

FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE CARGAS E DAS FORÇAS ENTRE
ASSENTO E ENCOSTO, NA POSTURA SENTADA ADEQUADA**

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá

2006

Resende, Fernanda de Lima e Sá
R433a Análise da distribuição de cargas e das forças entre
assento e encosto, na postura sentada adequada / Fernanda de
Lima e Sá Resende.- Guaratinguetá : [s.n.], 2006
114 f.: il.

Bibliografia: f. 99-102
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual
Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2006
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

1.Biomecânica. 2. Ergonomia. 3. Extensômetros. I.
Título

CDU 612.766

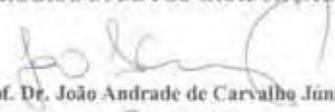
"ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE CARGAS E DAS FORÇAS ENTRE
ASSENTO E ENCOSTO, NA POSTURA SENTADA ADEQUADA"

FERNANDA DE LIMA E SÁ RESENDE

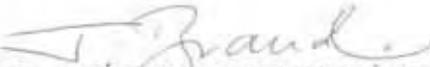
ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS E MATERIAIS

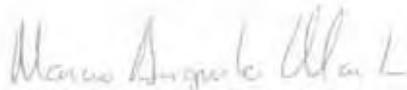
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. João Andrade de Carvalho Júnior
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


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


Prof. Dr. CELSO PINTO MORAIS PEREIRA
Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCIO AUGUSTO MARTIN
OBJETIVO

Agosto de 2006

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 Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP
2004 / 2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

aos meus pais, Mário e Graça e ao meu noivo, Ronaldo.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pela oportunidade que me deu para ampliar meus horizontes e evoluir como ser humano.

Aos meus pais, Graça e Mário, pelo apoio e incentivo aos estudos.

Ao meu noivo, Ronaldo, por me ajudar com seu carinho, incentivo e compreensão.

Aos meus sogros, Efigenia e Laercio, por me acolherem tão bem em sua casa.

Ao meu cunhado, Rodrigo, por me auxiliar muito no decorrer deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, por me incentivar sempre, desde quando eu era aluna especial e, por me auxiliar durante todo o período do mestrado.

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento, pelo incentivo e pelas dicas e por ajudar na análise estatística deste trabalho.

Aos professores – doutores do Departamento de Mecânica, José Elias Tomazini, João Alberto de Oliveira, Tamotsu Hirata, Mauro Hugo Mathias, e Álvaro Manoel de Souza Soares, pelo ensino de seus conhecimentos e pelo auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos funcionários do Departamento de Mecânica, Lúcia Helena de Paula Coelho, Pedro Antônio dos Santos, Urbano Gonçalves de Oliveira, Walter Luiz Medeiros Tupinambá e Rosiléa Ribeiro de Matos, pela dedicação e disposição em ajudar.

Ao aluno de Engenharia Mecânica, Reginaldo Faria, por ajudar na execução de desenhos e cálculos para este projeto.

Ao técnico do Departamento de Materiais, Wilson Roberto Monteiro, por ser muito prestativo e me auxiliar na calibração.

Ao Prof. Dr. Ângelo Caporalli Filho, do Departamento de Materiais, por me ceder uma sala desse departamento para a realização da avaliação postural.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Silva de Amorim, do Departamento de Física, por ser um dos voluntários e pelo compartilhamento de seu conhecimento.

E, principalmente, aos participantes, funcionários da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, por serem os protagonistas desta pesquisa.

- Este trabalho contou com o apoio da seguinte entidade:
CAPES – através do PROGRAMA DE APOIO À PÓS – GRADUAÇÃO (PROAP).

“O sucesso não deve ser medido pelas culminâncias que uma pessoa atinge, mas, pelos obstáculos que teve de transpor para alcançá-las”.

(Booker T. Washington)

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) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar a distribuição das cargas no sistema cadeira-plataforma de força (C-PF) e verificar se há correlação entre as forças medidas no assento e encosto, na postura sentada adequada. Participaram 38 voluntários, classificados pelo biótipo (32 mulheres e 6 homens): idade média de 43,92 anos, estatura média de 1,60 m e peso corporal médio de 65,10 kgf. Uma cadeira, com células de carga nas partes anterior e posterior do assento e no encosto, e uma plataforma de força mediram a distribuição do peso corporal. Estabeleceram-se várias correlações entre as variáveis (peso corporal, altura, idade, e índice de massa corporal) e as cargas medidas e entre as próprias forças adquiridas. Uma das correlações determinou uma relação entre a força total no assento e a força medida no encosto. A distribuição do peso corporal observada foi: 20,04% na plataforma de força; 45,33% e 30,43%, nas partes anterior e posterior do assento, respectivamente; e 4,20% no encosto. Não houve diferenças estatísticas significativas na comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal tanto entre os sexos como entre os biótipos. Porém, como há diferenças na forma corporal de acordo com os sexos e com os biótipos, houve certa diferença nos valores das forças medidas, no sistema C-PF.

PALAVRAS - CHAVE: postura, ergonomia, biomecânica, extensômetros, plataforma de força.

RESENDE, F.L.S. **Analysis of loads distribution and forces between seat and backrest in adequate sitting posture.** 2006. 114f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

ABSTRACT

The aim of this study was to study the load distribution in chair-force plate system (C-FP) and to verify if there is correlation between measured seat and backrest forces in the adequate sitting posture. 38 volunteers participated of the study, classifieds according to physical types (32 female and 6 male): mean age of 43,92 years old, mean height of 1,60 m and mean body weight of 65,10 kgf. An instrumented office chair with load cells in the anterior and posterior portions of the seat and backrest and a force plate were used to measure the forces and body weight distribution in C-FP system. This study was established many correlations among some variables (body weight, height, age and body mass index) and the measured loads and among the acquired forces. One of these correlations determined a relation among total force measured on seat and acquired force on lumbar backrest. The body weight distribution observed in the C-FP system was: 20,04% in the force plate, 45,33% and 30,43% in the anterior and posterior portions of the seat respectively, and 4,20% in the backrest. There were no statistics significant differences in comparison of values weight distribution averages as between gender as between physical patterns. But, there are some differences in the body shape according to gender and physical patterns, it there was some difference in the values of acquired forces in the C-FP system.

KEYWORDS: posture, ergonomics, biomechanics, strain gages, force plate.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	22
1.1	OBJETIVOS	25
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	26
1.3	POSTURA.....	26
1.3.1	Postura adequada x inadequada	27
1.3.2	Implicações da postura sentada no sistema músculo-esquelético	29
1.3.3	Ergonomia na postura sentada	33
1.4	CADEIRAS.....	36
1.4.1	Assento	43
1.4.2	Encosto	49
1.5	EXTENSOMETRIA	52
1.5.1	Células de carga	53
2	METODOLOGIA	55
2.1	CÁLCULOS E CONSTRUÇÃO DOS CORPOS DEFORMÁVEIS	55
2.2	SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES	62
2.3	CALIBRAÇÃO.....	64
2.3.1	Calibração das células de carga	64
2.3.2	Calibração da plataforma de força	70
2.4	MEDIÇÃO DAS FORÇAS NO SISTEMA CADEIRA-PLATAFORMA DE FORÇA	71
2.4.1	Participantes	71

2.4.2	Aquisição dos Dados	72
2.4.3	Coleta dos dados.....	73
2.4.4	Análise dos dados	77
3	RESULTADOS E DISCUSSÃO	80
4	CONCLUSÃO	97
	REFERÊNCIAS	99
	APÊNDICE A – Antropometria.....	103
	APÊNDICE B – Ficha de Avaliação Postural.....	107
	APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	112
	APÊNDICE D – Questionário para os participantes	113
	ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU	114

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Atividade elétrica (EMG) nos músculos das costas na posição ereta e levemente flexionada à frente (COUTO, 1995)	30
FIGURA 2	Postura cifótica cultuada pelos gregos no quinto século a.C (PYNT et al, 2002).....	37
FIGURA 3	Uma antiga cadeira grega (PYNT et al, 2002).	38
FIGURA 4	Uma cadeira com alguns ajustes (PYNT et al, 2002).....	38
FIGURA 5	Cadeira de bom padrão ergonômico (COUTO, 1995).....	40
FIGURA 6	Sistema de monitoramento da cadeira <i>Leap</i> (MC CORMICK; TUBERGEN, 2003).....	42
FIGURA 7	Tuberosidades Isquiáticas (LIDA, 2002)	44
FIGURA 8	O contato dos glúteos com a superfície do assento realiza-se por meio das tuberosidades isquiáticas, que se assemelham a pirâmides invertidas (LIDA, 2002).	46
FIGURA 9	Distribuição da pressão sob as tuberosidades isquiáticas (assento) (LIDA, 2002).....	46
FIGURA 10	Três diferentes posicionamentos na postura sentada (LIDA, 2002).....	47
FIGURA 11	Região de ocupação do assento (LIDA, 2002).....	48
FIGURA 12	Cadeiras usadas no experimento (VERGARA; PAGE, 2000, b)	50
FIGURA 13	Esquema da estrutura metálica dos corpos deformáveis das células de carga.	55

FIGURA 14	Corpos das células de carga da parte anterior e posterior do assento. Destaque para os extensômetros colados na superfície vertical externa desse material.....	56
FIGURA 15	Corpos das células de carga da parte anterior e posterior do assento. Destaque para os extensômetros colados na superfície interna de cada corpo deformável	57
FIGURA 16	Corpos deformáveis das células de carga da parte anterior e posterior do assento fixos na chapa metálica, presa à base da cadeira.....	57
FIGURA 17	Corpos deformáveis das células de carga do encosto, fixos na chapa metálica, presa ao suporte lombar da cadeira.....	57
FIGURA 18	Modelo esquemático da ponte completa de Wheatstone	58
FIGURA 19	Esquema representativo da disposição dos corpos deformáveis no assento da cadeira (vista lateral – parte anterior e posterior)	59
FIGURA 20	Esquema representativo da disposição dos corpos deformáveis no encosto da cadeira (vista superior).....	61
FIGURA 21	Simetrógrafo construído especialmente para ser usado na avaliação postural deste estudo	63
FIGURA 22	EMIC – painel de controle	65
FIGURA 23	EMIC – disco que aplica ensaios de compressão.	65
FIGURA 24	Sistema computacional, SPIDER 8 e EMIC- painel de controle e disco de compressão, no Laboratório de Ensaios Mecânicos, do DMT.....	66

FIGURA 25	Curva de calibração ascendente da parte anterior do assento	67
FIGURA 26	Curva de calibração descendente da parte anterior do assento.....	67
FIGURA 27	Curva de calibração ascendente da parte posterior do assento.	67
FIGURA 28	Curva de calibração descendente da parte posterior do assento.	68
FIGURA 29	Curva de calibração ascendente do encosto	68
FIGURA 30	Curva de calibração descendente do encosto	68
FIGURA 31	Disco da EMIC aplicando carga compressiva sobre a barra metálica, posicionada em cima das células de carga, da parte da frente do assento.....	69
FIGURA 32	Desenho esquemático da montagem para a calibração das células de carga.....	69
FIGURA 33	Esquema da plataforma de força, do Laboratório de Biomecânica do DME.....	70
FIGURA 34	Curva de calibração ascendente da plataforma de força.....	70
FIGURA 35	Curva de calibração descendente da plataforma de força.	71
FIGURA 36	Conjunto cadeira-plataforma de força e os instrumentos para medição: sistema computacional e SPIDER 8	72
FIGURA 37	Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados da cadeira ergonômica e plataforma de força.....	73
FIGURA 38	Balança digital precisa.....	74
FIGURA 39	Os três tipos básicos do corpo humano (Sheldon, 1940 apud Lida, I., 2002, p.102).....	74
FIGURA 40	Goniômetro.....	75

FIGURA 41	Foto da plataforma de força.....	75
FIGURA 42	Postura sentada adequada, usada durante as medições.	76
FIGURA 43	Gráfico de uma coleta, obtido pelo <i>software Catman</i>	78
FIGURA 44	Decomposição da força F no encosto.....	79
FIGURA 45	Correlação entre a força total média no assento (F_{tma}) e a força vertical média no encosto (F_{vme}). ..	86
FIGURA 46	Correlação entre a F_{tma} e a força perpendicular média no encosto (F_{pme}): $r = 0,65$ e $p < 0,001$	86
FIGURA 47	Correlação entre a F_{tma} e a F_{vme} (Sexo Feminino): $r = 0,75$ e $p < 0,001$	88
FIGURA 48	Correlação entre a F_{tma} e a F_{vme} (Sexo Masculino): $r = 0,57$ e $p = 0,23$	88
FIGURA 49	Correlação entre a F_{tma} e a F_{pme} (Sexo Feminino): $r = 0,75$ e $p < 0,001$	89
FIGURA 50	Correlação entre a F_{tma} e a F_{pme} (Sexo Masculino): $r = 0,62$ e $p = 0,19$	89
FIGURA 51	Correlação entre o peso corporal (PC) e a F_{tma} : $r = 0,94$ e $p < 0,001$	90
FIGURA 52	Correlação entre o PC e a força média na plataforma de força (F_{mpf}): $r = 0,68$ e $p < 0,001$	90
FIGURA 53	Correlação entre o PC e F_{pme} : $r = 0,81$ e $p < 0,001$	91
FIGURA 54	Correlação entre o PC e F_{vme} : $r = 0,80$ e $p < 0,001$	91
FIGURA 55	Correlação entre o PC e força total no conjunto cadeira - plataforma de força (F_t): $r = 0,99$ e $p < 0,001$	91
FIGURA 56	Correlação entre o PC e F_t (Sexo Feminino): $r = 0,99$ e $p < 0,001$	92

FIGURA 57	Correlação entre o PC e F_t (Sexo Masculino): $r = 0,98$ e $p < 0,001$	93
FIGURA 58	Correlação entre a força total média no assento (F_{tma}) e a força vertical média no encosto (F_{vme}) para o biótipo mesomorfo.....	95

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Descrição das médias das variáveis peso corporal, altura e idade, com os respectivos desvios padrão, entre parênteses, de acordo com o sexo	81
TABELA 2	Distribuição do peso corporal, em porcentagem, de acordo com o sexo, sobre cada elemento do sistema C-PF, segundo teste <i>t</i> de <i>Student</i> (independente), com $\alpha = 0,05$	82
TABELA 3	Distribuição do peso corporal, em porcentagem, entre os biótipos, sobre cada elemento do sistema C-PF, segundo o teste <i>ANOVA</i>	84
TABELA 4	Coefficientes de correlação linear (<i>r</i>) e de <i>Pearson</i> (<i>p</i>) para as correlações entre o peso corporal e as forças medidas e a F_{ima} e as forças no encosto, segundo os três biótipos	94

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A^2	-	Altura ao quadrado
A.A	-	Parte anterior do assento
ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
a.C	-	Antes de Cristo
ANOVA	-	<i>Analysis of Variance</i>
A.P	-	Parte posterior do assento
CNS	-	Conselho Nacional de Saúde
cm	-	Centímetro
cm^2	-	Centímetro quadrado
cp	-	Coefficiente postural
C-PF	-	Cadeira-plataforma de força
D.I	-	Discos intervertebrais
D.L	-	Dor lombar
DME	-	Departamento de Mecânica
DMT	-	Departamento de Materiais
dp	-	Desvio padrão
E.	-	Encosto
EMG	-	Eletromiografia
EMIC	-	Máquina para ensaios de tração universal
et al	-	E colaboradores
F	-	Força perpendicular aplicada no encosto
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
F_{maa}	-	Força média na parte anterior do assento
F_{mpa}	-	Força média na parte posterior do assento
F_{mpf}	-	Força média na plataforma de força
F_{pe}	-	Força perpendicular aplicada sobre o encosto
F_{pme}	-	Força perpendicular média no encosto
F_t	-	Força total no sistema cadeira – plataforma de força
F_{tma}	-	Força total média no assento

F_{ve}	-	Força vertical no encosto
F_{vme}	-	Força vertical média no encosto
F_x	-	Componente horizontal da força perpendicular aplicada sobre o encosto
F_y	-	Componente vertical da força perpendicular aplicada sobre o encosto
F_1	-	Força na parte anterior do assento
F_2	-	Força na parte posterior do assento
F_3	-	Força no encosto (lado direito)
F_4	-	Força no encosto (lado esquerdo)
g	-	Aceleração da gravidade
Hz	-	Hertz
IMC	-	Índice de massa corporal
kg	-	Quilograma
kgf	-	Quilograma – força
L_3	-	Terceira vértebra lombar
m	-	Metro
min	-	Minuto
mm	-	Milímetros
MS	-	Ministério da Saúde
mV	-	Milivolt
N	-	Newton
NBRs	-	Normas Brasileiras Regulamentadoras
NR	-	Norma Regulamentadora
NY	-	<i>New York</i>
OMS	-	Organização Mundial da Saúde
p	-	Coeficiente de correlação de Pearson
P	-	Carga total aplicada sobre o assento
P	-	Peso corporal na fórmula do índice de massa corporal
PC	-	Peso Corporal
P.F	-	Plataforma de força

r	-	Coeficiente de correlação linear
R_A	-	Força distribuída sobre a viga no ponto A
R_B	-	Força distribuída sobre a viga no ponto B
s	-	Segundos
s^2	-	Segundo ao quadrado
SP	-	São Paulo
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
UNITA	-	Universidade de Taubaté
U		
USA	-	<i>United States of America</i>
V	-	Volt

LISTAS DE SÍMBOLOS

α	-	Índice de significância estatística
ε	-	Deformação específica
ε_i	-	Deformação específica
Δ	-	Tensão de saída da ponte
U		
σ	-	Tensão de flexão
%	-	Porcentagem
K	-	Fator do extensômetro
V	-	Tensão de excitação
M	-	Momento fletor
c	-	Distância da superfície da secção transversal até a linha neutra
I	-	Momento de inércia da seção transversal
h	-	Espessura da lâmina
b	-	Largura da lâmina
F	-	Força distribuída ao corpo deformável
d	-	Distância do ponto de aplicação da força (F) à linha neutra
E	-	Módulo de elasticidade longitudinal do material
V_a	-	Tensão de excitação adimensional
d		
L_0	-	Comprimento inicial do extensômetro
R	-	Resistência do extensômetro
ΔL	-	Variação no comprimento do extensômetro
Δ	-	Variação na resistência do extensômetro
R		

1 INTRODUÇÃO

Devido à modernidade, as tarefas do cotidiano passaram a ter o predomínio da posição sentada, associada aos esforços físicos repetitivos e às posturas inadequadas, o que gera fraqueza muscular, frouxidão ligamentar, adoção de hábitos posturais inapropriados e obesidade. Esses fatores são responsáveis pelo aumento da pressão intradiscal e pela sobrecarga de articulações, ligamentos e músculos, desencadeando sofrimento tecidual e processos dolorosos (SANTOS, 1996).

Inúmeras situações na vida cotidiana, no trabalho e fora do trabalho, podem dar origem às lombalgias agudas. Dentre elas, está a posição sentada, que corresponde a manutenção de posturas estáticas por tempo prolongado (PIRES; PIRES, 2001).

Em torno de 80% da população adulta mundial têm a probabilidade de apresentar alterações posturais sintomatológicas, que podem ter uma variação de sua intensidade desde um pequeno desconforto até dores incapacitantes (KNOPLICH, 1986; DUARTE; PINHO, 1995; CHUNG, 1996; SANTOS, 1996; FURLAN, 1997). Dentre essas alterações, as dores na coluna são as mais freqüentes. Essas se apresentam como a segunda causa de afastamento de trabalhadores do serviço, perdendo apenas para as doenças cardiovasculares (KNOPLICH, 1986; DUARTE; PINHO, 1995).

Deste modo, a postura é um importante fator na etiologia da dor lombar (D.L), e na reabilitação daqueles afetados por ela. Assim, a medição da postura durante tarefas específicas é relevante. Então, essas exigências posturais devem estar ligadas às habilidades posturais do trabalhador. Pope e Novotny (1993) desenvolveram um sistema automático que grava um resumo das posturas mantidas por um trabalhador, durante um dia inteiro. Esse sistema fornece informação postural (em 0,5 Hz) a um diário de dados, que é usado sobre um cinto. Na conclusão do período de amostragem, os dados foram corrigidos e as variações posturais grosseiras dos trabalhadores foram categorizadas.

Com a crescente industrialização, a prevalência e a incidência de desvios posturais e problemas de coluna têm aumentado muito, a ponto de determinar esse problema como uma epidemia. Segundo Phillip Wood, epidemiologista da OMS

(Organização Mundial da Saúde): “As afecções da coluna são tão freqüentes, que devem ser tratadas como uma epidemia. Devem-se procurar meios concretos para tratá-las, mas, deve-se o que é mais importante, procurar meios para preveni-las” (KNOPLICH, 1985).

Este problema tornou-se tão sério, do ponto de vista da Saúde Pública mundial, que a OMS resolveu tomar medidas mais imediatas: determinou que esta década (de 2000 a 2010) é a “Década do Osso e da Articulação”, na qual devem ser criados, pelos órgãos e profissionais da saúde, programas de prevenção a diversas patologias do sistema músculo-esquelético, principalmente as que envolvem doenças reumáticas, crônico-degenerativas e da coluna.

Estudar os mecanismos que levam às dores na coluna e aplicá-los na sua prevenção, contribui para diminuir os gastos realizados com o tratamento e as taxas de absenteísmo que estas patologias podem gerar (COUTO, 2003).

Para a prevenção das lombalgias, dentro do contexto da saúde ocupacional, costuma-se utilizar três tipos de medidas: a) seleção médica criteriosa, que costuma reduzir a incidência das lombalgias em até 30%; b) ensino de técnicas de manuseio de carregamento de cargas, capaz de reduzir a incidência das lombalgias em até 20%; c) medidas de ergonomia, estas sim, de alta eficácia, capazes de reduzir a incidência das lombalgias em até 80% (COUTO, 1995).

Segundo Pires e Pires (2001), a chave para a prevenção das lombalgias e dos processos degenerativos da coluna é reduzir o momento de força geral aplicado sobre ela, diminuindo a quantidade de microtraumas cumulativos. Também de importância fundamental é permitir mobilidade adequada, para que a nutrição, por difusão, dos discos intervertebrais (D.I) possa ocorrer.

Na posição sentada, grande parte do peso corporal é transferida para uma superfície de suporte, o assento, através das tuberosidades isquiáticas da pelve e dos tecidos moles adjacentes. O restante do peso é transferido para o piso, para o encosto de tronco e para os braços da cadeira, quando eles existem (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

De acordo com Lida (2002), a postura sentada exige atividade muscular do dorso e do ventre para manter esta posição. Praticamente, todo o peso do corpo é suportado

pela pele que cobre as tuberosidades isquiáticas, nos glúteos. O consumo de energia é de 3 a 10% maior em relação à posição horizontal. A postura ligeiramente inclinada para frente é mais natural e menos fatigante que a ereta. O assento deve permitir mudanças freqüentes de postura, para retardar o aparecimento da fadiga.

Segundo Couto (1995), quando uma pessoa senta, ocorre uma situação totalmente diferente da posição de pé: a distribuição de pesos e compressões muda totalmente. De máxima importância é a compressão resultante na superfície posterior das coxas, onde, idealmente deveria incidir 34% do peso corporal. A distribuição ideal dos pesos na posição sentada é: 50% nas tuberosidades isquiáticas (base da bacia), 34% na região posterior das coxas e, 16% na planta dos pés. Caso a condição ergonômica não esteja adequada, alguma destas áreas sofrerá sobrecarga, com sofrimento dos tecidos.

A circulação sangüínea, na posição sentada, também sofre uma alteração importante: o retorno do sangue das veias até o coração se torna mais difícil. Durante a marcha, o sangue volta ao coração ajudado pela compressão das veias, determinada pela contração dos músculos das pernas; quando se está parado, esse retorno fica dificultado pela própria pressão da coluna líquida. Na posição sentada, a pressão na parte posterior das coxas funciona como um obstáculo importante, prejudicando este retorno. Esta situação pode se tornar crítica quando, devido às más condições ergonômicas da postura sentada, passa a existir um grande aumento da proporção de peso suportada pela região posterior das coxas (por exemplo, pés suspensos). Portanto, estar sentado torna mais difícil a subida do sangue das pernas e pés de volta ao coração (COUTO, 1995).

