verificada na superfície do assento, nas três situações experimentais, utilizando células de carga (MORO, 2000).

Baseando-se na Figura 16, a carga maior no assento, ou seja, o valor percentual de peso ocorreu no conjunto cadeira-mesa convencional (C). A diferença de carga distribuída sobre o assento da cadeira C, quando comparada com a distribuição de peso sobre os assentos A e B foi significativamente maior. Entretanto, o peso distribuído sobre a superfície do assento do mobiliário B, apresentou-se levemente diminuído, em função do maior ângulo do tampo da mesa de trabalho. Apenas o mobiliário C induziu um ângulo aproximado de 90°, entre as coxas e o abdome. Tanto o mobiliário A quanto o B permitem uma abertura do ângulo coxo-femural superior aos 90° convencionais, conforme recomendação baseada em estudos biomecânicos para

¹⁰ DEFLOOR, T. The Risk of Pressure Sores: A Conceptual Scheme. **Journal of Clinical Nursing**. v.8, n.2, p.206-16, 1999 apud GONÇALVES, G.H.G.A.B; OLIVEIRA, C.B; GREVE, J.M.D. Estudo comparativo da variação na distribuição de pressão no assento em cadeiras com encostos lombares de inclinação de 90° e 100°. **Brazilian Journal of Biomechanics**, Ano 3, n.5, nov.2002.

reduzir a pressão intradiscal. Esses dados apresentam também relações com níveis de conforto, movimentação excessiva e posturas não convencionais (MORO, 2000).

2.1.2.2 Implicações da postura sentada e do uso do computador no sistema músculo-esquelético

Desde a invenção dos computadores pessoais, nos anos de 1970, seu uso tem crescido exponencialmente. Conseqüentemente, há um potencial considerável para efeitos negativos advindos do uso de monitores de computador. As desordens músculo-esqueléticas são consideradas por muitos por serem um importante efeito negativo do uso do computador (STRAKER; MEKHORA, 2000).

As dores crônicas na coluna, frequentemente, estão localizadas na região lombar mais baixa, e quem sofre dessas dores, caracteristicamente, acha que não se pode sentar numa posição ereta por qualquer período de tempo. Mesmo para uma coluna sadia, uma flexão de 30° parece ser a carga máxima que a coluna pode suportar por longos períodos (Keegan¹¹, 1953 apud MANDAL, 1981).

As queixas músculo-esqueléticas são comuns em trabalhadores que usam unidades de exibição visual (monitores de computador). Em um estudo epidemiológico, 63% de um grupo de secretárias de médicos relataram dor no pescoço desde um ano antes do estudo. As taxas de prevalência para as regiões do ombro e coluna lombar foram de 62% e de 51%, respectivamente. Diferentes estudos epidemiológicos encontraram tanto fatores de risco psicosociais como ergonômicos (KLEINE et al., 1999).

Estudos recentes têm demonstrado que os computadores são usados por mais de 25% da força de trabalho, por mais da metade de seu dia de trabalho (HJELM et al.¹²,

¹¹ KEEGAN, J.J. 1953. **J. Bone Jt. Surg.** 35, 589-603. Alteration of the lumbar curve related to posture and seating. apud MANDAL, A.C. The seated man (Homo Sedens) – The seated work position. Theory and practice. **Applied Ergonomics**, 1981, 12.1, 19-26.

¹² HJELM, E. et al. 2000. **Work conditions and musculoskeletal disorders amongst male and female computer operators.** Paper presented at the IEA 2000/HFES 2000 Conference apud COOK, C., LIMERICK,

2000 apud COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004). O relacionamento entre o uso do computador e as desordens músculo-esqueléticas do pescoço e das extremidades superiores tem sido bem documentado (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

A prevalência de sintomas músculo-esqueléticos sobre os usuários de computador tem sido relatada como alta, em 76% (AARAS et al.¹³, 1997 apud COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004). Os fatores de risco associados com o uso do computador incluem fatores ergonômicos físicos, tais como: mesa, cadeira, alturas da tela e posturas de trabalho, e o uso do mouse; fatores organizacionais, tais como: longas horas de trabalho, e a duração diária do uso do computador; fatores psicossociais, tal como: estresse; e fatores visuais também têm sido associados com as desordens músculo-esqueléticas dentre os usuários de computador (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

Sintomas no pescoço e nos membros superiores (proximal e distal) têm sido associados com o teclado, que continua a ser o dispositivo de entrada de dados mais amplamente usado. Fatores de risco físicos associados com o uso do teclado incluem posturas de trabalho desajeitadas, o design do teclado, a repetitividade da tarefa com o teclado e a força com a qual as teclas são apertadas (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

Há orientações defendendo posturas sentadas “ideais” e pausas para descanso. Uma postura sentada ereta neutra, preservando a lordose lombar, é considerada ideal com relação à tensão sobre as estruturas passivas (articulações e/ou discos intervertebrais). As orientações são baseadas, tipicamente, nos estudos laboratoriais de tensão lombar em posturas sentadas. A postura sentada ereta, com inclinação à frente da parte superior do corpo, usualmente, causa o nível mais alto de atividade muscular. Na postura sentada escorregada, aproximando do fim do movimento de flexão da coluna, o tecido passivo contribui relativamente mais na manutenção de uma postura

R.B., PAPALIA, S. The effect of upper extremity support on upper extremity posture and muscle activity during keyboard use. **Applied Ergonomics**, 2004, 35, 285-292.

¹³ AARAS, A. et al. 1997. Postural load during VDU working: a comparison between various work postures. **Ergonomics**. 40 (11). 1255-1268 apud COOK, C., LIMERICK, R.B., PAPALIA, S. The effect of upper extremity support on upper extremity posture and muscle activity during keyboard use. **Applied Ergonomics**, 2004, 35, 285-292.

ereta do tronco, a atividade muscular diminui, e a tensão sobre as estruturas passivas aumenta. Entretanto, as posturas sentadas e a atividade muscular lombar são relativamente pouco estudadas, no cenário ocupacional, quando os trabalhadores têm liberdade considerável na adoção de diferentes posturas. O design da cadeira, o uso do encosto, e o suporte de braço variam de acordo com o local de trabalho e as preferências individuais, e podem influenciar o nível de tensão nas costas, o qual parece variar entre a postura sentada no trabalho e a postura sentada relaxada (MORK; WESTGAARD, 2009).

O estudo de Mork e Westgaard (2009) apresentou clara evidência de exacerbação da dor lombar, durante o trabalho, e presumivelmente, as situações na postura sentada prolongada fora do trabalho. A pontuação dada para a dor foi baixa antes do trabalho; há um aumento significativo na pontuação da dor, de hora em hora, durante o trabalho, e uma redução abrupta significativa da dor na primeira hora de repouso, após o trabalho.

É a postura sentada prolongada, típica das situações de trabalho no computador, causadora de dor lombar? Revisões recentes de estudos epidemiológicos concluíram, sem evidência, tal relação. Portanto, o risco elevado de dor lombar, com a adoção da postura sentada prolongada, não necessariamente implica em prevalência mais alta do que para outros grupos ocupacionais; somente que, a postura sentada prolongada está mais associada com a dor lombar, do que se a situação de trabalho permitisse maior variação postural. O desenvolvimento do sintoma observado o torna razoável para se fazer a hipótese de que a situação de trabalho é um fator de risco para a exacerbação da dor, no caso de trabalhadores com sintomas (MORK; WESTGAARD, 2009).

Straker e Mekhora, (2000) citaram o estudo de Bergqvist et al. (1995), que investigaram sujeitos que regularmente usavam monitores em seus locais de trabalho, e relataram uma alta taxa de prevalência (acima de 20%) de desordens músculo-esqueléticas, particularmente, na região do pescoço-ombro. Eles também relataram uma alta taxa de prevalência (acima de 60%) de desconforto no pescoço-ombro.

A ativação contínua dos músculos dos braços, cintura escapular, pescoço e tronco, a fim de manter uma posição quase estática, para permitir que as mãos e os

braços operem o teclado, tem sido proposta como um dos fatores causais da diagnose pescoço/ombro e braço/mão (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

Além da coluna e dos membros superiores, outra região anatômica que pode sofrer em função da postura sentada é a tuberosidade isquiática. A pressão localizada e prolongada sobre a tuberosidade isquiática pode contribuir para o desenvolvimento de bursite ísquioglútea. A inflamação da bursa (bolsa) ísquioglútea, que recobre o nervo ciático e o nervo cutâneo femural posterior, pode provocar dor sobre o centro do glúteo e para baixo, na região posterior da coxa. A bursite ísquioglútea pode ser facilmente confundida com uma hérnia de disco ou com uma tromboflebite aguda (ZACHARKOW, 1988).

Outro problema relacionado às desordens músculo-esqueléticas, em função do uso do computador, é que devido às altas taxas de prevalência e ao grande número de casos, os custos do governo são altos. O custo do tratamento, associado às desordens de membro superior, somente nos Estados Unidos, foi estimado estar acima de 22 bilhões de dólares. Essa estimativa do custo não incluiu custos indiretos, tais como, absenteísmo e desempenho precário dos trabalhadores devido às desordens músculo-esqueléticas (STRAKER; MEKHORA, 2000).

Devido ao aumento dramático das desordens músculo-esqueléticas relacionado ao uso do computador, um número de recomendações ergonômicas tem sido proposto, no intuito de combater esse problema. Entretanto, algumas dessas recomendações têm sido conflitantes, como por exemplo, a localização do monitor de computador (STRAKER; MEKHORA, 2000).

O apoio de braços da cadeira foi relatado como redutor da carga muscular nas tarefas do trabalho, e tem sido proposto como uma forma de reduzir a carga muscular estática sobre os ombros e o pescoço, durante o uso do teclado (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

Manter posturas da coluna próximas ao alinhamento neutro, evitando flexão excessiva da coluna, e minimizando a carga articular, pela adoção de uma postura ereta, são fatores importantes na manutenção da saúde da coluna e na prevenção da dor lombar. A associação entre dor lombar e postura sentada vem sendo atribuída à curvatura lombar flexionada requerida, a qual colocaria os homens em um risco maior

de desenvolver hérnias de disco, como uma consequência das posturas da coluna observadas na posição sentada (DUNK; CALLAGHAN, 2005).

Se a prevenção de dor nas costas é para fazer sentido, deve-se tentar reduzir a tensão mais prolongada sobre a coluna. Para que isso ocorra, devem ser estudados assuntos como: a anatomia do homem sentado; as forças que agem sobre sua estrutura óssea; como a cadeira pode ser construída para permitir tal tensão sobre a coluna; e como os livros e outros itens podem ficar posicionados a uma distância razoável dos olhos (MANDAL, 1981).

2.2 Aspectos ergonômicos na postura sentada

Uma simples definição de ergonomia pode ser dada como: é o estudo da adaptação do trabalho ao homem. Porém, há diversas definições de ergonomia descritas na literatura. Todas procuram ressaltar o caráter interdisciplinar e o objeto de seu estudo, que é a interação entre o homem e o trabalho, no sistema homem-máquina-ambiente. Ou, mais precisamente, as interfaces desse sistema, nas quais ocorre troca de informações e energias entre o homem, máquina e ambiente, resultando na realização do trabalho (IIDA, 2005).

Diversas associações nacionais de ergonomia apresentam as suas próprias definições. A mais antiga é a da Sociedade de Ergonomia (*Ergonomics Society*), da Inglaterra:

Ergonomia é o estudo do relacionamento entre o homem e seu trabalho, equipamento, ambiente, e particularmente, a aplicação dos conhecimentos de anatomia, fisiologia e psicologia na solução dos problemas que surgem de tal relacionamento (IIDA, 2005).

No Brasil, a Associação Brasileira de Ergonomia (ABERGO) adota a seguinte definição:

Entende-se por Ergonomia o estudo das interações das pessoas com a tecnologia, a organização e o ambiente, objetivando intervenções e projetos que visem melhorar, de forma integrada e não-dissociada, a segurança, o conforto, o bem-estar e a eficácia das atividades humanas (IIDA, 2005).

A Ergonomia fundamenta-se em um conjunto de leis e princípios que regem o trabalho humano em sentido amplo. Trata-se de uma tecnologia multi e interdisciplinar, que investiga as interações funcionais entre as respostas humanas e o ambiente construído. A Ergonomia é uma tecnologia de interface que tem como suporte científico conhecimentos produzidos pela engenharia, medicina, psicologia e diversas outras áreas do conhecimento humano. A condição básica para a prática ergonômica é que tanto o homem, elemento nobre do sistema, quanto as máquinas, ferramentas e utensílios, sejam considerados fatores mutuamente inclusivos para efeitos de intervenção (MORO, 2000).

2.2.1 A influência do mobiliário na postura sentada

Para evitar problemas causados no trabalho desempenhado na postura sentada, faz-se necessário identificar os eventos que ocorrem com as cargas no sistema músculo-esquelético do sujeito, principalmente quando se passa da postura em pé ereta para a postura sentada. Esse é um procedimento necessário para justificar as mudanças propostas para o design da cadeira convencional (MORO, 2000).

Certas características da cadeira são críticas para ajudar a suportar o indivíduo sentado, de modo que ele possa manter uma postura estável, se estiver trabalhando ou relaxando. O objetivo do suporte adequado, para todos os tipos de cadeira e postos de trabalho, deveria ser a estabilidade adequada com limitação mínima (ZACHARKOW, 1988).

Dentre os estabilizadores da postura sentada estão incluídos o encosto, os apoios para os braços, e o tipo de almofada e estofamento do assento. As dimensões apropriadas da cadeira também são importantes na promoção da estabilização essencial para o usuário. Isso inclui a inclinação adequada do assento, a altura do assento, a profundidade do assento, e o ângulo entre o assento e o encosto (ZACHARKOW, 1988).

De acordo com Pheasant¹⁴ (1988 apud GONÇALVES; OLIVEIRA; GREVE, 2002, p.57), há uma série de fatores relevantes na determinação da “cadeira ideal” para cada usuário, incluindo-se o sexo, a idade, a ocupação, a altura e o peso, tornando difícil a adaptação de todas as pessoas às cadeiras encontradas no mercado, sendo mais um fator desfavorável à postura sentada.

Porém, não há uma “cadeira correta”. A altura e a profundidade da cadeira devem ser adequadas ao usuário. A cadeira deve ter uma altura que permita que os pés se apoiem confortavelmente sobre o solo, e deste modo, evite a pressão atrás das coxas. Em uma cadeira que seja profunda demais da frente para trás, ou a coluna ficará sem suporte ou haverá uma pressão indevida contra a parte inferior da perna. Os quadris e joelhos devem estar com um ângulo de aproximadamente 90°, e o encosto da cadeira deve inclinar-se para trás cerca de 10 graus. A posição sentada pode ser confortável se a cadeira e suportes adicionais mantiverem o corpo em um bom alinhamento (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

O tipo e tamanho de uma cadeira são importantes para qualquer pessoa que passe muitas horas na postura sentada. Sempre que possível, uma cadeira que dê o máximo de conforto e que ofereça suporte deverá ser selecionada. Nem todas as cadeiras conduzem a uma boa posição sentada. As chamadas “cadeiras posturais”, que suportam a coluna somente na região lombar, tendem a causar um aumento na curvatura lombar, e são geralmente indesejáveis. Enquanto que é aconselhável que o encosto de uma cadeira seja levemente inclinado para trás, não é bom ter um ângulo muito grande de inclinação posterior. Sentar por longos períodos de tempo em uma cadeira giratória, que se incline para trás, pode contribuir para uma posição muito inadequada da parte superior da coluna e da cabeça (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

A cadeira também pode provocar um esforço músculo-esquelético excessivo, principalmente, se a postura sentada for suportada inapropriadamente por um longo período de tempo. No entanto, essas cargas na coluna lombar poderão ser diminuídas

¹⁴ PHEASANT, S. **Bodyspace Anthropometry, Ergonomics and Design**. Londres: Taylor & Francis, 1988 apud GONÇALVES, G.H.G.A.B; OLIVEIRA, C.B; GREVE, J.M.D. Estudo comparativo da variação na distribuição de pressão no assento em cadeiras com encostos lombares de inclinação de 90° e 100°. **Brazilian Journal of Biomechanics**, Ano 3, n.5, nov.2002.

sentando-se com o auxílio do encosto, porque o peso das partes superiores do corpo será transmitido em parte para ele. Inclinando-se devidamente o tronco para trás, juntamente com a colocação de um apoio, na região lombar, as sobrecargas dessa posição também poderão ser diminuídas (MORO, 2000).

Uma grande quantidade de pesquisas tem tentado determinar a posição sentada “ótima” para a coluna humana, que reduziria o risco de desenvolver dor lombar. Deste modo, diferentes designs de cadeiras têm surgido com o intuito de permitir que o indivíduo assuma uma postura sentada ótima, enquanto mantém o conforto e a funcionalidade da cadeira. Entretanto, as pessoas podem responder diferentemente aos designs diferentes de cadeiras e aos fatores que influenciam esses comportamentos na postura sentada, que não são bem entendidos (DUNK; CALLAGHAN, 2005). Em particular, observações dos comportamentos potenciais específicos de cada sexo, na postura sentada, têm direcionado Dunk e Callaghan (2005) a examinar se homens e mulheres exibem respostas diferentes à exposição a várias condições na postura sentada.

Segundo Barnes (1977), as posturas incorretas mais frequentes ocorrem quando o indivíduo afunda-se na cadeira, ou quando se inclina para um lado, sendo ambos os padrões posturais fatigantes e prejudiciais à saúde. Quando o trabalhador está sentado, a cadeira deve favorecer a uma boa postura e não o obrigar a mantê-la. Para isso, as cadeiras devem ser ajustáveis, de modo que se possa facilmente adequá-las às características antropométricas do usuário.

Uma postura sentada, consideravelmente melhor, pode ser obtida, se a mesa for inclinada cerca de 10 graus. Desta forma, o livro fica mais próximo dos olhos, e em um melhor ângulo para a visão. A pior inclinação do pescoço é, então, evitada. Além disso, o assento pode, com benefício, ser inclinado 20 graus para frente, a fim de reduzir a flexão da coluna lombar. Por essas duas dicas, a flexão extra de 30 graus, que é a parte mais ativa da flexão, é evitada (MANDAL, 1981).

No início dos anos de 1980, Mandal (1981) relatou que a construção de cadeiras era baseada, principalmente, na tradição e na moda. Hoje e no futuro, ela deveria ser baseada no conhecimento da anatomia do homem sentado.

Os elementos responsáveis pela sustentação do sujeito, na postura sentada, são as superfícies diferenciadas do mobiliário, que servem de apoio aos segmentos corporais, principalmente, a região do tronco e dos membros superiores e inferiores. Caso a mobília (cadeira-mesa) deixe de atender às prerrogativas do usuário, este experimentará diversas posturas em busca do melhor equilíbrio para desenvolver a atividade proposta. Como consequência, a tentativa de encontrar a melhor posição reduzirá, sobretudo, a capacidade de concentração, havendo um aumento do consumo de energia advindo do esforço muscular e de desconfortos músculo-esqueléticos adicionais (MORO, 2000).

O design da mobília deveria levar em consideração inovações tecnológicas que melhor atendessem às reais capacidades e limitações do indivíduo, de modo a não sobrecarregar o sistema músculo-esquelético (MORO, 2000).

De modo geral, a atenção das pesquisas em Ergonomia está focada na definição para a postura mais correta. Contudo, o problema mais importante no ambiente de trabalho não é a postura em si, mas por quanto tempo ela é mantida (MORO, 2000).

As cadeiras de trabalho são construídas de uma forma que ninguém pode usá-las sem uma carga excessiva para a coluna. Como a maioria das pessoas sentar-se-á por muitas horas por dia, isto significa uma tensão mais prolongada sobre a coluna que qualquer outra. Por isso, parece mais razoável alterar a cadeira, para que ela se adeque à anatomia humana (MANDAL, 1981).

A importância das oportunidades que permitem variação postural é bem reconhecida na Ergonomia, e um encosto sobre um assento apresenta tais oportunidades à pessoa que se senta. Desta maneira, formas e ângulos diferentes do encosto fornecem distribuições diferentes da atividade muscular e das forças sobre o tronco (CORLETT; EKLUND, 1984).

As variações posturais são necessárias, quando se está sentado, por diversas razões:

- a) Para deslocar a pressão para fora das tuberosidades isquiáticas, portanto, prevenindo ou reduzindo a isquemia, o desconforto, e a dor causados pela postura sentada prolongada;
 - b) Para prevenir o aumento de temperatura e da umidade sob as nádegas;
-

- c) Para prevenir a sobrecarga estática de vários grupos musculares;
- d) Para promover a nutrição adequada dos discos (ZACHARKOW, 1988).

Embora muita atenção tenha sido dada para encorajar as variações posturais, um estudo monitorado de Jensen e Bendix¹⁵ (1992 apud DEURSEN et al., 2000, p.695) mostrou que não há diferença na adoção da variação postural, durante a postura sentada, quando foi usado um assento, que fornece mais mobilidade dos suportes do corpo. Os autores concluíram que não importa se a cadeira tem um assento e um encosto inclináveis livremente, ou se são fixos: a postura provavelmente mudará, quando a dor ou desconforto estiver presente.

No estudo de Deursen et al. (2000), o efeito demonstrado de movimentos extremamente pequenos do assento (movimento passivo contínuo), sobre o alívio da dor, em pacientes com dor lombar, não foi explicado. Embora o movimento fosse pequeno, as deformações nos discos intervertebrais foram suficientes para melhorar os processos de osmose e difusão dos discos. Deve-se lembrar que o disco intervertebral é avascular e depende da difusão e do transporte de solutos para troca de nutrientes e metabólitos. O movimento da coluna aumenta este processo, levando a noção amplamente assegurada de que manter a atividade da coluna tem um efeito benéfico sobre a nutrição dos discos.

O estudo de Deursen et al. (2000) desenvolveu, portanto, um modelo para mostrar que até mesmo uma pequena rotação axial pélvica resulta numa variação significativa da carga nos discos intervertebrais.

Para proporcionar uma postura sentada confortável, sem indução de sobrecargas, ou pressões indesejadas, os suportes da cadeira devem ter, em suas diferentes partes, a propriedade de se ajustar à carga que lhe será aplicada, de maneira a distribuí-la uniformemente em sua área de contato (MORO, 2000).

A fim de prevenir o achatamento da coluna lombar, durante o sentar, sugestões têm sido feitas para mudanças no design do assento ou no suporte para a coluna.

¹⁵ JENSEN, C.V., BENDIX, T. 1992. Spontaneous movements with various seated-workplace adjustments. **Clinical Biomechanics** 7 (2), 87-90 apud DEURSEN van, D.L et al. Mechanical effects of continuous passive motion on the lumbar spine in seating. **Journal of Biomechanics**, 33, 695-699, 2000.

Dentre as mudanças sugeridas encontram-se a do assento inclinado para frente, citado por vários autores (MORO, 2000).

2.2.1.1 A importância do uso do encosto para a postura sentada

Na postura em pé, o CG do tronco está mais alto do que na postura sentada, e a base de suporte envolve somente os pés. Na postura sentada, não somente é o CG do tronco que está mais baixo, mas a base de suporte é alargada, estendendo-se dos pés aos glúteos. Quando aplicável, a base de suporte expandirá para incluir a projeção da superfície do encosto no solo (Figura 17). A estabilidade aumentada do corpo, quando sentado, com suporte adequado para os glúteos, pés, e costas aumentará a capacidade para tarefas de precisão ou com movimentos finos (ZACHARKOW, 1988).

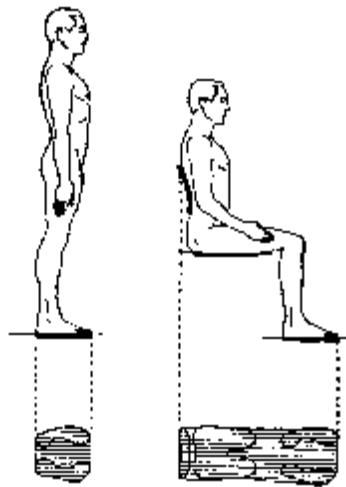


Figura 17 – A base de suporte na postura em pé, comparada à da postura sentada, em uma cadeira com encosto (ZACHARKOW, 1988).

Quando se está na posição em pé ereta, a linha vertical, através do CG do corpo, passa pelo tronco e pelos pés, e ocorrerá uma atividade muscular mínima, dos músculos posturais, segurando o tronco ereto, quando momentos contínuos de ação contrária, para suportar o tronco, são solicitados pelos músculos, mas é somente uma atividade intermitente para restabelecer deslocamentos momentaneamente (CORLETT; EKLUND, 1984).

Isso pode ser observado por medidas de uma plataforma de força e, estas correlacionadas com a atividade precisa dos músculos, observada por registros de eletromiografia. A redução na atividade muscular do tronco é auxiliada pela lordose lombar. Esta curva para frente traz as vértebras lombares mais próximas do ou abaixo do CG do tronco, braços e cabeça. Como a coluna é contínua entre o tórax e o sacro, o CG seria então substancialmente anterior à vértebra; portanto, uma atividade considerável do eretor espinhal e de outros grupos posteriores da coluna seria necessária para manter o tronco ereto. Desta forma, o CG do tronco pode ser mantido sobre a vértebra lombar e dentro da área da base de suporte, com uma pequena atividade intermitente dos grupos musculares apropriados da parte anterior e posterior da coluna (CORLETT; EKLUND, 1984).

Corllet e Eklund (1984) consideram eficaz o uso do encosto, com relação ao conforto percebido pelas pessoas que se sentam, bem como nos termos das consequências anatômicas e fisiológicas do design, e a este respeito, exclusivamente, à utilização do suporte lombar ser imediatamente reconhecida pelo relaxamento, que é subsequentemente possível nos músculos das costas. A compensação evidente que este suplemento faz para a rotação para trás da pelve, quando sentado, surge da oportunidade de rodar a parte superior do tronco para trás em torno do suporte lombar, e então, relaxar os músculos posteriores da coluna lombar. O CG do corpo passa então pela vértebra lombar, como na postura em pé, e pode ser suportado pela ação muscular intermitente, corrigindo para equilíbrio acima do nível do encosto (CORLETT; EKLUND, 1984).

Anderson et al (1975) demonstraram que as pressões intradisciais são mais baixas, quando o suporte lombar é provido de um encosto inclinado. Este fenômeno pode ser explicado, como se segue, embora outras explanações sejam possíveis. Se a coluna lombar, sem suporte, é inclinada para trás, forças da gravidade causam a ela endireitamento, deste modo, estendendo o eretor espinhal e os ligamentos associados, impõe-se tensão aumentada sobre os discos. O encunhamento dos discos também ocorre. Essas pressões são transmitidas para todos os discos entre os grupos musculares afetados. Se este arqueamento na coluna lombar for prevenido, esta carga extra sobre os discos não pode ocorrer.