Durante a postura sentada, o peso da cabeça, dos braços e do tronco é suportado, principalmente, pelas tuberosidades isquiáticas e tecidos adjacentes. A alta pressão sobre as tuberosidades isquiáticas está intimamente associada à alta carga para a coluna. Marras et al¹ (2001 apud MAKHSOUS et al, 2003) relataram que uma carga mecânica significativa na coluna está associada à D.L, resultando em co-ativação muscular do tronco. A pressão da interface ísquio – coluna lombar varia com as

¹ MARRAS 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.

diferentes posturas sentadas e com o posicionamento corporal. Koo et al² (1995 apud MAKHSOUS et al, 2003) relataram que o reposicionamento do suporte lombar, para redistribuir a pressão da interface e a carga, é essencial na prevenção da dor lombar, associada à postura sentada adequada, em um 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 D.I e as forças associadas à degeneração e à dor.

Considerando, então, que grande parte dos problemas de saúde e da coluna, mais especificamente, advém do sedentarismo, do qual a postura sentada faz parte; despertou-se a idéia de se estudar essa posição, a distribuição de cargas nesta postura, e a relação entre as cargas no assento e no encosto.

Até o momento, somente Couto (1995) mencionou valores sobre distribuição de cargas, na postura sentada, sob os pés e no assento. Porém, este autor não explicita como esses valores foram encontrados. Durante a revisão bibliográfica deste estudo, não foram encontrados trabalhos que mediram a força aplicada no encosto, na postura sentada.

Portanto, a investigação sobre este tema tornou-se ainda mais relevante e interessante, justamente, pela ausência de estudos nessa área.

Por isso, este estudo é de grande importância para as pesquisas acerca da saúde postural e da ergonomia, apresentando achados que ainda não foram obtidos.

1.1 OBJETIVOS

Esta pesquisa teve como propósitos: estudar a distribuição das cargas aplicadas no sistema cadeira-plataforma de força e verificar se há correlação entre as forças medidas no assento e encosto, na postura sentada adequada.

² KOO T.K., MAK A.F, LEE Y.L. Evaluation of an active seating system for pressure relief. *Assist. Technol*, 1995; 7: 119 – 28.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é constituído por 4 sessões. O conteúdo do trabalho foi dividido em:

1- INTRODUÇÃO. Uma introdução sobre o tema abordado no trabalho e sua relevância, objetivos e proposta estão presentes nesta seção.

2- METODOLOGIA. São apresentadas nesta seção, a construção dos corpos deformáveis das células de carga; as descrições dos materiais e métodos utilizados para a seleção dos participantes, calibração, medição das forças no sistema cadeira-plataforma de força e análise de dados.

3- RESULTADOS E DISCUSSÃO. Estão expostos nesta seção, os resultados experimentais e as discussões acerca desses resultados.

4- CONCLUSÃO. Os comentários, conclusões e sugestões, desta pesquisa, encontram-se nesta seção.

1.3 POSTURA

O sistema músculo-esquelético cumpre suas funções biomecânicas por meio de posturas e movimentos, que ocorrem, basicamente, através de sistemas de alavancas, o que permite a manutenção de posturas e a execução de movimentos. O tônus muscular básico e a capacidade de contração e relaxamento muscular permitem a manutenção dos sistemas de alavancas em diferentes posturas e a sua ativação em movimentos. A energia para a realização desses trabalhos é fornecida basicamente pela circulação sanguínea, que fornece os substratos necessários para as vias metabólicas aeróbicas e anaeróbicas. O comando nervoso de posturas e movimentos ocorre, em parte, por uma ação voluntária consciente e, em outra parte, por ações de sistemas automatizados e padronizados da resposta motora (arcos reflexos e vias de *feedback*) (PIRES; PIRES, 2001).

Segundo a Academia Americana de Ortopedia, a postura é o arranjo relativo das partes do corpo, sendo que a postura adequada é definida como o equilíbrio entre as

estruturas de suporte do corpo, os músculos e os ossos, que protegem o corpo contra uma possível agressão ou deformidade progressiva (KNOPLICH, 1986).

Por um lado, a postura submete-se às características anatômicas e fisiológicas do corpo humano, ligando-se às limitações específicas do equilíbrio e obedecendo às leis da Física e da Biomecânica. Por outro lado, mantém um estreito relacionamento com a atividade do indivíduo: uma mesma pessoa pode adotar posturas diferentes, quando estiver dirigindo um automóvel, controlando um produto ou manipulando um objeto pesado (LAVILLE, 1997).

A postura também pode ser definida como a relação entre as partes do corpo com o centro de gravidade, e sua relação com a base de apoio, sendo mais adequada quanto menor for o gasto energético para assumí-la. Para isso, fazemos uso de uma ação muscular coordenada e simultânea, de forma automática e, de acordo com as informações posturais e proprioceptivas recebidas pelo encéfalo e; principalmente, pela manutenção de um tônus postural adequado (BRUSCHINI et al, 1998).

1.3.1 Postura adequada x inadequada

Idéias sobre boa e má postura são encontradas na literatura, desde Andry (1743), que denominou boa postura, aquela que correspondia ao sentar ereto e; má postura, aquela em que havia uma total flexão. Este pesquisador sabia das deficiências na postura advindas de um longo hábito de má postura e, recomendou tratamentos para combatê-la. Hábitos prolongados de má postura, causados, talvez, por desenhos ruins de ferramentas e móveis, e ainda por métodos errados na maneira de usá-los, freqüentemente, resultam em anormalidades permanentes na postura, geralmente acompanhadas por mudanças degenerativas nos tecidos e dor (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

Definir boa postura, não é uma tarefa fácil. Com relação à coluna vertebral, pode-se considerar uma boa postura, quando a configuração estática fisiológica da coluna for preservada, com suas curvaturas naturais e, quando, além disso, a postura

não exigir esforço, não for cansativa e nem causar dor para o indivíduo, que pode permanecer nela por mais tempo (PIRES; PIRES, 2001).

É improvável que haja somente uma postura ideal; várias posturas são aceitas como boas, dentro de uma grande faixa de variação, pois elas, dificilmente, levarão à incapacidade e dor, mesmo se mantidas por um grande período de tempo. Pode-se definir, convenientemente, má postura como sendo aquela que causa incapacidade, dor ou outra anormalidade qualquer. É possível que algumas pessoas tenham tendência maior para adquirir estas anormalidades do que outras (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

O padrão postural inadequado, no qual o relacionamento entre as partes do corpo é ineficaz, induz a um aumento da agressão às estruturas de suporte, levando a um equilíbrio menos hábil do corpo sobre as suas bases de suporte. Há três fatores que se relacionam com esse padrão: os mecânicos, os orgânicos e os emocionais. Os fatores mecânicos, com o passar do tempo, podem causar distúrbios músculo-esqueléticos. Os orgânicos obrigam as pessoas a assumirem posturas viciosas a fim de se evitar dores. E os emocionais indicam problemas de mau relacionamento entre corpo e mente (KNOPLICH, 1986).

As posturas assimétricas, adotadas por períodos prolongados, comuns no padrão postural inapropriado, desencadeiam alterações degenerativas precoces, pois os músculos exercem pressões elevadas sobre as articulações. Ocorrem alterações estruturais fazendo com que os fibroblastos (unidades celulares) musculares multipliquem-se ao longo das linhas de tensão, produzindo fibras de colágeno. Essas fibras extras provocam a perda da elasticidade muscular, o que pode levar à dor (OLIVER, 1999).

As posturas desequilibradas, como a posição sentada, além da fadiga muscular imediata, causam numerosos efeitos, a longo prazo, como: sobrecarga imposta ao aparelho respiratório, formação de edemas e varizes e afecções nas articulações, particularmente, na coluna vertebral: limitação articular por artrose, escoliose, deformação da coluna vertebral, hérnias de disco etc. Tais distúrbios acarretam, então, a recusa dos trabalhadores atingidos, nos postos de trabalho, nos quais as limitações posturais são muito grandes (LAVILLE, 1997).

1.3.2 Implicações da postura sentada no sistema músculo - esquelético

Quando deixa a posição de pé e passa a se sentar, uma série de mudanças posturais acontece no esqueleto e no funcionamento dos músculos. A primeira e mais importante alteração é que ocorre um súbito e importante aumento (cerca de 50%) na pressão dos D.I da coluna lombar. Vale a pena lembrar que os D.I são estruturas praticamente desprovidas de nutrição por artérias e, que um aumento em sua pressão interna tem como consequência uma redução na nutrição do disco, com uma tendência maior à degeneração. Este aumento de pressão é decorrente de, ao se sentar, haver a eliminação total do amortecimento de pressões, dado pelo arco dos pés e pelos tecidos moles dos membros inferiores (COUTO, 1995).

A posição sentada causa mais danos à coluna do que a em pé (BRACCIALLI; VILARTA, 2000). Ao ser mantida por tempo prolongado, torna-se ainda mais prejudicial, sendo que em alguns casos são consideradas as causas de dores na coluna. No decorrer do tempo, o corpo adapta-se a essa posição, encurtando os tecidos que se encontram em regiões côncavas e alongando os das regiões convexas, gerando um desequilíbrio muscular. Por essa razão, a postura sentada viciosa e habitual, quando utilizada excessivamente, influencia outras posturas como a em pé (OLIVER, 1999).

Na posição sentada, a pressão intra-discal pode ser diminuída, ao manter os membros superiores apoiados. Essa posição normalmente é mantida por pouco tempo, por necessitar de um gasto energético maior do que uma postura “relaxada”. Ao sentar com encosto posterior ao tronco, há uma diminuição da pressão e da atividade elétrica muscular, 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 assim 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 elétrica dos músculos eretores da coluna e a pressão nos D.I. (GRANDJEAN, 1998; BRACCIALLI; VILARTA, 2000; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Comparada com a postura em pé ou em supino (deitado de barriga para cima), a postura sentada pode causar a rotação posterior da pelve, resultando na diminuição da

inclinação do sacro e da lordose lombar e no aumento das forças sobre os discos. Vários pesquisadores têm relatado interação entre dor lombar e variações biomecânicas como, diminuição da lordose lombar, mal-alinhamento da curvatura lombar e, estreitamento dos espaços discais (MAKHSOUS et al, 2003). Williams et al³ (1991 apud MAKHSOUS et al, 2003) relataram que o uso do encosto da cadeira ajuda a aumentar a lordose lombar e a diminuir a pressão intradiscal.

Os estudos a respeito dos músculos do dorso, na posição sentada, são feitos através da eletromiografia (EMG) de superfície. Pode-se, assim, evidenciar que, quando existe certo grau de arqueamento do dorso (discreta cifose torácica – Figura 1), praticamente não há 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 à patologia discal (COUTO, 1995).

Por outro lado, na postura ereta (Figura 1), também denominada “postura militar”, amplamente recomendada às crianças pelos pais e educadores, evidencia-se, ao lado de uma pressão discal menor do que na postura anterior, uma significativa atividade muscular, com possibilidade de gerar fadiga precoce. Não é sem razão que, não estando o tronco apoiado, poucas pessoas suportam ficar por muito tempo nesta postura (COUTO, 1995).

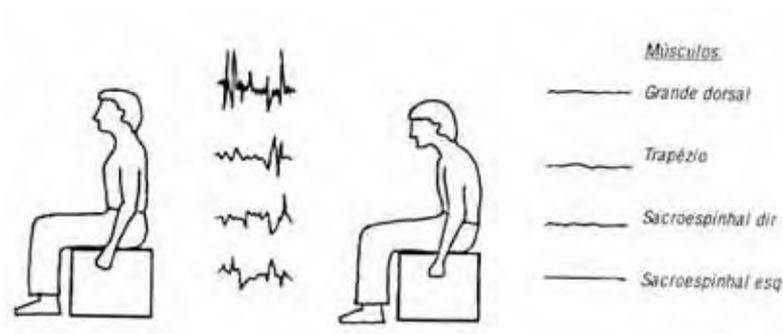


Figura 1 – Atividade elétrica (EMG) nos músculos das costas na posição ereta e levemente flexionada à frente (COUTO, 1995).

Na postura sentada, a contração estática dos músculos eretores da coluna é cansativa, fazendo com que o indivíduo adote estratégias insatisfatórias para a

³ WILLIAMS M.M, HAWLEY J.A, MCKENZIE, R.A et al. A comparison of the effect of two posture on back and referred pain. *Spine*, 1991, 16: 1185 – 91.

manutenção dessa posição como, por exemplo, o uso da postura sentada “relaxada” (OLIVER, 1999; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Nessa postura, a atividade elétrica muscular fica reduzida devido à flexão de tronco (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Esse cansaço deve-se muito mais aos problemas locais de circulação sanguínea e, à pressão direta sobre as estruturas inertes do que à atividade muscular em si; uma vez que ela é escassa ou moderada. Assim, a tensão é absorvida pelos ligamentos distendidos, o que pode levar à dor e a um aumento da pressão intradiscal. (OLIVER, 1999).

A postura sentada pode levar à rotação posterior da pelve; redução da lordose lombar e, ao aumento da tensão muscular, da pressão discal e, da pressão sobre o ísquio e o cóccix, que podem estar associados à D.L. Um projeto que reduza a carga isquiática e mantenha a lordose lombar pode ajudar na melhora do conforto ao sentar e diminuir a D.L (MAKHSOUS et al, 2003).

É importante citar que pessoas que permanecem sentadas, durante mais que quatro horas por dia, têm maior predisposição às lombalgias. Tal tendência se acentua ainda mais, quando a condição do trabalho sentado é ergonomicamente incorreta, como, por exemplo, no caso das costureiras, cuja posição de trabalho exige uma flexão do tronco (COUTO, 2003).

Como grande parte das atividades cotidianas é realizada na postura sentada, do ponto de vista biomecânico, é importante considerar alguns aspectos básicos:

- A postura sentada, por melhor que seja, impõe carga biomecânica significativa sobre os D.I, principalmente, da região lombar.
- Quando a ocupação, na postura sentada, permite poucas opções de movimentação, como em um posto de trabalho informatizado, ocorre, como consequência, carga estática sobre certos segmentos corporais que, embora possa não ser intensa, se muito prolongada e associada à inércia músculo-ligamentar, pode produzir fadiga (PIRES; PIRES, 2001).

Desses fatores decorrem dois pressupostos fundamentais:

- 1) Devem ser oferecidas as melhores condições para o posicionamento corporal em uma situação biomecânica ideal;

2) As pessoas devem evitar permanecer, por longos períodos, na posição sentada, sem movimentação corporal mais significativa, ainda que estejam nas melhores condições biomecânicas (PIRES; PIRES, 2001).

A postura sentada depende do formato da cadeira, dos hábitos individuais de postura e da tarefa a ser realizada. Para a execução da escrita, por exemplo, freqüentemente são observadas posturas com inclinação anterior de tronco, porém a altura e inclinação do assento, a posição, forma e inclinação do encosto e a presença de outros tipos de apoio influenciam essa postura. Assim, é necessária a utilização de cadeiras confortáveis, que se adaptem ao tipo de atividades que serão realizadas por seu ocupante, permitindo alterações posturais. Essas alterações são importantes 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).

Na verdade, o que define a postura sentada “ideal” é a atividade que é desenvolvida e que impõe certas exigências. Ou seja, dependendo da função que um empregado desempenha numa empresa (gerente, secretária, digitador), ele apresentará uma postura sentada particular e, conseqüentemente, terá solicitações biomecânicas diferentes: um digitador sofre mais estresse biomecânico do que um gerente, por exemplo.

Ao considerar os aspectos da posição sentada, a coluna vertebral é essencialmente importante. Pelo fato da região lombar articular-se com o sacro, a movimentação da pelve influencia no formato da curvatura lombar (SANTOS, 1996; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001). Quando a pelve está em anteversão, há um aumento da lordose lombar para manter a postura ereta do tronco, o centro de gravidade encontra-se anteriormente aos ísquios, e mais de 25% do peso total do corpo são transmitidos para o chão através dos pés. Na posição neutra da pelve, a curvatura lombar fica correta e cerca de 25% do peso corporal são transmitidos para o chão. E, na retroversão, há uma inversão da curvatura lombar, sendo que menos de 25% do peso são transmitidos para o chão (SANTOS, 1996).

A realização de tarefas, na postura sentada, por tempo prolongado, apresenta algumas desvantagens, sendo que entre elas estão os desenvolvimentos da hipercifose torácica (aumento da curvatura normal da região torácica), da flacidez abdominal, da

degeneração precoce dos D.I e da escoliose (desvio lateral da coluna), quando adotadas posições assimétricas. Porém, há vantagens ao adotar a postura sentada, de maneira adequada, que devem ser consideradas: essa posição proporciona a estabilidade nas tarefas que envolvem controle visual e motor, consome menos energia do que a posição em pé, causa menos estresse sobre as articulações e diminui a pressão hidrostática da circulação dos membros inferiores (GRANDJEAN, 1998; CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

A adoção de uma postura, por muito tempo, impede o mecanismo de nutrição do núcleo pulposo (parte interior elástica do disco intervertebral), desidratando-o, o que diminui a espessura do disco. Portanto, o hábito de permanecer em posições estáticas, por longos períodos, provoca alterações degenerativas nos D.I por alterar a sua nutrição (BRACCIALLI; VILARTA, 2000; GRANDJEAN, 1998, KNOPLICH, 1986). Esse envelhecimento precoce deteriora o mecanismo de amortecimento dos discos, já que o núcleo vai progressivamente perdendo sua capacidade de reter água e o anel fibroso diminui sua elasticidade (BRACCIALLI; VILARTA, 2000; KNOPLICH, 1986).

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

Assim, a manutenção de um alinhamento adequado pode reduzir ou prevenir as dores relacionadas aos problemas posturais nessa posição, pois permite um maior bem-estar pela diminuição da sobrecarga nas estruturas da coluna (KENDALL, 1995).

1.3.3 Ergonomia na postura sentada

A ergonomia é o estudo da adaptação do trabalho ao homem. Neste caso, o trabalho é considerado em sua esfera mais ampla, abrangendo não apenas as máquinas e equipamentos utilizados para transformar os materiais, mas também toda a situação em que ocorre o relacionamento entre o homem e seu trabalho. O que envolve não só o

ambiente físico, como também os aspectos organizacionais de como esse trabalho é programado e controlado para produzir os resultados almejados (LIDA, 2002).

A adaptação sempre ocorre do trabalho para o homem. A recíproca nem sempre é verdadeira. Ou seja, é mais difícil adaptar o homem ao trabalho. Isso significa que a ergonomia parte do conhecimento do homem para fazer o projeto do trabalho, ajustando-o às capacidades e limitações humanas (LIDA, 2002).

Uma boa definição de ergonomia é: “Ergonomia é o estudo do relacionamento entre o homem e o seu trabalho, equipamento e ambiente, e particularmente a aplicação dos conhecimentos de anatomia, fisiologia e psicologia na solução dos problemas surgidos desse relacionamento” (*Ergonomics Research Society*, Inglaterra) (LIDA, 2002). A ergonomia é, ao mesmo tempo, um conjunto desses conhecimentos (fisiologia, psicologia, funcionamento cognitivo) e uma prática de ação (GUÉRIN et al, 1997).

Um dos enfoques de estudo da ergonomia é a relação homem x máquina. Entende-se por máquina todas as ajudas materiais que o homem utiliza no seu trabalho, englobando equipamentos, ferramentas, mobiliários e instalações. Como no experimento deste estudo foi usada uma cadeira ergonômica, item do mobiliário de um posto de trabalho informatizado, por exemplo, deve-se dar atenção especial a esse tópico.

Cada componente do posto de trabalho deve ter sua própria adequação ergonômica, mas um bom posto de trabalho deve, ainda apresentar um bom arranjo dos seus componentes, uma relação de distribuição espacial dos mesmos. Deve-se deixar claro que mais importante do que uma boa cadeira é o “conjunto cadeira-mesa-acessórios-outros componentes do posto de trabalho” (PIRES; PIRES, 2001).

Outro foco abordado pela ergonomia são as posturas no trabalho. Elas constituem um indicador complexo da atividade e dos constrangimentos que pesam sobre ela. Essas posturas são também objeto de estudo em si, na medida em que são fontes de fadiga e podem gerar distúrbios vertebrais, articulares etc. A postura adotada em um dado momento para trabalhar é um compromisso complexo. Tem, ao mesmo tempo, que permitir a manutenção do equilíbrio, apesar dos efeitos da gravidade, e colocar os sentidos (visão, tato) e os “executores” (mãos num comando, pés em pedais, por

exemplo) em função da ação que ocorre. Tudo isso respeitando, se possível, os limites articulares, de modo a não provocar dor. Mas, mesmo assim, os músculos são solicitados, a circulação sanguínea elimina mal os dejetos que foram produzidos e disso resultam rapidamente dores musculares. Uma postura percebida como confortável, durante alguns minutos, acaba logo se revelando penosa, se não for possível mudá-la. O leitor sentado a uma escrivaninha modifica freqüentemente sua postura, a inclinação de seu tronco, a posição de suas pernas ou de seus cotovelos. Faz, assim, que se alternem os músculos que são contraídos e que estão sujeitos à fadiga (GUÉRIN et al, 1997).

Portanto, uma ação ergonômica cujo único objetivo fosse ensinar os trabalhadores a “adotar uma boa postura” teria pouca chance de sucesso. Para limitar os efeitos negativos das posturas constatadas, trata-se mais de diminuir o número de pontos fixos para aumentar as possibilidades de alternar as posturas (GUÉRIN et al, 1997).

As mudanças periódicas de posturas podem ser extremamente importantes em relação à atividade muscular e à fadiga (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

Em ergonomia, é de grande importância o conceito de postura principal (postura-base) adotada pela pessoa na execução das suas atividades. É determinada pelas exigências das atividades e, em grande parte, pelo desenho do posto de trabalho. Também há as posturas secundárias, que as pessoas, consciente e inconscientemente, usam para variar as exigências músculo-esqueléticas. Levando-se em consideração esses dois tipos de posturas, o mais ideal para o sistema músculo-esquelético, é a flexibilidade postural, que permite a esse sistema variar as posturas corporais, alternando os focos principais de exigência, ao mesmo tempo em que propicia mobilidade para esse sistema, sendo regra fundamental da ergonomia e da manutenção da saúde de músculos, tendões etc (PIRES; PIRES, 2001).

As mudanças de postura, durante o trabalho, são de grande importância para a saúde do sistema músculo-esquelético, possibilitando alternar as articulações e os segmentos músculo-ligamentares em uso, além de reduzir as cargas estáticas (PIRES; PIRES, 2001).

Obviamente, 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 a performance 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).

Em ergonomia, procura-se adotar as posturas neutras, ou seja, aquelas que impõem menor carga possível sobre as articulações e segmentos músculo-esqueléticos. Quando isto não é completamente possível, busca-se a maior aproximação dessas posturas (PIRES; PIRES, 2001).

1.4 CADEIRAS

A preocupação com a forma e o *design* de cadeiras vem do Egito Antigo, cujos achados históricos evidenciam aspectos sociais (*status*) e de trabalho, para a montagem de assentos e cadeiras. Assentos inclinados para frente eram usados tanto pela nobreza como pelos artesãos. Para estes, esse tipo de assento facilitava o trabalho manual, por fazer com que o corpo (principalmente as mãos) ficasse mais próximo dos objetos da tarefa ocupacional a ser realizada.

A primeira era na criação do *design* de cadeiras adequadas à saúde postural da coluna ocorreu durante o período clássico grego (quinto século a.C.), no qual o sentar retilíneo egípcio foi substituído pela cadeira com formato curvilíneo, que força uma postura lombar cifótica (flexionada) (Figura 2). O conhecimento médico durante este período, como evidenciado nos escritos de Hipócrates, também expôs a postura sentada cifótica, como uma postura que reforça a cifose lombar.



Figura 2 – Postura cifótica cultuada pelos gregos no quinto século a.C (PYNT et al, 2002).

Nos séculos XVII e XVIII, com a melhora da tecnologia, o *design* das cadeiras, que acomodavam diferentes posturas ou trabalhos, tornou-se facilitado. A introdução do contorno lombar no *design* do encosto e a existência de assentos com propósitos específicos, que favoreciam tanto à postura quanto à performance do trabalho, levanta a questão do conhecimento sobre a saúde postural nessa época. Ramazzini, em 1713, reconheceu que o trabalho sedentário é uma causa de dor lombar. Andry, no século XVIII, recomendou o uso de encostos convexos combinados com assentos fixos e mesas de altura suficiente para manter uma postura ereta. Ele relacionou este *design* de assento e a postura para a prevenção da escoliose.

As descobertas de Pompeii e Herculano, no século XVIII, estimularam os *designers* de assentos a retornarem ao encosto côncavo e à harmonia estética das antigas cadeiras gregas (Figura 3). Mais uma vez, o suporte lombar no *design* do encosto, era perdido, reaparecendo na América, entre 1850 e 1890. Os avanços tecnológicos daquele tempo levados a *designers* inovadores de cadeiras, permitiam movimento tanto do ocupante como do assento, o qual era ajustável tanto para a postura quanto para a mesa (Figura 4). Estes assentos anteciparam a postura sentada moderna multipostural por 100 anos. Entretanto, as influências culturais, a percepção

da estética, e as exigências de etiqueta determinaram a morte desses *designs* de assentos avançados (PYNT et al, 2002).



Figura 3 – Uma antiga cadeira grega (PYNT et al, 2002).

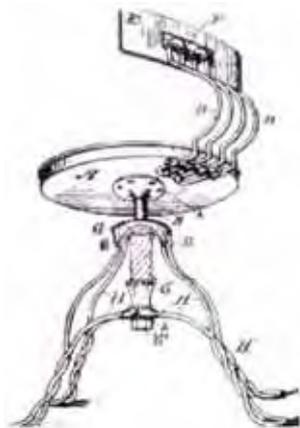


Figura 4 – Uma cadeira com alguns ajustes (PYNT et al, 2002).

Atualmente, devido à existência de muitas opiniões diferentes e exigências individuais de cada usuário, as cadeiras variam bastante em suas características. Independente do uso, é importante que se possa ajustar qualquer cadeira para atender às dimensões antropométricas básicas do funcionário, e também se adequar ao posto de trabalho. Várias recomendações sobre projetos foram publicadas a este respeito e são diferentes para cada país. Isto não surpreende, uma vez que as dimensões antropométricas variam imensamente entre a população mundial (CHAFFIN; GUNNAR; MARTIN, 2001).

Quanto a uma cadeira de trabalho, não existe nenhuma cadeira que possa ser usada de forma contínua ao longo das oito horas de trabalho, pois a compressão dos tecidos exige mudanças periódicas de posição. Recomenda-se a quem trabalha sentado levantar-se por 15 minutos após cada duas horas de atividade (COUTO, 1995).

Segundo Couto (1995), a cadeira de trabalho deve seguir algumas regras de ergonomia: ser estofada com um tecido que, preferencialmente, permita a transpiração; ter regulagem de altura para assento e encosto; possuir *design* arredondado na borda do assento; apresentar apoio para o dorso (encosto), de forma que acompanhe as curvaturas da coluna, sem retificá-la, mas também, sem acentuar suas curvaturas; regular o ângulo entre o assento e o encosto; haver espaço para acomodar os glúteos e ser giratória, no seu próprio eixo, com cinco patas, de acordo com as necessidades do posto de trabalho.

Há outros elementos do posto de trabalho, na postura sentada, que devem ser analisados e também seguir certas regras. Um desses elementos, de grande importância, é o apoio para os pés. Como citado por Pires e Pires (2001) e por Couto (1995), os pés devem estar sempre apoiados. Em escritórios, pessoas altas e de média estatura não terão dificuldades para apoiar os pés no chão (e isto é suficiente), porém, as pessoas mais baixas provavelmente terão que usar mesas de altura padronizada, e encontrarão dificuldades em apoiar os pés. Nestes casos, o recomendado é um apoio para os pés portátil, de altura regulável.

Quanto aos apoios de braço, para que funcionem bem, é necessário que sejam estofados, macios, com altura regulável, regulagem da inclinação e permitam afastamento lateral. Como tudo isso encarece muito a cadeira e, como, se não apresentarem todas essas características trarão mais problemas do que vantagens, os braços das cadeiras costumam ser acessórios, na grande maioria das vezes, totalmente dispensáveis (COUTO, 1995).



Figura 5 – Cadeira de bom padrão ergonômico, segundo Couto, 1995.

No Brasil, as normas para mobiliários de escritório da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) – NBRs 13962 e 14110 (cadeiras) e NBR 13965 (móveis para informática), de 1997, ditam as regras para a fabricação de cadeiras e móveis de informática ergonômicos. Além disso, outra norma que regulamenta as cadeiras e mesas para postos de trabalho, na postura sentada, é a NR – 17 (Ergonomia) - item 17.3 (1998).

A procura pela cadeira ideal tem sido um dos grandes desafios da ergonomia e de seus pesquisadores. Os resultados variam desde cadeiras relativamente simples, até projetos arrojados, de formas futuristas. O professor Grandjean, do Instituto Tecnológico e de Ergonomia de Zürich, Suíça, propôs um modelo bastante popular de cadeira, que apresenta como principais pontos: assento levemente inclinado para trás; inclinação de 100° entre o assento e o encosto; forma do encosto acompanhando as curvaturas naturais da coluna vertebral; encosto alto, até a ponta da escápula. Para os brasileiros, a cadeira de Grandjean apresenta como inconveniente a insuficiência de espaço para acomodar os glúteos, e suas dimensões um pouco exageradas (COUTO, 1995).

De qualquer forma, estamos convencidos de que não há uma cadeira capaz de receber o título de “cadeira ideal”, pois deveria haver pelo menos os seguintes tipos de cadeiras: de secretária e escriturários, de gerente, de trabalhadores em linha de produção, de espera, de refeitório, de projetistas etc. Tentar adaptar qualquer uma delas a outra finalidade resultará em fracassos (COUTO, 1995).

Atualmente, as pesquisas sobre posturas sentadas e cadeiras têm sido realizadas por meio de uma tecnologia de ponta e, conseqüentemente, geram custos onerosos. Os temas mais estudados são: a distribuição de pressão no assento, o uso do encosto, o conforto, dentre outros.

Na avaliação das posturas sentadas, instrumentos de medida têm sido usados, freqüentemente, para estimar a atividade músculo-esquelética envolvida nas posturas e nos 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).

No estudo dos autores supracitados, os dados adquiridos possibilitaram aos pesquisadores quantificar o tempo de postura sentada e a atividade de reclinção das costas do usuário. Eles também puderam dar informação sobre o uso do encosto (lombar) da cadeira e a localização comum do apoio de braço, enquanto reduziam, ao mínimo, a intervenção humana. A cadeira escolhida para esse trabalho foi a do modelo *Leap*, definida pela *Steelcase* (Figura 6), como uma cadeira de trabalho ergonômica, que é o tópico de numerosos artigos de pesquisa. Para a instrumentação do estudo, foram escolhidas quatro áreas da cadeira para a colocação dos sensores: assento, encosto, apoio lombar e apoio de braço. Na Figura 6: (A) sensor do apoio de braço, (B) fio elétrico do sensor lombar, (C) caixa de dados que contém o microprocessador e a bateria (MC CORMICK; TUBERGEN, 2003).



Figura 6 – Sistema de monitoramento da cadeira *Leap* (MC CORMICK; TUBERGEN, 2003).

É importante enfatizar que, no estudo acima, os sensores eram de posição e não de força. Ou estavam ligados ou desligados. No sensor lombar, o encosto podia ser ajustado para diferentes tensões das costas, mas a posição na qual o sensor lombar era ativado foi a mesma (MC CORMICK; TUBERGEN, 2003).

A flexão lombar é um aspecto importante a ser considerado na avaliação ergonômica de cadeiras. Para tal propósito, o sistema desenvolvido por Vergara e Page (2000, a), o *rachimeter*, cumpre os requerimentos para ser usado na avaliação de cadeiras ergonômicas: não afeta o comportamento espontâneo do participante, grava o ângulo da curvatura lombar continuamente – com os sensores sobre a pele e, permite qualquer alteração na medição, causada pela pressão do encosto. Esse sistema permitiu a gravação contínua da curvatura lombar sobre qualquer cadeira, sem a introdução de modificações na cadeira. Ele pode ser usado em condições normais e, não somente em laboratório (VERGARA; PAGE, 2000, a).

No estudo de Makhsous et al (2003), foram testados 15 trabalhadores de escritório, com história de dor lombar desconhecida, para postura sentada, com e sem suporte isquiático e, com suporte ajustável para a coluna. Foram quantificadas as distribuições da pressão de contato, as forças de reação entre os glúteos-coxas e o assento e entre a coluna e o encosto – aplicadas pelo assento e pelo encosto, a inclinação do osso sacro, a lordose lombar, o espaço intervertebral da coluna lombar e,

a atividade muscular na estabilização do tronco. Esses autores comprovaram que a postura sentada, com a parte posterior do assento inclinada para baixo e, com o encosto ajustável, distribuiu a pressão de contato mais igualmente, reduziu significativamente a pressão de pico sob os ísquios, minimizou a atividade muscular, rodou o sacro para frente, aumentou a lordose total e segmentar, e aumentou a altura dos D.I lombares, o que pode contribuir para a redução da dor lombar.

Os resultados da redistribuição da carga e da pressão de contato sobre o assento e o encosto indicam que esta condição da postura sentada promoveu os melhores resultados para reduzir a carga sobre as tuberosidades isquiáticas e sobre a coluna lombar (MAKHSOUS et al, 2003).

Freqüentemente, depara-se com o desafio de se especificar cadeiras para as empresas, considerando o fator ergonômico. Hoje, no mercado mundial e também no brasileiro, já existem cadeiras com bom padrão ergonômico, e há cadeiras mais simples e mais sofisticadas. No entanto, a ergonomia não é proporcional ao preço da cadeira; freqüentemente, encontram-se cadeiras muito caras e bem inferiores em termos de ergonomia a outras mais simples e mais baratas. Para um profissional de ergonomia, um dos pontos de credibilidade, no seu trabalho, é conseguir especificar uma cadeira ou um mobiliário capaz de atender bem, gastando o mínimo necessário (COUTO, 1995).

1.4.1 Assento

O assento é, provavelmente, umas das invenções que mais contribuiu para modificar o comportamento humano. Na vida moderna, muitas pessoas chegam a passar mais de 20 horas, por dia, nas posições sentada e deitada. De fato, muitas pessoas passam mais de 50% do dia sentado, seja em frente ao computador, na sala de jantar, no automóvel, cinema, e assim por diante. Diz-se até que a espécie humana, *homo-sapiens*, deixou de ser um animal ereto, *homo erectus*, para se transformar no animal sentado, *homo sedens*. Por isso, não é de se estranhar que muitas pesquisas sobre o desenho de assentos tenham sido feitas. O surpreendente é que apesar disto,

muitas pessoas ainda continuam trabalhando sentadas sobre cadeiras mal desenhadas e, geralmente, altas demais (LIDA; WIERZZBICKI, 1978; LIDA, 2002).

Deste fato se justifica o grande interesse que o problema do assento tem despertado entre os pesquisadores em ergonomia (LIDA, 2002).

Na postura sentada adequada, o corpo entra em contato com o assento, praticamente só através de sua estrutura óssea. Esse contato é feito por dois ossos de forma arredondada, situados na bacia, chamados de tuberosidades isquiáticas (Figura 7), que se assemelham a uma pirâmide invertida, quando vistos de perfil. As tuberosidades são cobertas apenas por uma fina camada de tecido muscular e uma pele grossa, adequada para suportar grandes pressões. Em apenas 25 cm² de superfície da pele sob essas tuberosidades, concentram-se 75% do peso total do corpo sentado (sem apoio de tronco) (LIDA, 2002).

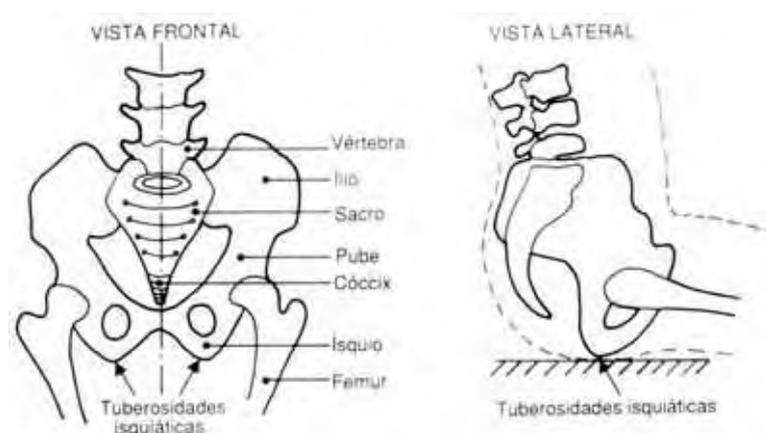


Figura 7 – Tuberosidades Isquiáticas (LIDA, 2002).

Estudos experimentais, sobre a distribuição de pressão na superfície do assento, sugerem que o conforto é máximo, quando o peso do tronco é sustentado, principalmente, pelas tuberosidades isquiáticas. Sob o ponto de vista anatômico, a região ao redor das tuberosidades isquiáticas parece estar adaptada a esse fim. O tecido muscular que cobre essas proeminências ósseas desloca-se lateralmente quando os quadris estão fletidos, ou seja, quando a pessoa está sentada, o seu peso é sustentado, principalmente, por sua estrutura óssea e não pelas redondezas das tuberosidades, que são mais sensíveis e formadas por tecidos moles. Além disso, a pele que cobre essas tuberosidades é uma pele grossa, parecida com a da mão e do pé, mais adaptadas para

suportarem peso. A pele dos glúteos é normalmente tão espessa quanto aquela da planta do pé e da palma da mão, e é consideravelmente mais espessa que a maioria das outras regiões do corpo. E, as coxas são anatômica e fisiologicamente inadequadas para suportar o peso do corpo sentado (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

Deve haver uma ligação entre o propósito da postura sentada e o *design* do assento. A conexão é que a posição sentada ativa é uma postura saudável e, combinada ao *design* do assento, que facilita o trabalho manual, encoraja as posturas dinâmicas, que são tanto posturalmente saudáveis quanto funcionais. A postura sentada funcional é definida como a posição sentada apropriada para o trabalho, que possibilita a movimentação ativa na execução dos trabalhos, enquanto que se evitam posturas extremas (PYNT et al, 2002).

Um bom desenho do assento não deve obrigar a pessoa, ocupante da cadeira, a ficar em uma única postura. Sobre este ponto, o pesquisador Akerblon (1948) comentou:

[...] segue-se logicamente, que boas cadeiras são aquelas que permitem serem adotadas várias boas posturas, sem interferirem no trabalho (LIDA, WIERZZBICKI, 1978, p.40-41).

Até recentemente, costumava-se recomendar estofamentos duros, pois estes são mais adequados para suportar o peso do corpo. Os estofamentos muito macios não proporcionam um bom suporte e, além disso, a pressão se distribui para outras regiões dos glúteos e das pernas, que não são adequadas para suportar as pressões, causando estrangulamento da circulação sanguínea nos capilares, o que provoca dores e fadiga. Porém, uma situação intermediária, com uma leve camada de estofamento mostrou-se benéfica, reduzindo a pressão máxima em cerca de 400% e aumentando a área de contato de 900 para 1050 cm², sem prejudicar a postura (Figuras 8 e 9) (LIDA, 2002).

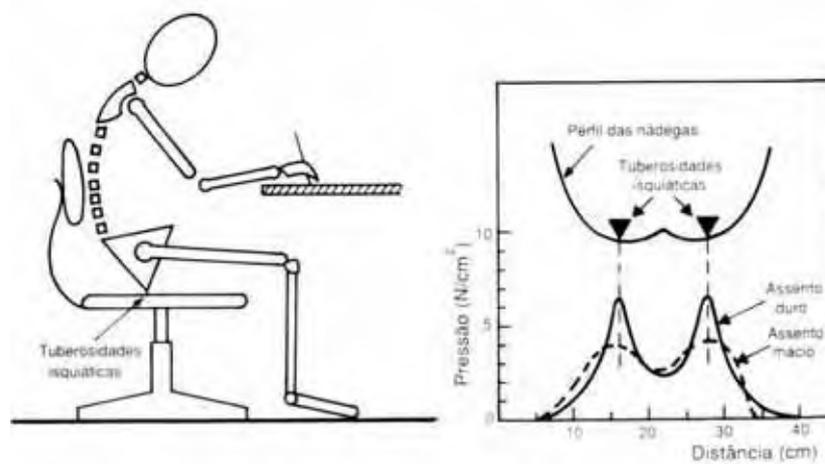


Figura 8 – O contato dos glúteos com a superfície do assento realiza-se por meio das tuberosidades isquiáticas, que se assemelham a pirâmides invertidas (LIDA, 2002).

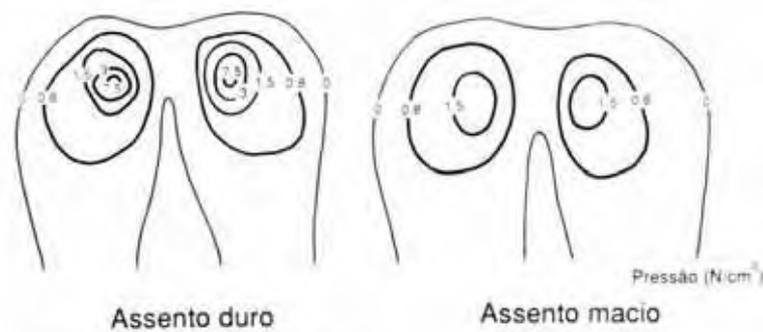


Figura 9 – Distribuição da pressão sob as tuberosidades isquiáticas (assento) (LIDA, 2002).

Portanto, um estofamento pouco espesso, colocado sobre uma base rígida, que não afunde com o peso do corpo, ajuda a distribuir a pressão e proporciona maior estabilidade ao corpo, contribuindo para redução do desconforto e da fadiga (LIDA, 2002).

É importante, então, reconhecer que o *design* do assento tem um impacto sobre a postura e, que dependendo do *design*, pode facilitar ou impedir a execução do trabalho na posição sentada (PYNT et al, 2002).

Uma redução na carga para a coluna lombar pode ser alcançada pela distribuição do peso corporal, na postura sentada, para os apoios de braços e pés, assim como para o encosto e o assento. As pesquisas atuais defendem o uso dos apoios de braços, a fim de reduzir a pressão discal lombar, diminuir a atividade do trapézio superior, e auxiliar na entrada e saída da cadeira, resultando na diminuição das forças nas articulações dos

joelhos. Similarmente, os apoios para os pés reduzem a pressão intradiscal, minimizam a pressão nas coxas, diminuem o edema nos pés e, possibilitam o uso do encosto (PYNT et al, 2002).

O material usado para revestir o assento deve ter característica antiderrapante e capacidade para dissipar o calor e a umidade gerados pelo corpo, não sendo recomendados, por conseguinte, plásticos lisos e impermeáveis (LIDA, 2002).

Existem diversos tipos de posturas no assento, que podem ser classificadas em dois tipos básicos:

a) Postura ereta: a coluna fica na vertical e o tronco é sustentado pelos músculos dorsais (Figura 10). É uma postura normalmente usada nos trabalhos de escritórios e de fábrica, pois facilita a movimentação dos braços e a visualização para frente. Como os músculos dorsais executam um trabalho estático, essa postura pode ser fatigante, principalmente se a cabeça ficar muito inclinada para frente.

b) Postura relaxada: o dorso não fica tão tenso como no caso anterior. O tronco assume uma postura ligeiramente curvada para frente ou para trás. A postura relaxada promove menor solicitação dos músculos dorsais de sustentação, sendo menos fatigante. Essas exigências tornam-se menores, ainda, quando há possibilidade de apoiar o dorso sobre o encosto da cadeira. Nessa posição, as pernas tendem a se deslocar para frente e o assento, para esse tipo de postura relaxada, também pode ser mais baixo, aumentando-se o ângulo do assento em relação à horizontal e também o ângulo do assento em relação ao encosto. Essa é a posição do assento de carros e também das poltronas e dos sofás (LIDA, 2002).

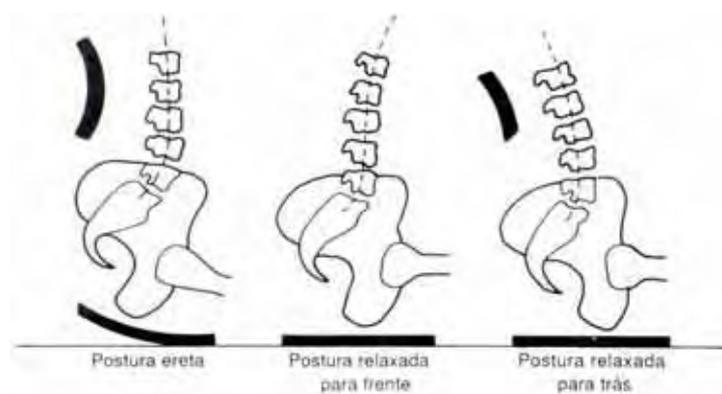


Figura 10 – Três diferentes posicionamentos na postura sentada (LIDA, 2002).

Finalmente, observa-se que esses dois tipos de posturas não apresentam fronteiras rígidas, pois, as pessoas que trabalham em posição ereta, freqüentemente adotam também posturas relaxadas e vice-versa. Grandjean e Hüting (1977), observaram 378 pessoas trabalhando em um escritório e constataram que em apenas 33% dos casos as pessoas mantêm a postura ereta, ocupando toda a área do assento (Figura 11). No tempo restante, as pessoas se sentam na borda do assento, inclinam-se para frente ou para trás, com contínuas mudanças de postura. Essas variações de postura são ainda mais freqüentes se o assento for desconfortável ou inadequado para o trabalho, chegando a haver até 83 mudanças de postura por hora; portanto, mais de uma alteração por minuto. Essas freqüentes mudanças de postura contribuem para a nutrição da coluna e aliviam a tensão dos músculos dorsais (LIDA, 2002).



Figura 11 – Região de ocupação do assento (LIDA, 2002).

A altura do assento deve ser determinada, principalmente, tendo em vista o desejo de se evitar pressões nas coxas. Assim sendo, a altura de um assento horizontal não deverá ser maior que o comprimento da menor perna, medido do chão até os tendões flexores dos joelhos, quando o pé está apoiado no chão e o joelho está em ângulo reto. Uma pesquisa feita na Inglaterra, por W.F. Floyd e D.F. Roberts, levou os pesquisadores a adotarem como uma média razoável da altura do assento, 39 cm para mulheres 41,5 cm para os homens. Na verdade, deve-se adotar um assento com a altura ajustável, de modo que uma pessoa baixa possa sentar-se confortavelmente e, por meio de regulagens, uma pessoa alta possa adequá-lo de modo a também se sentir confortavelmente instalada ao se sentar (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

As primeiras considerações para a determinação da profundidade do assento são que as tuberosidades isquiáticas devem suportar o peso, quando o encosto está em uso

total e, que deve haver uma distância razoável, na profundidade do assento, a fim de não causar desconforto, provocado pela pressão do assento sobre o fim da coxa, ou trombose por bloqueios na circulação sanguínea (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

Assim, a máxima profundidade do assento deverá ser projetada em função desta distância, que é medida desde o fim da coxa até o plano tangencial nas costas, na região sacra, quando o indivíduo está sentado em posição ereta (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

1.4.2 Encosto

O apoio para as costas (encosto) representa algo de grande relevância para a redução das pressões intradisciais. Assim, um apoio lombar, mesmo quando o indivíduo está com o tronco ereto, contribui para reduzir, e muito, a pressão sobre os D.I. Um experimento realizado por Nachenson, indicou que as menores pressões no disco ocorrem quando o indivíduo está deitado; a inclinação para trás do encosto da cadeira terá como consequência uma gradativa redução da pressão intradiscal, com menor chance de lesões. É claro que esta situação ideal tem que ser compatibilizada com a necessidade e possibilidade de realização de trabalho produtivo (COUTO, 1995).