Com encosto posterior ao tronco, há uma diminuição da pressão e da atividade mioelétrica, pois parte do peso é transferida para o apoio. A altura do encosto interfere na pressão: quando for na região lombar, proporciona a manutenção da lordose lombar, levando a uma diminuição da pressão e, quando for na região torácica, promove uma retificação lombar, aumentando a pressão. O efeito do encosto na região lombar é potencializado ao ser inclinado a 100° , pois reduz a atividade mioelétrica dos músculos eretores da coluna e a pressão nos discos intervertebrais. O uso de carteiras muito altas ou cadeiras muito baixas geram o deslocamento lateral dos membros superiores, movendo o CG lateralmente, aumentando o momento e a carga sobre a coluna. Por outro lado, mesas muito baixas ou cadeiras muito altas levam o indivíduo a realizar inclinação anterior de cabeça e tronco, aumentando as cargas impostas sobre a coluna (GRANDJEAN, 1998; BRACCIALLI; VILARTA, 2000; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Os encostos têm mostrado transmitir algumas das forças, aliviando a parte mais baixa da coluna de alguma carga, mas poderiam também induzir potencialmente à cifose, por que os indivíduos empurram a coluna lombar para trás contra o encosto, para criar uma estabilidade aumentada (DUNK; CALLAGHAN, 2005).

2.3 A Reeducação Postural Global (RPG)

Considerando que as pessoas que procuram a Fisioterapia, o fazem, geralmente, por que sentem dor ou algum outro sintoma, a região da dor ou sintoma é tratada, esquecendo-se de que o corpo é um todo, e desta forma, o tratamento torna-se paliativo, e o paciente fica eternamente dependente da fisioterapia. Este é apenas um exemplo de como os indivíduos são tratados pela maioria dos fisioterapeutas.

Até o momento, a maioria dos profissionais usa aparelhos de eletroterapia, como infravermelho, ultra-som, ondas curtas etc e, às vezes, passa algum exercício para o paciente fazer em casa. Este tipo de prática ocorre, por vários fatores, mas principalmente, por parte da classe médica que “prescreve” o tratamento fisioterapêutico, ferindo a ética; por alguns fisioterapeutas, que aceitam esta condição

adotada pelos médicos; e pela formação inadequada dos fisioterapeutas em grande parte das faculdades brasileiras, que reforça este tipo de conduta profissional. Tal conduta deve ser abolida pelos fisioterapeutas que querem oferecer um tratamento eficaz e de qualidade (MARQUES, 1994).

A utilização de uma abordagem terapêutica adequada, que considere o indivíduo como um todo, e que aborde a causa do problema, levando o fisioterapeuta a proporcionar soluções eficazes está de acordo com os princípios da Reeducação Postural Global (RPG).

No início dos anos de 1970, o físico e fisioterapeuta, Philippe-Emmanuel Souchart desenvolveu um excelente trabalho de pesquisa e chegou à formulação de seu próprio método de tratamento fisioterapêutico, o Campo Fechado (*Champ Clos* – em francês), que hoje é conhecido como Reeducação Postural Global (RPG®) (SOUCHARD, 2006). Ele fundamentou esta forma de trabalho em seu profundo conhecimento sobre Anatomia, Biomecânica, Cinesiologia, Osteopatia etc, campos que lhe permitiram embasar e criar esta técnica de tratamento (MARQUES, 1994).

A RPG foi trazida para o Brasil, no início dos anos de 1980, pelo próprio Philippe Souchart. Porém, somente no Brasil, tal técnica foi distorcida por diversos fisioterapeutas brasileiros, que criaram cursos de RPG que não representam a verdadeira formação, e por esse motivo, não têm nenhuma relação com a RPG verdadeira, criada por Philippe Souchart. Por isso, atualmente, no Brasil, a verdadeira RPG é ensinada apenas pela equipe do professor Philippe Souchart, sendo conhecida como “RPG Original”.

Na abordagem da fisioterapia clássica sobre os problemas músculo-esqueléticos, o corpo é tratado de forma segmentada. Por exemplo, uma dor no ombro é geralmente vista como um problema local, e apenas os músculos presentes nessa articulação são envolvidos no tratamento. Já a proposta da RPG considera o sistema muscular de forma integrada, no qual os músculos organizam-se em “cadeias de coordenação neuromuscular” (mais conhecidas como cadeias musculares). Utilizando esta técnica, o fisioterapeuta identifica o comprometimento dessas “cadeias” e, a partir daí, trata as causas e as consequências (MARQUES, 1994).

Inerentes ao conceito de boa mecânica corporal se acham as inseparáveis qualidades de alinhamento e equilíbrio muscular. Exercícios terapêuticos para fortalecer músculos fracos e alongar músculos retraídos são os meios principais para a restauração do equilíbrio muscular (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995) – o que é proporcionado pela RPG.

Uma avaliação postural bem detalhada, realizada na prática da RPG, é o primeiro passo para que o tratamento seja eficaz. A partir do alinhamento dos segmentos corporais cria-se uma hipótese de distribuição de carga e de solicitação mecânica para estruturas como músculos, ligamentos e articulações. O tratamento é conduzido para que se tenha como objetivo levar o paciente o mais próximo possível do padrão de referência considerado como ideal (FERREIRA, 2005), o que está de acordo com a proposta de tratamento da RPG.

A prática clínica na RPG demonstra que o padrão de referência postural simétrico, proposto por Kendall, McCreary e Provance (1995) não ocorre na população mundial. Mesmo pessoas que não referem nenhuma dor no sistema músculo-esquelético apresentam alterações na postura. A falta de um padrão de alinhamento postural próximo da realidade pode gerar problemas na interpretação de dados de uma avaliação postural precisa e na observação da evolução de um tratamento postural (FERREIRA, 2005). Por isso, a medida mais adequada a ser adotada é a comparação do indivíduo com ele mesmo, através de fotografias de antes e depois do tratamento postural, o que é adotado na prática da RPG. Desta forma, estabelece-se um parâmetro de referência que é a própria postura do paciente, previamente ao tratamento.

Os músculos exercem forças e, portanto, são importantes elementos de contribuição para o movimento humano. Músculos são usados para manter a posição, elevar ou abaixar uma parte do corpo, retardar um segmento que está se movimentando com velocidade, e gerar grande velocidade no corpo ou em um objeto que está sendo impelido pelo ar. A tensão desenvolvida pelos músculos aplica compressão nas articulações, aumentando sua estabilidade. Contudo, em algumas posições articulares, a tensão gerada pelos músculos pode atuar de modo a afastar os segmentos por tração e criar instabilidade (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Além do seu papel no movimento, os músculos têm um papel importante no suporte de estruturas esqueléticas. Um músculo precisa ser longo o suficiente para permitir mobilidade normal nas articulações, e ser curto o suficiente para contribuir efetivamente com a estabilidade articular (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Os movimentos do corpo são produzidos por um conjunto de músculos. Esses músculos são divididos em dois grandes grupos (SOUCHARD, 2002):

a) Músculos da estática (por exemplo, os músculos das costas, da panturrilha etc) permitem mais do que realizar movimentos, mas mantêm o corpo ereto. São músculos antigravitacionais. Por isso, eles têm um tônus, isto é, eles ficam em um estado de contração mínima permanente, à imagem de uma desaceleração até a frenagem de um automóvel (SOUCHARD, 2002, grifo do autor).

b) Músculos da dinâmica (por exemplo, os músculos abdominais, os da coxa etc) só são ativados no momento do movimento. Quando o corpo está em repouso, eles estão relaxados, apenas mantendo um tônus de base (SOUCHARD, 2002, grifo do autor).

Uma vez que o corpo é vítima de uma agressão qualquer (estresse, queda, movimento em falso, cefaléia etc), os músculos se defendem. Sem necessariamente o indivíduo perceber, ele se contorce de várias maneiras para ocultar uma dor; até mesmo, às vezes, a ponto de se deformar, para evitar que ela reapareça (SOUCHARD, 2002).

Os músculos estáticos reagem a essa agressão aumentando o seu tônus e se tornando, assim, mais resistentes, mas também, mais curtos (SOUCHARD, 2002).

Contrariamente ao que se pensa, um músculo rígido e resistente não é mais forte do que um músculo normal. É como o elástico de uma catapulta, que para ser possante, deve estar alongado ao máximo. Se ele estiver curto e rígido, ele não será mais eficaz e poderá se romper. O tratamento de uma musculatura encurtada e, no entanto fraca, consistirá em fortalecer e alongar simultaneamente (SOUCHARD, 2002).

Os músculos dinâmicos, que são naturalmente relaxados, se relaxarão mais ainda após uma agressão. Precisarão então reforçá-los e encurtá-los com exercício de fortalecimento muscular (SOUCHARD, 2002).

Por isso, é preciso alongar os músculos da estática e fortalecer os músculos da dinâmica (SOUCHARD, 2002).

Cada vez que um músculo se enrijece, ele se encurta e aproxima suas extremidades e desloca, assim, os ossos onde ele termina (inserção), as articulações se bloqueiam, o corpo se deforma. Além disso, todos os outros músculos que se inserem sobre esse osso serão por sua vez “incomodados” por causa desse deslocamento, que propagarão aos outros ossos, e assim por diante. Porque, para assegurar nossa coordenação estática, em bipedestação ou na posição sentada, assim como, nossa coordenação motora, quando fazemos um movimento, nossos músculos são organizados automaticamente e de forma complementar. Para simplificar, podemos chamar a isto de “cadeias musculares” (SOUCHARD, 2007).

Os músculos, particularmente os estáticos, são organizados em cadeias musculares (SOUCHARD, 2002).

Segundo Philippe Souchard (2006; 2007), há oito cadeias musculares (Figura 18):

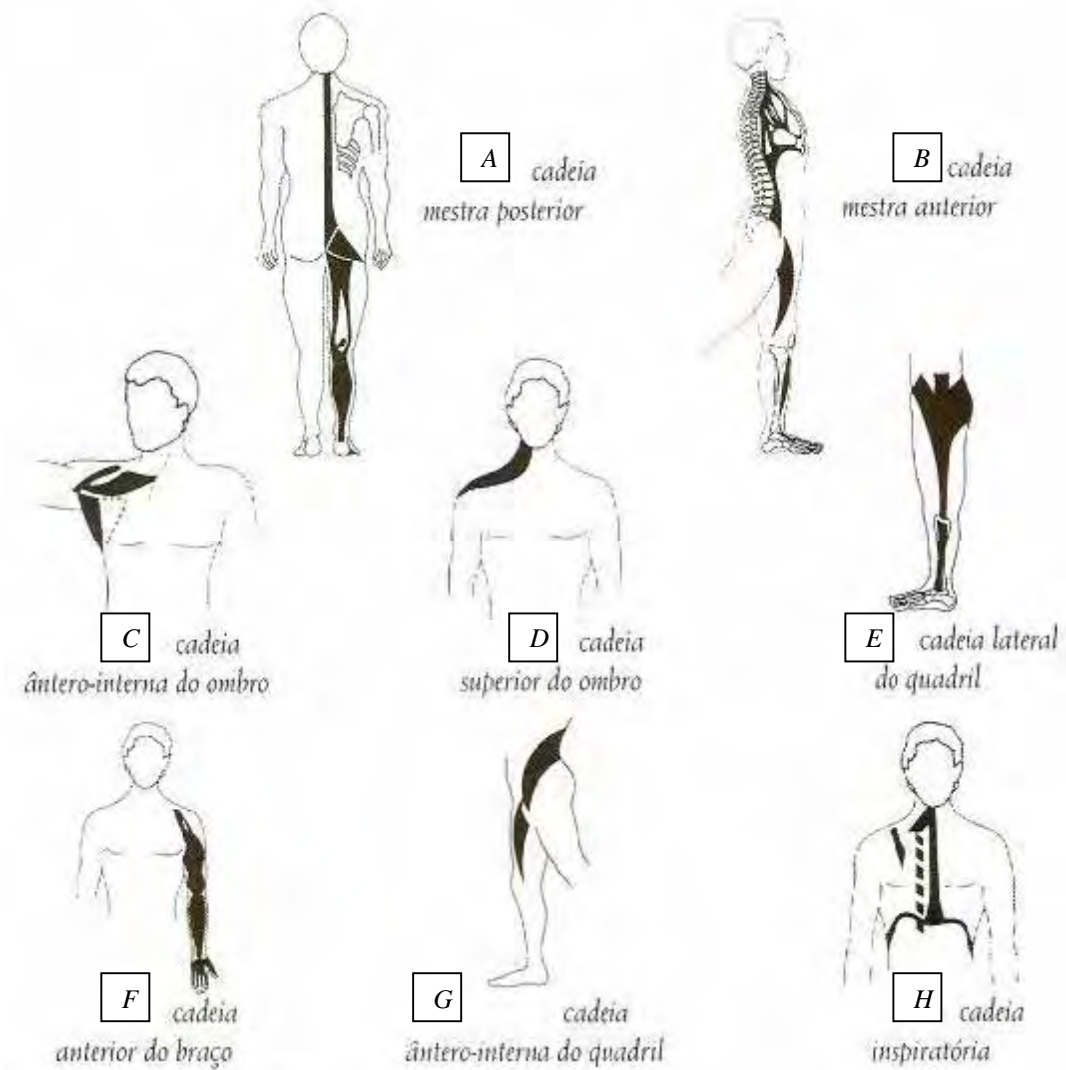


Figura 18 – As cadeias musculares do corpo (SOUCHARD, 2007).

Inspiratória: compreende principalmente os músculos escalenos, peitoral menor, intercostais, diafragma e seu tendão (Figura 18-H).

Posterior: compreende os músculos espinhais, glúteo máximo, isquiotibiais, poplíteo, músculos da panturrilha (em particular, o sóleo) e os da planta do pé (em particular, o flexor curto dos dedos) (Figura 18-A).

Anterior: compreende os músculos pré-vertebrais, intrínsecos da deglutição, esternocleidomastóideo (ECOM), diafragma, sistema suspensor do diafragma, psoas-ilíaco, adutores pubianos, tibial anterior, extensor comum dos dedos, extensor próprio do hálux (porções curta e longa) (Figura 18-B).

Ântero-interna do quadril: comporta os músculos iliopsoas e os adutores pubianos (pectíneo, adutor curto, reto interno, porção anterior do adutor magno). Em cima ela

continua pelos espinhais, graças à ação lordosante desses músculos sobre os ilíacos e a coluna lombar. Embaixo, sendo o psoas e adutores pubianos flexores e rotadores internos do fêmur, quando o indivíduo está em pé, ela se prolonga com o poplíteo, a panturrilha e os músculos plantares (Figura 18-G).

Anterior do braço: compreende todos os suspensores do braço, do antebraço, da mão e dos dedos. É quase exclusivamente anterior. Compõe-se do trapézio superior, deltóide médio, córaco-braquial, bíceps, braquioradial, pronador redondo, palmares, flexores dos dedos, e todos os músculos das regiões tenar e hipotenar (Figura 18-F).

Ântero-interna do ombro: é constituída pelo subescapular, córaco-braquial e peitoral maior (feixe clavicular do peitoral maior é suspensor do braço). Prolonga-se pela cadeia anterior do braço (Figura 18-C).

Superior do ombro: compreende os músculos peitoral menor, elevador da escápula e trapézio superior (Figura 18-D).

Lateral do quadril: é formada pelos músculos quadrado lombar, tensor da fáscia lata, grande glúteo, fibulares (curto, longo e terceiro) (Figura 18-E).

O trabalho da RPG ocorre sobre todas as cadeias musculares: cadeias posterior e anterior, cadeia dos braços, cadeia dos músculos inspiratórios, o diafragma etc (SOUCHARD, 2002).

Somente os movimentos muito lentos, muito precisos e rigorosamente alinhados impedirão que os músculos rígidos recuperem em uma extremidade, o alongamento que foi imposto na outra extremidade, esses movimentos serão realizados no início das posturas (preferível aos alongamentos bruscos) (SOUCHARD, 2002).

Somente essas posturas (Figura 19) de alongamentos progressivos, cada vez mais globais, permitirão alongar todos os músculos rígidos, e devolverão aos músculos a força, o comprimento e a flexibilidade (SOUCHARD, 2002).

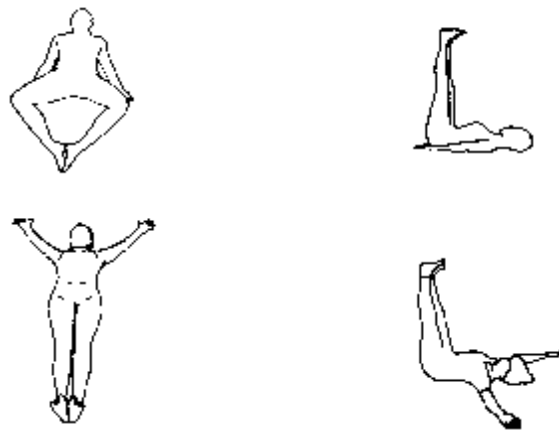


Figura 19 – Algumas das posturas de tratamento da RPG: à esquerda (rã no chão com braços fechados e rã no chão com braços abertos); à direita (rã no ar com braços fechados e rã no ar com braços abertos) (SOUCHARD, 2002).

As cadeias musculares estáticas nos permitem ficar eretos graças ao seu tônus. Os músculos das costas, por exemplo, fazem o papel de “freio” e mantêm as vértebras no lugar. Mas, esses músculos são mais verticais do que horizontais e vão puxar para baixo. Esses músculos que erigem o homem, o achatam. É preciso lutar contra a gravidade. Para lutar contra a gravidade, o corpo humano aplica um sistema de alavanca inter-potente, como, por exemplo, os discos intervertebrais. Se um indivíduo forçar demais sua coluna, forçará seus discos intervertebrais (SOUCHARD, 2002).

Ora, o mecanismo de defesa dos músculos consiste em se encurtar e a torná-los hipertônicos. Com o passar dos anos, o achatamento de nossas articulações não pára de aumentar, surgindo dores, artroses etc. No tratamento da RPG é primordial aliviar as articulações, decoaptando-as; isto é, tentar afastar as superfícies articulares, por meio de alongamentos suaves e progressivos (SOUCHARD, 2002).

Os músculos rígidos variam de um indivíduo para outro, dando a cada um uma morfologia específica (postura), então, é bem entendido que não há um tratamento típico: cada paciente tem seu tratamento (SOUCHARD, 2002).

2.3.1 Diafragma e respiração

Os músculos inspiratórios (Figura 20) são músculos estáticos que, como todos os estáticos, tendem à rigidez, a se retraírem e a serem hipertônicos.

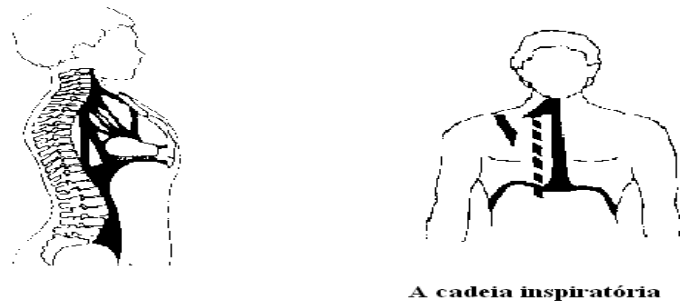


Figura 20 – Cadeia muscular inspiratória (SOUCHARD, 2002).

Uma perda do comprimento desses músculos inspiratórios modificará a posição da nuca, dos ombros e das costas, pois eles estão ligados. Inversamente, um mau posicionamento da nuca, dos ombros e das costas, favorecerá o encurtamento dos músculos inspiratórios e levará a um “bloqueio” inspiratório.

Mais uma vez, para devolver ao músculo seu comprimento, sua flexibilidade e sua força, o tratamento consistirá em reforçá-los e alongá-los simultaneamente.

2.3.2 Princípios da RPG

Cada indivíduo é um modelo único: a doença não terá as mesmas repercussões em uma pessoa e em outra (SOUCHARD, 2002, grifo do autor).

Toda agressão é automaticamente compensada por mecanismos destinados a suprimir a dor: é assim que um indivíduo manca no caso de uma lesão no tornozelo, ou que não se utiliza mais de um ombro doloroso. As compensações geram, por elas mesmas, inconvenientes: fadiga, deformações, dores secundárias (SOUCHARD, 2002, grifo do autor).

Todo tratamento de uma lesão deve passar por cima dos sintomas, visando à causa: as dores aparecem na maioria das vezes longe da causa e de forma tardia (SOUCHARD, 2002, grifo do autor).

O tratamento deve ser o mais global possível: ser global não significa corrigir tudo ao mesmo tempo, mas sim, identificar e colocar em relação, graças a um alongamento cada vez mais global, sintomatologia e fixações. A globalidade supõe a simultaneidade das correções. Ela também exclui a mistura de gêneros. Ou seja, associar massagem e alguns alongamentos a um pouco de musculação para “se passar por global” está no pólo oposto ao da atuação da RPG. Esta técnica defende ainda que é preciso partir do particular para se chegar ao geral. Portanto, ser global significa corrigir uma sintomatologia de cada vez, sem aceitar as compensações e voltando, assim, da consequência à causa (SOUCHARD, 2005, grifo do autor).

2.3.3 Considerações sobre a prática clínica da RPG

O objetivo do tratamento é de remontar as conseqüências às causas da lesão, seguindo a contracorrente das retrações musculares, corrigindo-as pouco a pouco. Para alcançar esse objetivo, a RPG utiliza uma série de posturas específicas, adaptadas a cada paciente, de acordo com suas cadeias musculares retraídas (SOUCHARD, 2002).

Essas posturas (Figura 21) são realizadas com lentidão, suavidade e progressividade, insistindo sempre na expiração livre. Elas permitem dar força, comprimento e flexibilidade, que faltam particularmente aos músculos estáticos e que são responsáveis pelos problemas do paciente. A vontade de restabelecer a normalidade articular, e a boa morfologia, serve sempre como guia para o tratamento (SOUCHARD, 2002).

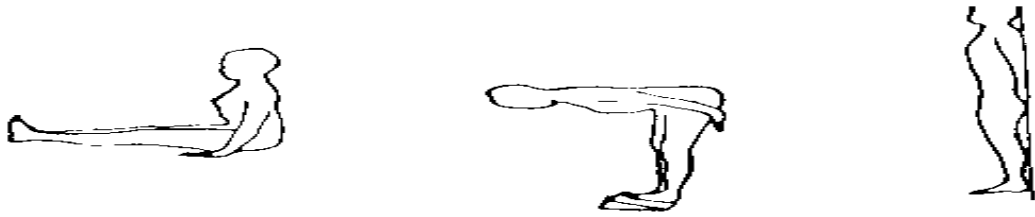


Figura 21 – Algumas das posturas de tratamento da RPG: da esquerda para a direita: 1- postura sentada tradicional (ísquiotibiais), 2- postura em pé inclinada para frente (bailarina), 3- postura em pé contra a parede (SOUCHARD, 2002).

Para os problemas crônicos, uma sessão por semana é suficiente. Em caso de dor aguda, mais sessões podem ser necessárias na mesma semana (SOUCHARD, 2002).

A RPG se aplica aos problemas traumáticos, reumáticos, neurológicos, respiratórios, ortopédicos etc, e é muito eficaz em casos de hipercifose, hiperlordose, escoliose, geno varo e valgo etc, graças aos seus alongamentos ativos e a sua globalidade (SOUCHARD, 2002).

Uma pesquisa sobre RPG Original realizada na UNIFESP, por Sandro Rogério dos Santos, com pessoas com queixa de dor lombar, mostrou a eficácia da RPG. Participaram da pesquisa 40 indivíduos (18 a 40 anos) com queixas de dores lombares por mais de três meses. Os sujeitos foram divididos em dois grupos: um participou de 20 sessões de exercícios da série de Williams (fisioterapia clássica), e outro fez 20 sessões de RPG, uma vez por semana. Ambos os grupos apresentaram melhora, mas, no grupo de RPG a melhora foi mais significativa. Foi concluído da pesquisa que sem a correção postural há recidiva da dor lombar: o paciente volta a sentir as dores (ALBUQUERQUE, 2003).

Portanto, em face da fisioterapia clássica, a RPG (Reeducação Postural Global) é um método original, baseado em princípios simples:

1. Toda atividade muscular, estática ou dinâmica, leva a um encurtamento muscular que precisa então ser alongado.

2. Essa reeducação leva em consideração as diferenças fundamentais que existem entre os músculos da dinâmica e os da estática (antigravitacionais). Os músculos estáticos se encurtam de modo mais importante, levando a desvios e achatamentos articulares. Convém, deste modo, alongar primeiro a musculatura estática.

3. Os músculos são ultra-organizados em cadeias musculares, tornando o alongamento isolado ineficaz. Para alongar eficazmente um músculo, é preciso alongar toda a cadeia da qual ele faz parte.

4. Esse trabalho é possível no momento das posturas escolhidas em função da morfologia geral de cada paciente. Essas posturas buscam o alongamento dos músculos estáticos a fim de relaxá-los, e assim, favorecer a contração dos músculos dinâmicos.

5. Trata-se de um método suave. A eficácia é, em parte, atribuída à participação ativa do paciente, cuja colaboração é indispensável ao sucesso de cada sessão (SOUCHARD, 2002).