O uso do encosto é necessário para se ter conforto sobre o assento. As cadeiras de escritório têm avançado para favorecer um melhor uso do encosto. Muitos trabalhos laboratoriais estudaram a influência das características do encosto, tais como: ângulo, profundidade e altura do suporte lombar, sobre a postura e a atividade muscular. Entretanto, nesses estudos, a maioria dos projetos destina-se a medir a postura do sujeito e pode alterar o comportamento do participante. De qualquer forma, apesar do esforço feito para melhorar o encosto, seu uso efetivo, nas situações reais, usualmente não é valorizado para sua avaliação. Os únicos métodos de registro do uso do encosto, descritos na literatura, são: a checagem visual e a quantificação da pressão. A checagem visual não permite medições contínuas. Os sistemas de pressão podem permitir medições contínuas da pressão de interface, mas são frequentemente usados para outros fins, como estudar as formas do encosto e do assento para alcançar uma

distribuição de pressão particular, ou para avaliar a distribuição de pressão dos estofados de suporte ou das cadeiras de rodas para pessoas portadoras de deficiência física (VERGARA; PAGE, 2000, b).

O estudo de Vergara e Page (2000, b) descreve um sistema simples e de baixo custo, que registra, continuamente, o uso do encosto, sem afetar o comportamento espontâneo do sujeito e, pode ser usado em estudos da área. Cada sujeito usou seis cadeiras de escritório diferentes (Figura 12) com uma mesa de escritório convencional, em dias diferentes, por um período de 100 minutos para cada cadeira. As cadeiras foram selecionadas com características diferentes (especialmente na forma do encosto) para se ter diversos níveis de conforto. De acordo com a Figura 12, os possíveis ajustes das cadeiras foram: 1. altura do assento, inclinação do assento e do encosto, altura e profundidade do suporte lombar; 2. altura do assento, encosto inclinável com ângulo fixo entre o assento e o encosto; 3. altura do assento, encosto flexível; 4. altura do assento, inclinação do assento e do encosto, altura do encosto; 5. nenhum; 6. nenhum. As tarefas realizadas, durante o teste, foram ler e escrever. Cada sujeito fez a mesma quantidade de leitura e escrita sobre cada cadeira. Foram quantificados o uso do encosto, os ângulos de flexão lombar e as inclinações pélvicas (VERGARA; PAGE, 2000, b).



Figura 12 – Cadeiras usadas no experimento (VERGARA; PAGE, 2000, b).

Desse estudo pôde-se concluir que o encosto lombar contribuiu para o não aparecimento de desconforto nessa região da coluna. Além disso, as maneiras observadas do uso do encosto apresentam diferenças claras nas posturas lombar e pélvica, uma vez que a medida do uso do encosto pode ser usada como um indicador indireto da postura. A porcentagem e o tipo de uso do encosto estão relacionados à percepção do conforto e do desconforto na região lombar. Portanto, essa técnica descrita acima pode ser usada também para avaliar o conforto objetivamente (VERGARA; PAGE, 2000, b).

Foi verificado, em um estudo descritivo da posição sentada, realizado por Coury (1986), que somente 38% dos indivíduos utilizavam o apoio lombar da cadeira, 77,6% mantinham flexão de cabeça durante a execução de suas tarefas e que 89,2% faziam uso bilateral dos apoios de antebraço (BRACCIALLI; VILARTA, 2000).

Quanto à postura, observou-se que as pessoas preferem posições inclinadas, mais relaxadas, que se assemelham à de uma pessoa dirigindo um carro, sendo, portanto, diferentes daquelas posturas geralmente adotadas em escritórios, que são mais eretas (Figura 10). Portanto, as cadeiras para uso em posto de trabalho com computadores devem ter um encosto com inclinação regulável entre 90° e 120°. Observou-se também que as cadeiras tradicionais, em geral, têm encostos muito pequenos, não sendo adequadas, por não permitirem uma postura mais relaxada, descarregando o peso das costas sobre o encosto. Segundo Anderson et al, ângulos maiores que 110° entre assento e encosto são favoráveis, porém comumente são incompatíveis com uma postura de trabalho (LIDA, 2002).

Até poucos anos atrás, em geral era aceito que quanto maior o número de variáveis ajustáveis, mais conforto seria proporcionado ao trabalhador. Entretanto, verificou-se que isso, além de onerar os custos, nem sempre funcionava na prática. Hoje, prefere-se adotar apenas algumas dimensões ajustáveis no posto de trabalho, combinadas com uma mobilidade do monitor. Com isso, constatou-se que há mais facilidade de adaptar o posto de trabalho a diferenças antropométricas dos usuários (LIDA, 2002).

1.5 EXTENSOMETRIA

O extensômetro é uma das ferramentas mais importantes da técnica de medição de “tensão”, aplicada à medida de grandezas mecânicas. Como seu próprio nome indica, é usado para medir deformação e, indiretamente determinar as tensões, através da variação na sua resistência elétrica (HOFFMANN, 1984, b).

O extensômetro elétrico ou *strain gage* é, na sua forma mais completa, um resistor elétrico composto por um fio metálico muito fino, depositado sobre um composto isolante. Este é, então, colado sobre uma estrutura em teste. (DALLY; RILEY, 1978).

O termo técnico “strain” (deformação) compreende tanto força de tração como de compressão, distinguidas apenas por um sinal de positivo ou negativo. Portanto, os extensômetros podem ser usados para a medida da expansão, assim como da contração (HOFFMANN, 1984, b).

Como o *strain gage* é sensível às deformações oriundas de cargas presentes nas estruturas, pode-se, então, estudá-las, medindo-se o comportamento da deformação no corpo. Os extensômetros elétricos alteram sua resistência de acordo com uma deformação aplicada no material, no qual o extensômetro está colado (DALLY; RILEY, 1978).

O resultado de uma “medição de tensão” pode ser usado para calcular as tensões materiais no espécime, sobre a natureza e a quantidade de forças que agem sobre o espécime e o corpo ao qual está colado. Entretanto, um extensômetro somente pode realizar seu trabalho, apropriadamente, se a tensão a ser medida for transferida perfeitamente e sem perda. Para tal proposta, é necessário que haja uma íntima conexão entre o extensômetro e o objeto a ser mensurado. Na maioria dos casos, somente as superfícies do objeto são acessíveis para a medição (as superfícies podem ser externas ou internas ao objeto). A intimidade requerida, a conexão plana entre o espécime e o extensômetro, é melhor realizada através de adesivos especiais (HOFFMANN, 1984, a).

A qualidade e as propriedades de um extensômetro somente podem ser julgadas se medidas após a sua colagem. Conseqüentemente, a qualidade da aplicação influencia muito na precisão da medida (HOFFMANN, 1984, a).

A tensão de um corpo sempre é causada por uma influência externa ou um efeito interno. A tensão poderia ser causada por forças, pressões, momentos, aquecimento (calor), mudanças estruturais do material e similares. Se certas condições são satisfeitas, a quantidade ou o valor da grandeza influente podem ser derivados do valor da tensão medida (HOFFMANN, 1984, b).

Alguns pesquisadores utilizaram-se da extensometria na construção de transdutores, como, por exemplo, o que foi realizado por Faria e Carvalho (2002), que desenvolveram transdutores de muletas e palmilhas para serem usados em medidas de sinais provenientes de reações do solo (MUTA, 2006).

Os transdutores especiais podem ser destinados para medir forças ou outras grandezas derivadas, como, por exemplo: momentos, pressões, acelerações, deslocamentos, vibrações e outras. O transdutor geralmente contém um elemento elástico, formado apropriadamente, o qual produz uma relação clara entre a grandeza medida e a tensão sobre a marca adequada sobre o elemento elástico (HOFFMANN, 1984, b).

Contrariamente a maioria dos outros tipos de extensômetros, o *strain gage* fornece a “deformação específica” (ϵ) como um sinal de saída proporcional à entrada e não como a variação (ΔL) do comprimento base pré-selecionado L_0 . Portanto, não é necessária uma conversão (HOFFMANN, 1984, b).

1.5.1 Células de carga

O primeiro elemento de uma célula de carga é o próprio *strain gage*. Da grandeza mecânica *strain* forma-se a grandeza elétrica “variação relativa da resistência” ($\Delta R/R$). O segundo elemento da célula de carga é a configuração do circuito que, na maioria dos casos, é um circuito de ponte de Wheatstone, o qual contém o *strain gage*. A ponte

é acionada pela variação relativa da resistência, que não pode ser percebida sem meios maiores (HOFFMANN, 1984, b).

Portanto, o princípio de funcionamento das células de carga baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor, extensômetro ou *strain gage*, quando submetido a uma deformação (MUTA, 2006).

Portanto, a ponte de Wheatstone pode ser empregada para determinar a mudança na resistência, que o extensômetro sofrerá, quando for submetido a uma deformação (DALLY; RILEY, 1978). Comumente, utiliza-se em células de carga quatro extensômetros, ligados entre si, através da ponte de Wheatstone e, o desbalanceamento da mesma, em virtude da deformação dos extensômetros, é proporcional à força que o provoca. É através da medição desse desbalanceamento que se obtém o valor da força aplicada (MUTA, 2006).

Os extensômetros são colados a uma peça metálica, que pode ser composta por alumínio, aço ou liga de cobre-berílio; denominada corpo da célula de carga, responsável pela deformação dos *strain gages*. A força atua, portanto, sobre o corpo da célula de carga, cuja deformação é transmitida aos extensômetros, que, por sua vez, medirão sua intensidade. Obviamente, a forma e as características do corpo da célula de carga devem ser objeto de um meticuloso cuidado, tanto no seu projeto quanto na sua execução, visando assegurar que a sua relação de proporcionalidade, entre a intensidade da força atuante e a conseqüente deformação dos extensômetros, seja preservada tanto no ciclo inicial de pesagem quanto nos subseqüentes, independente das condições ambientais (MUTA, 2006).

As células de carga são desenvolvidas de acordo com a necessidade de sua utilização. Elas podem diferenciar-se pela forma, material usado, tamanho etc (MUTA, 2006).

2 METODOLOGIA

2.1 CÁLCULOS E CONSTRUÇÃO DOS CORPOS DEFORMÁVEIS

As células de carga, desenvolvidas para este estudo, foram compostas, principalmente, por corpos deformáveis, constituídos por lâminas de aço dobradas no formato da letra “u”, nas quais os extensômetros foram fixados (Figura 13, 14 e 15). Na Figura 13: 1 e 2 representam os extensômetros colados na parte externa e interna, respectivamente, da superfície vertical do corpo deformável, do primeiro corpo deformável e; 3 e 4, os extensômetros colados na parte externa e interna, respectivamente, da superfície vertical do corpo deformável, do segundo corpo deformável.

O circuito utilizado para a ligação dos extensômetros foi uma ponte completa de Wheatstone (Figura 18), para cada célula de carga.



Figura 13 – Esquema da estrutura metálica dos corpos deformáveis das células de carga.

No total, foram utilizados doze extensômetros (KYOWA Electronics Instruments CO., LTD, Tóquio, Japão), modelo KFG 3-120-C1-11, cujo fator do extensômetro era $K = 2,10 \pm 1,0\%$.



Figura 14 – Corpos das células de carga da parte anterior e posterior do assento. Destaque para os extensômetros colados na superfície vertical externa desse material.



Figura 15 – Corpos das células de carga da parte anterior e posterior do assento. Destaque para os extensômetros colados na superfície interna de cada corpo deformável.

Os corpos deformáveis das células de carga do assento foram fixados sobre uma chapa metálica (aço) retangular, assim como os corpos da célula de carga do encosto (Figuras 16 e 17).



Figura 16 – Corpos deformáveis das células de carga da parte anterior e posterior do assento fixos na chapa metálica, presa à base da cadeira.



Figura 17 – Corpos deformáveis das células de carga do encosto, fixos na chapa metálica, presa ao suporte lombar da cadeira.

Para determinar as espessuras das lâminas a serem utilizadas, nas células de carga da parte anterior e posterior do assento e do encosto, houve a necessidade de se seguir algumas equações, baseadas em cálculos de resistência elétrica e de deformações dos materiais, das quais foram obtidos os seguintes valores para as espessuras das lâminas (h): para o assento $h = 2,5$ mm e para o encosto $h = 1,6$ mm. Esses cálculos utilizados estão descritos abaixo.

Utilizando-se a equação geral da extensometria, tem-se:

$$\frac{\Delta U}{V} = \frac{K}{4}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (1)$$

Na qual: ΔU = tensão de saída da ponte;

K = fator do extensômetro;

V = tensão de excitação;

ε_i = deformação específica.

Como $\varepsilon_2 = -\varepsilon_1$ e $\varepsilon_4 = -\varepsilon_3$, pois os extensômetros são iguais, a equação (1) torna-se:

$$\frac{\Delta U}{V} = K \cdot \varepsilon \quad (2)$$

A equação (2) corresponde a uma equação de uma ponte completa de Wheatstone, que foi utilizada neste experimento (Figura 18). Nesta figura: 1, 2, 3 e 4 representam as resistências dos extensômetros; V a tensão de excitação, e ΔU (mV) tensão de saída da ponte.

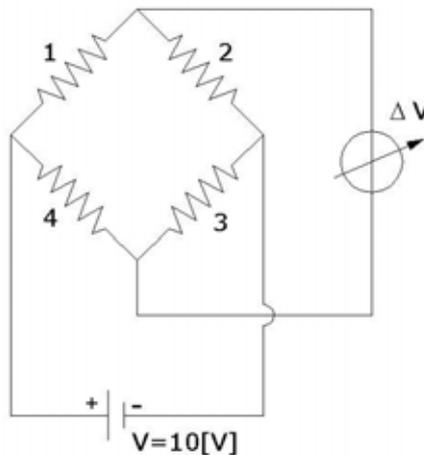


Figura 18 – Modelo esquemático da ponte completa de Wheatstone.

Considerando que as células de carga do assento estão dispostas da seguinte forma (Figura 19), tem-se:

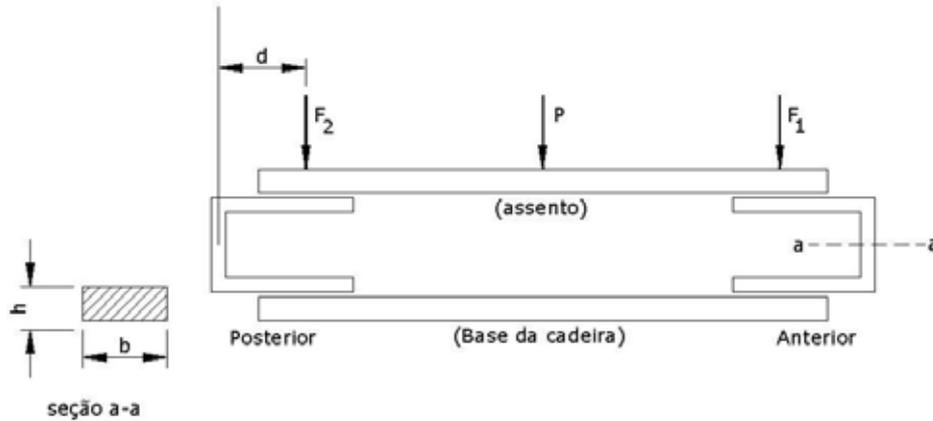


Figura 19 – Esquema representativo da disposição dos corpos deformáveis no assento da cadeira (vista lateral – parte anterior e posterior).

Na Figura 19, “P” representa a carga total aplicada sobre o assento; F_1 e F_2 representam a distribuição da força P, aplicada à parte anterior e posterior do assento, respectivamente.

Para o cálculo da deformação de um corpo deformável, foi utilizada a seguinte equação:

$$\sigma = \frac{M.c}{I} \quad (3)$$

Na qual: σ = tensão de flexão;

M = momento fletor;

c = distância da superfície da secção transversal até a linha neutra;

I = momento de inércia da secção transversal.

Considerando que: $M = F.d$, $c = \frac{h}{2}$ e, $I = \frac{b.h^3}{12}$, substituindo essas relações na

fórmula (3), tem-se:

$$\sigma = \frac{6.F.d}{b.h^2} \quad (4)$$

Na qual: h = espessura da lâmina;

b = largura da lâmina;

F = força distribuída ao corpo deformável;

d = distância do ponto de aplicação da força (F) à linha neutra.

Sabendo-se que $\sigma = E \cdot \varepsilon$ e substituindo essa equação em (4), obtém-se:

$$\varepsilon = \frac{6.F.d}{E.b.h^2} \quad (5)$$

Na qual: E = módulo de elasticidade longitudinal do material.

Substituindo-se a equação (5) na equação (2):

$$\frac{\Delta U}{V} = \frac{6.K.F.d}{E.b.h^2} \quad (6)$$

Assumindo-se $\frac{\Delta U}{V} = V_{ad} = 0,0028$, em que V_{ad} é uma tensão de excitação adimensional, temos:

$$V_{ad} = \frac{6.K.F.d}{E.b.h^2} \Rightarrow b.h^2 = \frac{6.F.K.d}{E.V_{ad}} \quad (7)$$

Adotando-se os seguintes valores para a equação (7): $K = 2,1$; $E = 2,1 \cdot 10^{11}$ N/m; $V_{ad} = 0,0028$; e $d = 2 \cdot 10^{-2}$ m, temos:

$$b.h^2 = 4,3 \cdot 10^{-10} \cdot F \quad (8)$$

De acordo com Couto (1995), a distribuição ideal dos pesos, na postura sentada é: 50% nas tuberosidades isquiáticas, 34% na região posterior das coxas e, 16% na planta dos pés. Considerando isso, se uma pessoa, cujo peso corporal é de 120 kgf, quando ela senta na cadeira, supõe-se que 50% desse peso irá para a parte posterior do assento, ou seja, 600 N. Mas, como essa carga é distribuída igualmente para cada corpo da célula de carga, então, cada corpo deformável receberá 300 N. Com isso, na equação (8), vamos assumir que F_1 ($F_1 = F_2$) seja igual a 300 N. Essa relação foi considerada válida tanto para a célula de carga da parte anterior como da posterior do assento.

Portanto, na expressão (8), como $F = 300$ N e o valor da largura da lâmina b foi fixado em 21,3 mm, tem-se o valor da espessura da lâmina, $h = 2,5$ mm.

Analogamente, para determinar a espessura das lâminas a serem utilizadas, na célula de carga do encosto (Figura 20), o mesmo tipo de cálculo foi realizado, pois na célula de carga do encosto também foi usada uma ponte completa de Wheatstone.

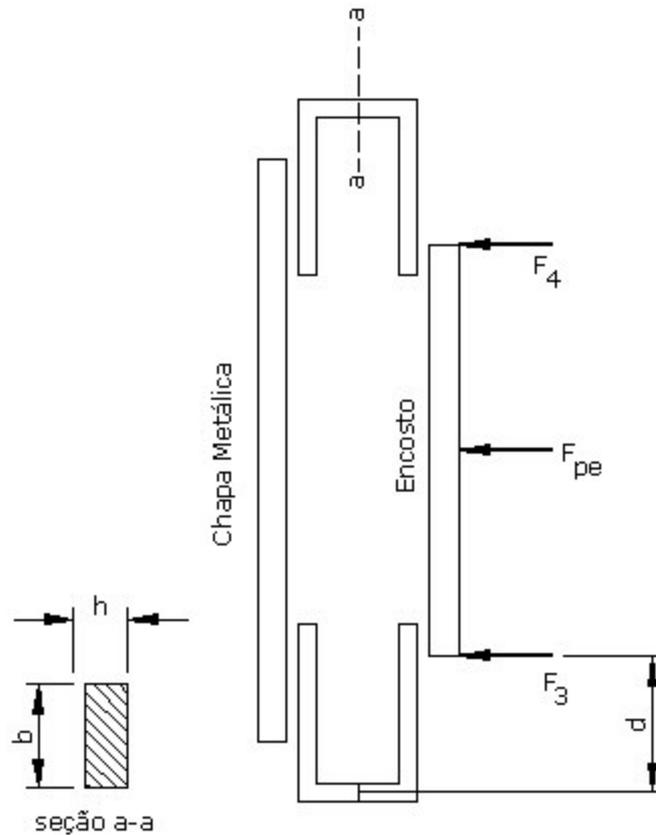


Figura 20 – Esquema representativo da disposição dos corpos deformáveis no encosto da cadeira (vista superior).

Na Figura 18, “ F_{pe} ” representa a carga perpendicular aplicada sobre o encosto; F_3 e F_4 representam a distribuição da força F_{pe} , sobre a célula de carga do encosto.

Recordando a equação (7):

$$b.h^2 = \frac{6.F.K.d}{E.V_{ad}} \quad (7)$$

Na equação (7), isolando-se a variável h , temos:

$$h^2 = \frac{6.F.K.d}{E.V_{ad}.b} \quad (9)$$

Agora, para os seguintes valores da equação (9): $K = 2,1$; $E = 2,1 \cdot 10^{11}$ N/m; $V_{ad} = 0,0028$; e $d = 45 \cdot 10^{-3}$ m e, o valor da largura da lâmina b fixado em 32,7 mm e a força F_3 ($F_3 = F_4$) igual a 90 N, tem-se como valor da espessura da lâmina, $h = 1,6$ mm.

A força F_3 foi assumida como 90 N, pois, na verdade, não há na literatura trabalhos que quantificaram a força aplicada no encosto, quando uma pessoa está sentada. Portanto, foi suposto que essa força chegaria, aproximadamente, a 90 N (cerca de 5% do peso corporal, considerando uma pessoa de massa igual a 120 kg e uma aceleração da gravidade, $g = 10 \text{ m/s}^2$).

2.2 SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES

Para a seleção dos participantes, foi adotado um critério de inclusão: trabalhar mais de quatro horas diárias na postura sentada, à frente do computador, em função administrativa ou de ensino e; alguns critérios de exclusão: ter peso corporal maior que 120 kgf; ser portador de deficiência física; apresentar algum desvio lateral na coluna vertebral (escoliose) ou algum desvio postural severo na coluna ou quadris, ou discrepância no comprimento dos membros inferiores. Esses critérios puderam ser analisados através de uma avaliação postural fisioterapêutica simples (LEE, 2001, BIENFAIT, 1991, BIENFAIT, 1993), que serviu como método de triagem dos participantes. Foram avaliadas 41 pessoas, entre 6 homens e 35 mulheres.

Previamente à avaliação postural, foram recolhidos os termos de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE C), que foram entregues aos voluntários da pesquisa. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNITAU (Universidade de Taubaté), vinculado ao Departamento da Faculdade de Medicina, sob o Protocolo nº 001/05, de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96 (ANEXO A).

Para o registro dos dados coletados, durante a avaliação postural, foi usada uma ficha individual (APÊNDICE B), na qual constava uma série de informações referentes à postura observada dos voluntários, em quatro vistas: anterior, posterior, lateral direita e esquerda. Essa avaliação foi realizada em uma sala do Departamento

de Materiais (DMT), da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG), na qual foram utilizados uma ficha individual, um simetrógrafo, um nível manual, um fio de prumo, uma trena inextensível e, uma balança comercial. Os participantes, avaliados individualmente, usaram trajes adequados como biquíni ou top e shorts para as mulheres, e sunga ou shorts para os homens. A avaliação foi realizada em local reservado, somente na presença da fisioterapeuta responsável pelo estudo e a pessoa avaliada, respeitando a integridade física e moral dos voluntários.

O simetrógrafo (Figura 21) é um instrumento usado rotineiramente, na prática clínica, pelos fisioterapeutas, para auxiliá-los na detecção de assimetrias e desvios posturais, entre os seguimentos corporais, durante avaliações posturais, o que permite suspeitar de alterações na postura do indivíduo avaliado. O simetrógrafo, para este estudo, foi construído em lona, na qual foi desenhado um retângulo, medindo 1,80 m de altura por 1,10 m de largura, contendo quadrados de 10 x 10 cm. Anteriormente a sua fixação, este instrumento teve seu alinhamento verificado por um nível manual, pois se não estivesse alinhado, poderia indicar alterações incorretas nas posturas dos participantes. O simetrógrafo foi, então, fixado em uma das paredes da sala escolhida. O fio de prumo foi fixado ao teto, a 60 cm à frente do simetrógrafo, para que o peso localizado em sua ponta ficasse anterior ao maléolo lateral, nas vistas laterais, entre os calcânhares, na vista posterior e, na linha sagital média, na vista anterior.

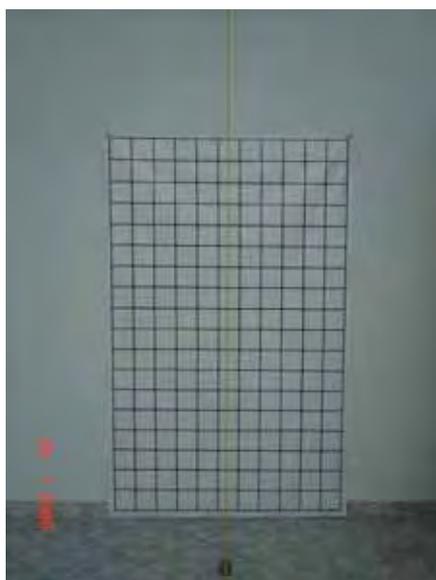


Figura 21 – Simetrógrafo construído especialmente para ser usado na avaliação postural deste estudo.

A trena foi utilizada para verificar a altura dos participantes.

A balança comercial foi usada para determinar o valor (aproximado) do peso corporal dos voluntários.

Após a avaliação postural, cada participante respondeu a um questionário (APÊNDICE D), com cinco questões, sobre dor na coluna vertebral, a fim de que se possa conhecer a porcentagem de indivíduos, da população estudada, que apresenta dores na coluna.

2.3 CALIBRAÇÃO

2.3.1 Calibração das células de carga

A calibração das células de carga foi realizada no Laboratório de Ensaios Mecânicos, do DMT, da FEG.

Com o objetivo de se obter maior precisão e confiabilidade possível nas medições das células de carga do assento e do encosto da cadeira, os ensaios de calibração foram realizados através de cargas conhecidas, impostas aos corpos das células de carga, através da máquina para ensaios de tração universal (EMIC – modelo MEM – 10.000) – Figuras 22 e 23.



Figura 22 – EMIC – painel de controle



Figura 23 – EMIC – disco que aplica ensaios de compressão.

As cargas foram aplicadas de modo ascendente e descendente, em dois ensaios para cada modo, em todas as células de carga, para que se pudesse analisar o comportamento dos extensômetros mediante a colocação e a retirada de cargas, o qual deveria apresentar-se de modo linear para ambas as situações.

As células de carga, da parte anterior e posterior do assento, receberam cargas conhecidas de 0 a 60 kgf, de 5 em 5 kgf, na calibração ascendente; as quais foram retiradas de 60 a 0 kgf, também a cada 5 kgf, na descendente. Já à célula de carga do encosto, foram impostas cargas de 0 a 10 kgf, de 1 em 1 kgf, na calibração ascendente, e as mesmas foram retiradas, a cada 1 kgf, na descendente. Destes ensaios obteve-se uma média dos valores da calibração (Figuras 25 a 30).

Esses valores foram adquiridos por um sistema computacional, pela ponte amplificadora para extensometria (SPIDER 8) e pelo *software* de aquisição de dados *Catman* (versão 3.1) – ambos da HBM, Darmstadt, Alemanha (Figura 24).



Figura 24 – Sistema computacional, SPIDER 8 e EMIC-painel de controle e disco de compressão, no Laboratório de Ensaio Mecânicos, do DMT.

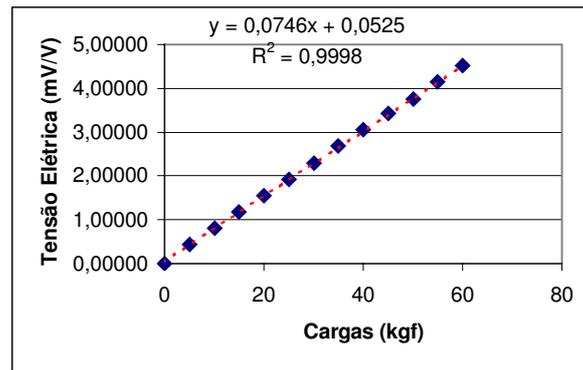


Figura 25 – Curva de calibração ascendente da parte anterior do assento.

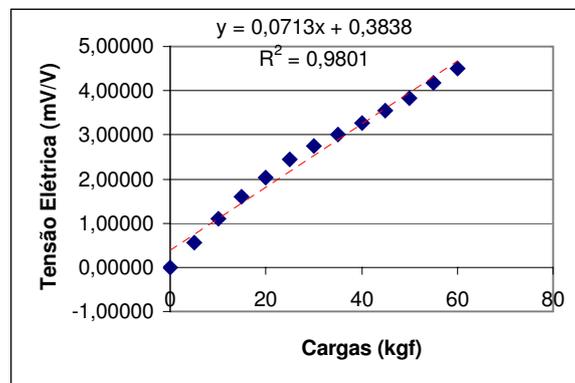


Figura 26 – Curva de calibração descendente da parte anterior do assento.

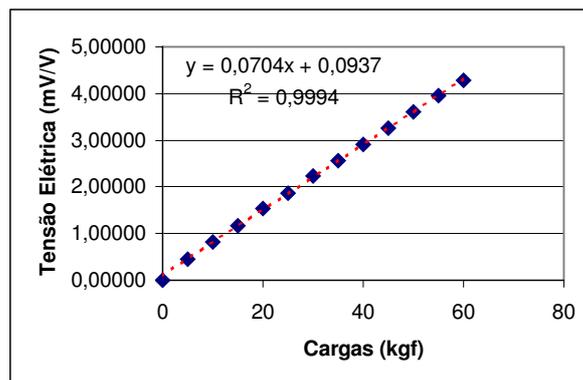


Figura 27 – Curva de calibração ascendente da parte posterior do assento.

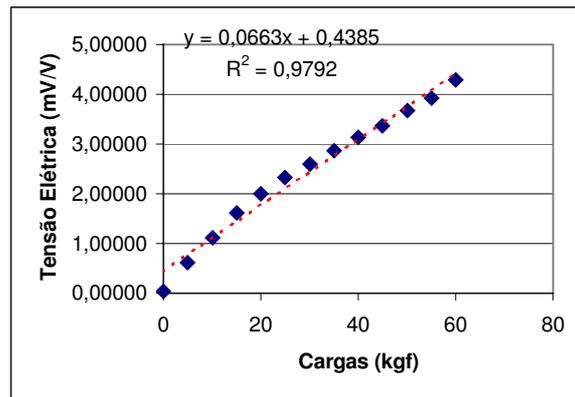


Figura 28 – Curva de calibração descendente da parte posterior do assento.

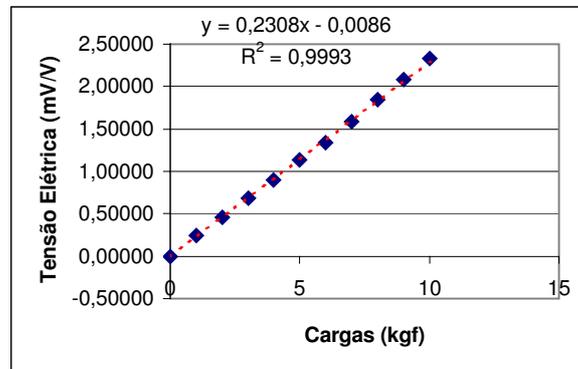


Figura 29 – Curva de calibração ascendente do encosto.

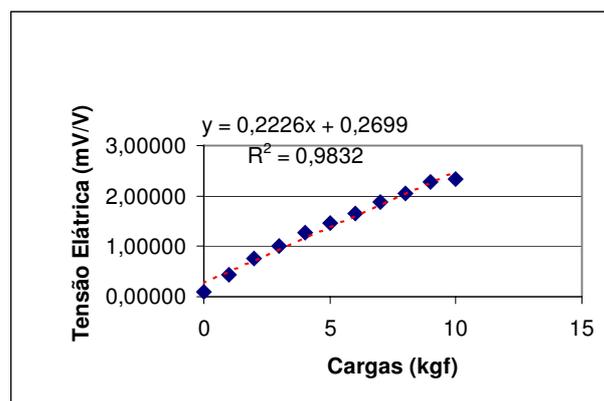


Figura 30 – Curva de calibração descendente do encosto.

Para a calibração das células de carga do assento, foram usados os seguintes parâmetros: alimentação da fonte da ponte de Wheatstone (10 V); frequência de aquisição (25 Hz); velocidade de aplicação da carga – EMIC (5 mm/min) e; fator de amplificação (12 mV/V). Para a célula de carga do encosto, o único parâmetro

diferente da calibração das células de carga do assento foi o fator de amplificação: 3 mV/V.

Cada célula de carga foi fixada sobre uma barra de aço, através de parafusos, reproduzindo a mesma distância de fixação na base da cadeira (assento) e no encosto. Sobre os corpos das células de carga foi apoiada uma haste de aço, em cujo centro se aplicava o disco que impunha as cargas, programadas na EMIC (Figuras 31 e 32):



Figura 31 – Disco da EMIC aplicando carga compressiva sobre a barra metálica, posicionada em cima das células de carga, da parte da frente do assento.

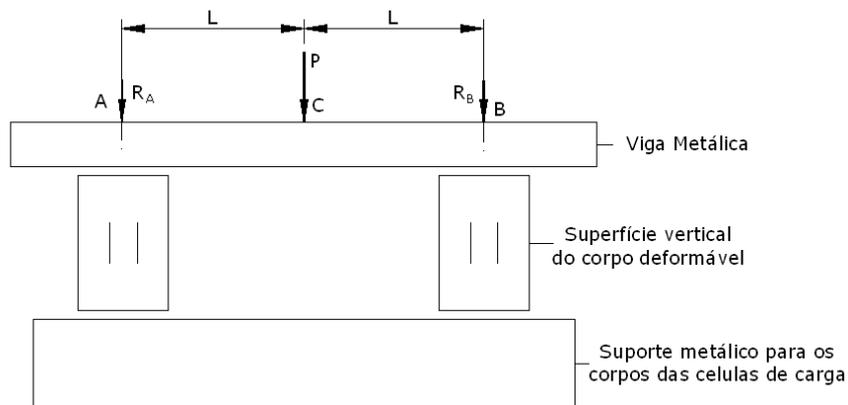


Figura 32 – Desenho esquemático da montagem para a calibração das células de carga.

Durante as calibrações, pela simetria, os extensômetros captaram a deformação relativa à metade da força P aplicada, no centro da viga.

2.3.2 Calibração da plataforma de força

A calibração da plataforma de força (Figura 33) foi realizada no Laboratório de Biomecânica, do Departamento de Mecânica (DME), da FEG.

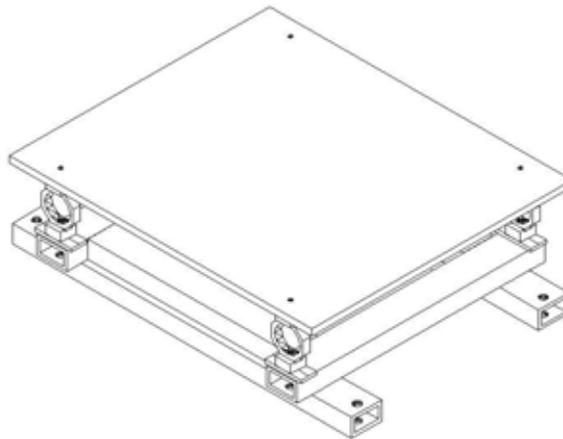


Figura 33 – Esquema da plataforma de força, do Laboratório de Biomecânica do DME.

Anteriormente à calibração, as cargas utilizadas foram pesadas em uma balança digital, com precisão de três casas decimais. As cargas correspondiam a anilhas e a corpos de prova maciços, pertencentes ao departamento em questão. Com a associação desses materiais foi possível realizar a calibração da plataforma de força, através de oito diferentes valores de carga: 0; 1,133; 4,133; 9,088; 14,123; 21,723; 29, 323 e 32,623 kgf, de modo ascendente e descendente (Figuras 34 e 35).

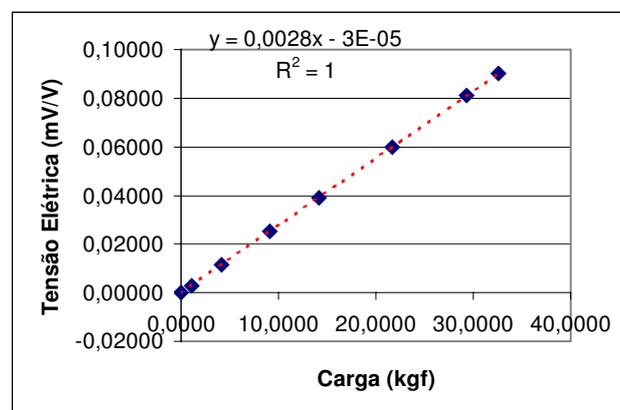


Figura 34 – Curva de calibração ascendente da plataforma de força.

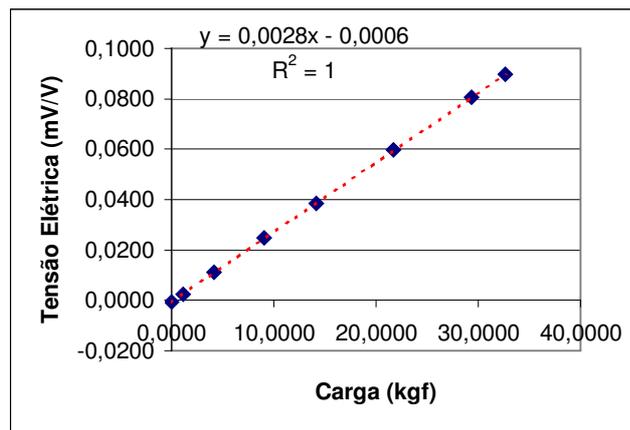


Figura 35 – Curva de calibração descendente da plataforma de força.

Para o registro das medidas desta calibração também foram utilizados o *software* de aquisição de dados *Catman* e a ponte amplificadora para extensometria SPIDER 8.

Os parâmetros “fator de amplificação” e “frequência de aquisição” utilizados foram 3 mV/V e 25 Hz, respectivamente.

2.4 MEDIÇÃO DAS FORÇAS NO SISTEMA CADEIRA-PLATAFORMA DE FORÇA

Todas as coletas de dados, para este estudo, foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do DME, da FEG.

2.4.1 Participantes

Todos os participantes deste estudo passaram por um processo de triagem, que foi a avaliação postural, e receberam as informações necessárias sobre o procedimento da coleta de dados. Os indivíduos foram designados como voluntários da pesquisa e, portanto, poderiam deixar de participar do estudo a qualquer momento.

Durante o período da coleta de dados, três voluntárias selecionadas, na avaliação postural, encontravam-se em férias e, por isso, não puderam comparecer na medição, o que as excluiu da pesquisa.

2.4.2 Aquisição dos Dados

Uma balança digital (modelo ZTE 2004; até 150 kg) foi utilizada para que se pudesse aferir a massa corporal dos participantes, antes das medições no conjunto cadeira-plataforma de força.

Uma cadeira ergonômica (modelo-secretária executiva) foi instrumentada com células de carga na parte da frente (1/3 médio das coxas) e de trás (tuberosidades isquiáticas) no assento e no encosto (região central da coluna lombar: terceira vértebra lombo- L₃) – Figura 36.



Figura 36 – Conjunto cadeira-plataforma de força e os instrumentos para medição: sistema computacional e SPIDER 8.

Esta cadeira foi escolhida especialmente para este trabalho por ser ergonômica e confortável, mostrando-se ideal para ocupações na postura sentada prolongada. A cadeira segue as normas para mobiliários de escritório da ABNT (NBRs 13962 e 14110 - cadeiras e NBR 13965 - móveis para informática). Além disso, ela também está de acordo com outra norma, a NR – 17 (Ergonomia) - item 17.3.

Uma plataforma de força, fixada no solo, foi adicionada ao sistema, para formar o conjunto cadeira-plataforma de força.

Os sinais, relativos à deformação sofrida pelos corpos das células de carga, foram transmitidos mecanicamente aos extensômetros, que compunham as células de carga.

Estes sinais e os da plataforma de força foram captados, via ponte amplificadora para extensometria (SPIDER 8). Os sinais amplificados foram transferidos a um sistema computacional, através do *software* de aquisição de sinais (*Catman*-versão 3.1) – Figura 37.

O tempo selecionado para cada coleta (teste) foi de 30 segundos e a frequência de amostragem foi de 25 Hz.

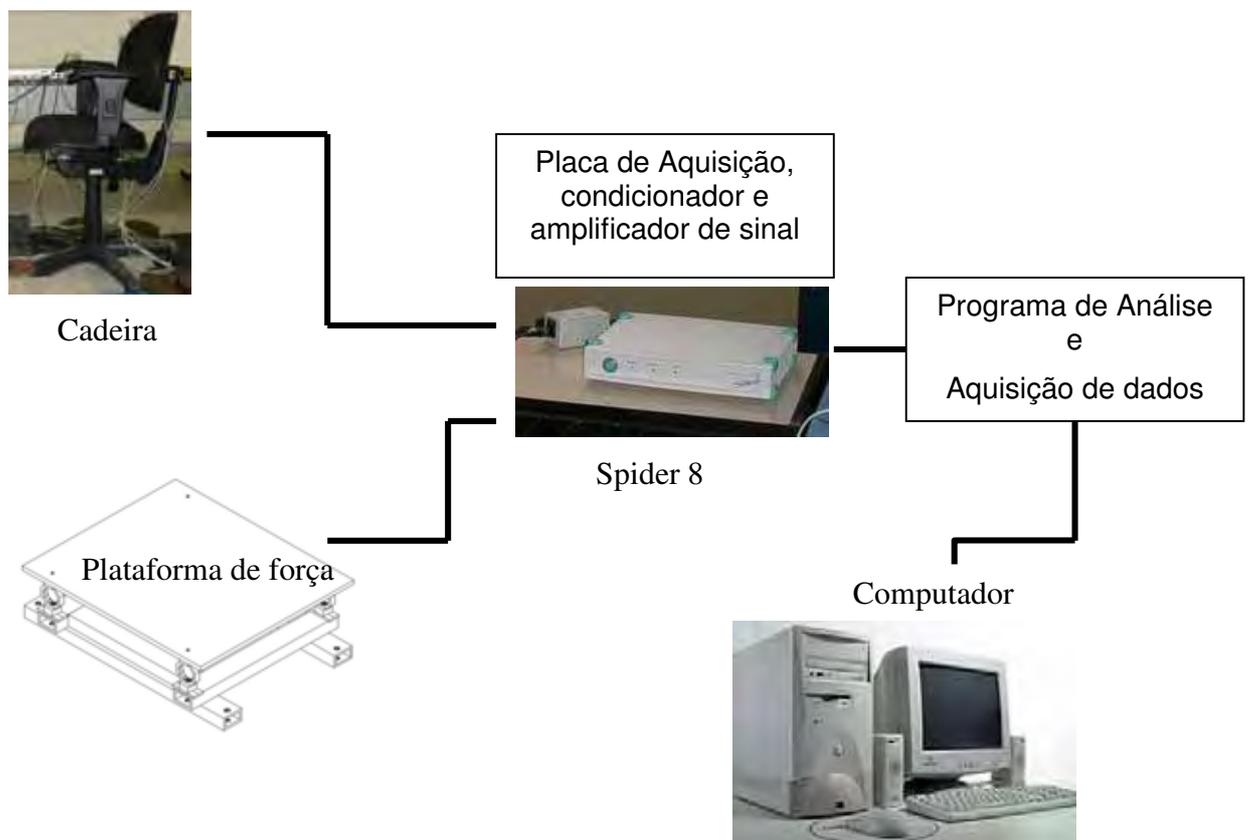


Figura 37 – Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados da cadeira ergonômica e plataforma de força.

2.4.3 Coleta dos dados

Todos os participantes foram instruídos sobre como deveriam agir durante todo o teste, antes que este se iniciasse.

Primeiro, o participante era pesado em uma balança digital precisa (Figura 38), para o registro de seu peso corporal, no momento exatamente anterior à coleta, pois,

como se trata de um estudo de distribuição do peso corporal, na postura sentada, esse parâmetro é de fundamental importância.



Figura 38 – Balança digital precisa.

Após a pesagem, informava-se ao voluntário sobre os três biótipos principais, de acordo com a distribuição de massa corporal, seguindo a classificação antropométrica (Apêndice A). Era discutido com o sujeito o biótipo ao qual ele pertencia, predominantemente. Então, o indivíduo era classificado em ecto, meso ou endomorfo (Figura 39).

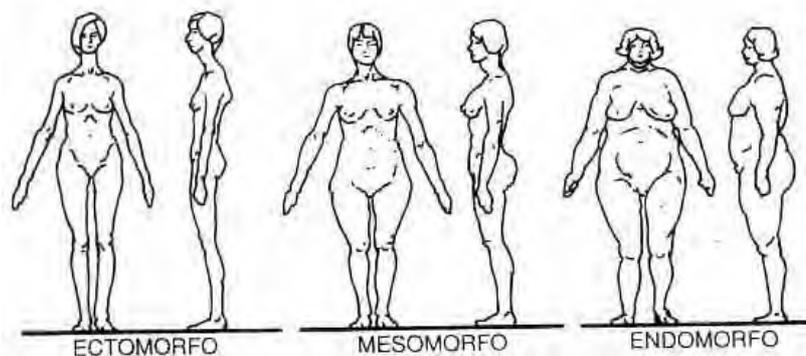


Figura 39 – Os três tipos básicos do corpo humano (Sheldon, 1940 apud Lida, I., 2002, p.102).

Em seguida, a postura sentada do teste era ensinada (Figura 42) e a altura do assento ajustada, de acordo com a estatura do sujeito, de modo que os joelhos ficassem em flexão de 90°, o que era medido através de um goniômetro (instrumento para medição de ângulos articulares, amplamente usado pelos fisioterapeutas, MARQUES, 1997) – Figura 40. O ângulo formado entre o assento e o encosto foi fixado em 105°

para todos os participantes. E, a altura do encosto foi ajustada para cada voluntário, de modo que o encosto ficasse posicionado na região lombar central (L_3).



Figura 40 – Goniômetro.

Além disso, na plataforma de força (Figura 41), foi fixado um desenho do contorno dos pés, para que os indivíduos pisassem sempre no mesmo local (centro da plataforma), durante cada teste.



Figura 41 – Foto da plataforma de força.

Cada participante realizou três medições, de 30 segundos cada, a fim de que, na análise dos dados, fosse usada a média e o desvio padrão (dp) dos valores obtidos nessas coletas.

A postura de teste consistia na postura sentada adequada estática: pés apoiados no chão, joelhos flexionados em 90° , apoio no assento sobre as tuberosidades isquiáticas e encaixe correto entre os glúteos e o assento/encosto (Figura 42). Foi pedido aos participantes que repousassem as mãos sobre as coxas e olhassem na linha do horizonte.



Figura 42 – Postura sentada adequada, usada durante as medições.

Aos voluntários, foi orientado para que não se movimentassem durante os testes, pois, qualquer movimento mínimo poderia alterar a distribuição das cargas no sistema cadeira-plataforma de força (C-PF).

O sujeito não recebeu nenhum tipo de *feedback* visual, pois a tela do computador estava voltada somente para a pesquisadora.

Cada coleta iniciava-se somente após os ajustes da cadeira para o participante e; para que fosse disparada a medição, através do *software Catman*, o voluntário tinha que levantar da cadeira e sair da plataforma de força, pisando em um tablado, ao lado desta, a fim de que as cargas percebidas pelos sensores, na adequação da cadeira, fossem zeradas, para que o teste pudesse ser iniciado. A cada nova medição, esse procedimento era realizado novamente.

Vale lembrar que durante todos os testes realizados, a cadeira permaneceu fixa no solo, através de anilhas, que impediam o rolamento das cinco rodas, presentes na cadeira.

Após cada teste, os gráficos obtidos (Tempo [s] x Cargas [kgf]) poderiam ser analisados por algum programa ou aplicativo de imagem, como o Microsoft Photo Editor, Paint ou Imaging e, os dados poderiam ser estudados através dos programas Microsoft Excel ou Microcal Origin.

Como o peso corporal foi medido em [kgf] (quilograma-força), os valores medidos foram apresentados nessa mesma unidade (usada na calibração), a fim de facilitar a percepção da grandeza medida, no conjunto C-PF.

2.4.4 Análise dos dados

Após o término da coleta dos dados, estes foram arquivados em um programa que permite análises estatísticas para que pudessem ser tratados e analisados. Os *softwares* usados neste estudo foram o Excel (Microsoft, Troy, NY, USA) e o Origin 6.0 (Microcal, Northampton, MA, USA).