2.4 Eletromiografia

2.4.1 Conceitos e aplicações da eletromiografia

Eletromiografia (EMG) é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica da contração muscular (AMADIO; DUARTE, 1996). Ou seja, a EMG é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema (membrana da fibra muscular), como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somatória algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área, podendo ser afetado pelas propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do Sistema Nervoso Periférico (SNP) e pela instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A unidade estrutural da contração muscular é a célula muscular ou fibra muscular (Figura 22 - C), que pode ser descrita como um fio finíssimo, com até 30 cm de comprimento, porém com uma espessura de 0,1 mm. Quando contrai, diminui seu comprimento de repouso em até 57%. As fibras de um músculo não sofrem um encurtamento uniforme e contínuo, durante a contração muscular; na realidade, experimentam mudanças muito rápidas. A contração de aparência uniforme é a soma

de todas essas mudanças rápidas. É provável que as fibras jamais se contraíam de forma individual, no mamífero normal, e sim, em pequenos grupos: as unidades motoras (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

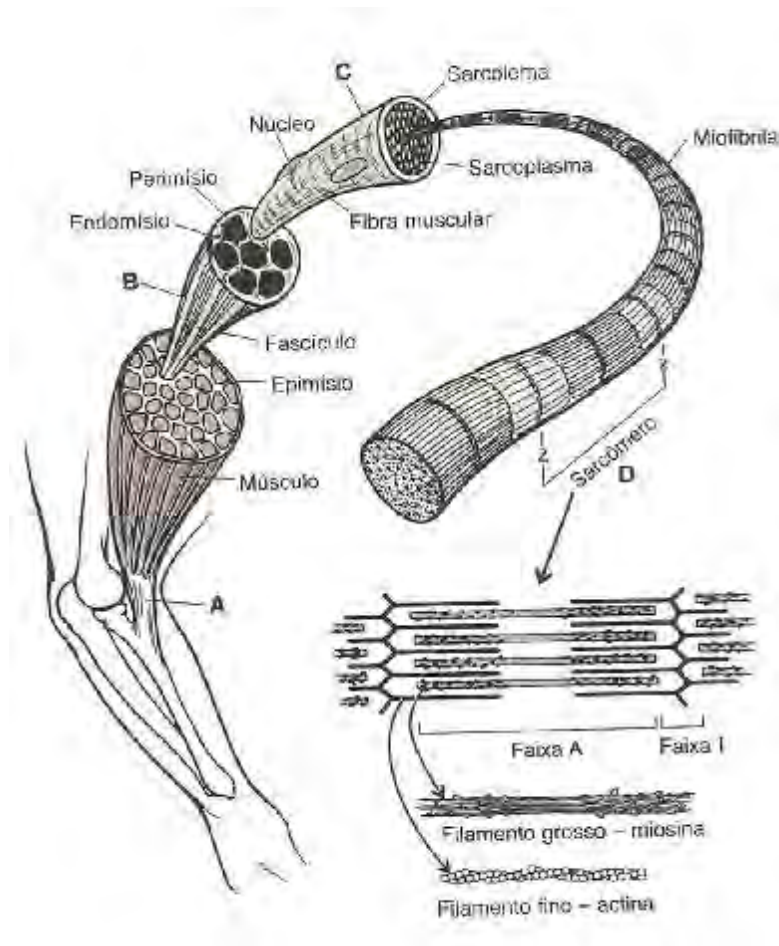


Figura 22 – A. Cada músculo se conecta ao osso por meio de um tendão ou aponeurose. B. Dentro do músculo, as fibras ficam agrupadas em fascículos. C. Cada fibra contém filamentos de miofibrila que avançam por todo o seu comprimento. D. A unidade contrátil propriamente dita é o sarcômero. Muitos sarcômeros estão conectados em série ao longo do comprimento de cada miofibrila. Ocorre encurtamento do músculo no sarcômero quando os miofilamentos neste último, actina e miosina, deslizam um em direção ao outro (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Na verdade, a EMG é, essencialmente, o estudo da atividade da unidade motora (PORTNEY, 1993). Uma unidade motora é formada por um neurônio motor inferior e as fibras musculares que são inervadas por ele. O número de fibras musculares que são inervadas por um neurônio motor pode variar, determinando unidades motoras de tamanho diferente. Por exemplo: músculos que controlam movimentos finos (como os

do globo ocular) possuem menor quantidade de fibras por unidade motora (menos que 10 por unidade), enquanto que músculos das extremidades que participam de movimentos grosseiros possuem mais (Figura 23) (MORISCOT; CARNEIRO; ABRAHAMSOHN, 2004).

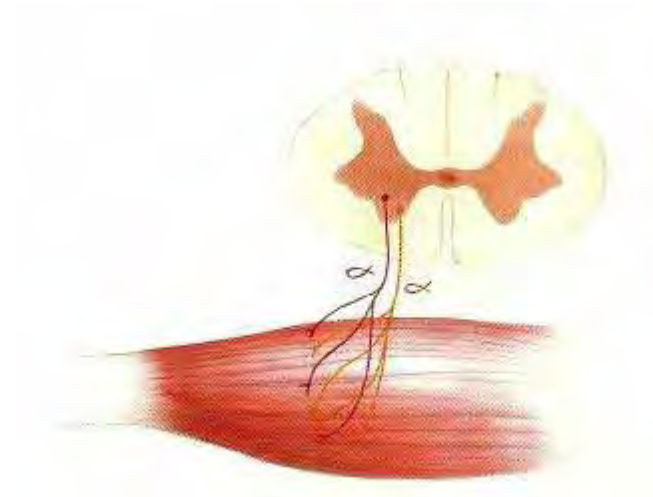


Figura 23 – Uma unidade motora consiste de um motoneurônio alfa (neurônio motor inferior) e das fibras musculares que ele inerva. São representadas duas unidades motoras para mostrar que as fibras musculares inervadas por um só neurônio estão distribuídas por todo o músculo (LUNDY-EKMAN, 2000).

O sinal elétrico associado com a contração de um músculo é chamado eletromiograma. O estudo do eletromiograma, chamado eletromiografia, revela alguma informação básica, entretanto, muito deve ser esclarecido. A atividade muscular voluntária resulta em um eletromiograma que aumenta sua magnitude com a tensão. Entretanto, há diversas variáveis que podem influenciar o sinal em certo tempo: velocidade de encurtamento ou estiramento muscular, taxa de tensão aumentada, fadiga e atividade reflexa. Um entendimento da eletrofisiologia e da tecnologia de gravação do sinal eletromiográfico é essencial para o estudo das relações biomecânicas (WINTER, 1979).

O sinal da eletromiografia de superfície (EMGs) representa o sinal elétrico gerado pelos músculos esqueléticos e detectado sobre a superfície da pele. Ele pode dar informação para detectar intervalos da ativação muscular, assim como estudar estratégias do controle neural e propriedades do sistema neuromuscular. Todas essas informações são de grande importância em muitas áreas, tais como Medicina de

Reabilitação, Ergonomia, Medicina Desportiva, Fisioterapia, Neurofisiologia e Cinesiologia (MERLETTI et al., 2009).

A EMG apresenta inúmeras aplicações notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, para a reeducação da ação muscular (*biofeedback* eletromiográfico); para a Anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; e para a Biomecânica (AMADIO; DUARTE, 1996).

Embora relativamente nova para a biomecânica ocupacional, a EMG tem se tornado uma importante ferramenta com o advento da segurança, portabilidade, e capacidade de equipamento de medição, assim como o desenvolvimento de procedimentos para agrupar e analisar dados eletromiográficos impressos. Tais medidas estão se tornando indispensáveis na compreensão do papel de músculos específicos para executar uma variedade de tarefas manuais na indústria, assim como estimar fadiga muscular localizada (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 1999).

Atualmente, a EMG é empregada na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou do traumatismo, e como instrumento cinesiológico para estudo da função muscular. Como procedimento de avaliação, a eletromiografia clínica envolve a detecção e o registro dos potenciais elétricos das fibras musculares esqueléticas. Já, a EMG cinesiológica é usada extensamente no estudo da atividade muscular e no estabelecimento do papel de diversos músculos em atividades específicas. Embora os conceitos sejam os mesmos, o enfoque da EMG cinesiológica é bastante diferente do enfoque da EMG clínica, com relação às necessidades de instrumentação e técnicas de análise de dados (PORTNEY, 1993).

Além de funcionar como um instrumento-padrão para a avaliação neuromuscular, a EMG pode ser extremamente útil à clínica médica. Os fisioterapeutas vêm se tornando cada vez mais envolvidos no uso da EMG cinesiológica, para o exame da função muscular, durante tarefas intencionais específicas, ou regimes terapêuticos. Com esta finalidade, os fisioterapeutas não estão mais envolvidos com o exame dos potenciais de unidades motoras isoladas; mas, ao invés disso, passam a observar os padrões de resposta muscular, início e cessação da

atividade, e o nível de resposta muscular em relação ao esforço, tipo de contração muscular e posição (PORTNEY, 1993).

Os fisioterapeutas podem usar a EMG na avaliação da capacidade dos exercícios em facilitar ou inibir a atividade muscular específica. Deste modo, podem determinar se as metas do tratamento estão sendo alcançadas. Diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo para a documentação científica (PORTNEY, 1993).

Nos últimos dez anos, a atividade de pesquisa vem se movendo em direção ao registro da EMGs com sistemas de séries bi-dimensionais, a então chamada EMGs de alta densidade. Múltiplos eletrodos, espaçados proximamente, com tamanho pequeno, cobrindo uma área restrita da pele, dão, não somente a informação temporal, mas também, a distribuição espacial da atividade elétrica sobre o músculo (MERLETTI et al., 2009).

A EMGs de alta-densidade permite: a localização de alta precisão das zonas de inervação e a estimação da velocidade de condução da fibra muscular; o comprimento e a orientação das fibras musculares; a estimação da localização da unidade motora; a decomposição do sinal de interferência da EMGs, dentro de sucessões (séries) constituintes dos potenciais de ação da unidade motora; e a análise de propriedades de uma única unidade motora. A informação que pode ser extraída dos sinais de EMGs de alta densidade tem mostrado ser relevante tanto para estudos fisiológicos como para aplicações clínicas (MERLETTI et al., 2009).

2.4.2 Coleta e tratamento de sinais na EMG

O registro do eletromiograma requer um sistema que compreende eletrodos que capturam os potenciais elétricos (atividade) do músculo em contração (fase de *input*) e um amplificador, que processa o pequeno sinal elétrico (fase de processamento); e um decodificador (fase de *output*) que permite a visualização e a audição dos sons emitidos, o que permitirá a completa análise dos dados (PORTNEY, 1993).

Os eletrodos são dispositivos de entrada e de saída da corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado próximo o bastante do músculo, para que possa captar sua corrente iônica. A área da interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixa, cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

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 (AMANN, 2006).

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 for a diferença de potencial observada pelos eletrodos, maior será a amplitude ou voltagem do potencial elétrico. A amplitude do potencial de ação da unidade motora é usualmente medida pico-a-pico, ou seja, do ponto mais elevado ao mais baixo (AMANN, 2006).

Outra definição de eletrodo é dada por Merletti et al. (2009): um eletrodo da EMGs pode ser definido quer como um sensor da atividade elétrica de um músculo, ou, como um transdutor da corrente iônica, no tecido, para a corrente elétrica, nos fios elétricos metálicos. Um eletrodo de superfície é caracterizado pela dimensão física, forma, tecnologia, e materiais constituintes.

Diversos tipos de eletrodos podem ser usados na monitoração do sinal mioelétrico. Os **eletrodos de superfície** são utilizados para o teste da velocidade da condução nervosa e nas investigações cinesiológicas. Geralmente, são considerados adequados para a monitoração de grandes músculos ou grupos de músculos superficiais. Não são suficientemente seletivos para o registro preciso da atividade de unidades motoras analisadas individualmente, nem de músculos profundos ou pequenos músculos específicos (PORTNEY, 1993, grifo nosso).

Eletrodos finos, fixados internamente, podem ser usados no estudo cinesiológico de músculos pequenos e profundos. Assim, são necessários **eletrodos de agulha** para

o registro de potenciais derivados de unidades motoras isoladas para a EMG clínica (PORTNEY, 1993, grifo nosso). Entretanto, neste texto são enfatizados apenas os eletrodos de superfície, por sua aplicabilidade ao contexto em questão.

Os eletrodos de superfície, aderidos à pele, constituem uma superfície de detecção que capta a corrente, através da interface pele-eletrodo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Os eletrodos de superfície são pequenos discos metálicos, mais comumente feitos de prata-cloreto de prata (Ag/AgCl), aplicados na pele sobre o músculo apropriado. São usualmente fixados com fitas adesivas, caso não apresentem a superfície colante. Aplica-se gel condutor (eletrólito) por debaixo da superfície dos eletrodos, para que a condução dos potenciais elétricos seja facilitada. Atualmente, há eletrodos de superfície, encontrados no mercado, que já têm gel condutor e cola para fixação, e que dependendo da marca usada, dispensa-se o uso de fitas adesivas para auxiliar na fixação do eletrodo na pele (PORTNEY, 1993).

Com frequência, é necessária alguma preparação da pele, para que seja diminuída a resistência da pele, que pode interferir na qualidade do registro. Essa preparação pode ser a lavagem, fricção com álcool e a abrasão da camada cutânea superficial para a remoção das células epiteliais ressecadas e mortas. Contudo, com os avanços da tecnologia da instrumentação, os amplificadores podem ter impedância de *input* suficiente e, os eletrodos tal condutividade que talvez se torne desnecessária a preparação da pele (PORTNEY, 1993).

Além disso, o nível do ruído eletrodo-pele depende significativamente do tratamento da pele; entretanto, uma leve abrasão da pele é recomendada para diminuir tanto os valores de ruído como de impedância (MERLETTI et al., 2009).

O eletrodo da EMGs que se adapta melhor aos requerimentos da não-polarizabilidade é o eletrodo de Ag-AgCl, o qual é altamente estável, e cuja junção com o gel exhibe um nível mais baixo de ruído com relação a outros eletrodos metálicos. Além disso, em geral, os eletrodos de Ag-AgCl apresentam a interface de ruído mais baixa e são recomendados para registros da EMGs (MERLETTI et al., 2009).

Além dos eletrodos registradores (de superfície ou agulha), deve ser usado um **eletrodo terra** (de referência), para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como o causado por luzes fluorescentes, instrumentos de radiodifusão, 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 (PORTNEY, 1993, grifo nosso).

O sinal eletromiográfico pode ser adquirido, não necessariamente por um simples eletrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais advindos de vários detectores, podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar e sistema multipolar. A configuração monopolar é muito utilizada quando se adquire um sinal simples, junto ao qual se usa um eletrodo de referência, longe o bastante do eletrodo ativo, a fim de se evitar perturbações no campo elétrico, ao redor do local de aquisição. Além disso, ela é frequentemente utilizada em análises gerais do sinal eletromiográfico, quando o objetivo é comparar a morfologia interna e sinais externos, ou mesmo, quando o músculo é muito pequeno ou estreito para configurações bipolares (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Os eletrodos com configuração bipolar são os mais usados em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. Nessa configuração, dois eletrodos são colocados sobre a região que se deseja estudar e o terceiro eletrodo, o de referência, é colocado em um local não afetado pela atividade da região de interesse. Neste caso, mede-se a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos que estão sobre a região de interesse, tomando-se como referência o eletrodo terra (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Dois pontos principais devem ser considerados quanto à escolha do eletrodo, sendo a primeira relacionada à distância entre as superfícies de detecção. Essa distância inter-eletrodos é definida como a distância de centro a centro entre as áreas condutivas dos mesmos, afetando o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal eletromiográfico. A distância recomendada entre os eletrodos, proposta pelo SENIAM (*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) é de 20 mm (de centro a centro). O segundo ponto a ser considerado é o tamanho e a

forma das superfícies de detecção. Quanto maior o tamanho da superfície de detecção, maior a amplitude do sinal eletromiográfico detectado e menor o ruído elétrico que será gerado na interface entre a pele e a superfície de detecção; entretanto, este deve ser pequeno o bastante para evitar o *cross-talk* de outros músculos (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Porém, segundo Merletti et al. (2009), a função de transferência espacial representa uma operação de filtragem passa-baixa, cujo efeito de suavização aumenta com o aumento do tamanho do eletrodo. Portanto, os eletrodos pequenos ($r < 5$ mm) são preferíveis com relação aos maiores, no intuito de evitar perda de informação.

O sinal eletromiográfico deve constituir uma representação verdadeira da atividade da unidade motora, que ocorre no músculo sob análise. Infelizmente, muitos sinais excessivos, ou ruídos, podem ser simultaneamente registrados, distorcendo o eletromiograma. Se algum distúrbio ocorre em uma ou em ambas as interfaces eletrodo/eletrólito, produzindo uma diferença de potencial, será registrado um sinal de corrente alternada de baixa frequência, não representativo da atividade eletromiográfica. Esse sinal é denominado um artefato de movimento, que pode resultar de um movimento da pele por debaixo do eletrodo de superfície, da pressão sobre os eletrodos, ou da movimentação dos eletrodos. A maior parte dos artefatos de movimento ocorre em frequências inferiores a 10-20 Hz, podendo ser eliminada com a firme fixação dos eletrodos e pela filtragem apropriada do sinal (PORTNEY, 1993).

O movimento dos cabos dos eletrodos também pode causar o surgimento de um artefato de alta voltagem e alta frequência, resultante da perturbação do campo eletromagnético que circunda os cabos condutores. Esses artefatos não são facilmente filtrados. Alguns sistemas de registro possuem pequenos pré-amplificadores acoplados diretamente aos locais dos eletrodos, eliminando cabos muito longos. Devem-se reduzir esses artefatos e não os interpretar como atividade das unidades motoras (PORTNEY, 1993).

Além desse tipo de interferência (artefato), há outras duas formas de interferência do sinal eletromiográfico: relacionadas ao batimento cardíaco e à aquisição do sinal eletromiográfico de músculos vizinhos (*cross-talk*) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Com relação aos batimentos cardíacos, esses são considerados um tipo de ruído, quando os eletrodos são aplicados sobre o tronco, parte superior do braço, ou parte superior da coxa. Geralmente, esses são sinais regulares, e o sistema amplificador pode não ser capaz de eliminá-los. Sua amplitude irá variar, de acordo com o posicionamento dos eletrodos (PORTNEY, 1993).

Quanto à colocação dos eletrodos, como o potencial de ação possui trajetória no mesmo sentido das fibras musculares, o eletrodo deve ser alinhado em tal sentido, para uma melhor obtenção do sinal eletromiográfico. Quando arranjadas desta forma, ambas as superfícies de detecção interseccionam-se com a maioria dessas mesmas fibras musculares (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O eletrodo deve ser colocado entre um ponto motor e a inserção do tendão, ou entre dois pontos motores, e ao longo das fibras longitudinais do músculo. O eixo longitudinal do eletrodo (que passa por ambas as superfícies de detecção) deve ser alinhado paralelamente ao comprimento das fibras musculares. A Figura 24 mostra uma representação esquemática da melhor localização do eletrodo (DELSYS, 2006).



Figura 24 – A melhor localização do eletrodo é entre o ponto motor (ou zona de inervação) e a inserção do tendão, com as superfícies de detecção dispostas em uma intersecção com o maior número de fibras possível (DELSYS, 2006).

Como as fibras musculares alcançam as fibras do tendão, elas se tornam mais finas e menores em número, reduzindo a amplitude do sinal eletromiográfico. Além disso, nessa região, a dimensão física do músculo é reduzida consideravelmente, levando a uma provável dificuldade de posicionamento adequado do eletrodo, fazendo com que a detecção do sinal seja suscetível ao *cross-talk*, por causa da provável proximidade dos músculos agonistas (DELSYS, 2006).

Para que o potencial gráfico da unidade motora possa ser visualizado, é necessário que seja amplificado o pequeno sinal mioelétrico, pois o sinal eletromiográfico possui uma baixa amplitude durante a aquisição, sendo necessário

amplificar o sinal para posterior processamento (PORTNEY, 1993; MARCHETTI; DUARTE, 2006). O amplificador converte o potencial elétrico observado pelos eletrodos, a um sinal de voltagem suficientemente grande para ser percebido no monitor (PORTNEY, 1993).

O ruído é qualquer sinal de EMG não desejado ao longo do sinal detectado, e pode resultar de fontes distantes, tais como linhas de força, outros aparelhos e músculos vizinhos. A detecção bipolar fornece um método de remover o ruído, desde que o sinal ruidoso possa idealmente ser idêntico em ambos os eletrodos. A redução do nível de ruído também pode ser alterada pela redução da impedância da pele, permitindo menor impedância de entrada. Os eletrodos associados a amplificadores (eletrodos ativos) podem reduzir a contaminação do sinal eletromiográfico, principalmente em tarefas dinâmicas (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O ruído, sendo igual em ambos os lados do amplificador, é cancelado quando a diferença de potencial entre os dois é registrada. Contudo, na verdade, o ruído não é completamente eliminado. Parte da voltagem registrada irá refletir o ruído (PORTNEY, 1993).

O ganho caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao sinal eletromiográfico, ou seja, refere-se à sensibilidade do amplificador (capacidade de amplificar sinais). O ganho refere-se à razão existente entre o nível do sinal de saída (*output*) e o nível de entrada (*input*). Um ganho maior fará com que um sinal menor pareça maior no monitor. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de frequências. A região de frequências de trabalho é denominada de largura de banda do amplificador; portanto, os sinais eletromiográficos dentro desse intervalo de frequências são adquiridos, enquanto que outras frequências são suprimidas ou eliminadas (MARCHETTI; DUARTE, 2006; PORTNEY, 1993).

Em trabalhos com EMG, também há a necessidade do uso de filtros, dispositivos designados para atenuar variações específicas de frequências, com duas funções importantes: separação e restauração do sinal. A separação do sinal é necessária quando este for contaminado com alguma interferência, ruído ou outro sinal. A restauração do sinal é usada quando este for distorcido de alguma forma. Portanto, os

filtros servem para permitir a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuar outras (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Os filtros podem ser analógicos ou digitais, e podem ser implantados tanto em sinais analógicos (variação de voltagem), quanto em digitais, nos quais os sinais analógicos são tratados e representados por uma matriz numérica. Entretanto, os filtros digitais são superiores em seu nível de desempenho e muito requisitados para a análise dos dados após sua digitalização. Porém, os filtros digitais distorcem os dados em seu início e final; portanto, para minimizar tais distorções, é ideal coletar por um tempo maior o sinal eletromiográfico (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Em geral, há quatro comportamentos de filtro que podem ser usados em EMG: filtros passa-alta (*high pass*), nos quais todas as frequências abaixo da frequência de corte (F_c) são atenuadas a zero; filtros passa-baixa (*low pass*), nos quais todas as frequências maiores que a F_c são atenuadas a zero; filtro rejeita banda (*stop band*), no qual todas as frequências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} são atenuadas a zero; e filtros passa-banda (*band pass*), que permitem que as frequências menores que F_{c1} e maiores do que F_{c2} sejam atenuadas a zero (DELSYS, 2006).

2.4.3 Aplicações da eletromiografia na postura sentada

Na postura sentada, a EMG é amplamente utilizada, principalmente, em estudos sobre o uso do mouse e do teclado, e também, sobre as condições ergonômicas do conjunto cadeira-mesa do usuário de computador, condições nas quais os músculos do tronco e do pescoço são avaliados. Além disso, há estudos precursores, que analisaram a atividade elétrica da musculatura das costas e do abdômen, em posturas sentadas estáveis e instáveis (sem o uso de um encosto, por exemplo).

Geralmente, durante a postura sentada, a EMG da musculatura do dorso tem registrado níveis semelhantes de atividade muscular em indivíduos na posição de pé ereta e naqueles na postura sentada, e normalmente os níveis de atividade são baixos. Há concordância geral que, na posição sentada, a atividade mioelétrica dos músculos eretores da espinha se reduz quando: a) o tronco é inclinado subitamente para frente

em flexão completa (o fenômeno flexão-relaxamento); b) os braços estão apoiados; ou c) um encosto dorsal é utilizado (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

De todas as diferentes características dos encostos de cadeiras, tem sido observado que a sua inclinação é particularmente importante, com redução dos níveis eletromiográficos à medida que o ângulo entre o assento e o encosto é aumentado (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Chaffin, Gunnar e Martin (2001), em sua obra, fizeram referência a Andersson et al. (1974), que também observaram que a atividade mioelétrica era reduzida, não apenas na região lombar, mas também, nas áreas torácica e cervical da coluna, quando a inclinação posterior do encosto dorsal era aumentada. Quando o ângulo era maior que 110° , no entanto, havia pouco efeito na redução dos níveis de atividade eletromiográfica, que já estavam baixos.

Chaffin, Gunnar e Martin (2001) citaram diversos trabalhos dos autores citados a seguir: Yamaguchi et al. (1972) observaram que a atividade muscular se reduziu utilizando um assento com inclinação posterior (para trás). O efeito de diferentes posicionamentos verticais do encosto sobre a atividade dos músculos do dorso foi estudada por Lundervold (1951a, b, 1958) e Floyd e Roberts (1958). Esses pesquisadores encontraram níveis mais baixos de atividade muscular, quando o apoio dorsal estava localizado na região lombar, do que quando localizado na região torácica. Essa conclusão confirma os achados de Akerblom (1948) em que um apoio na região lombar mostrou-se mais “eficaz” do que um de todo o dorso, durante a realização de uma tarefa (em relação à posição sentada relaxada). Bendix et al. (1985) usaram a EMG para estudar os efeitos do ângulo e a inclinação do assento sobre os músculos eretores da espinha. Nenhuma diferença foi encontrada entre as três situações analisadas (inclinação anterior, inclinação posterior e inclinação variável do assento). Também foi investigado o efeito da altura do assento e da mesa. Assentos altos e baixos, em relação ao comprimento das pernas do usuário, aumentam a atividade muscular, o mesmo acontecendo com a distância vertical entre o assento e a mesa, particularmente importante para os músculos dos ombros.

Os estudos a respeito dos músculos do dorso, na posição sentada, são feitos com o uso da EMG de superfície. Pode-se assim evidenciar que, quando há certo grau de flexão do dorso (Figura 25), uma discreta cifose torácica, praticamente não ocorre

qualquer atividade muscular, devido às resultantes das curvaturas da coluna ser zero. No entanto, deve-se lembrar que nesta posição a pressão nos discos já se apresenta assimétrica, favorecendo a patologia discal (COUTO, 1995).

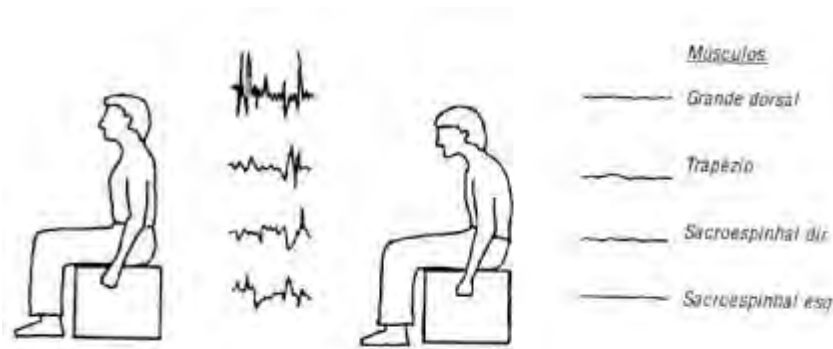


Figura 25 – Atividade elétrica (EMG) nos músculos das costas na posição ereta e levemente flexionada à frente (COUTO, 1995).

Por outro lado, na postura sentada ereta (Figura 25), também denominada “postura militar”, evidencia-se, ao lado de uma pressão discal menor do que na postura anterior, uma significativa atividade muscular, com possibilidade de fadiga precoce. Não é sem razão que, não estando o tronco apoiado, poucas pessoas suportam ficar por muito tempo nessa postura (COUTO, 1995).

A contração estática dos músculos eretores da coluna é cansativa, fazendo com que o indivíduo adote estratégias insatisfatórias para a manutenção da posição como, por exemplo, o uso da postura sentada “relaxada” (OLIVER, 1999; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Nessa postura, a atividade mioelétrica fica reduzida devido à flexão de tronco (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Esse cansaço deve-se muito mais a problemas locais de circulação sangüínea e à pressão direta sobre as estruturas inertes, do que à atividade muscular em si, já que ela é escassa ou moderada (BASMAJIAN, 1976). Assim, a tensão é absorvida pelos ligamentos distendidos, podendo haver dor e um aumento da pressão intradiscal. A cabeça é mantida ereta devido a um aumento da atividade muscular das fibras superiores do músculo trapézio e dos músculos extensores do pescoço (OLIVER, 1999).