Como foram realizadas três medições para cada participante, obtiveram-se três tabelas de dados e três gráficos referentes às forças medidas (na plataforma de força, nas partes anterior e posterior do assento e no encosto).

O gráfico de cada coleta (Figura 43) foi estudado e se analisou apenas a região em que as quatro medidas (plataforma de força, parte anterior do assento, parte posterior do assento e encosto) estavam estabilizadas, a fim de facilitar a análise e minimizar erros. Na maioria dos casos, essa região correspondia a um intervalo de cerca de três a quatro segundos do tempo total de medição (30 segundos). Para os valores dessa região do gráfico, foram calculadas as médias e os desvios padrão (dp) para cada força mensurada. As medidas não se apresentaram estáveis por todo o tempo de medição, pois o corpo humano oscila, mesmo na postura sentada estática.

O pico da linha vermelha (plataforma de força – Figura 43) representa uma carga dinâmica, indicando o momento em que o participante pisou na plataforma de força. Neste gráfico, a partir do sétimo segundo, com a acomodação do indivíduo na cadeira, o peso corporal é distribuído pelo sistema C-PF (cargas estáticas). Portanto, cada canal do SPIDER 8 (plataforma de força, parte anterior do assento, parte posterior do assento e encosto) captou a distribuição do peso corporal correspondente, na postura sentada adequada (estática).

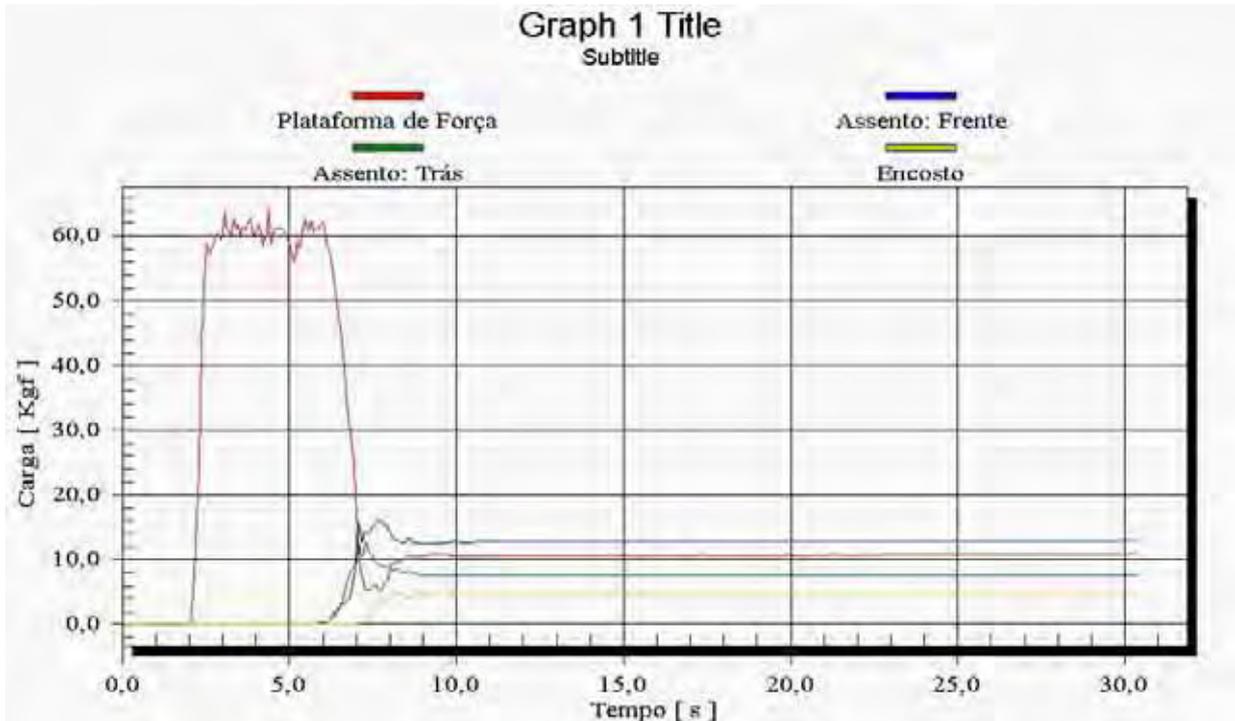


Figura 43 – Gráfico de uma coleta, obtido pelo *software Catman*.

Foi realizada uma análise descritiva das variáveis. Os valores médios da distribuição do peso corporal no sistema C-PF (plataforma de força, partes anterior e posterior do assento e encosto) foram comparados entre os sexos, pelo teste *t* de Student ($\alpha = 0,05$) e, entre os biótipos, pelo teste de ANOVA ($\alpha = 0,05$). Foram estudadas as seguintes cargas: força média na plataforma de força, força média na parte anterior do assento, força média na parte posterior do assento, força total média no assento, força vertical média no encosto e força perpendicular média no encosto. As correlações estabelecidas entre essas cargas medidas e o peso corporal e, entre as próprias forças, no assento e no encosto, foram analisadas através do Coeficiente de Correlação de *Pearson*, com $\alpha = 0,05$; de acordo com o sexo e, com as seguintes variáveis: peso corporal, índice de massa corporal (IMC), idade, e biótipos.

No encosto, a carga medida foi uma força perpendicular à superfície do encosto. Portanto, para comparar as forças verticais obtidas na plataforma de força e no assento com a força obtida no encosto, houve a necessidade de se decompor a força perpendicular (F_{pe}), encontrando-se uma força vertical (F_{ve}), no mesmo sentido dos

outros esforços medidos, que corresponde à parcela do peso corporal distribuído no encosto (Figura 44).

Da Figura 44, compreende-se que $F_{ve} = F \cdot \cos 75^\circ$, portanto, $F_{ve} = 0,25882 \cdot F$. Essa foi a fórmula usada para calcular a F_{ve} . Nesta figura, F representa a força perpendicular aplicada no encosto; F_x a componente horizontal dessa força e; $F_y = F_{ve}$ a componente vertical de F .

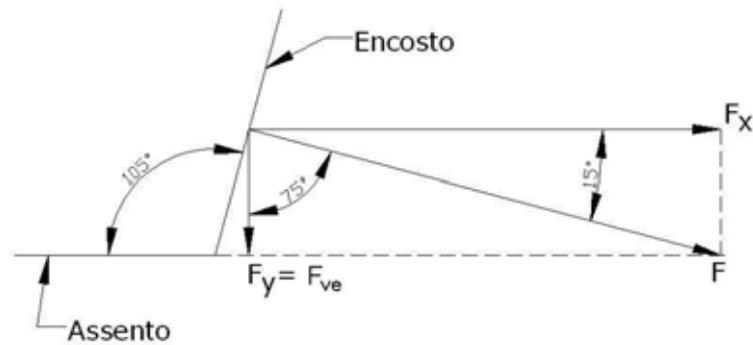


Figura 44 – Decomposição da força F no encosto.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Trata-se de um estudo experimental, realizado com voluntários do sexo feminino e masculino, servidores públicos, de cargos administrativos e de ensino, da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – SP (FEG/UNESP). Em função da maioria dos cargos administrativos, deste campus, ser ocupado por funcionários do sexo feminino, houve grande dificuldade para encontrar voluntários do sexo masculino, que trabalhassem, no mínimo, quatro horas na postura sentada. Por isso, o número de participantes do sexo feminino foi, aproximadamente, cinco vezes maior do que o masculino.

Os resultados obtidos nas calibrações das células de carga das partes anterior e posterior do assento e do encosto demonstraram uma boa correlação linear, uma vez que o coeficiente de correlação linear, para essas três calibrações, foi: $r = 0,99$. A calibração da plataforma de força demonstrou uma excelente correlação linear, apresentando $r = 1,0$.

A calibração de todas as células de carga foi realizada três vezes, e somente na terceira calibração, foi alcançado o modo correto para calibrá-las. A cada calibração feita, montavam-se as células de carga na cadeira e se testava a calibração em todas as células de carga. Dos testes realizados com cada célula de carga, pôde-se observar que a terceira calibração foi a melhor delas.

As células de carga do assento e a plataforma de força permitem apenas a medição de forças verticais. Já, a célula de carga do encosto captou uma força perpendicular a ele.

Os participantes deste estudo foram 32 mulheres e 6 homens, com idade entre 25 e 54 anos (média = 43,92 anos; dp = 6,91 anos), com estatura média de 1,60 m (dp = 0,07 m), e com peso corporal médio de 65,10 kgf (dp = 12,93 kgf) – Tabela 1.

Na avaliação postural (triagem), os voluntários não apresentaram escoliose, discrepância no comprimento dos membros inferiores, ou qualquer outro problema postural que pudesse interferir nas medições.

Tabela 1 – Descrição das médias das variáveis peso corporal, altura e idade, com os respectivos desvios padrão, entre parênteses, de acordo com o sexo.

Variáveis	Masculino (6)*	Feminino (32)*
Peso Corporal (kgf)	71,1 (12,46)	64,0 (12,90)
Altura (m)	1,69 (0,04)	1,59 (0,06)
Idade (anos)	47,3 (5,99)	43,3 (6,97)

* O número entre parênteses corresponde ao número de participantes de cada sexo.

Trata-se de um estudo inédito, na postura sentada, com o uso de uma cadeira ergonômica, no qual houve a medição dos esforços verticais na plataforma de força e no assento e, de um esforço perpendicular ao encosto, cuja uma das componentes foi uma força vertical (que pôde ser obtida através da decomposição da força perpendicular).

Comumente, nos estudos sobre postura sentada e cadeiras, os pesquisadores avaliam a distribuição da pressão sobre o assento e não a distribuição do peso corporal. Portanto, na revisão bibliográfica, realizada para este estudo, não foi encontrado nenhum estudo que fizesse a medição das cargas, na postura sentada, e nem que estabelecesse uma correlação entre a carga total, no assento, com as cargas vertical e perpendicular, no encosto. Somente, foram encontrados trabalhos que mediram a distribuição de pressão no assento, o uso do encosto e dos apoios de braços – análises que dependem de equipamentos onerosos. Comparado com tais pesquisas, este trabalho foi realizado com equipamentos de baixo custo.

A única citação sobre a distribuição do peso corporal, na postura sentada, é a seguinte:

Ao se sentar, passa a haver para o indivíduo uma situação totalmente diferente da posição de pé: a distribuição de pesos e compressões muda totalmente. De máxima importância é a compressão resultante na superfície posterior das coxas, onde, idealmente deveria incidir 34% do peso corporal. A distribuição ideal dos pesos na posição sentada é: 50% no quadrângulo do ísquio (base da bacia), 34% na região posterior das coxas e, 16% na planta dos pés. Caso a condição ergonômica não esteja adequada, alguma destas áreas sofrerá sobrecarga, com sofrimento dos tecidos (Couto, 1995, p.262).

Porém, este autor não informa o meio pelo qual obteve esses valores. Considerando a alta porcentagem de carga sobre as tuberosidades isquiáticas, relatada por Couto (1995), provavelmente, este autor estudou a postura sentada, sem o uso do encosto, pois este ajuda a diminuir a carga recebida pelas tuberosidades isquiáticas, por otimizar a distribuição do peso corporal na postura sentada. Outros autores, como Chaffin; Gunnar e Martin (2001) e Lida (2002), também relataram que, na postura sentada, a maior distribuição do peso corporal ocorre nas tuberosidades isquiáticas. Mas, esses autores também não explicam o modo como chegaram a essa conclusão.

Esta pesquisa encontrou distribuições médias do peso corporal diferentes das relatadas por Couto (1995): em valores aproximados, obteve-se uma média de 20,04% na planta dos pés, 45,33% no 1/3 médio das coxas, 30,43% nas tuberosidades isquiáticas e 4,20% no encosto, com erro médio de 5,81%, considerando todos os participantes. Porém, uma comparação entre este estudo e o de Couto (1995) não é adequada, pois não se sabe se os pontos de medição do estudo dele foram os mesmos desta pesquisa. A distribuição do peso corporal (em porcentagem), de acordo com os sexos, está exposta na Tabela 2.

Tabela 2 – Distribuição do peso corporal, em porcentagem, de acordo com o sexo, sobre cada elemento do sistema C-PF, segundo teste *t* de *Student* (independente), com $\alpha = 0,05$.

Regiões do sistema C-PF	Sexo Masculino (6)*	Sexo Feminino (32)*	p
P.F	22,84% (3,24)**	19,52% (4,23)	0,08
A.A	41,61% (9,54)	46,03% (11,48)	0,39
A.P	31,26% (9,97)	30,26% (6,17)	0,74
E.	4,29% (0,56)	4,19% (0,56)	0,68
Total	100,00%	100,00%	-

* O número entre parênteses corresponde ao número de participantes de cada sexo.

** O número entre parênteses significa o desvio padrão.

Para as Tabelas 2 e 3, as seguintes siglas significam: P.F – plataforma de força; A.A – parte anterior do assento; A.P – parte posterior do assento e; E. – encosto.

A Tabela 2 compara, através do teste *t* de *Student* ($\alpha = 0,05$), os valores da distribuição do peso corporal, no sistema C-PF entre os sexos masculino e feminino.

Na Tabela 2, deve-se considerar que houve um erro de 5,72% e de 5,83% para o sexo masculino e feminino, respectivamente. Devido a esse erro, quando os valores da distribuição do peso corporal, para os sexos, foi somada, obteve-se o seguinte: 94,28% e 94,17% para homens e mulheres, respectivamente. Portanto, a fim de melhorar a apresentação dos dados, para a confecção da Tabela 2, foram considerados os valores da distribuição do peso corporal proporcionais, ou seja, calculados através de uma regra de três, para que o total desse aproximadamente 100,00%.

Compreende-se da Tabela 2, pelo teste *t* de *Student*, que não houve diferença estatística significativa entre os valores da distribuição do peso corporal, entre os participantes do sexo masculino e feminino, para todas as forças aplicadas nas regiões do sistema C-PF, indicando que as médias são iguais. Apenas houve uma pequena diferença percentual pequena entre tais valores.

O mesmo fato foi constatado por Kayis e Hoang (1999), que estudaram a distribuição do peso corporal, em onze tipos de postura sentada, considerando os pontos: solo, assento e encosto. Participaram desse experimento dez homens e seis mulheres, para os quais a altura do assento era ajustada de acordo com a altura da região poplíteia (altura medida da linha articular da parte posterior do joelho até o solo). Os resultados mostraram que há uma grande semelhança da distribuição do peso corporal entre homens e mulheres. As pequenas diferenças nos resultados podem ser atribuídas aos formatos diferentes dos corpos dos homens e das mulheres.

Porém, na Tabela 2, uma observação pode ser feita quanto às formas corporais diferentes entre os sexos: as mulheres apresentaram uma distribuição de peso corporal pouco maior na parte anterior do assento e menor na plataforma de força, quando comparadas aos homens. Isso pode ser explicado, talvez, pela diferença na distribuição de massa corporal (gordura e músculos) entre os sexos: as mulheres têm mais massa corporal concentrada nas coxas, nos quadris e glúteos e, os homens apresentam maior quantidade de massa muscular nos membros inferiores e, em alguns casos, em uma protuberância abdominal. Por esse motivo, o centro de massa, das mulheres foi deslocado mais para frente se comparado ao dos homens, indicando que 65,55% do

peso corporal feminino estão concentrados entre a parte anterior do assento e a plataforma de força. Para as distribuições do peso corporal na parte posterior do assento e no encosto, as formas corporais dos homens e das mulheres também tiveram certa influência sobre os resultados: as mulheres distribuem menos o peso corporal na parte posterior do assento e no encosto, quando comparadas aos homens. Esse fato também pode ser explicado pela diferença na distribuição da massa corporal entre o tipo físico feminino e masculino. Pois, como já dito, as mulheres, por apresentarem maior massa corporal da cintura para baixo, deslocam o centro de massa mais anteriormente do que os homens.

De acordo com os biótipos, foram encontradas as seguintes distribuições do peso corporal, no sistema C-PF (Tabela 3):

Tabela 3 – Distribuição do peso corporal, em porcentagem, entre os biótipos, sobre cada elemento do sistema C-PF, segundo o teste ANOVA.

Regiões do sistema C-PF	Ectomorfo (8)*	Mesomorfo (23)*	Endomorfo (7)*	p
P.F	22,17% (4,07)**	19,67% (3,71)	18,84% (6,29)	0,37
A.A	40,33% (11,22)	46,20% (11,30)	48,08% (10,11)	0,27
A.P	33,32% (8,47)	29,87% (6,46)	28,97% (5,76)	0,49
E.	4,18% (0,48)	4,26% (0,54)	4,11% (0,73)	0,82
Total	100,00%	100,00%	100,00%	-

* O número entre parênteses corresponde ao número de participantes de cada biótipo.

** O número entre parênteses significa o desvio padrão.

Ao observar a Tabela 3, deve-se considerar que houve um erro de 6,85%, 5,76% e 4,76% para os biótipos ectomorfo, mesomorfo e endomorfo, respectivamente. Devido a esse erro, quando os valores da distribuição do peso corporal, para os biótipos, foi somada, obteve-se o seguinte: 93,15%, 94,24% e 95,24% para o ectomorfo, o mesomorfo e o endomorfo, respectivamente. Portanto, para melhorar a apresentação dos dados obtidos, para a montagem da Tabela 3, foram considerados os valores da distribuição do peso corporal proporcionais, ou seja, calculados através de uma regra de três, para que o total desse aproximadamente 100,00%.

A Tabela 3 compara os valores das médias da distribuição do peso corporal entre os biótipos. Esta tabela mostra que não há diferença estatística significativa entre os valores das médias de cada ponto do sistema cadeira-plataforma de força, com relação aos três biótipos, pois, pelo teste *ANOVA* ($\alpha = 0,05$), todas as médias são iguais.

Contudo, pelo fato de haver diferenças na distribuição da massa corporal (formas corporais) entre os biótipos, na Tabela 3, pode-se observar que os ectomorfos apresentaram uma distribuição do peso corporal, na postura sentada, ligeiramente diferente da dos outros biótipos: maior e menor distribuição, nas partes posterior e anterior do assento, respectivamente e, maior distribuição na plataforma de força. Possivelmente, essa pequena diferença ocorreu por que os ectomorfos têm menor quantidade de massa muscular e gordura do que os outros biótipos. Por isso, o centro de massa dos indivíduos ectomorfos encontra-se mais para trás (posição mais central) do que o das pessoas dos outros dois biótipos. Com isso, a soma da distribuição do peso corporal (em porcentagem), na parte anterior do assento e plataforma de força, totaliza os seguintes valores, segundo o biótipo: ectomorfo (62,50%), mesomorfo (65,87%) e endomorfo (66,93%).

Outra observação importante (Tabela 3), também relacionada às diferenças nas formas físicas dos biótipos, é que os indivíduos endomorfos apresentaram maior distribuição de massa corporal na parte anterior do assento e menor na plataforma de força, se comparados aos sujeitos dos outros biótipos. Provavelmente, isso pode ser explicado pelo fato de que as pessoas do biótipo endomorfo apresentam maior concentração de massa corporal da cintura para baixo, principalmente, nos glúteos, nas coxas e no abdome. Portanto, o centro de massa do endomorfo é deslocado mais para frente, se comparado ao dos outros biótipos.

A distribuição do peso corporal, na parte posterior do assento apresentou-se de modo similar entre os biótipos meso e endomorfo e, no encosto, apresentou-se de modo bem semelhante entre os três biótipos (Tabela 3).

Para este estudo foram elaboradas várias correlações entre algumas variáveis e as cargas medidas e entre as próprias forças adquiridas. As correlações favoráveis estão expostas a seguir, por meio de gráficos de dispersão, com suas respectivas linhas de tendência linear.

A primeira correlação (Figura 45) expressa a relação entre a força total média no assento e a força vertical média no encosto, indicando que há uma relação entre essas forças, dada pelos coeficientes de correlação linear $r = 0,64$ e de *Pearson* $p < 0,001$, o que valida um dos propósitos deste trabalho.

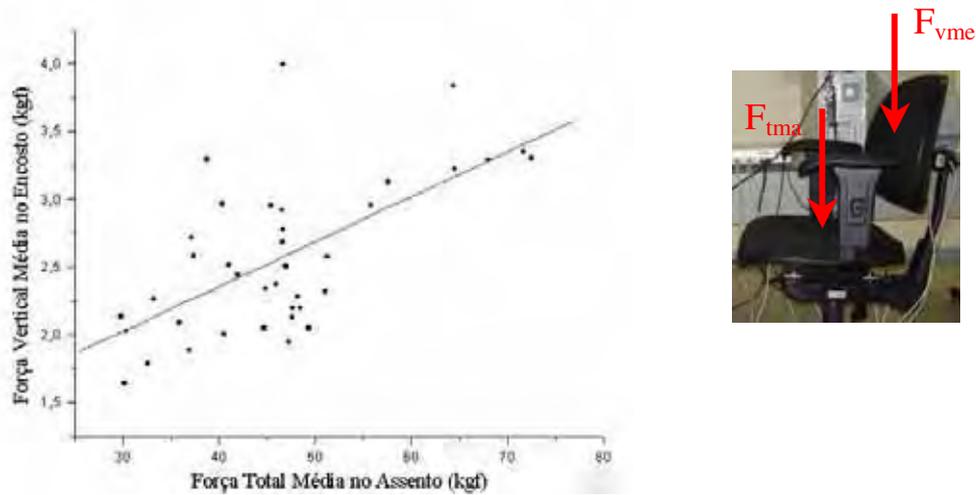


Figura 45 – Correlação entre a força total média no assento (F_{tma}) e a força vertical média no encosto (F_{vme}).

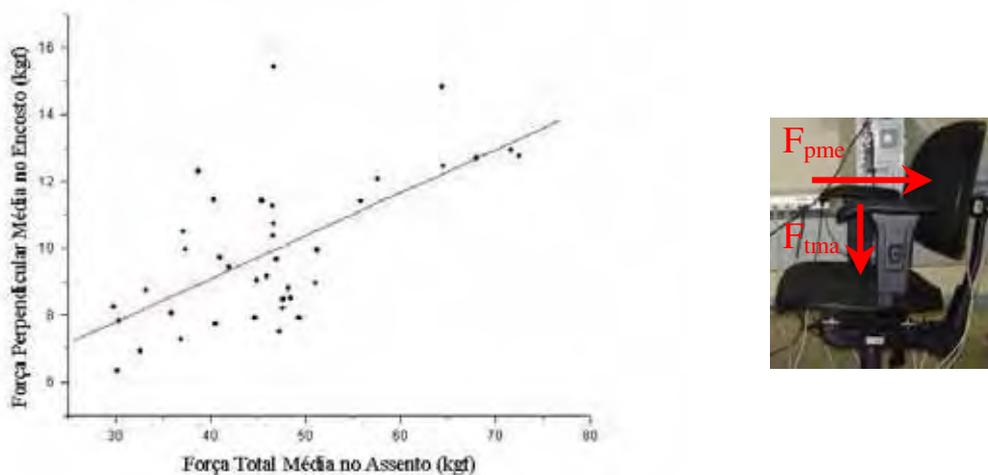


Figura 46 – Correlação entre a F_{tma} e a força perpendicular média no encosto (F_{pme}): $r = 0,65$ e $p < 0,001$.

Porém, um dos objetivos desta pesquisa, no plano inicial, era verificar se existe uma relação entre a carga total aplicada no assento e a força aplicada no encosto (componente do peso corporal), a fim de se tentar estabelecer um “coeficiente

postural” (cp), que seria dado pela razão $cp = \frac{F_{tma}}{F_{vme}}$. Esta razão, quando calculada para todos os participantes, demonstrou que para cada um há um valor diferente para esse coeficiente, em função da diversidade da distribuição da massa corporal (forma corporal) de cada indivíduo. Portanto, não foi encontrado um valor único para tal coeficiente. Mas, foi calculado o valor médio do cp, considerando todos os participantes, o qual foi igual a 18,31 (dp = 3,29).

Também, considerando o plano inicial deste trabalho, se caso não fosse possível obter um valor único do cp para todos os sujeitos; então, tentaria encontrá-lo de acordo com o sexo ou de acordo com o biótipo. Entre os sexos, os valores do cp encontrados foram 17,36 (dp = 3,48) e 18,49 (dp = 3,28) para homens e mulheres, respectivamente. Pelo fato das mulheres apresentarem maior distribuição do peso corporal sobre o assento e menor sobre o encosto, se comparadas aos homens, o cp para elas foi maior. De acordo com os biótipos, foram encontrados os seguintes valores de cp: 17,97 (dp = 3,15) – ectomorfo; 18,10 (dp = 3,16) – mesomorfo e; 19,39 (dp = 4,12) – endomorfo. Como o biótipo endomorfo apresentou maior distribuição do peso corporal sobre o assento e menor sobre o encosto, quando comparado aos outros, o seu valor do cp foi maior.

Vale lembrar que o objetivo atual desta pesquisa não foi encontrar o cp, mas sim, somente verificar se há relação entre as forças aplicadas no assento e no encosto.

Como a correlação da Figura 45 envolveu uma componente da força perpendicular aplicada ao encosto, obviamente, esta força também apresenta uma relação com a força total aplicada no assento (Figura 46), apesar de essa força perpendicular estar em outro sentido, se comparado ao da força total no assento. Pois, a força perpendicular no encosto foi medida no sentido perpendicular à superfície do encosto, como o próprio nome indica e, a F_{tma} foi obtida no sentido vertical (mesmo do peso corporal). Esta correlação também contribuiu para que um dos objetivos desta pesquisa fosse atingido.

Na Figura 47, excluiu-se o ponto (46,61139; 3,99238) do gráfico, por ser *outlier* e por que ele se afastou dos demais. Este ponto apresentou problema, possivelmente, por haver erro na medição do sujeito correspondente a ele.

Esta correlação obteve melhores coeficientes do que a determinada para o sexo masculino (Figura 48), provavelmente, pelo fato de que a amostra de mulheres foi cerca de cinco vezes maior que a dos homens, o que refletiu nos valores dos coeficientes lineares e de *Pearson*, uma vez que, para o sexo masculino, o r foi menor e o p obtido maior, indicando que não há correlação entre as forças analisadas (F_{tma} e F_{vme}) para este sexo.

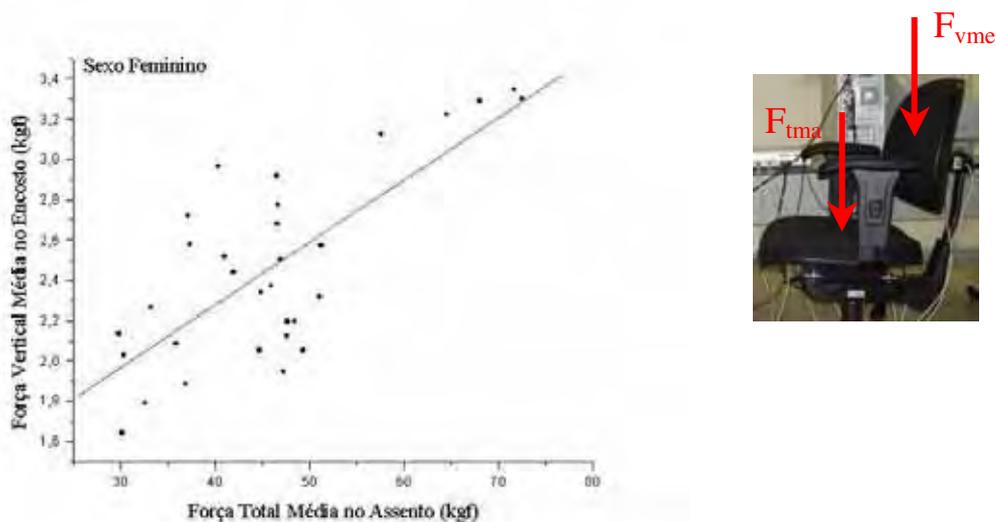


Figura 47 – Correlação entre a F_{tma} e a F_{vme} (Sexo Feminino): $r = 0,75$ e $p < 0,001$.

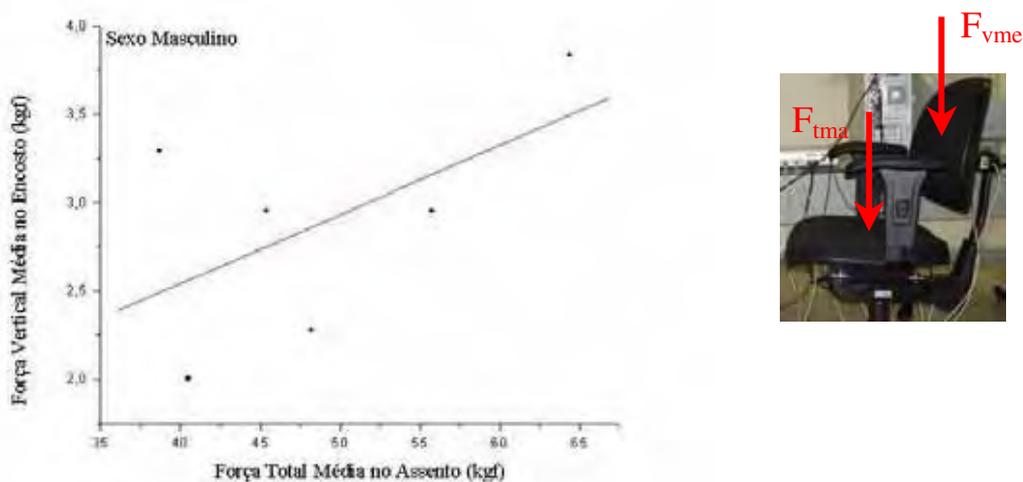


Figura 48 – Correlação entre a F_{tma} e a F_{vme} (Sexo Masculino): $r = 0,57$ e $p = 0,23$.

Na Figura 49, excluiu-se o ponto (46,61139; 15,4253) do gráfico, por ser *outlier* e por que destoou dos demais. Este ponto apresentou problema, possivelmente, por haver erro na medição do sujeito correspondente a ele.

Como ocorreu para a correlação anterior, a correlação entre a F_{tma} e a F_{pme} , para o sexo masculino, também não obteve valores de r e p satisfatórios (Figura 50). Possivelmente, isso ocorreu por que a amostra do sexo masculino foi limitada, em comparação à do sexo feminino (Figura 49).

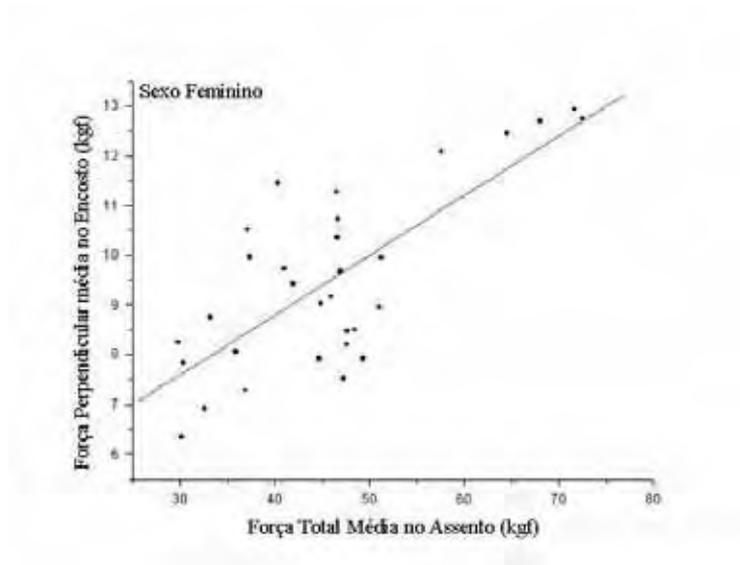


Figura 49 – Correlação entre a F_{tma} e a F_{pme} (Sexo Feminino): $r = 0,75$ e $p < 0,001$.

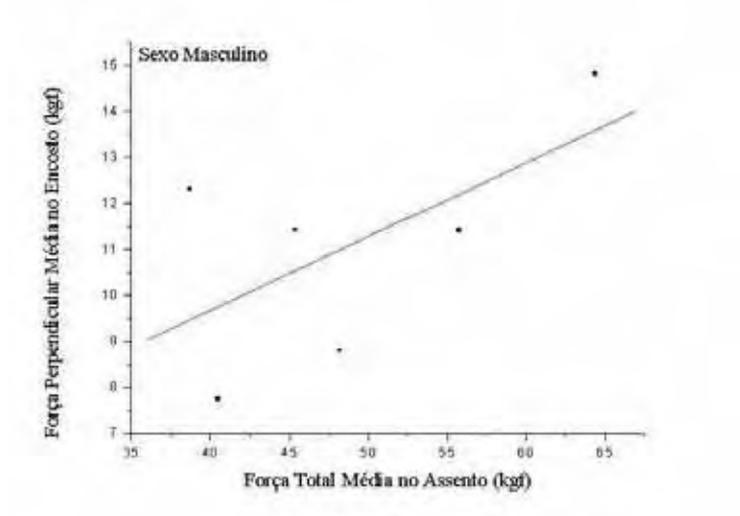


Figura 50 – Correlação entre a F_{tma} e a F_{pme} (Sexo Masculino): $r = 0,62$ e $p = 0,19$.

Outras correlações analisadas envolvem o peso corporal e as forças medidas no sistema C-PF.

Possivelmente, a correlação da Figura 49 obteve bons valores de r e p , pois a maior parte do peso corporal foi distribuída sobre o assento, principalmente, na parte anterior (frente).

A Figura 52 mostra que houve diferenças entre os participantes para a distribuição do peso corporal na plataforma de força, indicando que há pequena correlação entre o peso corporal e a carga aplicada na plataforma de força, apesar do p apresentar um bom valor.

Como a força perpendicular média no encosto (F_{pme}) apresentou valores positivos para r e p , obviamente, a força vertical média no encosto (F_{vme}) também apresentaria, o que pode ser observado nas Figuras 53 e 54.

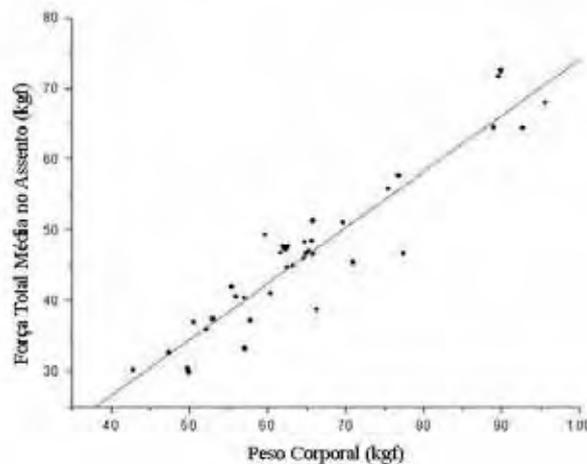


Figura 51 – Correlação entre o peso corporal (PC) e a F_{tma} : $r = 0,94$ e $p < 0,001$.

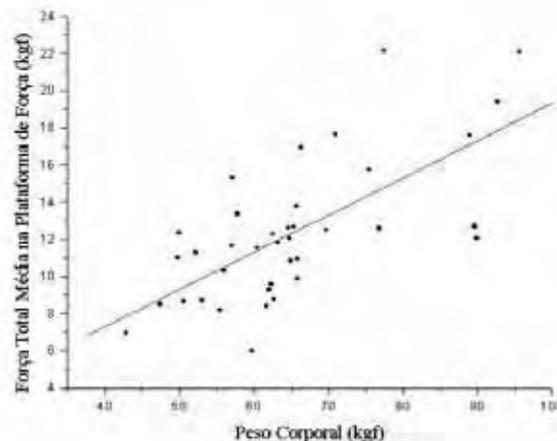


Figura 52 – Correlação entre o PC e a força média na plataforma de força (F_{mpf}): $r = 0,68$ e $p < 0,001$.

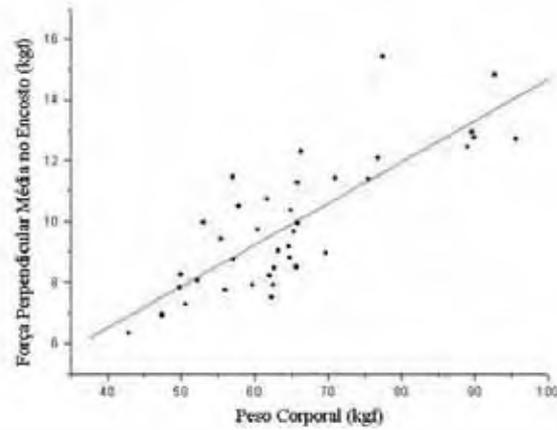


Figura 53 – Correlação entre o PC e F_{pme} : $r = 0,81$ e $p < 0,001$.

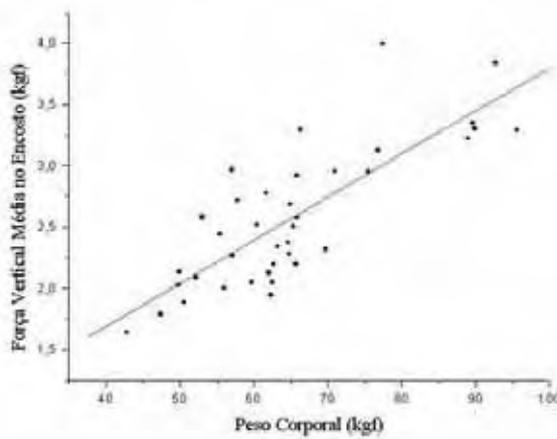


Figura 54 – Correlação entre o PC e F_{vme} : $r = 0,80$ e $p < 0,001$.

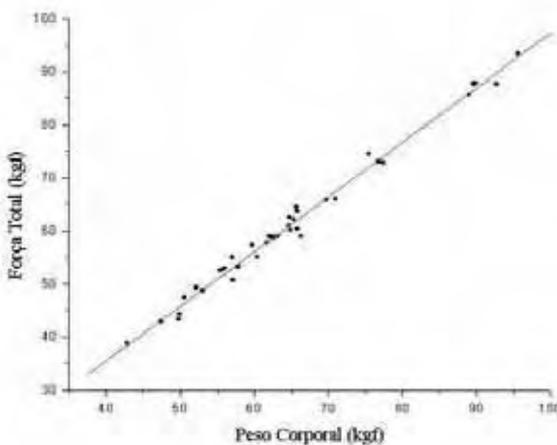


Figura 55 – Correlação entre o PC e força total no conjunto cadeira - plataforma de força (F_t): $r = 0,99$ e $p < 0,001$.

A correlação da Figura 55, do ponto de vista experimental, é óbvia; pois como houve uma calibração de todo o sistema, esperava-se que o sistema C-PF se comportasse como uma balança. Portanto, esse conjunto seria capaz de quantificar a distribuição do peso corporal e, com a soma das cargas medidas, seria possível obter o valor do peso corporal do indivíduo, com um erro médio de 5,94% ($dp = 2,97$). Essa consideração é válida para as duas correlações seguintes (Figuras 56 e 57).

O erro médio de 5,94% ocorreu, provavelmente, por alguns motivos: erro proveniente da balança digital, usada para pesar os participantes; acomodação da cadeira, no sentido vertical, quando o participante sentava, a qual foi diferente para cada vez que a pessoa sentava: ou seja, em cada coleta, a acomodação da cadeira era diferente; algum possível erro na construção das células de carga, mais especificamente no dobramento dos corpos deformáveis, por não haver uma máquina específica para tal e; algum erro na colagem dos extensômetros nos corpos deformáveis.

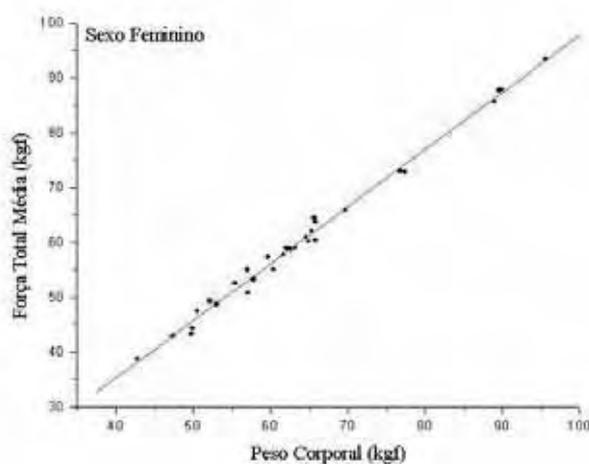


Figura 56 – Correlação entre o PC e F_t (Sexo Feminino): $r = 0,99$ e $p < 0,001$.

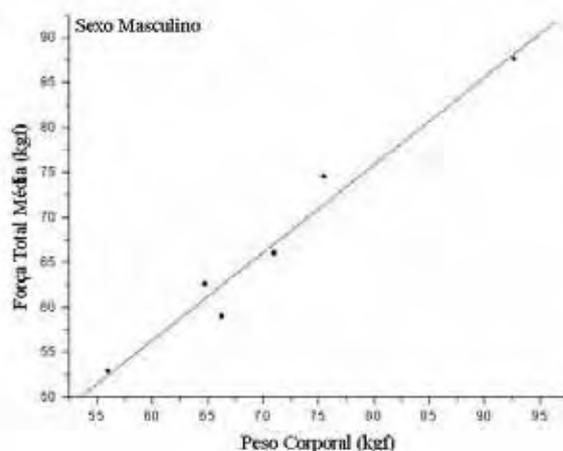


Figura 57 – Correlação entre o PC e F_t (Sexo Masculino): $r = 0,98$ e $p < 0,001$.

Foram estabelecidas outras correlações, com outras variáveis, como: altura, idade e índice de massa corporal (IMC) com as forças medidas no sistema C-PF. Porém, todas as correlações que envolviam as variáveis altura e idade não apresentaram significância estatística e, por isso, não serão mencionadas neste trabalho.

O IMC é dado pela fórmula: $IMC = \frac{P}{A^2}$, na qual, P indica o peso corporal [kgf] e A^2 a altura ao quadrado [m]. Como esse índice depende do peso corporal, as correlações feitas entre este índice e as forças medidas apresentaram significância estatística favorável. Esse fato pode ser explicado pelo seguinte motivo: o IMC depende do peso corporal, ou seja, é diretamente proporcional a ele e, inversamente proporcional à altura; portanto, como as correlações do peso corporal com as forças medidas apresentaram significância estatística, pode-se afirmar que o IMC também apresentaria, apesar de depender não só do peso corporal como também da altura. Os valores das correlações do IMC com as cargas medidas apresentaram menores valores de coeficiente de correlação linear (r) e significâncias estatísticas um pouco menores (p com valores maiores), em média, daquelas encontradas nas correlações do peso corporal com as forças medidas. Portanto, possivelmente, as correlações do IMC, com os esforços medidos, apresentaram-se de modo menos eficiente, comparadas às correlações do peso corporal com os mesmos esforços, pelo fato do IMC depender também da altura (variável que, quando correlacionada isoladamente com as forças

medidas, não apresentou significância estatística). Então, por isso, as correlações do IMC não serão expostas neste trabalho.

Além das correlações já mencionadas, outras correlações foram estabelecidas para as forças medidas de acordo com os biótipos (Tabela 4).

Tabela 4 – Coeficientes de correlação linear (r) e de *Pearson* (p) para as correlações entre o peso corporal e as forças medidas e a F_{tma} e as forças no encosto, segundo os três biótipos.

Correlações	Ectomorfo (8)*	Mesomorfo (23)*	Endomorfo (7)*
PC x F_t	$r = 0,98$ $p < 0,001$	$r = 0,99$ $p < 0,001$	$r = 0,98$ $p < 0,001$
PC x F_{mpf}	$r = 0,62$ $p = 0,099$	$r = 0,76$ $p < 0,001$	$r = 0,94$ $p = 0,002$
PC x F_{tma}	$r = 0,77$ $p = 0,025$	$r = 0,97$ $p < 0,001$	$r = -0,08$ $p = 0,87$
PC x F_{maa}	$r = 0,68$ $p = 0,062$	$r = 0,88$ $p < 0,001$	$r = -0,57$ $p = 0,179$
PC x F_{mpa}	$r = -0,26$ $p = 0,53$	$r = 0,50$ $p = 0,01$	$r = 0,58$ $p = 0,17$
PC x F_{vme}	$r = 0,71$ $p = 0,046$	$r = 0,86$ $p < 0,001$	$r = 0,79$ $p = 0,04$
PC x F_{pme}	$r = 0,71$ $p = 0,049$	$r = 0,86$ $p < 0,001$	$r = 0,79$ $p = 0,04$
F_{tma} x F_{vme}	$r = 0,28$ $p = 0,498$	$r = 0,77$ $p < 0,001$	$r = -0,42$ $p = 0,35$
F_{tma} x F_{pme}	$r = 0,28$ $p = 0,497$	$r = 0,78$ $p < 0,001$	$r = -0,42$ $p = 0,35$

* O número entre parênteses corresponde ao número de participantes de cada biótipo.

Na Tabela 4, as siglas significam: PC – peso corporal; F_t – força total no sistema C-PF; F_{mpf} – força média na plataforma de força; F_{tma} – força total média no assento; F_{maa} – força média na parte anterior do assento; F_{mpa} – força média na parte posterior do assento; F_{vme} – força vertical média no encosto; e F_{pme} – força perpendicular média no encosto.

Pode ser observado, na Tabela 4, que as correlações apresentadas são diferentes entre os biótipos. Essas diferenças podem ser explicadas, principalmente, pelo fato de que o número de participantes para cada biótipo foi diferente; ou seja, entre os biótipos ecto e endomorfo o número de sujeitos foi próximo, mas, para o mesomorfo, esse número foi cerca de três vezes maior em relação aos outros dois. Por exemplo, a correlação entre PC x F_{maa} , para o biótipo ectomorfo, apresentou-se no limite da significância estatística. Se houvesse mais participantes para este biótipo,

provavelmente, a significância estatística seria melhor. O ectomorfo apresenta somente três correlações significativas estatisticamente: PC x F_t , PC x F_{mpf} e PC x F_{tma} . O mesomorfo é o biótipo que possui as melhores correlações e todas são válidas. E, o endomorfo apresenta quatro correlações significativas: PC x F_t , PC x F_{mpf} , PC x F_{vme} e PC x F_{pme} .

Portanto, a análise dessas nove correlações, de acordo com o biótipo, mostra que o mesomorfo apresenta todas as correlações significativas estatisticamente. Isso, possivelmente, ocorreu por dois motivos: os indivíduos mesomorfos têm uma distribuição de massa corporal com mais músculos e pouca gordura subcutânea, apresentando uma distribuição dessa massa de modo igual ou proporcional entre as partes do corpo (Apêndice A) e; por que o número de participantes para este biótipo foi maior em relação ao dos outros.

Além disso, se considerarmos a correlação entre a F_{tma} e a F_{vme} (Tabela 4 e Figura 58), podemos constatar que somente para o mesomorfo essa correlação foi favorável. Por isso, referindo-se ao projeto inicial deste trabalho, o coeficiente postural (cp) apenas seria válido para esse biótipo. O cp médio para os mesomorfos foi igual a 18,10 (dp = 3,16).

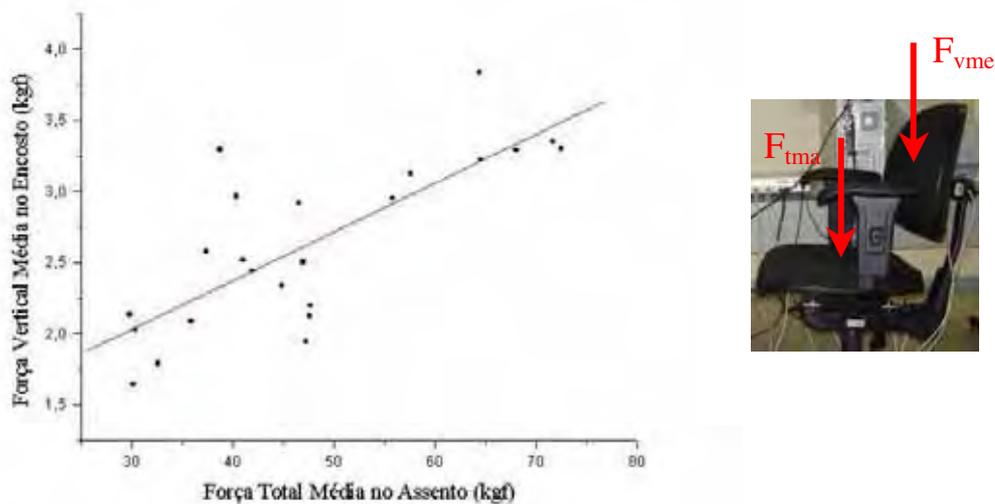


Figura 58 – Correlação entre a força total média no assento (F_{tma}) e a força vertical média no encosto (F_{vme}) para o biótipo mesomorfo.