O posicionamento de uma superfície de trabalho ou de componentes em relação ao indivíduo, que realiza a tarefa na posição sentada, é importante não apenas por que influencia a coluna lombar, porém, mais ainda, porque influencia os momentos de

carga que agem sobre os ombros e sobre a parte superior do dorso, dependendo de como os braços são sustentados. Uma superfície de trabalho acima do nível dos cotovelos normalmente resulta em abdução dos ombros, com aumento do estresse sobre as articulações, assim como sobre os músculos da região dos braços e pescoço. Recomenda-se um ângulo de abdução dos ombros de 15 a 20° ou menos, e um ângulo de flexão de 25° ou menos, para trabalhos prolongados em mesas (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Na avaliação das posturas sentadas é necessária uma coleta de dados imparcial e exata da cadeira. Instrumentos de medida têm sido usados, frequentemente, para estimar a atividade músculo-esquelética envolvida nas posturas e movimentos de trabalho. Enquanto esses instrumentos podem fornecer ao laboratório uma série de informações sobre postura e atividade muscular, os esquemas de medidas podem influenciar o comportamento do participante do estudo. A aquisição humana de dados posturais também pode influenciar, qualitativamente, nas observações. Para melhorar a precisão, métodos mais caros, como a captura de imagem, têm sido usados, mas podem tomar muito tempo dos pesquisadores (MC CORMICK; TUBERGEN, 2003).

Muitos autores têm usado a EMG para estudar a carga muscular e o estresse de certas tarefas ocupacionais. Kumar e Scaife investigaram o estresse produzido pela postura em uma tarefa de precisão. Foram investigadas mulheres operárias, que trabalhavam sentadas, e utilizavam um microscópio para a montagem de memórias para computadores. Foi usada a EMG de superfície nos músculos trapézio e nos eretores da espinha nas regiões torácica e lombar. Simultaneamente, foram tiradas fotos para análise biomecânica. Os postos de trabalhos foram ajustados para as alturas individuais de cada trabalhadora e inclinados em 5° para frente e para trás, para estudar a tarefa no nível da mesa. Baseado na análise biomecânica e da EMG apresentaram um modelo biomecânico (Figura 26). Os autores sugeriram que a combinação dos fatores da postura e da tarefa poderia contribuir para o aparecimento de dores no pescoço e nas costas dessas trabalhadoras. Eles desenharam e propuseram uma bancada ajustável para reduzir o estresse postural e, conseqüentemente os problemas de saúde ocupacional (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

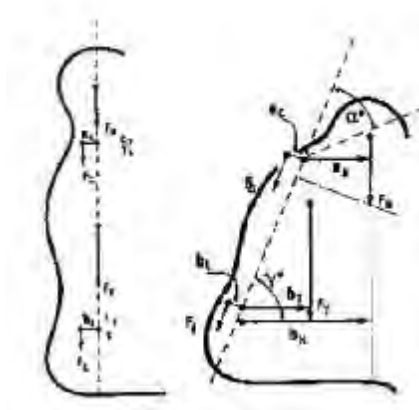


Figura 26 – Modelo biomecânico das trabalhadoras (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

2.4.4 Eletromiografia em postos de trabalhos informatizados

O mouse é um periférico muito usado em informática, porém seu uso por tempo prolongado pode levar à sobrecarga da musculatura do antebraço, resultando em quadros dolorosos (RIBERTO; LOURENÇÃO; LOPES, 2004).

Um estudo teve como objetivo verificar se um novo mouse (ergonômico) estaria associado a menor sobrecarga muscular do que um modelo convencional. Vinte usuários de computador sadios participaram do estudo, no qual a atividade muscular dos músculos trapézio, extensor do carpo e flexor do polegar foi captada, por meio de EMGs, durante realização de atividades simples, como: jogar paciência por 10 minutos e se deslocar numa planilha (RIBERTO; LOURENÇÃO; LOPES, 2004).

Apenas nos músculos extensores do carpo foi observada redução estatisticamente significativa da solicitação muscular, mesmo assim, apenas ao jogar paciência. O posicionamento do punho proporcionado pelo mouse em teste facilitou a manutenção dessa articulação em posição de preparo para o acionamento dos botões do mouse, reduzindo a atividade muscular. Além disso, o uso do mouse ergonômico parece estar menos associado ao desenvolvimento de queixas clínicas de dor em membros superiores. Seu uso rotineiro pode ser uma estratégia para a prevenção de dores em membros superiores de usuários de computadores e para o controle sintomático naqueles que já apresentam alguma lesão local (RIBERTO; LOURENÇÃO; LOPES, 2004).

Os usuários de computador, que realizam movimentos repetitivos de punho e posições inadequadas da mão, estão propensos a desenvolver desordens do membro superior. As indústrias têm desenhado vários tipos ergonômicos de mouse em resposta às queixas de dor e desconforto, relacionadas ao uso do mouse do computador (AGARABI; BONATO; DE LUCA, 2007).

O estudo de Agarabi, Bonato e De Luca (2007) validou o uso da EMG de superfície na avaliação do design dos mouses de computador. Enquanto o mouse era segurado, em diferentes posições, os sinais de EMG do antebraço e da mão foram gravados, durante uma série de tarefas estáticas. Os sinais de EMG deram informação com relação ao nível da atividade muscular e as combinações variadas do esforço muscular necessário para uma determinada postura específica da mão (AGARABI; BONATO; DE LUCA, 2007).

Uma diminuição significativa no nível da atividade eletromiográfica foi observada para os músculos pronadores, quando os sujeitos foram testados usando o mouse ergonômico. O método baseado nos sinais de EMG foi considerado sensível ao impacto das diferenças sutis na forma/design sobre a amplitude dos dados da EMGs. Também foi provado que há um efeito significativo do tamanho da mão e da posição de preensão sobre o nível da atividade muscular associada com diversos tipos de mouse. O método baseado nos sinais eletromiográficos teve um papel potencial no cenário clínico, como um suplemento para os métodos de observação qualitativa, e na Ergonomia, como uma ferramenta de avaliação de outros artifícios de entrada (*input*), sem ser o teclado do computador (AGARABI; BONATO; DE LUCA, 2007).

Outro estudo investigou as mudanças temporais da ativação dos músculos do ombro e do tronco, em trabalhadoras que usam monitores de computadores, através da EMGs. Entretanto, os parâmetros posturais foram gravados para distinguir a fadiga relatada das variações posturais relacionadas da atividade mioelétrica (KLEINE et al., 1999).

Nove trabalhadoras sadias de escritório digitaram textos falados por uma fita, durante três sessões de uma hora cada. Após a primeira e a segunda hora, houve uma pausa de 15 minutos. Dezesesseis canais de EMGs foram colocados, bipolarmente, nos

músculos eretor espinhal, trapézio, deltóide e esternocleidomastóideo (KLEINE et al., 1999).

Houve um aumento na atividade muscular do trapézio, que foi parcialmente relacionada à elevação dos ombros para compensar um leve escorregamento da coluna. Outra parte da atividade eletromiográfica aumentou, atribuída à fadiga, à atividade relacionada à atenção ou à combinação de ambas. Portanto, o treinamento dos músculos das costas e uma organização variada do trabalho podem ter um efeito preventivo com relação às queixas músculo-esqueléticas em trabalhadoras que utilizam terminais de computadores (KLEINE et al., 1999).

O estudo de Cook, Limerick e Papalia (2004) testou três condições de uso do teclado: 1- com apoio do antebraço, 2- com apoio do punho, e 3- com as mãos “flutuando” sobre o teclado. Somente a condição de suporte do punho, e não a de suporte do antebraço levou a uma redução na atividade dos músculos proximais dos membros superiores. Com o suporte do punho, mas não com o suporte do antebraço, houve uma diminuição da atividade muscular do trapézio superior e do deltóide anterior, quando comparadas com a postura de “flutuação” (COOK; LIMERICK; PAPALIA, 2004).

Há uma tendência para registros de EMG aumentados (do trapézio superior) em trabalhadores com queixas de dor do que em controles. A atividade eletromiográfica aumentada foi atribuída à fadiga muscular, desde que a postura de trabalho fosse considerada invariável (KLEINE et al., 1999).

A alta atividade muscular do trapézio tem sido proposta como um indicador da carga aumentada sobre as áreas do ombro e pescoço. Um alto nível de atividade muscular pode indicar um risco aumentado para o desenvolvimento de distúrbios músculo-esqueléticos. Entretanto, o nível de atividade muscular pode não ser um indicador adequado para a localização apropriada do monitor, bem como a atividade muscular pode estar ausente, quando a cabeça e o pescoço estão numa posição extrema; presumivelmente como os tecidos conectivos passivos sofrem maior carga. Além disso, a EMGs não seria adequada para a avaliação da atividade em alguns músculos profundos importantes do pescoço (STRAKER; MEKHORA, 2000).

Para avaliar os efeitos potenciais sobre a saúde, com relação à coluna lombar, em cadeiras de escritório, com assento e encosto reguláveis, a cinemática do tronco, a EMG do eretor espinhal, o “encolhimento” da coluna e o desconforto local foram avaliados em dez sujeitos que simularam uma tarefa de trabalho. Em três diferentes ocasiões, durante três horas de trabalho, os participantes digitaram palavras, desenharam no computador e leram. Três cadeiras foram usadas, uma com assento e encosto fixos e duas cadeiras ajustáveis, uma com assento e encosto móveis, em uma relação fixa entre um e outro, e outra com movimentos livres de assento e encosto. Os resultados indicam que a cinemática do tronco e a EMG do músculo eretor espinhal foram fortemente afetadas pela tarefa executada, mas não pelo tipo de cadeira. Esses resultados implicam que as cadeiras de escritório dinâmicas oferecem uma grande vantagem sobre as cadeiras fixas, com relação à carga para o tronco, mas os efeitos do design da tarefa podem ser mais pronunciados (VAN DIEËN; LOOZE; HERMANS, 2001).

Do estudo de Straker e Mekhora (2000), a conclusão foi de que a variação inter-individual da postura (posição da cabeça, pescoço etc) sugere que pode não haver uma postura ideal generalizável para todas as pessoas que trabalham à frente de um monitor. Eles também concluíram desse estudo que não houve diferença significativa na atividade muscular do músculo trapézio, quando se trabalha com a altura do monitor mais baixa ou mais alta (na linha dos olhos). Mas, os sujeitos que trabalharam com o monitor mais alto tiveram menos flexão da cabeça, do pescoço e do tronco, e menos atividade EMG dos eretores espinhais cervical e torácico do que quando eles trabalharam com a altura do monitor baixa (STRAKER; MEKHORA, 2000).

Entretanto, a postura ideal da cabeça e pescoço é desconhecida, e como ajustar melhor os critérios visuais e músculo-esqueléticos também é desconhecido. Pesquisas futuras sobre o ajuste de critérios músculo-esqueléticos e visuais, sobre períodos de trabalho prolongado, são necessárias, antes que as recomendações sobre uma posição preferida da altura do monitor possam ser justificadas (STRAKER; MEKHORA, 2000).

Mork e Westgaard (2009) estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos multífido, íliocostal e longuíssimo-lombares, durante um dia de trabalho, na postura

sentada, em pé e na marcha, em trabalhadoras que usavam computador, e observaram que a atividade eletromiográfica foi mais baixa, durante a postura sentada; intermediária, durante a postura em pé; e, mais alta, durante a marcha (MORK; WESTGAARD, 2009).

Além disso, nesse estudo, a atividade eletromiográfica média no período de repouso foi baixa, similar à da postura sentada no trabalho. A atividade eletromiográfica do multífido foi mais alta do que para o longuíssimo e íliocostal, em todas as posturas de teste. A atividade eletromiográfica do longuíssimo foi mais alta do que a do íliocostal durante a postura em pé (MORK; WESTGAARD, 2009).

3 MÉTODO

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC), da Universidade Estadual Paulista (UNESP), sob o protocolo nº 013/2009-PH/CEP de 18 mar. 2009 (ANEXO A). Em 18 mar. 2010, o CEP da FOSJC/UNESP aprovou a solicitação da pesquisadora, responsável por este estudo, para alteração do título da pesquisa, sob o ofício nº 014/10-CEP (ANEXO B), convalidando, desta forma, o protocolo nº 013/2009-PH/CEP de 18 mar. 2009 (ANEXO A).

3.1 Participantes da pesquisa

Em função da grande maioria dos alunos de Odontologia ser do sexo feminino, este foi o único gênero escolhido para participar do trabalho.

Outro motivo que levou à participação exclusiva do sexo feminino neste estudo é a caracterização homogênea da amostra. As voluntárias estavam incluídas em uma faixa etária determinada de 20 a 30 anos; estavam sedentárias; desenvolviam atividades cotidianas semelhantes, como atividades de clínica odontológica, atividades de estudo, atividades com o computador, pois estavam em fase de elaboração da monografia ou outras atividades acadêmicas. Portanto, estas voluntárias representam uma população que passa muito tempo na postura sentada, diariamente, cerca de oito a dezesseis horas por dia. Além disso, as voluntárias por exercerem a clínica odontológica adotavam, para esta prática, posturas inadequadas, principalmente, a postura do tronco inclinado à frente, com flexão da coluna.

Além disso, ainda há outro fator, que justifica a participação apenas do sexo feminino, neste estudo: o fato de que homens e mulheres podem apresentar diferentes comportamentos e distribuições de peso corporal, quando sentados, o que poderia interferir negativamente na interpretação dos resultados.

A seleção das participantes seguiu critérios de inclusão e de exclusão. Os de inclusão foram: 1) estar cursando o último ano (período integral) da Faculdade de

Odontologia (FOSJC/UNESP) ou ser aluna de pós-graduação da Odontologia (FOSJC/UNESP), com pouca atuação clínica – desta forma, são pessoas que possuem semelhanças na carga clínica e de trabalho com o computador; 2) ser do sexo feminino; 3) ter idade entre 20 e 30 anos; 4) executar atividades na postura sentada por 8 horas diárias ou mais; e 5) estar desenvolvendo algum trabalho com digitação e mouse, como monografia, dissertação ou tese.

Os critérios de exclusão foram: 1) apresentar alguma patologia motora ou neurológica; 2) ter massa corporal acima de 100 kg; e 3) ter algum desvio postural severo.

Dezenove voluntárias participaram de uma avaliação postural fisioterapêutica, baseada na RPG, realizada para triagem das participantes, a fim de verificar se alguma delas tinha algum tipo de desvio postural severo, que pudesse interferir negativamente no experimento.

Na avaliação postural, as participantes foram medidas e pesadas; foi feito um questionamento sobre dores ou desconfortos músculo-esqueléticos (integrante da avaliação de RPG), e as zonas de retrações musculares foram avaliadas.

As dezenove participantes foram separadas aleatoriamente (por meio de um sorteio) em dois grupos: **1- controle** (somente participou das medições na cadeira e de EMG); e, **2- RPG** (grupo experimental, submetido ao tratamento de oito sessões de Reeducação Postural Global – RPG; participou das medições na cadeira e de EMG). Foram destinadas para o grupo controle dez voluntárias e para o grupo RPG nove.

3.2 Variáveis do estudo

Nesta pesquisa, as variáveis estudadas foram a distribuição do peso corporal na parte da frente e de trás do assento e no encosto, de uma cadeira instrumentada; e, a atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior direito e esquerdo e eretor espinhal lombar direito e esquerdo, durante a realização de duas tarefas na postura sentada: digitação e uso do mouse para desenhar.

3.3 Protocolo para a realização das sessões de RPG

As sessões de RPG foram realizadas em um consultório de Fisioterapia, na cidade de São José dos Campos-SP.

As voluntárias do grupo experimental foram submetidas a oito sessões de RPG - Reeducação Postural Global – método original, distribuídas em um período de três meses, com espaçamento máximo de 15 dias entre uma sessão e outra.

Cada sessão era composta pela avaliação da RPG, a qual incluía exame das zonas de retrações musculares, interrogatório (questiona o paciente sobre dores ou desconfortos músculo-esqueléticos), e reequilíbrio.

Após a avaliação, as posturas de tratamento eram escolhidas. Por se tratar de um estudo experimental e, por isso, necessitar seguir um método, todas as sessões foram iguais. Portanto, as posturas de tratamento foram as mesmas para todas as participantes, em todas as sessões, considerando que as queixas músculo-esqueléticas referidas eram similares e nas mesmas regiões anatômicas, na maioria dos casos; e também, considerando que as “posturas ocupacionais” adotadas pelas voluntárias eram semelhantes; ou seja, todas ficavam horas na postura sentada diariamente (em sala de aula, na clínica odontológica, e à frente do computador, por exemplo).

As posturas de tratamento foram: 1) rã no chão com braços fechados (Figura 27) e 2) rã no ar com braços abertos (Figura 28) – trabalhadas nesta ordem. Pois, é regra básica da RPG trabalhar com braços fechados primeiro, para depois abri-los, quando há queixa de dores na região de cintura escapular, que era o caso das voluntárias do grupo RPG.



Figura 27 – Primeira postura de tratamento da RPG usada nas sessões: rã no chão com braços fechados (nível 1 da rã), em um consultório de Fisioterapia, em São José dos Campos-SP.



Figura 28 – Segunda postura de tratamento da RPG a ser usada nas sessões: rã no ar com braços abertos, em um consultório de Fisioterapia, em São José dos Campos-SP.

A postura de rã no chão evoluía da forma exemplificada da Figura 27 para a Figura 29; e a postura de rã no ar evoluía da Figura 30 para a Figura 31.



Figura 29 – Evolução da primeira postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no chão com braços fechados (nível 2 da rã).



Figura 30 – Evolução da segunda postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no ar com braços abertos (posição de partida).



Figura 31 – Evolução da segunda postura de tratamento, usada nas sessões de RPG: rã no ar com braços abertos (posição final).

Na primeira sessão de RPG foram tiradas fotos das voluntárias, a fim de que se pudesse avaliar o “antes” e o “depois” do tratamento. As fotos foram tiradas em quatro vistas: anterior, posterior, lateral direita e lateral esquerda.

Na sessão final (oitava sessão) de RPG, também foram tiradas fotos das participantes, para serem comparadas às fotos da primeira sessão. Tal comparação foi realizada de uma voluntária com ela mesma, tomando como referência a própria postura da participante previamente ao tratamento. As fotos da última sessão foram tomadas nas mesmas vistas das tiradas na primeira sessão.

3.4 Procedimentos para obtenção dos dados das células de carga

Para se obter a distribuição do peso corporal, na posição sentada, foi usada uma cadeira instrumentada com células de carga, na parte da frente (FA) e de trás do assento (TA) e no encosto (E). Esta instrumentação foi realizada no estudo de Resende (2006), na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG/UNESP.

A cadeira (Martiflex, Sarandi – PR, Brasil), utilizada no estudo, segue as normas da ABNT e da NR-17 (Ergonomia). Cada célula de carga da cadeira foi estruturada com dois corpos deformáveis de lâminas de aço, dobrados na forma da letra “u”, sobre os quais os extensômetros foram colados (Figuras 32 e 33) (RESENDE, 2006).



Figura 32 – Células de carga da parte de trás e da frente do assento, da esquerda para direita, respectivamente, na cadeira instrumentada (RESENDE, 2006).



Figura 33 – Célula de carga do encosto da cadeira instrumentada (RESENDE, 2006).

Foram realizados testes, no Departamento de Mecânica, da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG/UNESP, para verificar se as células de carga estavam funcionando adequadamente; o que foi conferido com êxito, demonstrando que as células de carga estavam funcionando da mesma forma que se apresentavam no estudo de Resende (2006).

O equipamento usado para o registro dos dados das células de carga, para as coletas da distribuição do peso corporal, na postura sentada, foi um eletromiógrafo (modelo EMG - 800 C) da EMG System do Brasil/Ltda, de oito canais, que foi disponibilizado pelo Departamento de Biociências e Diagnóstico Bucal, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC/UNESP).

Este sistema de aquisição de dados sofreu adaptações para esta pesquisa: os quatro primeiros canais (canal 1 a 4) foram adaptados para coleta de dados de extensometria (células de carga) e os quatro últimos canais (canal 5 a 8) continuaram com a mesma configuração original, e foram destinados à coleta de dados da eletromiografia.

As células de carga, fixadas à cadeira, foram calibradas com cargas conhecidas, impostas ao assento e ao encosto, com o uso do sistema de aquisição de dados e do software EMGLab.

Os fios que partiam de cada célula de carga da cadeira foram conectados aos canais de extensometria do sistema de aquisição de dados, por meio de adaptadores de conectores DB15 (pré-existent) para DB9, a fim de serem conectados ao referido aparelho de medição.

3.5 Procedimentos para obtenção dos dados eletromiográficos

Para o registro dos dados eletromiográficos, também foi utilizado o mesmo sistema de aquisição de dados (eletromiógrafo modelo EMG - 800 C da EMG System do Brasil/Ltda, de oito canais) da distribuição do peso corporal (Figura 34); lembrando que os canais para EMG correspondiam aos quatro últimos canais (canais 5 a 8).



Figura 34 – Eletromiógrafo modelo EMG - 800C da EMG System do Brasil Ltda.

Para a EMG, foram utilizados os quatro últimos canais de entrada, como descrito anteriormente, com eletrodos ativos, com ganho de amplificação de 20 vezes, para a coleta do sinal eletromiográfico, sendo que os canais correspondentes dos músculos estudados foram: canal 5 - porção superior do músculo trapézio esquerdo (TSE); canal 6 – porção superior do músculo trapézio direito (TSD); canal 7 – músculo eretor espinhal lombar esquerdo (ESE); e canal 8 - músculo eretor espinhal lombar direito (ESD). Vale lembrar que os outros quatro canais foram usados para as medidas das células de carga da parte da frente do assento (canal 1), trás do assento (canal 2) e encosto (canal 3). O canal 4 foi o único a não ser usado neste trabalho.

3.6 Posicionamento dos eletrodos de superfície: registradores e de referência

Foram utilizados eletrodos de superfície passivos (modelo infantil) de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata), formato circular, descartáveis, da marca Meditrace® - Kendall/Tyco, com configuração bipolar, que captaram a atividade elétrica de várias unidades motoras ao mesmo tempo, fornecendo uma abordagem geral da dinâmica muscular. Estes eletrodos foram acoplados a um pré-amplificador com ganho de 20 vezes, caracterizando um circuito diferencial.

O eletrodo de referência foi colado no processo estilóide do rádio (Figura 35).



Figura 35 – Processo estilóide do rádio (HOPPENFELD, 1999).

Os eletrodos registradores foram fixados no músculo trapézio (fibras superiores), bilateralmente; e no músculo eretor espinhal lombar, bilateralmente, com uma distância inter-eletrodos de 20 mm – de centro a centro, da seguinte forma:

a) para o trapézio superior (Figura 36): dois eletrodos foram colados, um ao lado do outro, respeitando a direção horizontal de suas fibras, no centro do ventre muscular, bilateralmente.

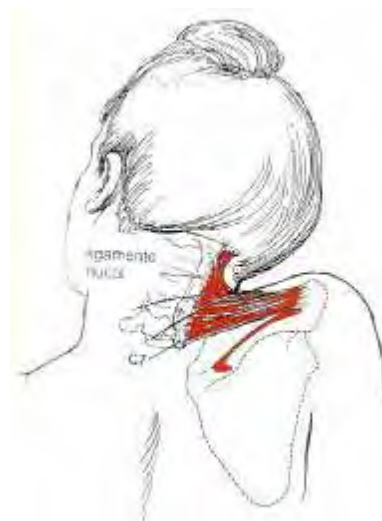


Figura 36 – Músculo trapézio (fibras superiores) – lado direito (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

b) para o eretor espinhal lombar (Figura 37): dois eletrodos foram colados um acima e outro abaixo, respeitando a direção vertical de suas fibras, na região da massa muscular comum paravertebral, bilateralmente, tomando como referência anatômica a região entre a terceira e quarta vértebras lombares.

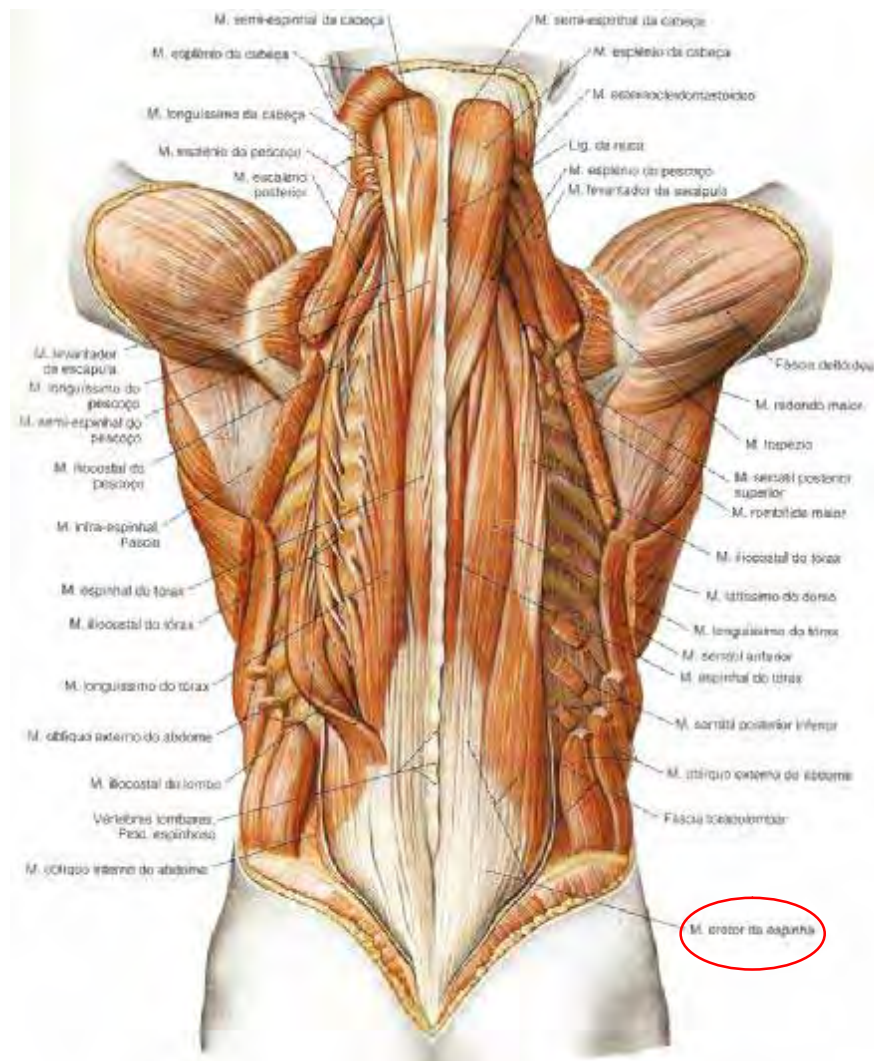


Figura 37 – Músculo eretor da espinha (ou eretor espinhal). Ver indicação no canto direito inferior da figura. (SOBOTTA, 1995).

3.7 Protocolo da coleta de dados da distribuição do peso corporal e da eletromiografia de superfície

As coletas da distribuição do peso corporal (coletas 1 e 2) e da EMGs (coleta 2) foram realizadas no Laboratório de Fisiologia, do Departamento de Biociências e

Diagnóstico Bucal, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-SP (FOSJC/UNESP).

Foram realizadas coletas da distribuição do peso corporal, pré e pós tratamento de RPG (Reeducação Postural Global), coletas 1 e 2, respectivamente, e de eletromiografia após o tratamento de RPG (coleta 2); as quais seguiram o mesmo método, tanto para o grupo controle, como para o grupo RPG.

Previamente à coleta inicial (coleta 1 - pré-tratamento), da distribuição do peso corporal, todas as voluntárias leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndices A e B). Na seqüência, as participantes preencheram um questionário (Apêndice C) sobre dor e desconforto músculo-esquelético, no qual elas marcavam as regiões corporais de dor ou desconforto, e classificavam essas sensações de **um** (sem dor/desconforto) a **cinco** (dor/desconforto intolerável). Este questionário foi preenchido na primeira e na segunda coleta da distribuição do peso corporal.

O questionário (Apêndice C) usado nas coletas foi adaptado do diagrama de áreas dolorosas de Corlett e Manenica, 1980, citado por Iida, 2005.

As coletas pré e pós tratamento (coletas 1 e 2, respectivamente) foram realizadas da seguinte forma, respeitando-se o seguinte protocolo: primeiramente, as voluntárias tinham seu peso corporal aferido (em kgf) por uma balança digital. Em seguida, a postura de teste era treinada e todas as etapas da coleta eram explicadas.

Sequencialmente, apenas para a segunda coleta, houve a limpeza da pele (asepsia) da região dos músculos estudados, somente com algodão embebido em álcool 70%, o qual foi friccionado na pele com certa força, para reduzir a impedância da pele, pois, por serem voluntárias do sexo feminino não apresentavam pêlos nas regiões musculares estudadas; portanto, sendo dispensável a tricotomia.

Em seguida (também apenas para a coleta 2), o eletrodo de referência era colado no processo estilóide do osso rádio do membro superior esquerdo; e os eletrodos registradores eram devidamente colados, seguindo a orientação da direção das fibras musculares dos músculos estudados. Todos os eletrodos (de referência e registradores) recebiam uma fixação adicional através da fita transpore (marca 3M).

Depois, a participante sentava-se na cadeira, na posição de coleta (Figuras 39 e 40), para uma coleta-teste de 20 segundos, para que os canais de extensometria (1, 2 e

3) do eletromiógrafo a serem analisados, tais como, frente, trás e encosto da cadeira, e os canais de eletromiografia (trapézio superior direito e esquerdo e eretor espinhal lombar direito e esquerdo) fossem ajustados através do software EMGLab (Figura 38), a fim de que a medição iniciasse em “zero” para todos os canais em estudo.

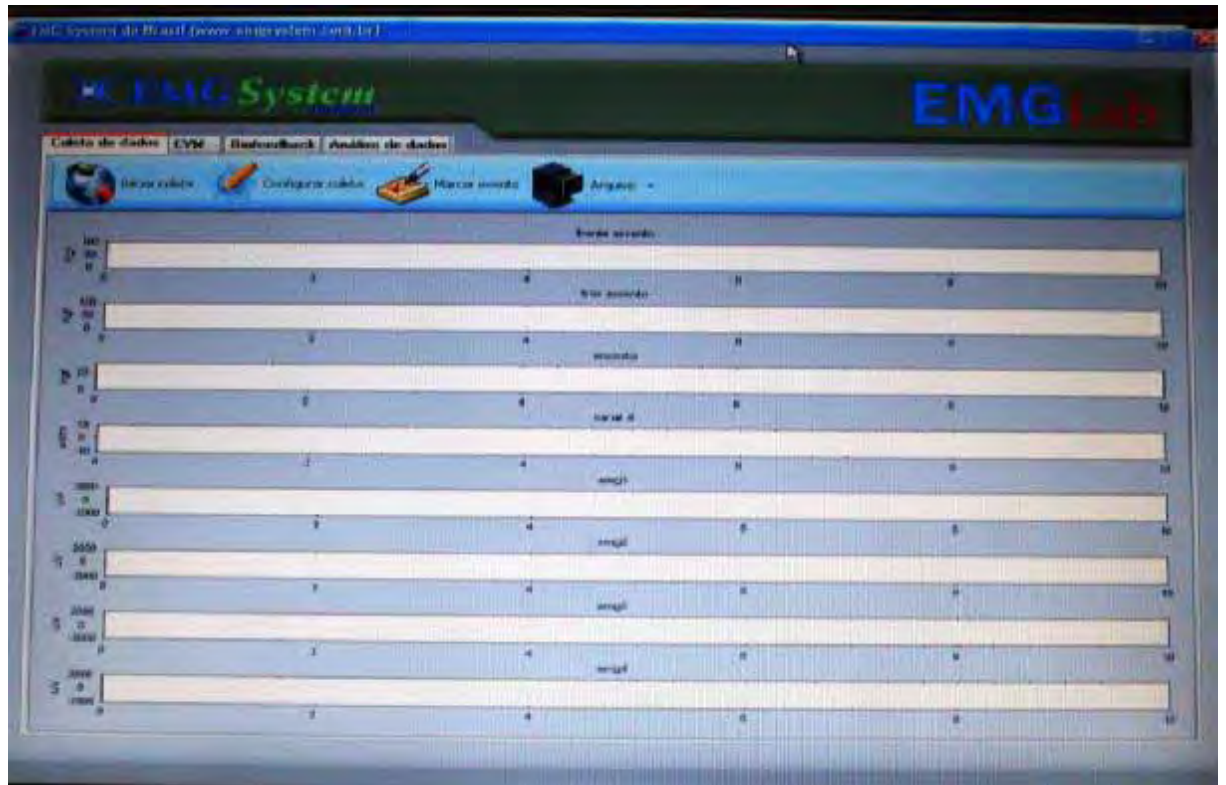


Figura 38 – Tela inicial do software EMGLab, antes de se iniciar uma coleta, mostrando todos os canais usados: canal 1- frente do assento, canal 2- trás do assento, canal 3- encosto, canal 4- sem uso, canal 5- TSE, canal 6- TSD, canal 7- ESE, e canal 8- ESD.

Após esse teste, todos os canais eram verificados para ver se estavam todos iniciando a coleta a partir do “zero”. Se algum canal não estivesse iniciando em zero, o ajuste era feito pelo software EMGLab. Quando todos os canais estavam “corrigidos”, a coleta real era realizada.

Assim, a participante posicionava-se à frente da cadeira, em pé, e ao dar o “start” no sistema, ela se sentava na cadeira, na posição de coleta (Figura 39) – que era uma postura sentada adequada, ou seja, a voluntária sentava-se sobre as tuberosidades isquiáticas, apoiava os pés no solo ou no apoio de pés (dependendo da altura da voluntária), ficava com os joelhos e cotovelos flexionados em aproximadamente 90°, e apoiava as costas no encosto. A angulação entre assento e encosto era de 105°. Os

ângulos dos joelhos e dos cotovelos eram verificados, para cada participante, com o auxílio de um goniômetro.

As voluntárias permaneciam sentadas, por 10 minutos, mantendo essa postura sentada, durante o teste (Figuras 39 e 40). As tarefas do teste eram muito simples, podendo ser realizadas por qualquer uma das voluntárias, sem dificuldades: digitar um texto, com o uso do Microsoft Office Word e desenhar no “Paint”, com o mouse.

Portanto, a coleta real foi realizada por dez minutos: nos cinco primeiros minutos (0 a 300s), as voluntárias digitaram um texto padrão (um resumo de um artigo científico da área de Odontologia), na velocidade em que estavam acostumadas, com as duas mãos (“flutuando sobre o teclado”), os ombros relaxados, os cotovelos sem apoio dos braços da cadeira, e os punhos sem apoiar na mesa. E, nos cinco últimos minutos (300 a 600s), as voluntárias desenharam uma figura padrão da personagem Hello Kitty, utilizando apenas a mão direita para manusear o mouse, e a mão esquerda ficava apoiada (repousando) na parte anterior da coxa esquerda.

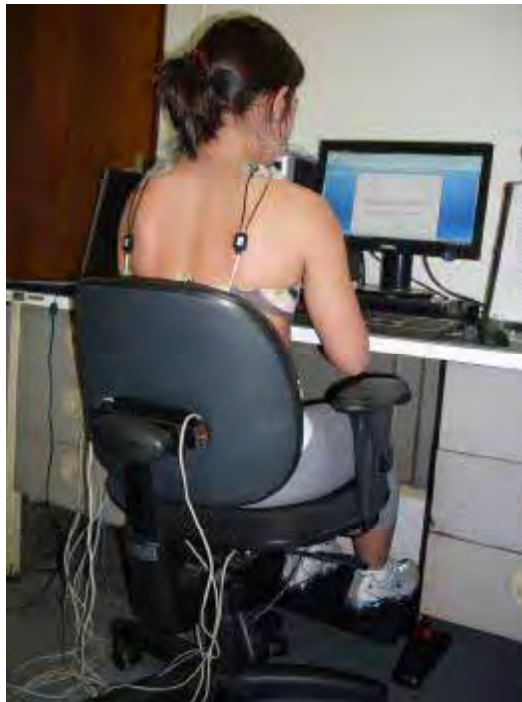


Figura 39 – Postura da voluntária durante a fase de digitação da coleta de dados, no Laboratório de Fisiologia, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC/UNESP).



Figura 40 – Postura da voluntária enquanto realizava a etapa de uso do mouse (para desenhar), durante a coleta de dados, no Laboratório de Fisiologia, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC/UNESP).

Durante a os dez minutos de coleta real, as voluntárias permaneciam na posição de teste. Ao mínimo sinal de mudança na posição de teste, as participantes eram orientadas pela pesquisadora para não alterarem a posição de coleta.

Durante todas as coletas, houve a monitoração constante da pesquisadora, e cada voluntária fez os testes individualmente, somente na presença da responsável pelo estudo.

Os sinais eletromiográficos e das células de carga foram registrados em arquivos do computador.

Os dados das voluntárias foram convertidos, no próprio sistema do software EMGLab V1.1 (EMG System do Brasil/Ltda), em linguagem binária específica, fornecendo todas as informações matemáticas e estatísticas no domínio temporal e no domínio da frequência.

3.8 Análise dos dados

Para a análise dos dados da distribuição do peso corporal e da EMGs (coleta 2) foi usado, inicialmente, o software EMGLab, do qual foram extraídos os dados durante a fase de digitação (análise entre os segundos 135 e 165) e durante a fase do uso do mouse (análise entre os segundos 435 e 465), tanto para retirar os dados da coleta 1 como os da coleta 2. Tais dados foram armazenados no Microsoft Excel (versão 2003).

Os dados das células de carga (coletas pré e pós tratamento de RPG – coletas 1 e 2) e os dados da eletromiografia (pós tratamento de RPG – coleta 2) foram analisados pelo software de estatística *Graph PAD-Instat*, do qual pôde-se obter as médias, desvios-padrão, erros-padrão, valores mínimos e máximos, e o teste *t* de *Student* ($\alpha = 0,05$) – usado para comparar as coletas da distribuição do peso corporal, pré e pós tratamento do grupo controle com ele mesmo e do grupo RPG com ele mesmo (teste *t* de *Student* pareado); e para comparar as coletas de eletromiografia (feitas somente na segunda coleta) entre o grupo controle e o RPG (teste *t* de *Student* não-pareado).

A distribuição do peso corporal, na postura sentada, foi estudada através das cargas impostas na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA) e no encosto (E_y) – forças de reação do peso corporal impostas na cadeira. Todas essas forças descritas acima foram aferidas e analisadas em “kgf” (quilograma-força), apesar do Sistema Internacional (SI) adotar o Newton (N) para expressar medidas de força.

No encosto, a carga medida foi uma força perpendicular à superfície do encosto. Portanto, para comparar as forças verticais obtidas na balança digital e nas células de carga do assento da cadeira com a força obtida no encosto, houve a necessidade de se decompor a força perpendicular (F_{pe}), encontrando-se uma força vertical (F_{ve}) que, então, estava no mesmo sentido dos outros esforços medidos, correspondendo à parte do peso corporal distribuído no encosto (Figura 41).

Através da Figura 41, pode-se compreender que $F_{ve} = F \cdot \cos 75^\circ$. Portanto, $F_{ve} = 0,25882 \cdot F$. Esta foi a fórmula usada para calcular a F_{ve} (que neste trabalho está sendo chamada de E_y). Ainda na Figura 50, “F” representa a força perpendicular aplicada no encosto, quando a voluntária encostava as costas no encosto; F_x o componente horizontal dessa força e, $F_y = F_{ve} = E_y$, o componente vertical de F.

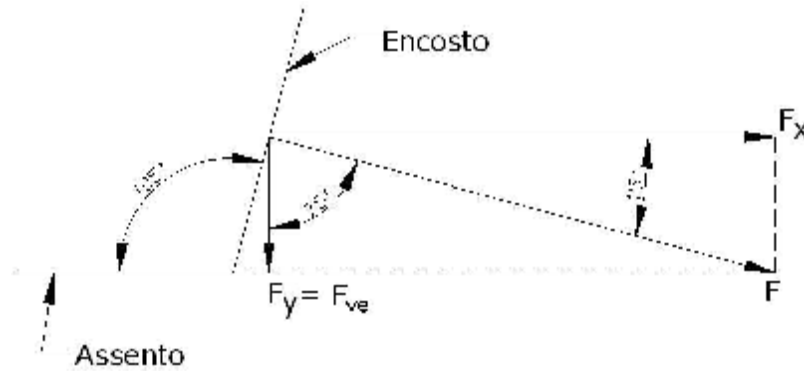


Figura 41 – Decomposição da força F , perpendicular à superfície do encosto (RESENDE, 2006).

Os registros da EMGs foram tomados em μV (microvolts), o que foi expresso pelo software para aquisição dos sinais eletromiográficos (EMGLab) (Figura 42).

A atividade eletromiográfica foi analisada no domínio temporal, quantificada em RMS, e a normalização da amplitude dos sinais eletromiográficos foi realizada pelo valor médio do RMS de cada músculo estudado.

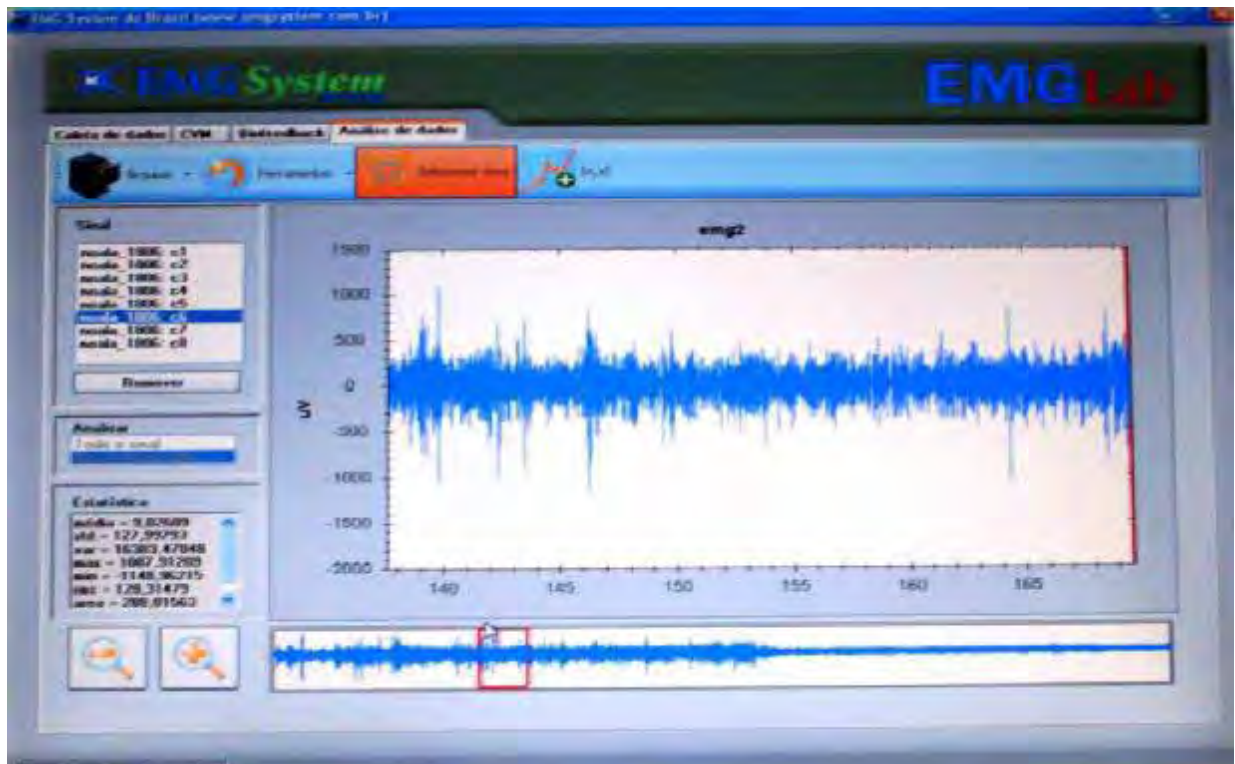


Figura 42 – Janela do software EMGLab, após uma coleta (coleta 2), ilustrando a atividade mioelétrica do músculo trapézio superior direito, entre os segundos 135 a 165, na digitação.

Tanto para a análise da distribuição do peso corporal na parte da frente e de trás do assento e no encosto, para as coletas 1 e 2, como também, para a análise da atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior e eretor espinhal, para a coleta 2, os dados foram analisados no mesmo intervalo de tempo para as atividades de digitação e uso do mouse: dos segundos 135 a 165 (Figura 42) e dos segundos 435 a 465, respectivamente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dezenove voluntárias (dez no grupo controle e nove no grupo RPG) participaram desta pesquisa.

Como dito na sessão anterior (método), um dos motivos que levou à escolha da participação somente do sexo feminino, neste trabalho, foi o fato de que homens e mulheres podem adotar comportamentos diferentes, quando sentados, mediante alguns autores.

Segundo Dunk e Callaghan (2005), em toda parte, homens e mulheres adotam diferentes alinhamentos posturais, especificamente quando examinamos as posturas da coluna e da pelve, durante trabalho de escritório, na postura sentada. Em geral, as participantes femininas sentam-se com maior rotação anterior da pelve, menos flexão lombar, e muito pouca flexão de tronco, quando comparadas aos participantes masculinos. A característica de uma cadeira de escritório, que causa as diferenças mais perceptíveis entre os sexos, na posição corporal, é a presença de um encosto; os homens tendem a repousar contra o encosto, enquanto as mulheres colocam-se mais próximas à parte da frente do assento. No estudo de Dunk e Callaghan (2005), homens e mulheres responderam similarmente às diferentes tarefas examinadas; todos os participantes sentaram-se com a mínima flexão lombar, durante a tarefa de digitação, e com a máxima flexão durante a tarefa com o mouse, independentemente da cadeira usada.

Também no estudo de Dunk e Callaghan (2005), observações visuais feitas durante a coleta de dados bem como as diferenças significantes entre os sexos, notadas na posição corporal (CM – centro de massa), e nas medidas de pressão indicaram que o alinhamento da coluna provavelmente foi diferente entre homens e mulheres, quando sentados sobre uma cadeira, com encosto, para acomodar as posições corporais adotadas significativamente diferentes.

Os resultados do estudo de Dunk e Callaghan (2005) revelaram que há diferenças biomecânicas fundamentais entre o comportamento sentado de homens e mulheres. Isso resulta no fato de que homens e mulheres podem ser expostos a modelos de cargas diferentes e podem experimentar diferentes caminhos de lesões. Por isso,

modalidades de tratamento dependentes do sexo e/ou treinamento devem ser implantadas quando se considerar métodos de redução do risco de lesão ou agravamento de uma lesão existente. Por exemplo, as mulheres podem ser encorajadas a usar o encosto mais para reduzir a atividade muscular, e os homens podem precisar de um maior suporte lombar para aumentar a lordose. Ou, outro exemplo é o tratamento da RPG, que visa trabalhar a individualidade das características das retrações musculares e dos problemas músculo-esqueléticos.

Porém, no estudo de Kayis e Hoang (1999), com a participação de dez homens e seis mulheres, medindo a distribuição do peso corporal em onze variações da postura sentada, para solo, assento e encosto, os resultados mostraram que há uma grande semelhança na distribuição do peso corporal entre homens e mulheres. As pequenas diferenças nos resultados podem ser atribuídas às formas diferentes das estruturas corporais de homens e mulheres. Apesar de apresentar discrepância no número de indivíduos estudados dos sexos masculino e feminino, Resende (2006) também não encontrou diferença estatística significativa na distribuição do peso corporal, quando comparou uma amostra feminina de trinta e duas mulheres com uma masculina de seis homens.

Os estudos sobre postura sentada abordam vários aspectos, como: conforto e desconforto; tipo de cadeira “ideal”; tipo e angulação do encosto; atividade eletromiográfica de alguns músculos do ombro e da coluna durante a posição sentada; comparação entre postura sentada com e sem apoio; distribuição de pressão no assento, dentre outros assuntos. Porém, a distribuição do peso corporal, na postura sentada, é um tema pouco explorado.

Segundo Couto (1995), a distribuição “ideal” do peso corporal, na postura sentada, deveria ser a seguinte: 34% na superfície posterior das coxas, 50% nas tuberosidades isquiáticas e 16% no solo. Caso a condição ergonômica não esteja adequada, alguma destas áreas sofrerá sobrecarga, com sofrimento dos tecidos.

Já o estudo de Resende (2006), que analisou uma “postura sentada estática” (com uso do encosto, e com as mãos apoiadas sobre as coxas), por 30 segundos, encontrou a seguinte condição de distribuição do peso corporal: 20% no solo, 45% no 1/3 médio posterior das coxas, 30% nas tuberosidades isquiáticas, e 5% no encosto.

Entretanto, segundo Makhsous et al. (2003), durante a postura sentada, o peso da cabeça, dos braços e do tronco é suportado, principalmente, pelas tuberosidades isquiáticas e tecidos moles adjacentes. Mas, seu relato mais importante é o de que a alta pressão sobre as tuberosidades isquiáticas está intimamente ligada à alta carga para a coluna, prejudicando-a. Marras et al.¹⁶ (2001 apud MAKHSOUS et al., 2003, p.1113) relataram que uma carga mecânica significativa na coluna está associada à dor lombar, resultando em co-ativação muscular do tronco. A pressão da interface ísquio-coluna lombar varia com as diferentes posturas sentadas e com o posicionamento corporal. Koo et al.¹⁷ (1995 apud MAKHSOUS et al., 2003, p.1113) relataram que o reposicionamento do suporte lombar para redistribuir a pressão da interface e a carga é essencial na prevenção da dor lombar, associado à postura sentada adequada, no ambiente de trabalho. Portanto, uma orientação que diminua a pressão na postura sentada e a carga suportada pelas tuberosidades isquiáticas pode minimizar as forças sobre os discos intervertebrais e as forças associadas à degeneração discal e à dor.

Neste estudo, durante a avaliação postural (realizada como triagem), as voluntárias não apresentaram nenhum tipo de problema músculo-esquelético ou neurológico que pudesse interferir nas medições.

As participantes deste estudo foram dezenove mulheres, com idade entre 20 e 30 anos, estatura média de 1,62 m, e peso corporal médio de 59,65 kgf (Tabela 1). Estes dados foram tomados na avaliação postural realizada como triagem das voluntárias.

¹⁶MARRAS W.S, DAVIS K.G, FERGUNSON S.A, et al. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. **Spine**, 2001, 26: 2566 – 74 apud MAKHSOUS, M. et al. Sitting with adjustable isquial and back supports: Biomechanical Changes. **Spine**. v.28, n. 11, p. 1113 – 1122, 2003.

¹⁷KOO T.K., MAK A.F, LEE Y.L. Evaluation of an active seating system for pressure relief. **Assist. Technol**, 1995; 7: 119 – 28 apud MAKHSOUS, M. et al. Sitting with adjustable isquial and back supports: Biomechanical Changes. **Spine**. v.28, n. 11, p. 1113 – 1122, 2003.

Tabela 1 – Descrição das médias das variáveis peso corporal, altura e idade, com os respectivos desvios padrão, das voluntárias do estudo. Esses dados foram adquiridos na avaliação postural (triagem).

Variáveis	Grupo Controle (N*=10)	Grupo RPG (N*=9)
Peso Corporal (kgf)	61,0 ± 8,5	58,3 ± 8,2
Altura (m)	1,63 ± 0,07	1,61 ± 0,02
Idade (anos)	23 ± 3	22 ± 1

* N = número de participantes.

Entre as coletas 1 e 2, houve variação do peso corporal das voluntárias, o que pode ser constatado na Tabelas 2.

O tempo decorrido entre uma coleta e outra foi de três meses (tempo de duração do tratamento de RPG – grupo RPG).

Tabela 2 – Descrição da variação (em kgf) das médias da variável peso corporal (PC) inicial (coleta 1) e final (coleta 2) das voluntárias do estudo, dos grupos controle e RPG.

PC inicial controle	PC final controle	Variação (controle)	PC inicial RPG	PC final RPG	Variação (RPG)
59,0 kgf	60,1 kgf	+ 1,1 kgf	57,2 kgf	58,0 kgf	+ 0,8 kgf

Para a análise dos dados da distribuição do peso corporal das voluntárias do grupo RPG, houve a necessidade de se excluir os dados de três participantes, mediante motivos distintos. Uma voluntária, entre as coletas 1 e 2, emagreceu 1,2 kgf e apresentou uma infecção urinária nos últimos 15 dias de tratamento de RPG, o que pode justificar a discrepância apresentada nos seus dados, com relação à distribuição do peso corporal, pois essa participante sofria de dores pélvicas, nessa época. Isso pode ter interferido até mesmo no modo desta participante sentar. Outras duas voluntárias do grupo RPG foram as que engordaram mais, neste grupo: 1,9 e 4,7 kgf. Talvez, por esse motivo, elas também apresentaram uma discrepância em seus dados da coleta 1 para a 2, com relação à distribuição do peso corporal na postura sentada.

Como os dados dessas voluntárias, do grupo RPG, foram excluídos da análise da distribuição do peso corporal, na postura sentada, foi necessário excluí-los também da

análise da eletromiografia (coleta 2), a fim de manter o mesmo padrão de análise para todas as coletas e para todas as variáveis estudadas. Portanto, para a análise dos dados, foram considerados os dados de seis voluntárias do grupo RPG e das dez voluntárias do grupo controle, pois, estas não apresentaram discrepância nos dados entre uma coleta e outra.

Os gráficos seguintes (Figuras 43 a 45) mostram a distribuição do peso corporal, na cadeira instrumentada, na parte da frente e de trás do assento e no encosto, para os grupos controle e RPG.

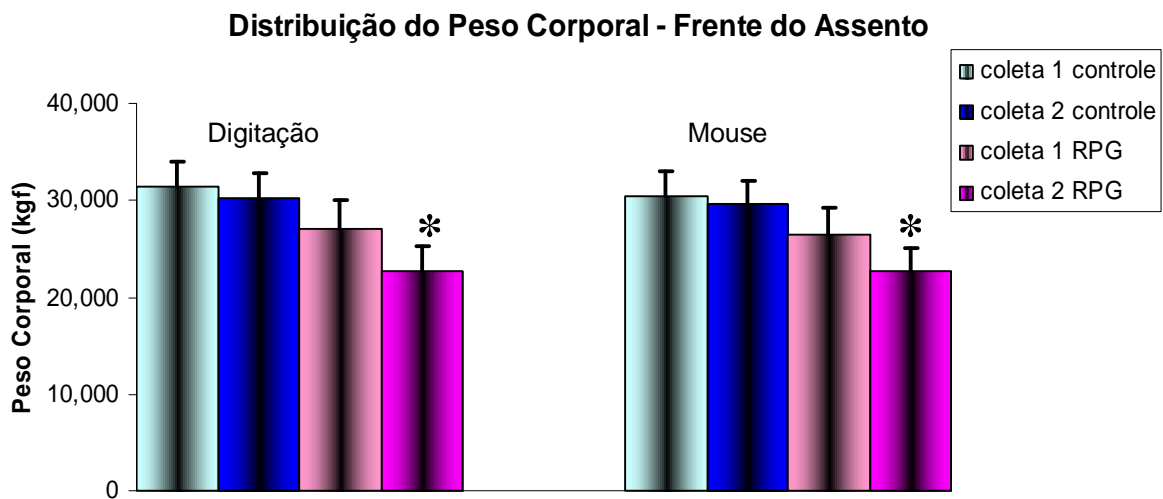


Figura 43 – Gráfico da distribuição do peso corporal na parte da frente do assento para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística.

Pode-se compreender da Figura 43 que para a tarefa de digitação, de acordo com o teste *t* de *Student*, houve diferença estatística muito significativa ($p < 0,01$) na comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal na parte da frente do assento, da coleta 1 para a 2, para o grupo RPG.

Também para a tarefa de digitação (Figura 43), o grupo controle, segundo o teste *t* de *Student*, não apresentou diferença estatística significativa na comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal na parte da frente do assento, da coleta 1 para a 2.

Para a tarefa do uso do mouse (Figura 43), de acordo com o teste *t* de *Student*, o grupo RPG apresentou uma diferença estatística extremamente significativa ($p < 0,001$)

para a comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal na parte da frente do assento, entre as coletas 1 e 2. O grupo controle também não apresentou diferença estatística significativa para a tarefa do mouse, para esta variável, da coleta 1 para a 2.

Ao comparar os grupos controle e RPG, para a variável em questão, para ambas as tarefas, segundo o teste *t* de *Student*, houve uma diferença estatística muito pouco significante; ou seja, deu um nível de significância que não assume valores considerados significantes para a área de Biociências, que adota um valor de $p < 0,05$.

Na Figura 43, pode-se observar que houve uma diminuição na distribuição do peso corporal na parte da frente do assento, da coleta 1 para a 2, tanto para o grupo controle como para o RPG, em ambas as tarefas (digitação e mouse). Porém, somente houve significância estatística, para as duas tarefas, no grupo RPG. O que pode indicar que as voluntárias desse grupo sofreram uma alteração no alinhamento postural, e conseqüentemente, em seus centros de gravidade, da coleta 1 para a 2, deslocando-os mais para trás.

O alinhamento dos segmentos corporais e as alterações posturais afetam a localização do CG, o que repercute em alteração na estabilidade do corpo, segundo Danis et al¹⁸ (1998 apud FERREIRA, 2005, p.7) – o que pode interferir na distribuição do peso corporal, na postura sentada. Portanto, como houve melhora no alinhamento corporal, para o grupo RPG, pode ser que isso leve a uma melhor distribuição do peso corporal, quando o indivíduo está sentado.

Através da Figura 44, pode-se observar que durante a digitação, de acordo com o teste *t* de *Student*, houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) na parte de trás do assento, para o grupo RPG; e, para o grupo controle, segundo o mesmo teste estatístico, houve diferença estatística muito significativa ($p < 0,01$), na comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal, na parte de trás do assento, da coleta 1 para a 2.

¹⁸ DANIS, C.G. Relationship between standing posture and stability. **Phys. Ther.**, 1998,78 (5), 502-46 apud FERREIRA, E.A.G. **Postura e Controle Postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. 114 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina, USP, São Paulo.

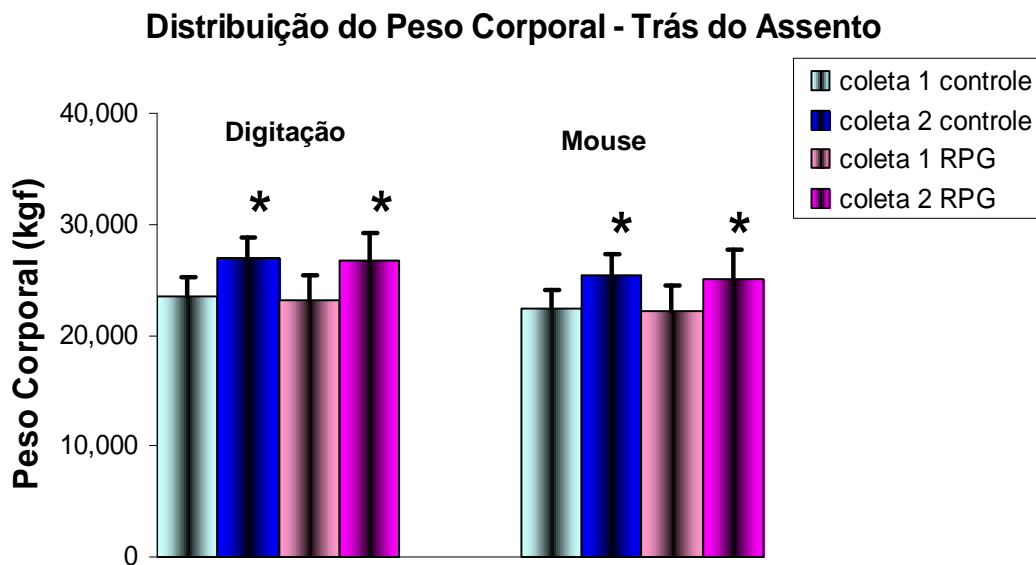


Figura 44 – Gráfico da distribuição do peso corporal na parte da trás do assento para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística.

Para a tarefa do mouse (Figura 44), tanto o grupo controle como o RPG apresentaram significância estatística, mediante o teste *t* de *Student* ($p < 0,05$), para a variável em questão, da coleta 1 para a 2.

Na comparação entre os grupos controle e RPG, para esta variável, para ambas as tarefas, segundo o teste *t* de *Student*, não houve diferença estatística significativa.

Na Figura 44, pode-se observar que houve um aumento na distribuição do peso corporal na parte de trás do assento, da coleta 1 para a 2, tanto para o grupo controle como para o RPG, com significância estatística para ambos os grupos, demonstrando que, provavelmente, **todas** as voluntárias sofreram uma alteração em seus centros de gravidade, da coleta 1 para a 2, deslocando-os para trás.

Apesar dos grupos controle e RPG apresentarem praticamente o mesmo comportamento da distribuição do peso corporal, na parte de trás do assento, se considerar a distribuição do peso corporal na parte da frente do assento, pode indicar que, supostamente, o grupo RPG deslocou o CG mais para trás, se comparado ao grupo controle; pois, o grupo RPG diminuiu significativamente a carga na FA e aumentou na TA, possivelmente aproximando o CG da coluna vertebral (eixo do corpo).

Na Figura 45, pode-se observar que para a tarefa de digitação, de acordo com o teste *t* de *Student*, não houve diferença estatística significativa na comparação das médias dos valores do componente vertical do peso corporal, no encosto, da coleta 1 para a 2, tanto para o grupo controle como para o RPG.

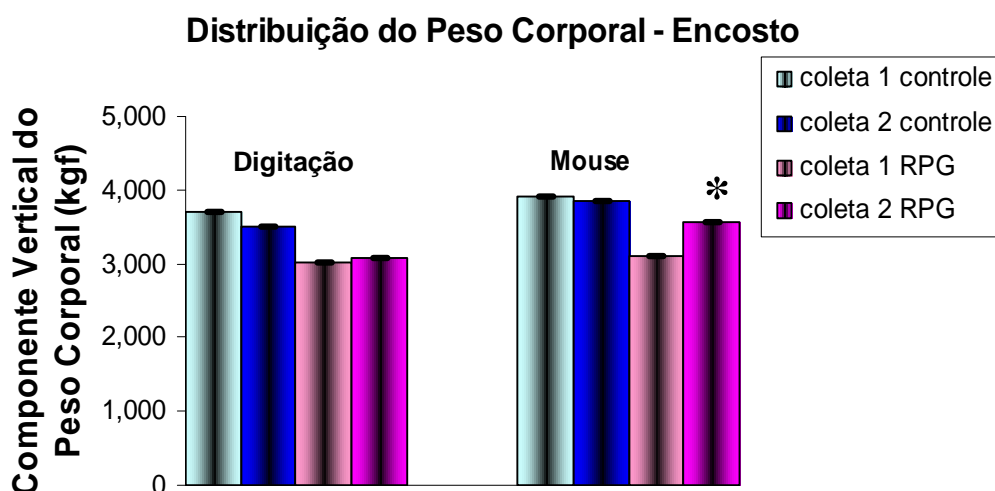


Figura 45 – Gráfico da distribuição do componente vertical do peso corporal no encosto para os grupos controle e RPG, nas coletas 1 e 2, indicando as barras de erros. O (*) representa os dados que obtiveram significância estatística.

Já para a tarefa do mouse (Figura 45), o grupo RPG apresentou muita significância estatística pelo teste *t* de *Student* ($p < 0,01$), para a variável em questão, da coleta 1 para a 2, o que não foi verificado para o grupo controle, que não apresentou significância estatística para tal variável.

Na comparação entre os grupos controle e RPG, para esta variável, para ambas as tarefas, segundo o teste *t* de *Student*, não houve diferença estatística significante.

Ao analisar a Figura 45, pode-se observar que houve um aumento na distribuição do componente vertical do peso corporal, no encosto, da coleta 1 para a 2, para o grupo RPG, tanto para a tarefa de digitação como para o uso do mouse, sendo que este aumento foi mais significativo para o uso do mouse ($p < 0,01$). Já o grupo controle apresentou uma diminuição na distribuição do componente vertical do peso corporal, no encosto, durante a digitação, da coleta 1 para a 2; e, uma ligeira diminuição da mesma variável, durante o uso do mouse.

Tal fato pode indicar que as voluntárias do grupo controle diminuíram a carga no encosto, distribuindo-a para outras partes, como a parte de trás do assento (Figura 44) ou para o solo. As voluntárias do grupo RPG aumentaram a carga imposta no encosto, principalmente, durante o uso do mouse, e diminuíram na parte da frente do assento (Figura 43), indicando que a distribuição do peso corporal para o grupo RPG foi realizada de uma forma melhor do que para o grupo controle. Ou seja, provavelmente, o grupo RPG sofreu menor sobrecarga, na postura sentada. Além disso, o grupo RPG apresentou um melhor posicionamento do CG em relação ao grupo controle, o que pode ser concluído de sua própria distribuição do peso corporal, durante as atividades de digitação e de uso do mouse.

Provavelmente, as voluntárias do grupo RPG, por um mecanismo de ajuste postural, de acordo com a tarefa executada, desencostaram levemente seus troncos, durante a digitação, e, enquanto desenhavam com o mouse, usaram melhor o apoio do encosto. Isso também ocorreu com as participantes do grupo controle, mas, sem significância estatística.

Os gráficos seguintes (Figuras 46 a 53) ilustram a distribuição total do peso corporal; ou seja, considerando todas as variáveis juntas, em porcentagem, de acordo com a tarefa realizada (digitação ou uso do mouse), para ambos os grupos, comparando as coletas 1 e 2. A variável da distribuição da carga no solo foi deduzida, e considerada como constante para ambas as tarefas, tanto na coleta 1 como na 2.

Os gráficos sobre a distribuição percentual total do peso corporal, do grupo controle, correspondem às Figuras 46, 47, 48 e 49. E os gráficos do grupo RPG representam as Figuras 50, 51, 52 e 53.

Distribuição Total do Peso Corporal - Controle (Coleta 1 - Digitação)

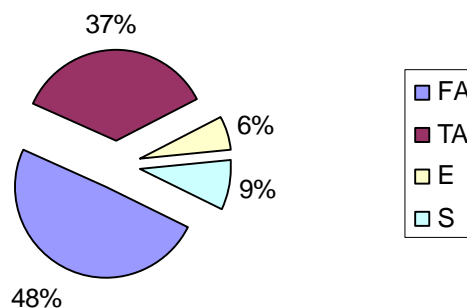


Figura 46 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 1, durante a digitação.

Distribuição Total do Peso Corporal - Controle (Coleta 2 - Digitação)

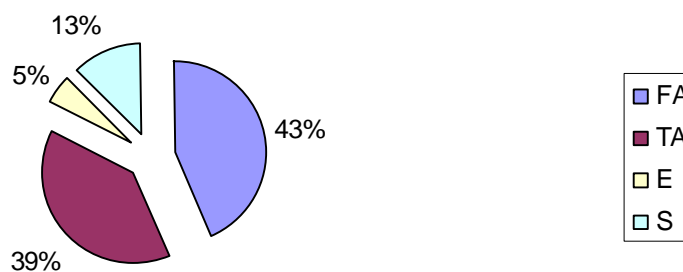


Figura 47 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 2, durante a digitação.

Distribuição Total do Peso Corporal - Controle (Coleta 1 - Mouse)

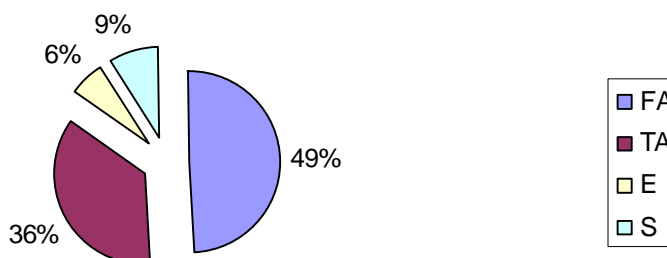


Figura 48 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 1, durante o uso do mouse.

Distribuição Total do Peso Corporal - Controle (Coleta 2 - Mouse)

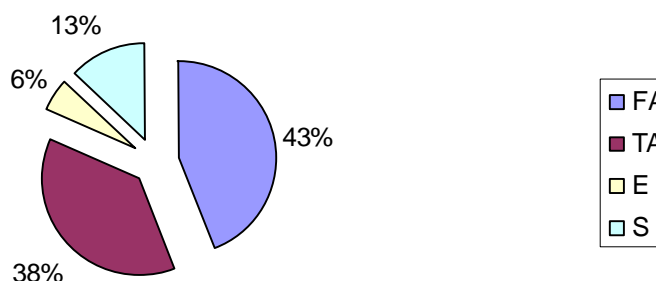


Figura 49 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo controle, na coleta 2, durante o uso do mouse.

De acordo com as Figuras 46 a 49, da coleta 1 para a 2, durante a tarefa de digitação, percentualmente, o grupo controle apresentou uma diminuição da carga na parte da frente do assento; aumentou ligeiramente a carga na parte de trás do assento, diminuiu muito pouco a carga no encosto, e aumentou a carga no solo. Durante o uso do mouse, a distribuição percentual do peso corporal apresentou o mesmo comportamento do que para a tarefa de digitação, exceto para o encosto; que com o

uso do mouse, houve uma manutenção da mesma porcentagem de carga de uma coleta para a outra. Portanto, as maiores variações na distribuição percentual do peso corporal foram na parte da frente do assento e no solo. Provavelmente, as voluntárias do grupo controle alteraram a posição do seu CG, da coleta 1 para a 2, mais à frente, pois, a carga do encosto pode ter sido transferida para a parte de trás do assento, e a carga da parte da frente do assento pode ter sido transferida para o solo. Esse comportamento da distribuição do peso corporal pode ter mudado de uma coleta para a outra, pelo fato de que essas voluntárias não sofreram nenhum tipo de tratamento postural, e, principalmente, por que tais participantes intensificaram sua carga de trabalho na clínica odontológica, condição na qual os estudantes de Odontologia flexionam a coluna, inclinando o tronco à frente, e quase não usam o encosto do mocho, enquanto estão em atendimento, o que desloca seu CG à frente da coluna vertebral, explicando a maior parte da carga na região da frente do assento. Além disso, as voluntárias do grupo controle também estavam desenvolvendo suas monografias, com o uso de computadores, o que reforçava ainda mais o hábito postural de flexionar a coluna e inclinar o tronco para frente, levando o CG mais à frente.

Porém, as voluntárias do grupo RPG também estavam submetidas à mesma carga de trabalho, descrita acima, que as do grupo controle. No entanto, possivelmente, pelo fato de terem sido tratadas, elas apresentaram uma ligeira melhora na distribuição do peso corporal, quando sentadas, demonstrando um melhor alinhamento postural nessa postura, e provável melhor posicionamento de seus centros de gravidade.

Além disso, o fato de todas as voluntárias pertencerem ao sexo feminino e, por isso, apresentarem maior distribuição de massa corporal na região dos quadris e coxas, também pode deslocar o CG para frente, aumentando a carga imposta na frente do assento.

Com relação à carga no solo, a situação experimental ideal para esta pesquisa seria a utilização de uma plataforma de força, fixa no chão, como foi realizado por Resende (2006), da qual seria extraída a distribuição do peso corporal no solo, concomitantemente, com a distribuição dada pelas células de carga fixas à cadeira instrumentada. Porém, tal condição não foi possível de ser realizada neste estudo.

Além disso, as voluntárias do grupo controle provavelmente deslocaram o CG mais à frente, entre a coleta 1 e 2, indicando que pelo fato de que elas não passaram pelo tratamento de RPG, elas não tiveram uma melhora na percepção e consciência corporal e, portanto, “habitualmente” inclinam o CG à frente, como fazem nas posturas sentadas adotadas, cotidianamente, como as posturas na clínica odontológica, as posturas em sala de aula, as posturas à frente do computador, e as posturas para leitura e escrita.

A seguir, são expostos os gráficos (Figuras 50 a 53), para o grupo RPG, sobre a distribuição percentual total do peso corporal; para a digitação e o uso do mouse, comparando as coletas 1 e 2.

Distribuição Total do Peso Corporal - RPG (Coleta 1 - Digitação)

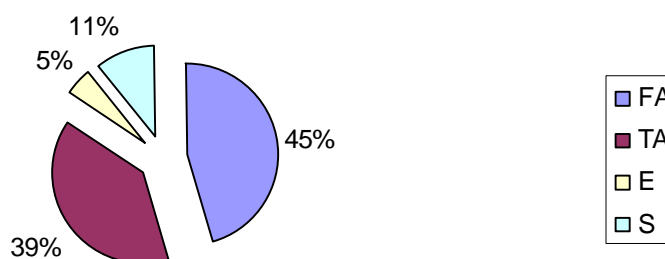


Figura 50 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 1, durante a digitação.

Distribuição Total do Peso Corporal - RPG (Coleta 2 - Digitação)

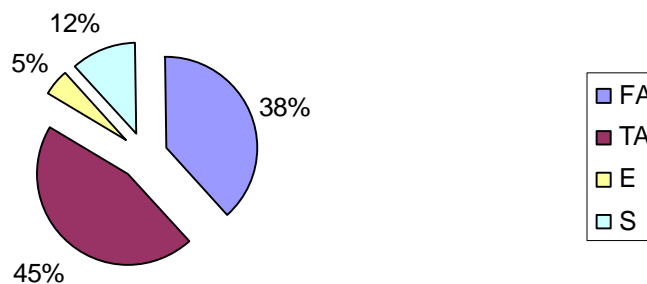


Figura 51 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 2, durante a digitação.

Distribuição Total do Peso Corporal - RPG (Coleta 1 - Mouse)

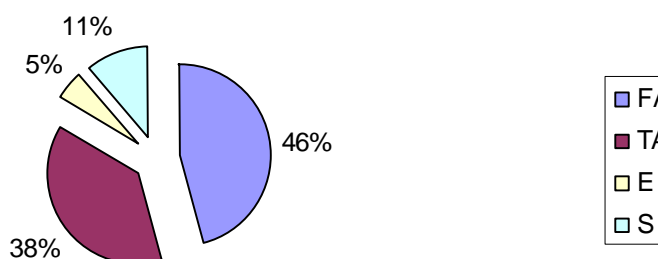


Figura 52 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 1, durante o uso do mouse.

Distribuição Total do Peso Corporal - RPG (Coleta 2 - Mouse)

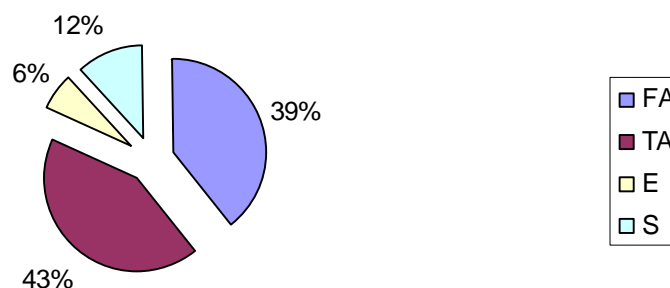


Figura 53 – Gráfico da distribuição total do peso corporal, representando, em porcentagem, a carga na parte da frente do assento (FA), na parte de trás do assento (TA), no encosto (E) e no solo (S), para o grupo RPG, na coleta 2, durante o uso do mouse.

A análise das Figuras 50 a 53 demonstra que o grupo RPG, na tarefa de digitação, de uma coleta para a outra, percentualmente, diminuiu, consideravelmente, a carga na parte da frente do assento; aumentou, também consideravelmente, na parte de trás do assento; manteve a carga no encosto; e, aumentou ligeiramente a carga no solo. Para a tarefa de uso do mouse, houve o mesmo comportamento da distribuição percentual do peso corporal, exceto para a carga imposta ao encosto, que aumentou ligeiramente na atividade em questão.

Isso pode indicar que as voluntárias tratadas pela RPG conseguiram apoiar mais as costas no encosto, para a tarefa do mouse, após o tratamento; e assim, permaneceram de uma forma melhor, na postura de teste; mantendo uma lordose lombar, uma vez que a posição das coletas usava uma lordose lombar, por adotar uma posição sentada, considerada adequada (sentar-se sobre as tuberosidades isquiáticas, com rotação anterior da pelve, para manter a lordose lombar), por alguns autores, como Zacharkow (1988) e Couto (1995).

Segundo Zacharkow (1988), o principal suporte dado por um assento deve ser sobre e anterior às tuberosidades isquiáticas. Portanto, as maiores áreas de suporte do peso, sobre o assento, estarão nas tuberosidades isquiáticas e na metade superior da parte posterior das coxas. Esta condição foi a encontrada neste trabalho, para ambos os grupos, mas, principalmente para o grupo RPG, após o tratamento.

Du Toit e Gillespie¹⁹ (1979 apud ZACHARKOW, 1988, p.95) comentaram sobre como uma lordose lombar ajudaria a transferir algum suporte do peso para a parte superior e posterior das coxas. Watkin (1983 apud ZACHARKOW, 1988, p.95) mencionou que quando se senta com uma lordose lombar, cerca de 25% do peso corporal, que usualmente estaria localizado sobre as tuberosidades isquiáticas será redistribuído sobre a parte posterior das coxas.

Drummond et al.²⁰ (1985 apud ZACHARKOW, 1988, p.97) foram capazes de dar dados específicos a respeito da variação na distribuição de pressão, quando sentado, com e sem uma lordose lombar. As distribuições de pressão foram calculadas com os indivíduos sentados sobre um scanner de pressão, com suas mãos levemente suportadas à frente do tórax ou abdômen, e com os pés livremente em suspensão. Nos indivíduos capazes de alcançar uma lordose lombar, quando sentados, 18% da pressão na postura sentada foram distribuídos sobre cada tuberosidade isquiática, e 21% da pressão na postura sentada foram distribuídos sobre a parte posterior de cada coxa. Nos indivíduos incapazes de atingir uma lordose lombar, quando sentados, houve uma mudança da distribuição de pressão, posteriormente, com pressões pontuais maiores sobre as tuberosidades isquiáticas e região sacrococcígea. A inabilidade para se sentar com uma lordose lombar resultou em 60,3% de pressão na postura sentada, sendo distribuídos sobre as tuberosidades isquiáticas e região sacrococcígea, comparada a somente 39% nos indivíduos capazes de se sentar com uma lordose lombar.

Segundo vários autores, como Zacharkow (1988), Iida (2005) e Corlett (2006), a “distribuição ideal” do peso corporal, do homem sentado, apresenta maior carga sob as tuberosidades isquiáticas (parte de trás do assento), que é a região anatômica capaz de suportar cargas na postura sentada. Essa condição foi a encontrada somente para o grupo RPG, após o tratamento, ao se considerar a análise da distribuição percentual total do peso corporal, na cadeira instrumentada.

¹⁹ DU TOIT, G. GILLESPIE, R.G. Scoliosis in paraplegia. **The journal of Bone and Joint Surgery**, 61-B: 258-259, 1979 apud ZACHARKOW, D., 1988. **Posture: sitting, standing, chair design, and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

²⁰ DRUMMOND, D., BREED, A.L, NARECHANIA, R. Relationship of spine deformity and pelvic obliquity on sitting pressure distributions and decubitus ulceration. **Journal of Pediatric Orthopedics**, 5: 396-402, 1985 apud ZACHARKOW, D., 1988. **Posture: sitting, standing, chair design, and exercise**. Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

Tal comportamento da distribuição do peso corporal pode indicar que as voluntárias do grupo RPG provavelmente melhoraram sua distribuição do peso corporal, quando sentadas, pois, houve uma melhor distribuição do peso corporal se comparada a do grupo controle. Além disso, pode-se supor que o CG das participantes do grupo RPG estava posicionado mais para trás, em relação ao das voluntárias do grupo controle, em função da carga no encosto ter sido mantida e do aumento na carga da parte de trás do assento; mesmo existindo um suposto pequeno aumento da carga no solo.

Segundo Moro (2000), para minimizar a sobrecarga adicional sobre a coluna, uma pessoa deve se sentar de forma a direcionar o CG das partes superiores do corpo (cabeça, tronco e braços) mais posteriormente em relação à coluna nesse ponto. Isso foi o que ocorreu com o grupo RPG, com relação à distribuição percentual do peso corporal, na postura sentada: maior carga na parte de trás do assento, indicando uma possível localização do CG posterior às tuberosidades isquiáticas.

Somente para reforçar o raciocínio, descrito acima, como referido por Couto (1995), Chaffin, Gunnar e Martin (2001), Iida (2005) e Corlett (2006), em condições ideais, o peso da parte superior do corpo deveria ser transferido, predominantemente, sob as tuberosidades isquiáticas, entre os glúteos e o assento. Porém, esta condição foi encontrada, neste estudo, apenas na coleta 2, para o grupo RPG. Resumidamente, talvez, isso pode ter ocorrido, somente com esse grupo, pois, pelo fato de ser o grupo tratado, suas voluntárias possivelmente tiveram uma melhora geral na propriocepção, no alinhamento postural e no posicionamento do CG.

Tal fato pode indicar que mesmo em condições ergonômicas favoráveis e ainda consideradas adequadas, na postura sentada, como foram as condições de teste deste estudo; não adianta ter somente uma boa condição ergonômica, se o usuário da cadeira não passar por um tratamento, que reequilibre sua musculatura e promova uma conscientização corporal, melhorando a propriocepção, como o que ocorre quando uma pessoa submete-se à RPG.

A melhora no alinhamento postural pode ser observada nas seguintes fotos (Figuras 54 a 57), tiradas na primeira e na última sessão, de uma das voluntárias do grupo RPG. Vale lembrar que foram tiradas fotos de todas as participantes desse grupo, desta mesma forma, mas, somente serão exibidas as fotos do “antes e depois” de uma voluntária.



Figura 54 – À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista anterior da voluntária.

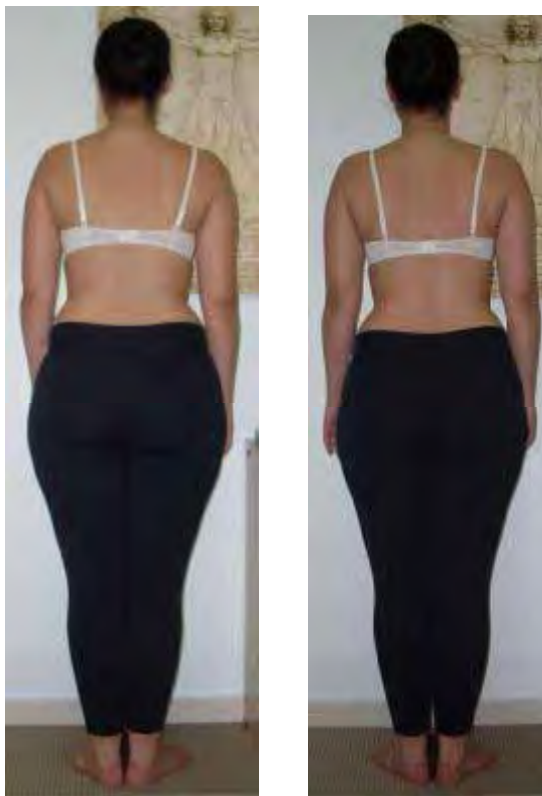


Figura 55 – À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista posterior da voluntária.

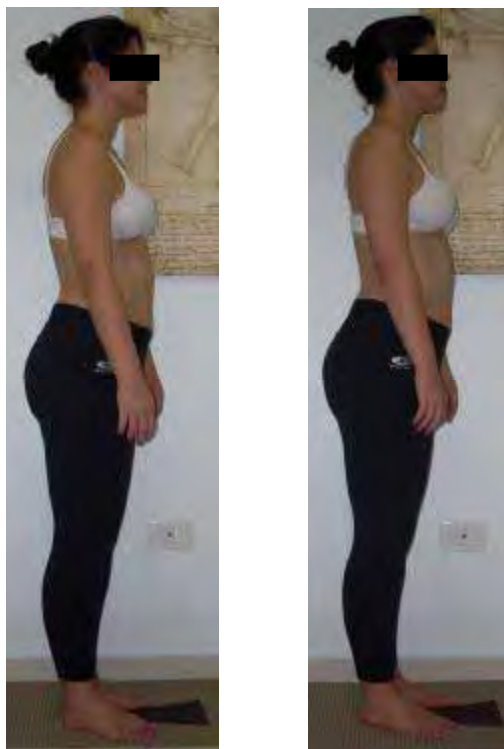


Figura 56 – À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista lateral direita da voluntária.

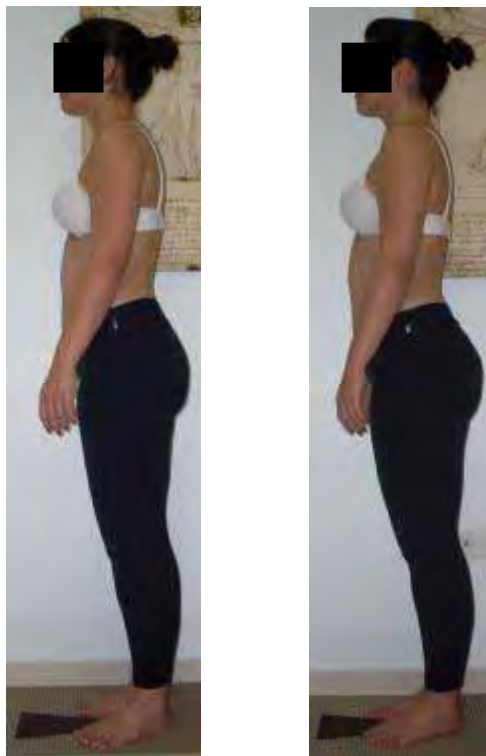


Figura 57 – À esquerda, está a foto de antes do tratamento de RPG, na primeira sessão. À direita, está a foto tirada após a última sessão. Estas fotos mostram a vista lateral esquerda da voluntária.

O principal suporte dado por um assento deve ser sobre e anterior às tuberosidades isquiáticas. Portanto, as maiores áreas de suporte do peso, sobre o assento, estarão nas tuberosidades isquiáticas e na metade superior da parte posterior das coxas (Figura 11) (ZACHARKOW, 1988). Esta foi a condição dada pela cadeira usada neste estudo.

A proposta da modulação de um assento deve dar uma superfície substancialmente horizontal, no ponto onde a maior parte do peso corporal superior é descarregada, isto é, nas tuberosidades isquiáticas. Isso é ainda mais desejável se um encosto é usado, de modo que as forças de reação do assento e superfície das costas não requerem forças de apoio (suporte) das pernas e dos pés (CORLETT; EKLUND, 1984).

O resultado é um assento que é substancialmente convexo na parte da frente e de trás, com as quinas da frente inclinadas para baixo de forma mais íngreme. Essa forma permite que o peso da parte superior do corpo seja suportado sobre uma porção horizontal do assento, e que a pressão inadequada sob as coxas seja reduzida pelas

quinas inclinadas da parte da frente do assento, enquanto ainda oferece alguma percepção de suporte (CORLETT; EKLUND, 1984).

Como a inclinação para frente de um assento deve ser aumentada, para qualquer indivíduo, como por exemplo, quando a pessoa é alta, a forma curvada do assento, faz com que o usuário da cadeira deslize para frente, tendo o espaço livre necessário abaixo das coxas, mas ainda permitindo que o peso corporal seja suportado sobre uma superfície horizontal. Além disso, quando um encosto é fornecido, a força de reação horizontal não modifica seriamente a resultante de reação do assento e, portanto, não reduz a estabilidade da pessoa que está sentada (CORLETT; EKLUND, 1984).

Mediante os três parágrafos acima, deve-se comentar que a cadeira usada neste estudo tinha as características de arredondamento e convexidade na parte anterior do assento, e oferecia boa condição de suporte para a coluna lombar, principalmente; o que está de acordo com a proposta de modulação de um assento descrita por Corlett e Eklund (1984).

O fornecimento de um encosto, particularmente um com qualquer grau de inclinação para trás, deve adicionar outro componente de impulso para frente, empurrando a pessoa que se senta para fora do assento, e requerem forças compensatórias maiores provenientes dos pés (CORLETT; EKLUND, 1984). A angulação do encosto usada neste trabalho foi de 105° , o que, provavelmente, criou um componente de impulso para frente, aumentando ligeiramente a suposta carga imposta ao solo, para o grupo RPG. O mesmo pode ter ocorrido para o grupo controle, que também aumentou a carga no solo, da coleta 1 para a 2, se considerar a análise da distribuição percentual total do peso corporal.

Quando forças de reação vertical sobre os pés, dos sujeitos sentados, excede de um quarto do peso corporal, um aumento imediato no desconforto das pernas foi relatado. Deve ser observado que esta força é menor que o peso dos membros inferiores, e que forças verticais aumentadas, as quais seriam necessárias para dar atrito aumentado e forças horizontais de imobilização aumentadas, foram amplamente reconhecidas pelos sujeitos. Contudo, a inclinação para frente da parte superior das pernas é claramente desejável, se cargas lombares excessivas não forem evitadas. A sobrecarga é uma forma reconhecida de se obter suporte corporal superior completo

sobre um assento, com uma perna angulada para baixo, mas pode ser inaceitável, e difícil para sair da cadeira. Isso faz com que o designer considere um assento moldado, particularmente naquelas situações em que um assento alto (semi-sentado) é requerido (CORLETT; EKLUND, 1984).

Neste trabalho, em nenhuma situação avaliada houve uma distribuição de peso corporal, no solo, acima de um quarto do peso corporal dos indivíduos. Apenas na segunda coleta, para o grupo controle, houve um suposto aumento significativo estatisticamente de 9 para 13% da distribuição do peso corporal no solo. E, neste caso, não foi relatado nenhum desconforto nos membros inferiores por nenhuma participante.

Com relação à eletromiografia, realizada apenas na segunda coleta, concomitantemente a segunda coleta da distribuição do peso corporal, foram utilizados eletrodos de superfície passivos (modelo infantil) de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata), como indicado por Merletti et al. (2009), a fim de conferir maior confiabilidade às medições da EMG.

Os eletrodos registradores foram fixados no músculo trapézio (fibras superiores) bilateralmente, e no músculo eretor espinhal lombar bilateralmente, com uma distância inter-eletrodos de 20 mm – de centro a centro (recomendada pelo SENIAM).

Segundo o teste *t* de *Student*, não houve diferença estatística significativa entre os grupos controle e RPG, para os músculos analisados: TSD – trapézio superior direito; TSE – trapézio superior esquerdo; ESD – eretor espinhal direito; e ESE – eretor espinhal esquerdo, durante as tarefas de digitação e uso do mouse, na coleta 2.

EMG digitação

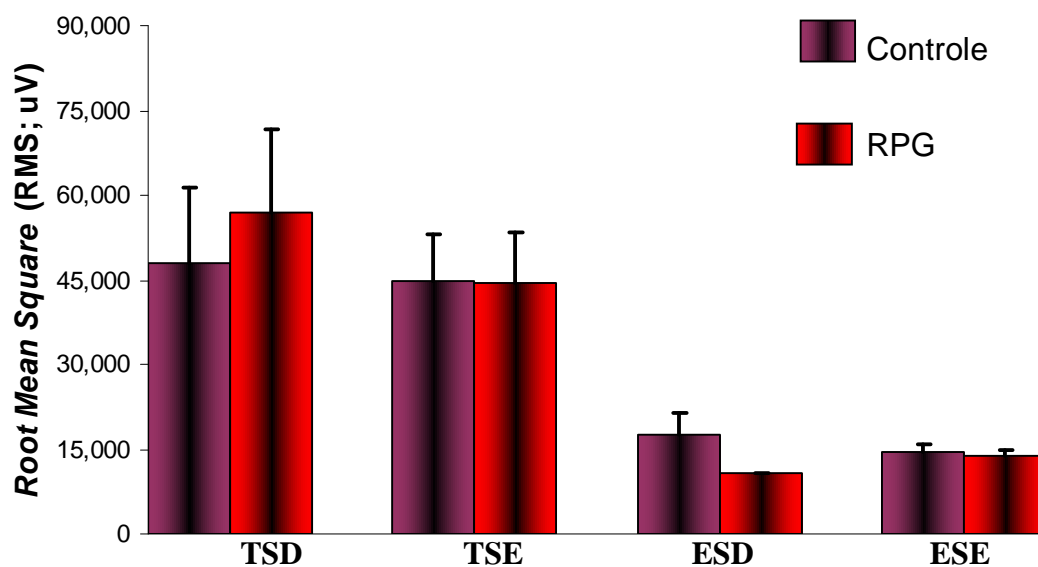


Figura 58 – Gráfico representativo do valor médio do RMS (*root mean square*), em μV , indicando as barras de erros, durante a tarefa de digitação, para os grupos controle e RPG.

EMG mouse

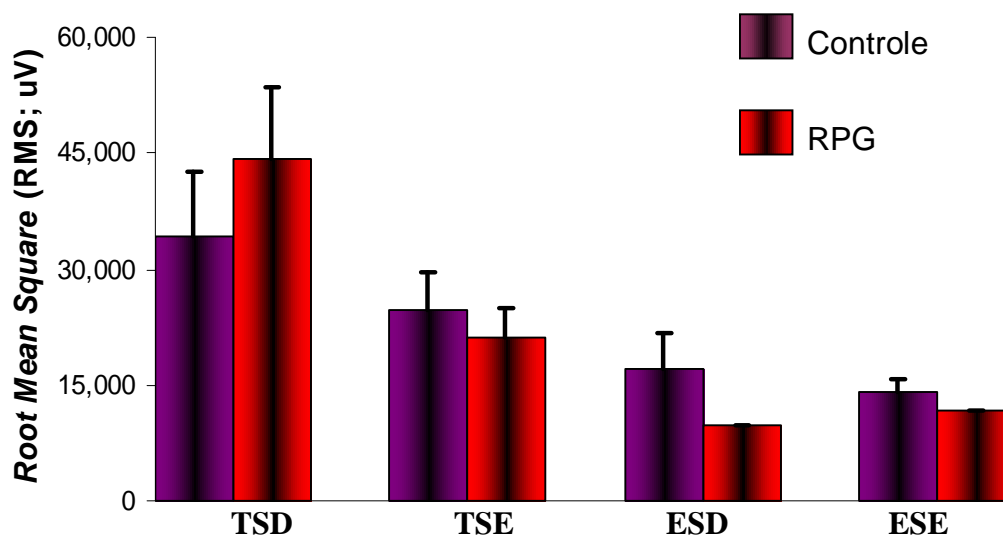


Figura 59 – Gráfico representativo do valor médio do RMS (*root mean square*), em μV , indicando as barras de erros, durante a tarefa de uso do mouse para desenhar, para os grupos controle e RPG.

Porém, se for feita uma comparação entre os valores médios do RMS (*root mean square*), entre os grupos, para cada um dos músculos estudados, em cada tarefa, há diferenças interessantes. Vale lembrar que a normalização foi realizada pelo valor médio do sinal eletromiográfico (em RMS).

Com relação ao músculo TSD, quando se compara os valores de RMS entre o grupo controle e o RPG, o grupo RPG obteve valores maiores, tanto na digitação como no uso do mouse (Figuras 58 e 59), o que pode indicar que apesar de não ter alcançado uma diferença estatística significativa, os valores da média do grupo RPG foram maiores, quando comparados aos do grupo controle.

A maior atividade eletromiográfica para o TSD pode ter ocorrido em função deste músculo estar localizado no lado dominante (direito) de todas as voluntárias, exceto uma do grupo RPG, que era ambidestra, e usava o mouse na mão direita.

Além disso, a RPG é uma técnica que devolve comprimento e força muscular adequados aos músculos dinâmicos, sendo que o TSD é um deles. Portanto, pode-se tomar como medida indireta da EMG, que as voluntárias do grupo RPG ganharam maior capacidade de gerar força neste músculo, se comparadas as do grupo controle, o que é um dos objetivos da RPG (devolver aos músculos dinâmicos a máxima capacidade de gerar força).

Segundo Kendall, McCreary, Provance (1995), as condições musculoesqueléticas frequentemente mostram padrões de desequilíbrios. Alguns padrões estão associados à dominância manual, e alguns à postura habitualmente inadequada. O desequilíbrio muscular pode também ser causado por atividades ocupacionais ou recreacionais, nas quais ocorre o uso persistente de certos músculos, sem o exercício adequado de músculos antagonistas. O desequilíbrio que afeta o alinhamento corporal é um fator importante em muitas condições posturais dolorosas. Portanto, o desequilíbrio muscular distorce o alinhamento e favorece a sobrecarga inadequada e a distensão de articulações, ligamentos e músculos (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995), levando ao aparecimento de queixas e lesões, e, conseqüentemente, de dores.

Isso pode ser mostrado com este trabalho, no qual todas as voluntárias eram destras (exceto uma, ambidestra) e desenvolviam vários tipos de tarefas ocupacionais similares, com padrões posturais inadequados, como, por exemplo: clínica

odontológica, atividades em sala de aula (como, a escrita) e uso do computador (digitação e mouse); o que pode ter contribuído para que elas desenvolvessem queixas músculo-esqueléticas semelhantes e nas mesmas regiões corporais, solicitadas excessivamente, nas tarefas supracitadas; e, também, para que a atividade eletromiográfica do TSD fosse superior à do TSE, para ambos os grupos, por causa da dominância manual das voluntárias.

Portanto, sendo assim, pode-se concluir dos gráficos (Figuras 58 e 59) que o músculo TSD foi o que apresentou maior valor médio de RMS, para ambos os grupos em análise, durante a tarefa de digitação, quando este músculo parece ficar mais ativo, se comparado à tarefa com o mouse.

O músculo trapézio superior faz parte da cadeia muscular superior do ombro e da cadeia anterior do braço, apresentando funções dinâmicas, como, por exemplo, a elevação do ombro. Como neste experimento, este músculo estava executando sua função dinâmica, ele apresentou maiores valores médios de RMS, tanto na digitação como no uso do mouse, principalmente para o TSD, o que é justificável pelo fato das voluntárias serem destros. Portanto, o TSD das participantes é naturalmente e fisiologicamente mais solicitado, e, por isso, pode apresentar valores maiores do RMS, se comparado ao TSE.

Segundo Straker e Mekhora (2000), a alta atividade muscular do trapézio tem sido proposta como um indicador da carga aumentada sobre as áreas do ombro e pescoço. Um alto nível de atividade muscular pode indicar um risco aumentado para o desenvolvimento de desordens músculo-esqueléticas.

Para o músculo TSE, durante a digitação, praticamente não houve diferença estatística significativa nos valores de RMS, entre os grupos controle e RPG. Porém, curiosamente, para a tarefa de uso do mouse, o valor médio do RMS foi um pouco maior para o grupo controle (Figuras 58 e 59). Deve-se lembrar de que durante o uso do mouse, o membro superior esquerdo ficou apoiado sobre a coxa esquerda. Isso pode indicar que o TSE das voluntárias do grupo controle estava mais “tenso” em comparação ao das participantes do grupo RPG, o que pode ser explicado pela ausência de tratamento do grupo controle.

A comparação estatística dos valores de RMS, para o TSE, entre os grupos, demonstrou não haver diferença significativa.

O músculo eretor da espinha (erector espinhal) possui como ação principal a extensão da coluna vertebral, sendo um músculo antigravitacional (estático), e por essa razão, quando sentado, com uso de um encosto, apresenta diminuição da sua atividade eletromiográfica, de acordo com diversos autores (CORLETT; EKLUND, 1984; AMADIO; DUARTE, 1996; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001; DUNK; CALLAGHAN, 2005).

O ESD apresentou maior atividade eletromiográfica no grupo controle, tanto durante a digitação, como no uso do mouse, mostrando valores de RMS bem próximos para ambas as atividades (Figuras 58 e 59). Quando se compara os valores de RMS do grupo controle com os do grupo RPG, vê-se que este grupo apresentou valores mais baixos, e, também, houve pequena variação entre os valores de RMS das participantes deste grupo; ou seja, o desvio padrão foi pequeno, se comparado ao desvio padrão do grupo controle.

Isso pode indicar que o grupo RPG teve uma apresentação mais uniforme dos dados. Portanto, pode-se concluir que as voluntárias do grupo RPG mostraram que seus músculos eretores espinhais (lado direito) estavam mais “relaxados” do que os músculos das participantes do grupo controle; o que pode ser explicado pelo fato de que a RPG relaxa a musculatura estática do corpo humano, ou seja, diminui o seu tônus muscular.

O músculo ESE mostrou maior atividade mioelétrica para o grupo controle, tanto na tarefa de digitação como no uso do mouse, se comparado ao grupo RPG (Figuras 58 e 59). Este grupo apresentou menores valores de RMS para o ESE, em ambas as atividades, o que demonstra que a RPG também relaxou tal musculatura, diminuindo seu tônus muscular – o mesmo ocorrido para o músculo ESD.

Porém, o ESE apresentou maior atividade eletromiográfica do que o ESD, para o grupo RPG, no uso do mouse, provavelmente, por que o ESE recrutou mais fibras musculares para realizar o mecanismo de ajuste postural, já que o movimento estava sendo feito com o membro superior direito (mão direita manuseando o mouse), em um ajuste da musculatura contralateral, aumentando seu tônus, o que ocorre devido à

coordenação motora de ajuste postural; indicando que, provavelmente, um dos efeitos da RPG foi alcançado: a melhora da coordenação motora.

Analisando-se as Figuras 58 e 59, pode-se concluir que a RPG, provavelmente, cumpriu o papel de alongar (“relaxar”) a musculatura estática, pelo exemplo da menor atividade eletromiográfica encontrada nos eretores espinhais lombares bilateralmente, no grupo RPG, tanto durante a digitação, como no uso do mouse.

Pode-se observar também, das Figuras 58 e 59, que para ambas as atividades, houve certa diferença nos valores médios do RMS para os músculos ESD e ESE. Tais valores, de ambos os músculos, indicam que o grupo RPG apresentou valores mais baixos do RMS, quando comparados aos valores do grupo controle. Tal fato indica que provavelmente a RPG promoveu um relaxamento do músculo eretor da espinha bilateralmente.

Porém, a ativação muscular prolongada em nível baixo tem sido associada com relatos de dor muscular; contrações de nível baixo vistas na postura sentada ereta podem prejudicar o transporte de oxigênio nos músculos, os quais poderiam ser uma origem de dor e lesão, especialmente para mulheres expostas a trabalhos na postura sentada prolongada (DUNK; CALLAGHAN, 2005). Esse pode ser um dos fatores que explique a dor nas costas referida pelas voluntárias deste estudo, as quais apresentaram baixos valores de atividade eletromiográfica para a musculatura eretora da espinha. Porém, as voluntárias do grupo RPG diminuíram suas queixas de dores, após o tratamento.

Além disso, as Figuras 58 e 59 indicam, através da barra de erros, que houve uma grande variabilidade de dados, tanto para o grupo controle como para o RPG, demonstrando, na verdade, o caráter extremamente individual do grau de recrutamento muscular entre os indivíduos. Por isso, pode-se dizer que seria mais adequado comparar os dados de um indivíduo com os dele mesmo, pré e pós uma dada intervenção ou tratamento, ao invés de comparar um grupo de indivíduos com outro grupo. Porém, na prática, não é isso que é visto como padrão na literatura, na qual se encontra os dois tipos de analogia.

Também, essa grande variabilidade nos dados pode ser justificada pelo N (número de participantes) ter sido pequeno, tanto para o grupo controle como para o grupo RPG.

Por isso, provavelmente, não foi encontrada significância estatística entre os grupos controle e RPG pelo fato do número de participantes de cada grupo ser pequeno. Talvez, se aumentar o “N” dos grupos, uma diferença estatística significativa possa ser mostrada, pois, os gráficos das Figuras 58 e 59 indicam isso.

Podemos observar (Figuras 58 e 59) que os valores do RMS para o músculo trapézio superior (bilateralmente) foram maiores daqueles encontrados para o músculo eretor espinhal (bilateralmente). Isso pode ser explicado pelas próprias ações musculares destes músculos. O eretor da espinha é um músculo que faz a extensão da coluna vertebral e é um músculo antigravitacional (músculo estático). Já, o músculo trapézio superior tem funções dinâmicas, como, por exemplo, a elevação do ombro. Portanto, quando se senta, espera-se que a musculatura estática (antigravitacional) diminua sua atividade eletromiográfica, o que foi apresentado neste experimento com os valores médios baixos do RMS para o músculo eretor espinhal.

Como neste experimento, o músculo trapézio superior estava executando sua ação de estabilização e dinâmica, ele apresentou maiores valores médios do RMS, tanto na digitação como no uso do mouse, principalmente para o TSD; o que pode indicar que como as voluntárias eram destros (lado direito dominante), o TSD delas já é naturalmente e fisiologicamente mais solicitado, e, portanto, pode apresentar valores maiores do RMS, como exposto anteriormente.

Estudos mostraram que o tipo de tarefas realizado numa estação de trabalho computadorizada tem um efeito sobre as respostas posturais enquanto sentado (VAN DIEËN; LOOZE; HERMANS, 2001). Isso foi encontrado neste estudo, no qual houve diferentes níveis de ativação muscular dependendo da tarefa realizada (digitação ou uso do mouse), analisando-se os mesmos músculos.

Tanto van Dieen et al. (2001) como Gregory et al. (in press) demonstraram níveis mais altos de ativação muscular na coluna, e menor atividade que os músculos das costas tiveram em repouso do que durante tarefas de digitação (VAN DIEËN; LOOZE; HERMANS, 2001).

Neste trabalho, pode-se perceber que, tanto durante a digitação como com o uso do mouse, os músculos eretores da espinha (ESD e ESE) apresentaram baixa atividade eletromiográfica, em ambos os grupos, pelo fato de que a postura sentada é uma posição que confere certo relaxamento a esta musculatura, segundo diversos autores citados anteriormente. Além disso, um encosto com uma angulação de 105° foi usado, o que diminui também a atividade eletromiográfica da musculatura eretora espinhal, segundo autores já citados também.

Provavelmente, se uma atividade em pé fosse realizada e comparada com os resultados na postura sentada, para os eretores espinhais, seriam encontrados níveis mais altos de atividade mioelétrica em pé do que sentado, pois, em pé, tal musculatura está exercendo, totalmente, sua ação antigravitacional (SOUCHARD, 2005), a fim de que o corpo não caia para frente.

Há concordância geral que, na posição sentada, a atividade mioelétrica dos músculos eretores da espinha se reduz quando: a) o tronco é inclinado subitamente para frente em flexão completa (o fenômeno flexão-relaxamento); b) os braços estão apoiados; ou c) um encosto dorsal é utilizado (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Se, agora, as nádegas são deslizadas para frente e a rotação para trás da pelve ocorre, para permitir que a coluna faça contato com um encosto (Figura 9), a pressão no espaço abdominal pode ser reduzida, assim como o ângulo entre o tronco e as coxas é aumentado, e qualquer torque de apoio, requerido pelos músculos das costas, é reduzido, por que o CG está mais próximo da coluna. O encosto também proporciona um momento de apoio (suporte), reduzindo ainda mais a necessidade da atividade muscular contra a gravidade (CORLETT; EKLUND, 1984).

Portanto, quando há a presença de um encosto, o segmento lombar e o cervical são aliviados, havendo uma pequena atividade muscular paravertebral (Figura 5) (AMADIO; DUARTE, 1996). Como na condição de teste, na postura sentada, deste estudo, havia um encosto na cadeira utilizada, isso pode ser uma das razões que explique a baixa atividade eletromiográfica encontrada para o eretor espinhal, bilateralmente, para ambos os grupos.

Na procura do melhor ângulo, entre o tronco e as coxas, que pudesse conciliar pequena pressão nos discos com baixa atividade eletromiográfica, Anderson e colaboradores pesquisaram pessoas normais, utilizando medidor de pressão, instalado em disco intervertebral, na região lombar, e eletromiógrafo multicanal ao mesmo tempo, e chegaram à conclusão ser o ângulo de 100 a 110°, aquele que melhor atende às duas exigências. Ângulos maiores do que 110° também são favoráveis, mas comumente são incompatíveis com a postura de trabalho (COUTO, 1995).

Mediante isso, este estudo usou uma angulação entre assento e encosto de 105°. Talvez, por isso, se possa justificar também a baixa atividade eletromiográfica encontrada para o músculo eretor da espinha (bilateralmente), da região lombar, para ambos os grupos estudados.

O estudo de Kleine et al. (1999) investigou, em detalhes, variações temporais na atividade muscular de trabalhadores que usavam monitores. Para discriminar as variações eletromiográficas relacionadas à fadiga e à postura, os parâmetros posturais foram adicionalmente registrados, usando um sistema de análise de movimento com marcadores de ultra-som. As participantes fizeram os testes, com monitores certificados, usando cadeiras com ajuste de altura e apoios para os braços, os quais não foram usados durante a digitação (KLEINE et al., 1999).

Nove voluntárias fizeram seu trabalho normal: de digitação, com ambas as mãos, e de falar em uma fita. A gravação da fita era controlada por um pedal posicionado sobre um apoio de pés. As voluntárias trabalharam em três períodos de uma hora. Foram feitos registros de EMG dos músculos do pescoço, eretor espinhal torácico e lombar, trapézio superior, esternocleidomastóideo e deltóide (porções anterior e posterior) (KLEINE et al., 1999).

O RMS absoluto mais alto foi encontrado no músculo trapézio, assim como foi encontrado neste trabalho. Embora seja difícil comparar o RMS absoluto de músculos diferentes como uma medida de carga, o *strain* (tensão) sobre o trapézio parece ser mais alto do que sobre qualquer um dos outros músculos estudados. Isto corresponde às taxas de prevalência mais altas para dor no ombro e pescoço do que para dor em outras regiões corporais (Kamwendo et al., 1991a apud Kleine et al., 1999). O que

pode ser concluído deste estudo também, pois, tanto as voluntárias do grupo controle como as do RPG relataram dores em tais regiões corporais.

Um aumento forte e consistente do RMS foi encontrado nos trapézios esquerdo e direito ao longo do curso do tempo de trabalho. Portanto, o aumento do RMS pode ser atribuído à fadiga ou à força aumentada do músculo trapézio (Kamwendo et al., 1991a apud Kleine et al., 1999). Força aumentada (crescente) pode ser necessária para compensar variações posturais ou pode ser causada pela ativação dos músculos relacionada à atenção sem uma necessidade biomecânica (Waersted et al., 1996; Waersted; Westgaard, 1996 apud Kleine et al., 1999).

Os resultados apresentados por Kleine et al. (1999) mostraram que o registro simultâneo de EMG e de parâmetros posturais melhora a compreensão sobre a ativação muscular, durante trabalho sustentado à frente do monitor. Durante o curso do tempo de trabalho, um aumento do RMS foi encontrado no músculo trapézio.

Este aumento da atividade mioelétrica foi particularmente relacionado ao levantamento dos ombros, compensando um escorregamento das costas. Segundo Kleine et al. (1999), para elucidar a tamanha dimensão da atividade mioelétrica aumentada ou das variações posturais que estão relacionadas aos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT), estudos futuros são necessários, envolvendo pessoas que sofrem de dor e controles, assim como foi realizado neste trabalho.

O tratamento de RPG oferecido às voluntárias trabalhou com as mesmas posturas de tratamento para todas as participantes do grupo tratado, levando em consideração não a individualidade, um dos princípios da RPG (SOUCHARD, 2002), mas sim, as queixas músculo-esqueléticas em comum e as posturas ocupacionais cotidianas semelhantes, adotadas pelas voluntárias. A mesma escolha das posturas de tratamento (rã no chão com braços fechados e rã no ar com braços abertos) é justificada pelo motivo de que este é um trabalho experimental, e como tal, deve seguir um método. Se cada voluntária tivesse um tratamento diferente, o método não seria respeitado.

Apesar de todas as participantes preencherem um questionário (Apêndice C) sobre dor e desconforto músculo-esquelético, antes das coletas 1 e 2; para as

voluntárias do grupo RPG, a cada sessão, a intensidade da dor ou desconforto era questionada.

As regiões de queixas músculo-esqueléticas mais relatadas pelas voluntárias, tanto do grupo controle como do grupo RPG, no questionário (Apêndice C) citado acima, foram a coluna cervical, torácica e lombar, os ombros, e os punhos – que são partes do corpo muito sobrecarregadas na atividade clínica da Odontologia, e também no uso do computador.

Para o grupo controle, a região de maior dor foi a coluna lombar (nota média para a dor igual a 2,6), e para o grupo de RPG, a região cervical é a que apresentava mais dor (nota média para a dor igual a 2,8).

Em todas as sessões de RPG, as voluntárias tratadas tinham que atribuir uma nota de zero a dez para a dor ou desconforto (adaptação da escala de Borg de dor ou esforço físico), que estavam sentindo no momento da sessão. O valor médio dado para a dor ou desconforto na primeira sessão foi de 5,22, e o valor médio dado para dor ou desconforto na última (oitava) sessão foi de 0,56.

Se compararmos os valores das notas dadas, pelas voluntárias, na primeira e última sessões, através do teste *t* de *Student*, houve uma extrema significância estatística ($p < 0,001$); o que pode ser visto através da Figura 60. Ou seja, existe diferença estatística significativa entre as notas dadas, antes e após o tratamento de RPG, o que pode indicar a eficácia de tal técnica no alívio de dores e/ou sintomas músculo-esqueléticos, mesmo em poucas sessões (oito apenas).

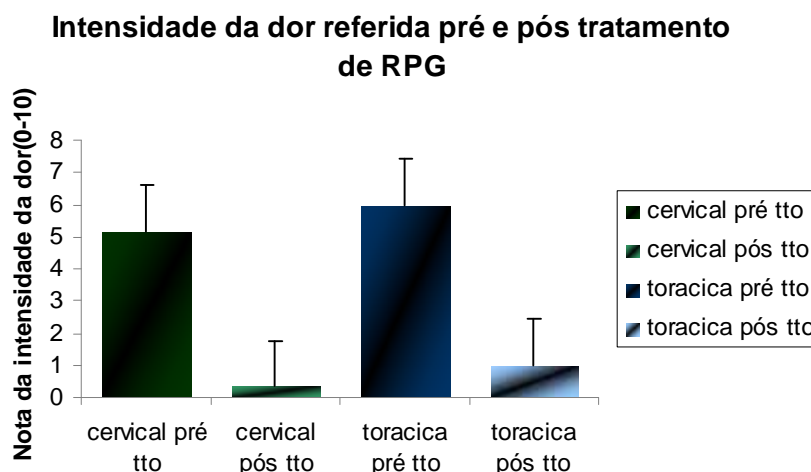


Figura 60 – Gráfico representativo das notas de intensidade da dor (de 0 a 10) referida pelas voluntárias do grupo RPG, em cada uma das oito sessões.

Como a postura sentada, adotada neste estudo, para as coletas 1 e 2, mantinha uma angulação dos quadris e joelhos de aproximadamente 90°, e o encosto da cadeira estava posicionado a 105°; esta posição sentada pode ser confortável, se a cadeira e suportes adicionais mantiverem o corpo em um bom alinhamento, segundo Kendall, McCreary e Provance, (1995).

Manter um bom alinhamento do corpo, na postura sentada, pode reduzir ou prevenir dores associadas aos problemas relacionados à postura (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995). Tal fato pode ter ocorrido com as voluntárias do grupo RPG, pois, elas além de mostrarem uma ligeira melhora nos valores de distribuição do peso corporal, na postura sentada, demonstrando, portanto, melhor alinhamento postural, quando sentadas, do que as voluntárias do grupo controle; elas também tiveram uma redução extremamente significativa nas queixas de dores que elas apresentavam previamente ao tratamento de RPG (Figura 60).

5 CONCLUSÃO

O maior valor deste trabalho é sua contribuição científica perante os estudos sobre postura sentada, pois há poucos estudos sobre este tema, tornando difícil encontrar referências atuais a respeito. Tais estudos, geralmente, abordam temas como a distribuição de pressão no assento, principalmente, e às vezes, no encosto.

Pôde se concluir que a RPG alterou pouco a distribuição do peso corporal, na postura sentada, comparando-se os grupos controle e RPG; apesar deste grupo ter mostrado maior distribuição percentual do peso corporal na parte de trás do assento (tuberosidades isquiáticas) – o que é recomendado por diversos autores citados. Mesmo com esta pequena diferença na distribuição do peso corporal, entre os grupos, parece que o grupo RPG obteve uma ligeira melhora na distribuição percentual do peso corporal, entre as coletas, se comparado ao grupo controle.

Mediante a análise da atividade eletromiográfica, a RPG apresentou um de seus efeitos: melhorou a capacidade de gerar força de um músculo dinâmico (trapézio superior, principalmente para o direito), e diminuiu o tônus muscular de um músculo antigravitacional (erector espinhal, bilateralmente).

Portanto, a RPG provavelmente promove alguma alteração tanto na distribuição do peso corporal, quando sentado; como também, altera valores da atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior e erector espinhal lombar. Porém, houve significância estatística para algumas variáveis estudadas, relacionadas à distribuição do peso corporal, mas, sem apresentar muita diferença entre o comportamento da distribuição do peso corporal entre os grupos. Talvez, isso ocorreu pelo fato de que o número de participantes tenha sido pequeno para este experimento.

Além disso, o número de sessões de RPG possa ter sido insuficiente para mostrar uma diferença bem significativa, entre os grupos, tanto com relação à distribuição do peso corporal, quanto à atividade eletromiográfica dos músculos estudados.

A questão das dores músculo-esqueléticas, apresentadas pelas jovens voluntárias, retrata o cenário cotidiano de muitas pessoas, que atualmente sofrem, principalmente, de problemas na coluna, em função da adoção prolongada da postura sentada. Por isso, há uma grande necessidade de estudos futuros que abordem este tema de forma ampla.

REFERÊNCIAS

AGARABI, M., BONATO, P., DE LUCA, C.J. **A sEMG-based Method for Assessing the Design of Computer Mice.** 2007. Disponível em: <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/DelsysResearchPapers.html>. Acessado em 15/07/07.

ALBUQUERQUE, R. Brasileiro realiza pesquisa inédita: Estudo comprova cientificamente a eficácia do RPG. **RPG Notícias**, São Paulo, set/out/nov 2003. 7 (3), p. 1.

AMANN, B.O. **Estudo das medições de vibração e eletromiografia na coluna lombar de operadores de empilhadeira, utilizando pneus elásticos e infláveis.** 2006. 99f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

AMADIO, A.C., DUARTE, M. Módulo III: Aplicações e interpretações em análise do movimento – Abordagem Biomecânica da Postura. In: **Fundamentos Biomecânicos para Análise do Movimento.** 2ed. São Paulo: Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, 1996, p. 101 – 111.

ANDERSON, G.B.J. et al. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. **Spine.** 4 (1), p. 52 - 58, 1979.

ANDERSON, G.B.J. et al. Biomechanical analysis of loads on the lumbar spine in sitting and standing postures. **Biomechanics**, VIII-A, p.543 - 551, 1983.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física.** supl. 3, p. 79-89, 2000.

BARNES, R.M. **Estudo de movimentos e de tempos: projeto e medida do trabalho.** 6ed. São Paulo: Edgard Blucher Ltda, 1977.

BASMAJIAN, J.L. **Terapêutica por exercícios.** São Paulo. Manole, 1976.

BRACCIALLI, L.M.P; VILARTA, R. Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais. **Revista Paulista de Educação Física**, v. 14, n.1, p. 16-28, 2000.

BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1999, 270 p.

CAILLIET, R. **Lombalgias: síndromes dolorosas**. São Paulo: Manole, 1979.

CHAFFIN, D.B., GUNNAR, B.J.A., MARTIN, B.J. **Occupational Biomechanics**. 3ed. Wiley-Interscience: New York, 1999, p. 150 – 153.

CHAFFIN, D.B., GUNNAR, B.J.A., MARTIN, B.J. **Biomecânica Ocupacional**. 3ed. Ergo: Belo Horizonte, 2001, p. 357 – 387.

COOK, C., LIMERICK, R.B., PAPALIA, S. The effect of upper extremity support on upper extremity posture and muscle activity during keyboard use. **Applied Ergonomics**, 2004, 35, 285-292.

CORLETT, E.N., EKLUND, J.A.E. How does a backrest work? **Applied Ergonomics**, 1984, 15.2, 111-114.

CORLETT, E.N., 2006. Background to sitting at work: research based requirements for the design of work seats. **Ergonomics**. 49 (14), 1538-1546.

COUTO, H.A. **Ergonomia Aplicada ao Trabalho – O manual técnico da máquina humana**. V.1, Belo Horizonte: ERGO, 1995, p. 185 – 213, 257 - 283.

DELSYS (2006): www.delsys.com. Acessado em 20/10/06.

DEURSEN van, D.L et al. Mechanical effects of continuous passive motion on the lumbar spine in seating. **Journal of Biomechanics**, 33, 695-699, 2000.

DUNK, N.M., CALLAGHAN, J.P. Gender-based differences in postural responses to seated exposures. **Clinical Biomechanics**, 20, 1101-1110, 2005.

FERREIRA, E.A.G. **Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. 114f. Tese (Doutorado em Ciências) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

FURLAN, A.D. **Escola de Coluna: manual do aluno**. São Paulo: Asta Medica, 1997, 46 p.

GONÇALVES, G.H.G.A.B; OLIVEIRA, C.B; GREVE, J.M.D. Estudo comparativo da variação na distribuição de pressão no assento em cadeiras com encostos lombares de inclinação de 90° e 100°. **Brazilian Journal of Biomechanics**, Ano 3, n.5, nov.2002.

GRANDJEAN. **Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem**. 4 ed. Porto Alegre, Bookman, 1998, 338p.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Fisiologia humana e mecanismo das doenças**. 6ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1997, 639 p.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 2 ed. Barueri, Manole, 2008, 494p.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: Coluna e Extremidades**. São Paulo, Atheneu, 1999, 276p.

IIDA, I. O que é a Ergonomia. In: **Ergonomia: Projeto e Produção**. 2ed. São Paulo: Blucher, 2005. p. 2.

IIDA, I.; WIERZZBICKI, H.A.J. **Ergonomia – notas de aulas**. 3 ed. São Paulo, 1978, p. 20 - 32, 39 - 48.

KAYIS, B.; HOANG, K. Static three-dimensional modeling of prolonged seated posture. **Applied Ergonomics**. v.30, p. 255 – 262, 1999.

KENDALL, McCREARY, PROVANCE. Postura: alinhamento e equilíbrio muscular. In: **Músculos: provas e funções**. 4ed. São Paulo: Manole, 1995. p. 69 – 118.

KINGSLEY, R.E. **Manual de neurociência**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2001, 496 p.

KISNER, C.; COLBY, L.A. A coluna: problemas subagudos, crônicos e posturais. In: **Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 3ed. São Paulo: Manole, 1998. p. 520 - 577.

KLEINE, B.U. et al. Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. **Int. Arch. Occup. Environ. Health**, 1999, 72, 387-394.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. São Paulo: Panamed, 1986, 452p.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000, 347p.

MAKHSOUS, M. et al. Sitting with adjustable isquial and back supports: Biomechanical Changes. **SPINE**. v.28, n. 11, p. 1113 – 1122, 2003.

MANDAL, A.C. The seated man (Homo Sedens) – The seated work position. Theory and practice. **Applied Ergonomics**, 1981, 12.1, 19-26.

MARQUES, A.P. **Reeducação Postural Global: um programa de ensino para a formação do fisioterapeuta**. 1994. 96 f. Tese (Doutorado em Psicologia) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 1994.

MARCHETTI, P.H, DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. 2006. Disponível em: <http://lob.iv.fapesp.br>. Acessado em março de 2007.

MC CORMICK, D.A, TUBERGEN, R.G. System to monitor task chair seating. **Clinical Biomechanics**. n.18, p. 981 – 984, 2003.

MERLETTI, R. et al. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyography signal: State of the art. **Clinical Biomechanics**, 2009, 24, 122-134.

MIDDLEDITCH, A.; OLIVER, J. **Anatomia funcional da coluna vertebral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1998, 325 p.

MOCHIZUKI, LUIS. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio**. 2001. 200 f. Tese (Doutorado em Biomecânica) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

MORISCOT, A.S.; CARNEIRO, J.; ABRAHAMSOHN, P.A. **Histologia para Fisioterapia e Outras Áreas da Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2004, 199p.

MORK, P.J., WESTGAARD, R.H. Back posture and low back muscle activity in female computer workers: A field study. **Clinical Biomechanics**, 2009, 24, 169-175.

MORO, A.R.P. **Análise biomecânica da postura sentada: uma abordagem ergonômica do mobiliário escolar**. 2000. 124 f. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano – Biomecânica) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2000.

OLIVER, J. **Cuidado com as costas: um guia para terapeutas**. 1 ed. São Paulo: Manole, 1999, 162p.

PALMER, C. **Ergonomia**. FGV – Instituto de Documentação. Rio de Janeiro: Fundação Getúlio Vargas, 1976.

PORTNEY, L. Eletromiografia e Testes de Velocidade de Condução Nervosa. In: O'Sullivan, S. Schmitz, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1993. cap. 10, p. 183 – 223.

RESENDE, F.L.S. **Análise da distribuição de cargas e das forças entre assento e encosto, na postura sentada adequada**. 2006. 114f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RIBERTO, M., LOURENÇÃO, M.I.P., LOPES, J.A. Comparação de dois tipos de *mouse* por meio de eletroneuromiografia de superfície. **Acta Fisiátrica**. 11 (3), 111 – 116, 2004.

SHEPHERD, R.B. **Fisioterapia em Pediatria**. 3 ed. São Paulo: Santos, 1998, 421 p.

SOBOTTA. **Atlas de Anatomia Humana**. Editado por R. PUTZ e R. PABST. v.2 (tronco, vísceras e extremidade inferior). 20ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995, p.31.

SOUCHARD, P.E. **Pour Mieux Comprendre La Rééducation Posturale Globale – R.P.G** (Réalisation de l'association Belge de RPG), dez. 2002. Disponível em: <www.rpg-souchard.com>. Acesso em: 20 set. 2008.

SOUCHARD, P.E. Os mecanismos do equilíbrio. In: **As Escolioses: seu tratamento fisioterapêutico e ortopédico**. São Paulo: É Realizações, 2005. p. 88.

SOUCHARD, P.E. Cadeias Musculares e suas posturas. In: **Reeducação Postural Global (método do campo fechado)**. 6ed. São Paulo: Ícone, 2006. p.89-94.

SOUCHARD, P.E. Autoposturas de Manutenção e Prevenção da RPG. In: **Autoposturas da RPG: de manutenção, prevenção e respiratórias**. São Paulo: É Realizações, 2007. p. 10-14.

STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. São Paulo: Premier, 2000, 402 p.

STRAKER, L., MEKHORA, K. An evaluation of visual display unit placement by electromyography, posture, discomfort and preference. **International Journal of Industrial Ergonomics**, 2000, 26, 389-398.

VAN DIEËN, J.H, DE LOOZE, M.P, HERMANS, V. Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. **Ergonomics**. 44: 7, 739 – 750, 2001.

VENTURA, L.M. **Análise multivariada das medidas antropométricas de crianças das escolas do I grau do município de Santa Maria**. 1984. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) - Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 1984.

ZACHARKOW, D., 1988. **Posture: sitting, standing, chair design, and exercise.** Charles C. Thomas Publisher, Springfield.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement.** John Wiley & Sons: Waterloo: 1979, 202 p.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo Controle)

Cara Senhora,

Eu, FERNANDA L.S.RESENDE, fisioterapeuta, aluna de Doutorado da Unesp – Guaratinguetá, vou coordenar uma pesquisa cujo título é: **“Efeito da reeducação postural global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal e a atividade eletromiográfica, na postura sentada”**.

O objetivo deste estudo é avaliar o comportamento da atividade eletromiográfica dos músculos eretores espinhais lombares e trapézio superior e, simultaneamente, acompanhar se há variações na distribuição do peso corporal, durante utilização do mouse e do teclado; antes e depois aplicação da reeducação postural global (RPG). Para a execução deste projeto, o abaixo assinado está ciente de que:

1. Necessitará estar presente nos dias e locais determinados, previamente, nas dependências da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, para as medições com o uso de uma cadeira instrumentada com células de carga e de um eletromiógrafo.
2. Serão necessárias duas medições, com duração de aproximadamente 30 minutos cada, para dois períodos distintos – com um intervalo de tempo (em semanas) entre eles.

A Sra. tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Titular José Geraldo Trani Brandão, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP – Campus Guaratinguetá, e a co-orientação do Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim da FOSJC/UNESP.

Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, fone (12) 3947-9076, e-mail: janete@fosjc.unesp.br e comunique-se com a coordenadora profª adjunta Janete Dias Almeida. Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim, deixar de participar do estudo. Também, não haverá custo nem pagamento pela colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecida a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo com a minha participação nas medições a serem realizadas na cadeira instrumentada e no eletromiógrafo, nas dependências da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-Unesp. Estou ciente de que o estudo trará benefícios a minha saúde, pois receberei orientações posturais da fisioterapeuta e encaminhamento para tratamento, se for necessário. Declaro conhecer quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confiabilidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

Nome: _____
 RG: _____ CPF: _____
 Endereço Completo: _____

 Assinatura do Participante

 Assinatura da Pesquisadora

APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo RPG)

Cara Senhora,

Eu, FERNANDA L.S.RESENDE, fisioterapeuta, aluna de Doutorado da Unesp - Guaratinguetá, vou coordenar uma pesquisa cujo título é: **“Efeito da reeducação postural global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal e a atividade eletromiográfica, na postura sentada”**.

O objetivo deste estudo é avaliar o comportamento da atividade eletromiográfica dos músculos eretores espinhais lombares e trapézio superior e, simultaneamente, acompanhar se há variações na distribuição do peso corporal, durante utilização do *mouse* e do teclado; antes, durante e depois aplicação da reeducação postural global (RPG). Para a execução deste projeto, o abaixo assinado está ciente de que:

1. Necessitará estar presente nos dias e locais pré-determinados, nas dependências da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, para as medições com o uso de uma cadeira instrumentada com células de carga e de um eletromiógrafo.
2. Necessitará estar presente no consultório de Fisioterapia para as 8 sessões de reeducação postural global (RPG), nos dias e horários agendados.
3. Para se submeter à RPG, usará trajes adequados: parte de cima de um biquíni e bermuda de lycra, sabendo que a sua integridade física e moral será respeitada.
4. Serão necessárias duas medições, com duração de aproximadamente 30 minutos cada, para dois períodos distintos – com um intervalo de tempo (em semanas) entre eles.

A Sra. tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Titular José Geraldo Trani Brandão, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP – Campus Guaratinguetá, e a co-orientação do Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim da FOSJC/UNESP.

Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, fone (12) 3947-9076, e-mail: janete@fosjc.unesp.br e comunique-se com a coordenadora prof^a adjunta Janete Dias Almeida. Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim, deixar de participar do estudo. Também, não haverá custo nem pagamento pela colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecida a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo com a minha participação nas medições a serem realizadas na cadeira instrumentada e no eletromiógrafo, nas dependências da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-Unesp. Estou ciente de que o estudo trará benefícios a minha saúde, pois receberei orientações posturais da fisioterapeuta, sessões de RPG, e encaminhamento para tratamento futuro, se for necessário. Declaro conhecer quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confiabilidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

Nome: _____

RG: _____ CPF: _____ Endereço Completo: _____

Assinatura do Participante

Assinatura da Pesquisadora

APÊNDICE C – Questionário sobre dores e desconfortos músculo-esqueléticos

PREENCHA O DESENHO ABAIXO DE ACORDO COM POSSÍVEIS QUEIXAS DE DOR OU DESCONFORTO, CONFORME A ESCALA DE INTENSIDADE DESCRITA NO QUADRO ABAIXO:

Intensidade				
1	2	3	4	5
↑ Nenhuma manifestação de	↑ Alguns desconfortos de	↑ Aumentados desconfortos de	↑ Distúrbios de	↑ Intensidade de
Escala progressiva de desconfortos				

Tronco

Pescoco (0)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Costas-média (3)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Região cervical (1)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Costas-inferior (4)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Costas-superior (2)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Bacia (5)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Lado esquerdo

Ombro (6)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Braco(8)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Cotovelo (10)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Antebraço (12)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Punho (14)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Mão (16)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

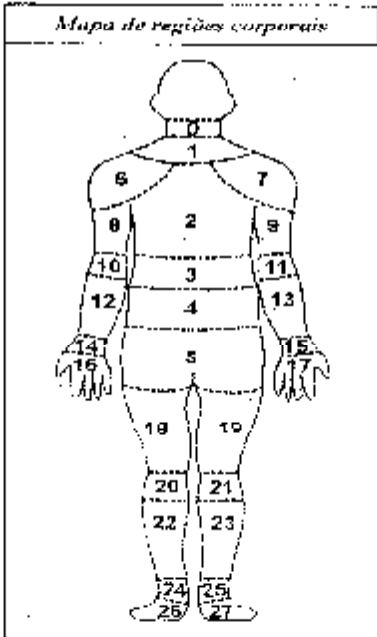
Coxa (18)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Perna (20, 22, 24, 26)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Mapa de regiões corporais



Lado direito

Ombro (7)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Braco(9)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Cotovelo (11)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Antebraço (13)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Punho (15)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Mão (17)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Coxa (19)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Perna (21, 23, 25, 27)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

ANEXO A

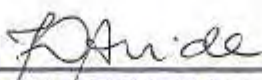
unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / janete@fosjc.unesp.br



CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Envolvendo Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 013/2009-PH/CEP, sobre “Análise da distribuição do peso corporal e da atividade eletromiográfica, durante manuseio do mouse, na postura sentada, pré e pós métodos de reeducação postural”, sob a responsabilidade de **FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE**, tendo como orientador Prof.Dr. **JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 18 de março de 2009.



Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

ANEXO B



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Av. Eng. Francisco José Longhi, 777 - 355 Dútilas - CEP 12201-900 - F. (12) 2947-9000 - FAX (12) 2947-9028



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

São José dos Campos, 18 de março de 2010

Ofício nº 014/10-CEP

Prezado(a) Sr.(a)	FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE
Projeto	Análise da distribuição do peso corporal e da atividade eletromiográfica, durante manuseio do mouse, na postura sentada, pré e pós métodos de reeducação postural
PARECER	
<p>Por solicitação da Pesquisadora Responsável, foi alterado o título do Projeto acima mencionado, para "Efeito da reeducação postural global (RPG), sobre a distribuição do peso corporal e a atividade eletromiográfica, na postura sentada" Convalidando dessa forma o Protocolo nº 013/2009-PH/CEP de 18/03/2009</p>	

Atenciosamente,


Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
 Coordenadora