Outro dado importante que se pôde constatar, neste trabalho, através do questionário (Apêndice D) aplicado aos participantes, é que há uma alta prevalência de dores na coluna, na população estudada. Vale lembrar que os participantes deste estudo, em sua maioria, são funcionários administrativos do campus da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá e, trabalham sentados, em média, por 6 horas diárias. De 38 pessoas, 92,11% (35 sujeitos) responderam à questão 1 que já sentiram dor nas costas após um dia de trabalho e; 63,16% (24 voluntários) responderam à questão 2 que sentem dores nas costas com frequência. Isso pode indicar que esses indivíduos estão sofrendo solicitações mecânicas indevidas, durante as posturas adotadas no trabalho. Outro fator que pode contribuir para esse achado é o mobiliário inadequado, nos postos de trabalho, desses colaboradores da UNESP – Guaratinguetá.

Além disso, as queixas de dores na coluna, relatadas na questão 2.2, apresentaram a seguinte prevalência, de acordo com a região de acometimento: lombar (37,50% - 9 participantes); torácica (8,33% - 2 voluntários); cervical (16,67% - 4 sujeitos) e; lombar e cervical (37,50% - 9 indivíduos).

4 CONCLUSÃO

O sistema cadeira-plataforma de força, apesar de construído com uma tecnologia simples, de baixo custo (se comparado a outros estudos que mediram a distribuição de pressão, por exemplo), foi capaz de medir, com uma precisão razoável, a distribuição do peso corporal dos participantes, na postura sentada adequada. Essa distribuição foi: plataforma de força (20,04%), parte anterior do assento (45,33%), parte posterior do assento (30,43%) e encosto (4,20%).

Como se trata de um trabalho inédito, a aquisição dos valores da distribuição do peso corporal no solo, no assento e encosto da cadeira foi de grande relevância para os pesquisadores da área de ergonomia. Inclusive, esses valores contrariam os estipulados por outro autor da área, que não explicitou como encontrou os valores e que não estudou forças no encosto.

Os estudos sobre postura sentada, de forma quase unânime, refletem sempre sobre a distribuição da pressão sob as tuberosidades isquiáticas e coxas e sobre o uso do encosto. Para tais trabalhos, usam-se equipamentos onerosos. Esta pesquisa procurou sair dessa única via do conhecimento e buscou explorar outras formas de se analisar esforços na postura sentada.

Constatou-se que a comparação das médias dos valores da distribuição do peso corporal, de acordo com o sexo, através do teste *t* de *Student*, não apresentou diferença estatística significativa entre os valores encontrados para o sexo masculino e o feminino. Porém, levando-se em consideração as diferenças na forma corporal entre os sexos, as mulheres apresentaram maior distribuição do peso corporal, na parte anterior do assento e menor na plataforma de força, quando comparadas aos homens.

De acordo com os biótipos, a comparação das médias dos valores encontrados da distribuição do peso corporal para todas as regiões do sistema C-PF, através do teste *ANOVA*, não apresentou diferença estatística significativa. Entretanto, ao considerar a diferença na distribuição da massa corporal entre os biótipos, pôde-se observar que o ectomorfo apresentou uma distribuição de peso corporal singular, diferente da dos outros biótipos e; o endomorfo apresentou maior distribuição de massa corporal na

parte anterior do assento e menor na plataforma de força, se comparado aos outros. Possivelmente, as diferenças tanto na distribuição do peso corporal como nas correlações estabelecidas para os biótipos, ocorreram, principalmente, pelo número de participantes ser diferente para cada biótipo: o mesomorfo apresentou um número de sujeitos cerca de três vezes maior do que o dos outros.

A distribuição do peso corporal, no encosto, apresentou-se de modo semelhante tanto entre os sexos como entre os biótipos.

Através da análise das correlações entre a F_{tma} e a F_{pme} e entre a F_{tma} e a F_{vme} um dos objetivos deste estudo foi atingido: verificou-se que há uma relação entre os esforços medidos, no assento e no encosto.

De acordo com o projeto inicial desta pesquisa, após o cálculo do cp entre os sexos ou entre os biótipos, o valor do cp encontrado poderia ser útil para estabelecer uma “faixa de segurança” (considerando o desvio padrão), a qual determinaria a quantidade ideal de carga a ser aplicada no assento e no encosto, para cada sexo ou para cada biótipo, o que visaria a instrumentação de cadeiras ergonômicas de modo “personalizado”. Através de tal “faixa de segurança”, seria possível criar um circuito elétrico que fosse capaz de emitir um sinal sonoro toda vez que a pessoa, sentada na cadeira, variasse sua postura e saísse da faixa segura de cargas, a fim de proporcionar um *feedback* postural para o usuário da cadeira, para que este se sentasse, na maior parte do tempo, em uma postura sentada adequada. Esta pode ser uma sugestão para estudos futuros.

Como esta é uma pesquisa recente, há a necessidade de maiores investigações sobre os esforços na postura sentada. Além disso, poderiam ser adicionadas mais células de carga na cadeira, com mais pontos de aquisição, para estudar se há diferença entre as cargas aplicadas no assento, entre os lados direito e esquerdo, por exemplo; aumentar a amostra do sexo masculino e, trabalhar com um número igual ou próximo de participantes, de acordo com o biótipo, o que poderia ser realizado em estudos posteriores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13962**: móveis para escritório - cadeiras – classificação e características físicas e dimensionais. Rio de Janeiro, 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13965**: móveis para escritório – móveis para informática – classificação e características físicas e dimensionais. Rio de Janeiro, 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14110**: móveis para escritório – cadeiras – ensaios de estabilidade, resistência e durabilidade. Rio de Janeiro, 1997.

BIENFAIT, M. **Bases Elementares: Técnicas de Terapia Manual e Osteopatia**. 2 ed. São Paulo: Summus, 1991, p.27 – 75.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos**. 3 ed. São Paulo: Summus, 1993, p.81 – 96.

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.

BRUSCHINI, S. et al. **Ortopedia pediátrica**. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 1998, 686p.

CHAFFIN, D.B.; GUNNAR, B.J.A.; MARTIN, B.J. **Biomecânica Ocupacional**. 3 ed. Belo Horizonte, Ergo, 2001, 579p.

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

COUTO, H.A. Doenças Osteomusculares Relacionadas com o trabalho: coluna e membros inferiores. In: MENDES, R. **Patologia do Trabalho: Atualizada e Ampliada**. São Paulo: Atheneu, v.2. Cap. 37. p. 1541 – 1546, 2003.

CHUNG, T.M. **Escola de coluna – experiência do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo**. Acta Fisiátrica. v. 3, n. 2, p. 13-17, 1996

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis**. Second edition. Kogakusha: Mc. Graw Hill, 1978.

DUARTE, M.F.S.; PINHO, R.A. Análise Postural em escolas de Florianópolis-SC. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**. v.1, n. 2, p. 49- 58, 1995.

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

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

GUÉRIN, F. et al. **Compreender o Trabalho para transformá-lo – A prática da Ergonomia**. Tradução: Giliane M.J. Ingratta; Marcos Maffei. São Paulo, Edgard Blücher, 1997, XV (prefácio), 65, 152-3 p.

HOFFMANN, K. **Practical hints for the application of strain gauges**. 3 ed. Germany, 1984, p. 1-3, 17 – 18, a.

HOFFMANN, K. **The strain gauge: a universal tool of the experimental stress analysis**. 3 ed. Germany, 1984, p.3-9, b.

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

KENDALL, F.P. **Músculos, provas e funções**. 4 ed. São Paulo: Manole, 1995, 453p.

KNOPLICH, J. **A coluna vertebral da criança e do adolescente**. 1 ed. São Paulo: Panamed, 1985, 383p.

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

LAVILLE, A. **Ergonomia**. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária – E.P.U, 1997, p. 49 – 52.

LEE, D. **A cintura pélvica: uma abordagem para o exame e o tratamento da região lombar, pélvica e do quadril**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2001, p. 87 – 122.

LIDA, I.; WIERZZBICKI, H.A.J. **Ergonomia – Notas de Aulas**. 3 ed. São Paulo, 1978, p. 20 – 32, 39 – 48.

LIDA, I. **Ergonomia – Projeto e Produção**. São Paulo, Edgard Blücher, 2002, p. 65 – 67, 139 – 144, 161 – 164.

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

MARQUES, A.P. **Manual de Goniometria**. São Paulo: Manole, 1997, 51p.

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

MUTA, H.S. **Estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização pósterio anterior central na coluna lombar**. 2006. 108f. Dissertação (Mestrado em

Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista. Guaratinguetá, 2006.

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

PIRES, R.R; PIRES, L. **Ergonomia: Fundamentos da Prática Ergonômica**. 3 ed. São Paulo: LTR, p. 107 – 121, 147 – 166, 2001.

POPE, M.H; NOVOTNY, J.E. Spinal Biomechanics. **Journal of Biomechanical Engineering**. v.115, p. 569 – 574, 1993.

PYNT, J. et al. Milestones in the Evolution of Lumbar Spinal Postural Health in Seating. **SPINE**. v.27, n.19, p. 2180 – 2189, 2002.

SANTOS, A. C. **O exercício e o controle da dor na coluna**. Rio de Janeiro: Medsi, 1996, 175p.

SECRETARIA DE INSPEÇÃO DO TRABALHO. Manual de aplicação da norma regulamentadora nº 17. **NR 17 – 17.3: mobiliário dos postos de trabalho**.1998.

VERGARA, M.; PAGE, A. Technique to measure lumbar curvature in the ergonomic evaluation of chairs: description and validation. **Clinical Biomechanics**. n.15, p. 786 – 789, 2000, a.

VERGARA, M.; PAGE, A.. System to measure the use of the backrest in sitting-posture office tasks. **Applied Ergonomics**. n.31, p. 247 – 254, 2000, b.

APÊNDICE A - Antropometria

A antropometria trata de medidas físicas do corpo humano. Aparentemente, medir as pessoas seria uma tarefa fácil, bastando, para isso, ter uma régua, trena e balança. Entretanto, isso não é tão simples, quando se deseja obter medidas confiáveis de uma população que contém indivíduos dos mais variados tipos. Além disso, as condições em que essas medidas são realizadas (com ou sem roupa; com ou sem calçado; ereto ou na postura relaxada) influem consideravelmente nos resultados (LIDA, 2002).

Até a década de 40, as medidas antropométricas visavam determinar apenas as grandezas médias da população, como pesos e estaturas médias. Depois, passou-se a determinar as variações e os alcances dos movimentos. Hoje, o interesse maior se concentra no estudo das diferenças entre os grupos e a influência de certas variáveis como etnias, regiões e culturas. Com o crescente volume do comércio internacional, pensa-se hoje em determinar os padrões mundiais de medidas antropométricas (LIDA, 2002).

No Brasil, ainda não existem medidas antropométricas normalizadas da população. (A Associação Brasileira de Normas Técnicas tem projeto para normalizá-las, mas são baseadas em medidas norte-americanas). Isso significa que não existem, ainda, medidas abrangentes e confiáveis da população brasileira (LIDA, 2002).

ANTROPOMETRIA ESTÁTICA

A antropometria estática está relacionada com a medida das dimensões físicas do corpo parado. Dependendo dos objetivos, podem ser feitas medidas específicas de determinadas características. O uso destes dados encontra largo emprego nos seguintes campos: projetos de assentos, mesas, passagens, equipamentos pessoais (capacetes, máscaras, botas, ferramentas manuais etc). É importante que os dados sejam coletados, tendo em vista a que serão destinados (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

ANTROPOMETRIA DINÂMICA

Os dados da antropometria estática servem para muitos propósitos. Entretanto, quando se devem levar em consideração os movimentos, mudanças posturais e outras funções dinâmicas, seu uso não resolve adequadamente o problema. Isto explica a atenção, cada vez maior, que tem sido dada à antropometria dinâmica. Sua maior atenção está voltada para as medidas funcionais, isto é, medidas das pessoas enquanto executam alguma função. As características relativas a tais funções incluem: ângulos, faixas de velocidade e aceleração, padrões de ritmo e movimentos, além de forças e espaços envolvidos. Conforme foi apontado por Dempster, os estudos baseados em medidas dinâmicas contribuem para o conforto, eficiência e segurança nas várias fases da vida humana. As aplicações podem contribuir para melhorar o projeto de ferramentas, salas de aula, veículos, móveis, cozinhas, roupas para trabalho, dentre outros itens (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

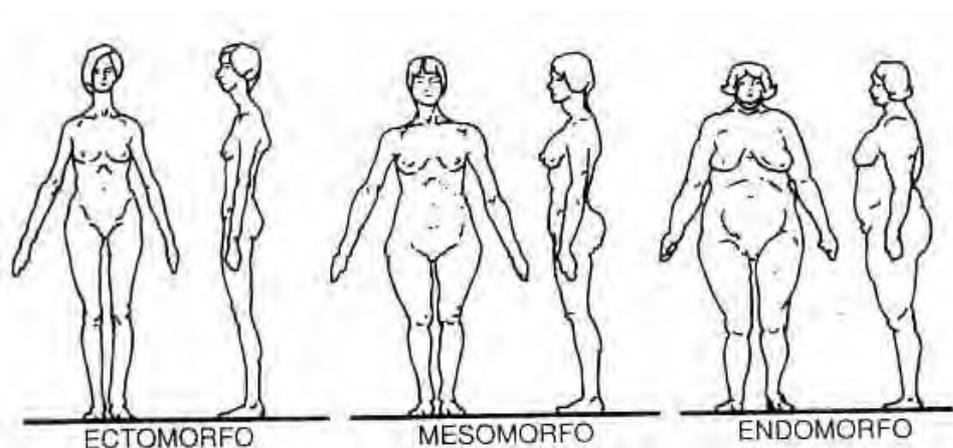
Provavelmente, um dos postulados mais importantes da antropometria dinâmica está relacionado ao fato de que na execução das várias funções físicas, os membros do corpo humano não operam independentemente, mas em conjunto. Deve-se reconhecer as interações dos movimentos, assim como em outros aspectos do comportamento humano (LIDA; WIERZZBICKI, 1978).

DIFERENÇAS INDIVIDUAIS

Todas as populações humanas são compostas de indivíduos de diferentes tipos físicos ou biótipos. Pequenas diferenças, nas proporções de cada segmento do corpo, existem desde o nascimento e tendem a se acentuar durante o crescimento, até a idade adulta (LIDA, 2002).

William Sheldon (1940) realizou um estudo minucioso em uma população de 4.000 estudantes norte-americanos. Além de fazer levantamentos antropométricos dessa população, fotografou todos os indivíduos de frente, de perfil e de costas. A análise dessas fotografias, combinada com os estudos antropométricos, levou Sheldon

a definir três tipos básicos, cada um com certas características dominantes: o endomorfo, o mesomorfo e o ectomorfo (Figura abaixo) (LIDA, 2002).



- *Endomorfo*: tipo de formas arredondadas e macias, com grandes depósitos de gorduras. Em sua forma extrema, tem a característica de uma pêra (estreita em cima e larga em baixo). O abdome é grande e cheio e o tórax parece ser relativamente pequeno. Braços e pernas são curtos e flácidos. Os ombros e a cabeça são arredondados. Os ossos são pequenos. O corpo tem baixa densidade, podendo flutuar na água. A pele é macia.
- *Mesomorfo*: tipo musculoso, de formas angulosas. Apresenta cabeça cúbica, maciça, ombros e peitos largos e abdome pequeno. Os membros são musculosos e fortes. Possui pouca gordura subcutânea.
- *Ectomorfo*: corpo e membros longos e finos, com um mínimo de gordura e músculos. Os ombros são largos, mas caídos. O pescoço é fino e comprido, o rosto é magro, queixo recuado e testa alta, tórax e abdome estreitos e finos (LIDA, 2002).

Naturalmente, a maioria das pessoas não pertence rigorosamente a nenhum desses tipos básicos e misturam as características desses três tipos, podendo ser mesomorfo-endomórfica, endomorfo-ectomórfica, ectomorfo-mesomórfica e assim por diante. Sheldon observou ainda diferenças comportamentais entre os três tipos, que influem até na escolha da profissão (LIDA, 2002).

Os homens e as mulheres apresentam diferenças antropométricas significativas, não apenas em dimensões absolutas, mas também nas proporções dos diversos segmentos corporais. Os homens costumam ser mais altos, mas as mulheres, com a mesma estatura do homem, costumam ser mais gordas. Os homens têm braços mais

compridos, devido, principalmente, ao maior comprimento do antebraço (LIDA, 2002).

As mulheres possuem mais tecido gorduroso em todas as idades, enquanto os homens possuem mais músculos esqueléticos. Muitas medidas antropométricas de mulheres foram realizadas para trabalhos domésticos e podem ser inadequadas para o trabalho industrial (LIDA, 2002).

APÊNDICE B – Ficha de Avaliação Postural

UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS GUARATINGUETÁ

FICHA DE AVALIAÇÃO POSTURAL

Fernanda L.S.Resende

Fisioterapeuta – Crefito 3/56990 - F

1. Dados Pessoais:

Nome: _____ Sexo: _____

Data de nascimento: _____ Idade: _____

Data da avaliação: _____ Dominância: _____

Peso: _____ Altura: _____ Profissão: _____

Tempo de profissão: _____ meses/anos _____ Jornada: _____ horas _____ Sessão: _____

2. Vista Anterior:

• Patelas:

	D	E
Centralizadas	()	()
Medializada	()	()
Lateralizada	()	()
Inferiorizada	()	()
Superiorizada	()	()

• Pelve:

Normal ()

Báscula D () E ()

EIAS:

Simétricas	
Assimétricas	

• Cicatriz umbilical:

Centralizada		
Desviada	D	E

• Triângulos de Tales:

Simétricos	
Assimétricos	

- *Cintura escapular:*

Clavículas:

Simétricas	
Assimétricas	

Ombros:

Simétricos	
Assimétricos	

- *Cabeça:*

Alinhada		
Inclinada	D	E
Rodada	D	E

3. Vista Lateral D:

- *Pelve:*

Normal	
Anteversão	
Retroversão	

- *Sacro:*

Normal	
Nutação	
Contranutação	

- *Ombro D:*

Normal	
Protrusão	
Retração	

- *Coluna lombar:*

Normal	
Hiperlordose	
Retificação	
Inversão	

- *Coluna torácica:*

Normal	
Hipercifose	
Retificação	
Inversão	

- *Coluna cervical:*

Normal	
Retificação	
Hiperlordose	

- *Cabeça:*

Normal	
Anteriorização	
Posteriorização	

4. Vista lateral E:

- *Pelve:*

Normal	
Anteversão	
Retroversão	

- *Sacro:*

Normal	
Nutação	
Contranutação	

- *Ombro E:*

Normal	
Protrusão	
Retração	

- *Coluna lombar:*

Normal	
Hiperlordose	
Retificação	
Inversão	

- *Coluna torácica:*

Normal	
Hipercifose	
Retificação	
Inversão	

- *Coluna cervical:*

Normal	
Retificação	
Hiperlordose	

- *Cabeça:*

Normal	
Anteriorização	
Posteriorização	

5. Vista Posterior:• *Linhas poplíteas:*

Simétricas	
Assimétricas	

• *Pregas glúteas:*

Simétricas	
Assimétricas	

• *EIPS:*

Simétricas	
Assimétricas	

• *Coluna vertebral:*

Normal	
Escoliose	

• *Triângulos de Tales:*

Simétricos	
Assimétricos	

• *Escápulas:*

Simétricas	
Assimétricas	

• *Ombros:*

Simétricos	
Assimétricos	

• *Cabeça:*

Alinhada		
Inclinada	D	E
Rodada	D	E

6. Testes Especiais:• *Teste para detecção de gibosidade:*

Inclinação Anterior de Tronco e Cabeça

Simétrico	
Assimétrico	

• *Teste de Flexão em Pé:* _____• *Teste de Gillet:*

• *Testes para determinar diferença de comprimento entre os membros inferiores:*

a) Discrepância Real (EIAS – maléolo medial) em *cm*:

M.I Direito	
M.I Esquerdo	

b) Discrepância Aparente (cicatriz umbilical – maléolo medial) em *cm*:

M.I Direito	
M.I Esquerdo	

7. Observações:

APÊNDICE C - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento

“Análise da distribuição de cargas e das forças entre assento e encosto, na postura sentada adequada”

O abaixo assinado _____ RG _____,

declara que é de livre e espontânea vontade sua participação como voluntário do projeto de pesquisa supra-citado, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, como orientador científico, e da aluna de mestrado, Fernanda de Lima e Sá Resende – orientanda e responsável pela realização da pesquisa.

O abaixo assinado está ciente de que:

1. Para a avaliação postural (triagem), usará trajes adequados, como: biquíni ou top e shorts para as mulheres e sunga ou shorts para os homens, sabendo que a sua integridade física e moral será respeitada, uma vez que, durante a avaliação, somente a fisioterapeuta responsável pelo estudo e o voluntário ficarão na sala de exame.
2. Necessitará estar presente nos dias e locais determinados, previamente, nas dependências da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, para a avaliação postural e medições na cadeira ergonômica.
3. As medições a serem feitas na cadeira não trarão nenhum malefício à saúde física e mental e, de que serão necessárias pelo menos três medições, com duração de aproximadamente 30 segundos cada.
4. O voluntário obterá todas as informações necessárias para decidir conscientemente sobre a participação na referida pesquisa.
5. Estará livre para interromper a participação na avaliação postural e no ensaio, a qualquer momento.
6. A identidade do voluntário será mantida em sigilo. Mas, os resultados obtidos durante esta pesquisa, poderão ser usados para fins científicos.
7. Os responsáveis pela pesquisa manterão o voluntário informado em relação ao progresso da pesquisa.

Guaratinguetá, de 2006.

Voluntário

Fernanda L.S.Resende

APÊNDICE D - Questionário para os participantes

UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - Campus Guaratinguetá

Nome Completo: _____

1) Já sentiu dor nas costas após um dia de trabalho?

Sim	
Não	

2) Você sente dores nas costas com frequência?

Sim	
Não	

2.1) Se “sim”, com que frequência?

Uma vez por semana	
Três vezes por semana	
Cinco vezes na semana	
Todos os dias	
Outra	

Especifique: _____

2.2) Se “sim”, em qual região?

Lombar	
Torácica	
Cervical	
Mais de uma região	

Especifique: _____

3) Após quanto tempo, de início do seu trabalho, que você sente dor nas costas?

30 minutos	
01 hora	
02 horas ou mais	
Não sente dor	

4) Quando sente dor nas costas, o que faz para acabar com ela?

Deita e relaxa	
Toma um analgésico	
Pratica alongamentos	
Outros	

Especifique: _____

5) Quanto tempo, por dia, você trabalha na postura sentada?

Menos que 4 horas	
4 horas	
Mais que 4 horas	

Especifique: _____

ANEXO A



Universidade de Taubaté
Autarquia Municipal de Regime Especial
Reconhecida pelo Dec. Fed. Nº 78.924/76
Reconhecida pela Portaria CEB/SP nº 358/03
CNPJ 45.176.163/0001-72

Reitoria
Rua 4 de Março, 432 - Centro - Taubaté-SP - 12030-270
tel: (12) 225.4100 fax: (12) 232.7660 www.unitau.br reitoria@unitau.br

PRPPG - Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 - Centro - Taubaté-SP - 12030-040
tel: (12) 225-4217 225.4349 fax: (12) 232-2947 etw@unitau.br

DECLARAÇÃO

Protocolo CEP/UNITAU nº 001/05 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Análise da relação entre os esforços sobre as tuberosidades isquiáticas e coluna lombar na postura sentada*

Pesquisador(a) Responsável: Fernanda de Lima e Sá Resende

Apresentar relatório final ao término da pesquisa: 31/10/2006

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de 18/02/2005 e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 18 de fevereiro de 2005


Prof. Dra. Maria Júlia Ferreira Xavier Ribeiro
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté