

**UNESP**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**ANÁLISE DAS FORÇAS IMPOSTAS NO SOLO E NO ASSENTO DURANTE  
O MOVIMENTO DE LEVANTAR COM DIFERENTES ALTURAS DE  
ASSENTO DE CADEIRA**

**GUARATINGUETÁ**  
**2007**

**ANTONIO GERSON DE MOURA MORAIS FILHO**

**ANÁLISE DAS FORÇAS IMPOSTAS NO SOLO E NO ASSENTO DURANTE O  
MOVIMENTO DE LEVANTAR COM DIFERENTES ALTURAS DE ASSENTO  
DE CADEIRA**

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.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento

Guaratinguetá

2007

**DADOS CURRICULARES****ANTONIO GERSON DE MOURA MORAIS FILHO**

NASCIMENTO	29.10.1979 – SÃO PAULO / SP
FILIAÇÃO	Antonio Gerson de Moura Morais Filho
1998 / 2002	Elvira Villaça Morais Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté.
2005 / 2007	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à Deus por me dar saúde e força e à meus familiares pela formação pessoal e profissional.

A todas as pessoas que tornaram esse trabalho possível de ser realizado, sendo essa contribuição de grande valor independente da natureza.

Aos professores-doutores João Alberto de Oliveira, José Elias Tomazini, José Geraldo Trani Brandão, Luiz Fernando Costa Nascimento, Mauro Hugo Mathias e Tamotsu Hirata.

Aos funcionários Lúcia Helena de Paula Coelho, Pedro Antônio dos Santos, Rosiléa Ribeiro de Matos, Urbano Gonçalves de Oliveira e Walter Luiz Medeiros Tupinambá.

Aos colegas Ana Beatriz Ramos, Sebastian Seider, Danielle Rodrigues, Janete Soares de Almeida Mariotto, Maria Teresa Ornelas do Prado, Marlon de Sá Barbosa e demais participantes do estudo.

“A imaginação é mais importante que o conhecimento.  
O conhecimento é limitado.  
A imaginação rompe barreiras.”

Albert Einstein

MORAIS FILHO, A.G.M. **Análise das forças impostas no solo e no assento durante o movimento de levantar com diferentes alturas de assento de cadeira.** 2007. 84f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar o movimento de levantar de uma cadeira com três alturas pré-estabelecidas tendo como parâmetro de altura do assento os ângulos de 75, 90 e 105 graus nas articulações dos joelhos. Participaram 23 voluntários, (10 mulheres e 13 homens): idade média de 24,91 anos, estatura média de 1,70 m e peso corporal médio de 64,55 kgf. Duas plataformas de força mediram as forças de reação na posição sentada e durante o movimento de levantar, uma no assento da cadeira e outra no solo. Estabeleceram-se várias correlações entre as variáveis (peso corporal, altura, idade, e índice de massa corporal), entre as forças medidas e entre os tempos dos eventos. Foi evidenciado em toda a amostra que na medida em que se diminuía a altura do assento, maior foi a força aplicada ao solo para realizar o movimento de levantar. Diferenças na distribuição de peso entre assento e solo na posição sentada estática foram encontradas entre o assento que colocava os joelhos em 75° com a altura que os colocava nos outros dois ângulos. Não houve diferenças estatísticas significativas das médias dos valores de força e tempos no levantar comparados entre os sexos. Também não houve diferenças significativas entre as variáveis e os dados adquiridos nas plataformas.

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

MORAIS FILHO, A.G.M. **Analysis of forces imposed on the floor and on the seat during the raising movement with different chair's seat heights.** 2007. 84f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

### **ABSTRACT**

The aim of this work was to study the raising movement of a chair with three pre-established heights having as parameter of height of the seat the angles of 75, 90 and 105 degrees in the knee joints. Twenty three volunteers had participated, (10 women and 13 men): mean age of 24,91 years old, mean height of 1,70 m and mean body weight of 64,55 kgf. Two force plates had measured the reaction forces in the seated position and during the raising movement, one in the chair's seat and the other in the floor. It was established several correlations between some variables (body weight, height, age, and body mass index), between measured forces and between the events times. It was evidenced in all the sample that as soon as the seat's height decreased, greater was the force imposed to the floor to make real the raising movement. Differences in the weight distribution between seat and floor in the static seated position has been found between the seat that placed the knees in 75° with the height that placed it in the others two angles. There were not significant differences in the statistics of the load average values and times in the raising compared between the genders. Also they had not had significant differences between the variables and the data acquired in force plates.

**KEYWORDS:** posture, ergonomics, biomechanics, sit-to-stand, force plate.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	a) quadril masculino com marcação dos ísquios em vermelho.	
	b) quadril feminino com marcação dos ísquios em vermelho	26
FIGURA 2	- Esquema da plataforma de força, do Laboratório de Biomecânica do DME.....	35
FIGURA 3	Balança digital Filizola usada para verificar os pesos das anilhas utilizadas na calibração das plataformas de força.	35
FIGURA 4	- Curva de calibração ascendente da plataforma de força do assento.....	37
FIGURA 5	- Curva de calibração ascendente da plataforma de força do solo.....	37
FIGURA 6	- Balança digital.....	39
FIGURA 7	- Disposição do sistema de plataformas no assento e solo.....	40
FIGURA 8	- Estrutura de sustentação da plataforma de força do assento com macaco mecânico e quatro guias.....	40
FIGURA 9	- Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados da lâmpada e da cadeira com plataformas de força.....	41
FIGURA 10	- Posicionamento de voluntário com joelhos em flexão de 75°, 90° e 105°	42
FIGURA 11	- Esquadros para posicionamento dos joelhos em 75°, 90° e 105°.....	43
FIGURA 12	- Sistema de plataformas no assento e solo com lâmpada no poste.....	44
FIGURA 13	- Visão do experimento durante a coleta de dados.....	45
FIGURA 14	- Gráfico de uma coleta, obtido pelo <i>software Catman</i> . .....	47
FIGURA 15	- Correlação entre TPA 75° com TPS 75°. .....	58
FIGURA 16	- Correlação entre TPS 75° com TPAS 75°. .....	59
FIGURA 17	- Correlação entre TPA 90° com TPAS 90° .....	60



FIGURA 18	- Correlação entre TPS 90° com TPAS 90° .....	60
FIGURA 19	- Correlação entre TPS 105° com TPAS 105° .....	61
FIGURA 20	- Correlação entre altura e PS 105° .....	72
FIGURA 21	- Correlação entre altura e TPAS 105° .....	73
FIGURA 22	- Correlação entre peso e TPAS 75° .....	73
FIGURA 23	- Correlação entre peso e TPAS 105° .....	74
FIGURA 24	- Correlação entre PS 75° com PS 90° .....	75
FIGURA 25	- Correlação entre PS 90° com PS 105° .....	76
FIGURA 26	- Correlação entre PA 75° com PA 90° .....	77
FIGURA 27	- Correlação entre PA 75° com PA 105° .....	77
FIGURA 28	- Correlação entre PA 90° com PA 105° .....	78
FIGURA 29	- Correlação entre TPS 75° com TPS 90° .....	79
FIGURA 30	- Correlação entre TPS 75° com TPS 105° .....	79
FIGURA 31	- Correlação entre TPS 90° com TPS 105° .....	80
FIGURA 32	- Correlação entre TPS 90° com TPS 105° .....	81

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Distribuição do peso corporal no início do teste, em porcentagem, na plataforma de força do solo (PIS) e na do assento (PIA) de acordo com a altura do assento dada pelo grau de flexão, com médias e desvios padrão no solo e no assento. O número entre parênteses é o desvio padrão. ....	50
TABELA 2	– <i>Teste t de Student</i> entre os Pesos Iniciais no Solo nos três ângulos propostos no estudo. ....	51
TABELA 3	– <i>Teste t de Student</i> entre os Pesos Iniciais no Assento nos três ângulos propostos no estudo. ....	51
TABELA 4	– Médias e Desvios padrão dos picos de força em porcentagem de peso e tempos nas três angulações estudadas. O número entre parênteses é o desvio padrão. ....	52
TABELA 5	– <i>Teste de t de Student</i> entre PSs nos três ângulos. ....	52
TABELA 6	– <i>Teste de t de Student</i> entre PAs nos três ângulos. ....	54
TABELA 7	– <i>Teste de t de Student</i> entre TPSs nos três ângulos. ....	55
TABELA 8	– <i>Teste de t de Student</i> entre TPAs nos três ângulos. ....	55
TABELA 9	– <i>Teste de t de Student</i> entre TPASs nos três ângulos. ....	55
TABELA 10	– Tabela das correlações das médias de picos e tempos com joelhos em 75° e 90°. O número entre parênteses é o desvio padrão. ....	56
TABELA 11	– Tabela das correlações das médias de picos e tempos com joelhos em 75° e 105°. O número entre parênteses é o desvio padrão. ....	57
TABELA 12	– Tabela das correlações das médias de picos e tempos com joelhos em 90° e 105°. O número entre parênteses é o desvio padrão. ....	57
TABELA 13	– Coeficientes de correlação linear ( <i>r</i> ) e de <i>Pearson</i> ( <i>p</i> ) para as correlações entre tempos no ângulo de 75°. ....	58

TABELA 14 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre tempos no ângulo de 90° .....	59
TABELA 15 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre tempos no ângulo de 105° .....	61
TABELA 16 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre variáveis com os PSs em 75°, 90° e 105° .....	70
TABELA 17 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre variáveis com os PSs em 75°, 90° e 105° .....	70
TABELA 18 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre variáveis com os TPSs em 75°, 90° e 105° ..	70
TABELA 19 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre variáveis com os TPAs em 75°, 90° e 105° ..	71
TABELA 20 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre variáveis com os TPASs em 75°, 90° e 105° .....	71
TABELA 21 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre PSs nos três ângulos.....	75
TABELA 22 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre PAs nos três ângulos.....	76
TABELA 23 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre TPSs nos três ângulos .....	78
TABELA 24 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre TPAs nos três ângulos .....	80
TABELA 25 – Coeficientes de correlação linear (r) e de <i>Pearson</i> (p) para as correlações entre TPASs nos três ângulos .....	81

## LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$A^2$	-	Altura ao quadrado
ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANOVA	-	<i>Analysis of Variance</i>
DME	-	Departamento de Mecânica
DMT	-	Departamento de Materiais
dp	-	Desvio padrão
EMG	-	Eletromiografia
et al	-	E colaboradores
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
Hz	-	Hertz
IMC	-	Índice de massa corporal
kg	-	Quilograma
kgf	-	Quilograma – força
m	-	Metro
mV	-	Milivolt
N	-	Newton
$p$	-	Coefficiente de correlação de Pearson
P	-	Peso Corporal
PA	-	Pico de Força Vertical Máximo no Assento
PIA	-	Peso Inicial no Assento
PIS	-	Peso Inicial no Solo
PS	-	Pico de Força Vertical Máximo no Solo
TPA	-	Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Assento
TPS	-	Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Solo
TPAS	-	Tempo entre o Pico de Força Vertical Máximo no Assento e Pico de Força Vertical Máximo no Solo
PA 75°	-	Pico de Força Vertical Máximo no Assento com joelhos flexionados em 75°

- PIA75° - Peso Inicial no Assento com joelhos flexionados em 75°
- PIS75° - Peso Inicial no Solo com joelhos flexionados em 75°
- PS 75° - Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 75°
- TPA 75° - Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Assento com joelhos flexionados em 75°
- TPS 75° - Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 75°
- TPAS 75° - Tempo entre o Pico de Força Vertical Máximo no Assento e Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 75°
- PA 90° - Pico de Força Vertical Máximo no Assento com joelhos flexionados em 90°
- PIA90° - Peso Inicial no Assento com joelhos flexionados em 90°
- PIS90° - Peso Inicial no Solo com joelhos flexionados em 90°
- PS 90° - Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 90°
- TPA 90° - Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Assento com joelhos flexionados em 90°
- TPS 90° - Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 90°
- TPAS 90° - Tempo entre o Pico de Força Vertical Máximo no Assento e Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 90°
- PA 105° - Pico de Força Vertical Máximo no Assento com joelhos flexionados em 105°
- PIA105° - Peso Inicial no Assento com joelhos flexionados em 105°
- PIS105° - Peso Inicial no Solo com joelhos flexionados em 105°
- PS 105° - Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 105°
- TPA 105° - Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Assento com

		joelhos flexionados em 105°
TPS 105°	-	Tempo do Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 105°
TPAS 105°	-	Tempo entre o Pico de Força Vertical Máximo no Assento e Pico de Força Vertical Máximo no Solo com joelhos flexionados em 105°
R	-	Coefficiente de correlação linear
s	-	Segundos
SP	-	São Paulo
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
UNITAU	-	Universidade de Taubaté
V	-	Volt

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	OBJETIVOS .....	17
1.2	ERGONOMIA.....	17
1.3	POSTURA.....	21
<b>1.3.1</b>	<b>Postura adequada</b> .....	<b>22</b>
1.4	ESTRUTURA DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO.....	24
1.5	POSIÇÃO SENTADA .....	25
1.6	CADEIRA .....	27
1.7	MOVIMENTO DE LEVANTAR DA POSTURA SENTADA PARA A EM PÉ .....	29
<b>2</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>35</b>
2.1	SELEÇÃO DOS SUJEITOS .....	35
2.2	CALIBRAÇÃO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA.....	35
2.3	MEDIÇÃO DAS FORÇAS NO SISTEMA DE PLATAFORMAS DE FORÇA.....	38
<b>2.3.1</b>	<b>Sujeitos</b> .....	<b>38</b>
<b>2.3.2</b>	<b>Aquisição dos Dados</b> .....	<b>38</b>
<b>2.3.3</b>	<b>Coleta dos dados</b> .....	<b>41</b>
<b>2.3.4</b>	<b>Análise dos dados</b> .....	<b>46</b>
<b>3</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>63</b>
	REFERÊNCIAS .....	65
	APÊNDICE A - Tabelas das correlações entre as variáveis e as forças de reação do solo e do assento com seus respectivos tempos	70
	APÊNDICE B - Resultados próximos de serem estatisticamente significativos	72
	APÊNDICE C - Tabelas com índice de correlação de <i>pearson</i> com respectivos gráficos	75
	Anexo A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	83
	Anexo B – Carta de Informação ao Sujeito da Pesquisa.....	84

## 1 INTRODUÇÃO

A cadeira provavelmente é uma das invenções que mais contribuiu para modificar o comportamento humano. Atualmente a espécie humana deixou de ser um animal ereto para se transformar em um animal sentado devido às necessidades da vida moderna. Existe grande interesse entre os pesquisadores de ergonomia na sua abordagem, o problema do assento, visto que pessoas chegam a passar mais de 20 horas por dia entre as posições sentada e deitada (IIDA, 2000).

Transformar o ambiente e o trabalho é necessário para evitar desperdícios de energia e inteligência. A sociedade de competição econômica necessita responder às exigências de qualidade, flexibilidade e redução de custos. Mas a transformação do trabalho deve ter como objetivo um projeto para o ser humano em sua atividade (GUÉRIN et al, 2001).

O design do ambiente e mobiliário tem intenção de proporcionar movimentos mais harmônicos com a utilização mais fisiológica de músculos, tendões e articulações (RIO; PIRES, 2001).

As posturas são objetos de estudo na medida que são fontes de fadiga e podem gerar distúrbios vertebrais e articulares. A postura assegura a função de conservação do equilíbrio além de servir de suporte aos movimentos e das tomadas de decisão visual (GUÉRIN et al, 2001).

Utilizações de posturas erradas podem gerar desequilíbrios e dores no corpo. Trabalhos com tempos excessivos na postura de pé podem causar dores nos pés e varizes, sentado sem encosto pode ocasionar dores na musculatura extensora do dorso. Utilizando assento muito alto ou muito baixo pode gerar dor na parte inferior das pernas, joelhos e pés no primeiro caso e dores no dorso e pescoço no segundo (IIDA, 2000).

As posturas desequilibradas além de rápida fadiga muscular causam outros efeitos à longo prazo como a sobrecarga do aparelho respiratório, formação de edemas e afecções articulares. Na coluna vertebral, esses problemas podem levar a limitações causadas por artrose, escoliose, deformações da coluna e hérnias de disco (LAVILLE, 1997).



Para que a pessoa trabalhe na posição sentada considerada normal, as cadeiras devem possuir: assento de altura regulável, estofamento com tecidos, bordas anteriores arredondadas, espaço para as nádegas, inclinação do encosto e do assento reguláveis e boa estabilidade (RIO; PIRES, 2001).

O movimento de levantar é considerado mecanicamente o de maior demanda funcional durante as atividades de vida diária e é um pré-requisito para a manutenção da postura de pé (KERR et al, 1997; YU et al, 2000).

O término do movimento de levantar é fundamental para as transferências e para o início da deambulação. Esse desempenho encontra-se reduzido em indivíduos mais velhos, os quais particularmente sofrem de várias patologias (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003).

Em certas ocasiões esse movimento pode estar comprometido. Grávidas são exemplos de pessoas que sofrem alterações fisiológicas, como aumento do volume abdominal e mudança do centro de gravidade dentre outras e precisam se adaptar biomecanicamente às situações durante o período gestacional (LOU et al, 2001).

Idosos com doença de Parkinson e idosos sem doença apresentam a mesma cinemática de movimento, porém, os com Parkinson apresentam realização do movimento mais lenta que os demais (MAK et al, 2003). Idosos com limitações também têm dificuldades de realizar certos movimentos e conseqüentemente necessitam de movimentos compensatórios para terminá-los. Sabe-se que os movimentos compensatórios são naturais e necessários para certas ocasiões, como por exemplo, uma demanda de força maior é necessária com a mudança de altura de assento para menor (MAZZÀ et al, 2004).

Crianças nascidas com paralisia cerebral necessitam de dispositivos ortopédicos para realizar atividades de vida diária. A simples utilização de um desses dispositivos auxiliares gera uma melhora do movimento de levantar e de outros, resultando também em diminuição do esforço (PARK et al, 2004).

Obesos também são indivíduos que apresentam mudanças biomecânicas na estratégia de levantar devido ao peso excessivo e grande massa concentrada em certas regiões do corpo (SIBELLA et al, 2003).

Utilizando a mesma altura de assento pessoas de alta estatura necessitam de maior esforço que as de menor (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003). Essa força pode variar dependendo da ocasião. Indivíduos que usam os braços da cadeira como apoio para utilizar a força dos membros superiores diminuem cerca de 18% do esforço dos membros inferiores necessários para levantar de um assento (ANGLIN; WYSS, 1999).

Portanto, a falta de capacidade de levantar está relacionada com as condições que o ambiente proporciona e à capacidade física individual. A dificuldade no movimento é representada pelo acréscimo da demanda exigida pelo ambiente e as estratégias compensatórias são adaptações positivas no comportamento individual necessárias à realização dos movimentos quando ocorrem nessas situações (MAZZÀ et al, 2004).

## 1.1 OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivos analisar o comportamento das forças de reação na posição sentada estática e durante o movimento de levantar de uma cadeira em diferentes alturas padronizadas para cada voluntário através de plataformas de força colocadas no solo e no assento e verificar os tempos obtidos no gráfico nos quais as forças foram registradas e correlacionar esses dados entre si e com as variáveis da amostra.

## 1.2 ERGONOMIA

Uma das ciências que estuda o comportamento humano em situações dinâmicas e estáticas é a Ergonomia. Etimologicamente o termo Ergonomia deriva do grego, das palavras *érgon* que significa trabalho e *nomos* que significa leis ou regras. Portanto, Ergonomia pode ser entendida como as leis ou regras que regem o trabalho (DELIBERATO, 2002).

O termo pode também ser explicado pela descrição de vários autores.

Deliberato (2002) diz que a Ergonomia “busca a perfeita integração entre as condições de trabalho e a tríade formada por conforto, segurança e eficiência do trabalhador em sua situação de trabalho”.

Couto (1995) diz que um conceito moderno de ergonomia seria um “conjunto de ciências e tecnologias que procura fazer um ajuste confortável e produtivo entre o ser humano e seu trabalho, basicamente procurando adaptar as condições de trabalho às características do ser humano”.

Laville (1997) define como sendo um “conjunto de conhecimentos a respeito do desempenho do homem em atividade, a fim de aplicá-los à concepção de tarefas, dos instrumentos, das máquinas e dos sistemas de produção”.

Chaffin et al (1999) diz que a Ergonomia “é um meio sistemático e racional de se adequar o trabalho ao ser humano, tendo como objetivo primário aperfeiçoar a performance e a segurança do trabalhador através do estudo e desenvolvimento de princípios gerais que rejem a interação do homem com o seu ambiente de trabalho”.

Iida (2000) a define como “o estudo da adaptação do trabalho ao homem, tendo o termo trabalho uma acepção ampla, abrangendo não apenas aquelas máquinas e equipamentos utilizados para transformar os materiais, mas também toda a situação em que ocorre o relacionamento entre o homem e seu trabalho”.

Jouvencel (1994) define como “o grupo de disciplinas que se interessam pelo estudo do equilíbrio ou estabilidade entre as condições externas e internas ligadas ao trabalho e que interagem com a biologia humana, exigências e requerimentos dos sistemas e produtos de seu trabalho, expandindo seu âmbito para sua preservação, correção ou melhora”.

O nascimento da Ergonomia pode ser definido com precisão. Em 12 de julho de 1949 um grupo de cientistas e pesquisadores se reuniu na Inglaterra interessado em discutir e formalizar a existência desse novo ramo de aplicação interdisciplinar da ciência (IIDA, 2000). Para alcançar seus objetivos, a ergonomia precisa de conhecimentos que englobam anatomia, fisiologia, biomecânica, antropometria, psicologia, engenharia, desenho industrial, informática e administração (DELIBERATO, 2002).

Dentre os profissionais envolvidos podemos citar os engenheiros e organizadores do trabalho que aperfeiçoam o rendimento do homem no trabalho através da preconização de melhor organização para um melhor rendimento e que carga em demasia acarreta em esgotamento e doenças; pesquisadores, físicos e fisiologistas que analisam o homem em atividade e passa a entender seu desempenho analisando os movimentos corporais e os tipos de contração muscular; médicos trabalhando em busca da proteção da saúde dos funcionários estudando dados estatísticos sobre mortalidade e morbidade causada por moléstias e acidentes (LAVILLE,1997). Outros profissionais envolvidos são os psicólogos, responsáveis por seleção de pessoal; os enfermeiros que atuam na recuperação dos trabalhadores; administradores que contribuem no estabelecimento de planos de cargos e salários mais justos promovendo motivação; compradores que ajudam na aquisição de equipamentos mais seguros; fisioterapeutas que atuam na prevenção e recuperação de trabalhadores (IIDA, 2000).

Os conhecimentos relativos ao homem vêm sendo recolhidos há décadas, porém, a aplicação desses conhecimentos aos problemas do trabalho é muito antiga. Um exemplo clássico foi com a criação das primeiras ferramentas com características materiais adequadas para a função que se deseja realizar e apropriada às características de quem as manuseiam (LAVILLE, 1997).

O aspecto das fábricas tornou mais dramática a situação dos trabalhadores após a revolução industrial, aonde jornadas de trabalho chegavam a até dezesseis horas, sem férias, em locais sujos, barulhentos, perigosos e escuros, praticamente um regime de semi-escravidão (IIDA, 2000).

A ergonomia desenvolveu-se a partir da II Guerra Mundial pela conjugação sistemática dos esforços entre a tecnologia e as ciências humanas ao exacerbarem-se as incompatibilidades entre o desenvolvimento humano e o técnico durante o conflito que exigiu decisões e execuções rápidas das atividades em situações críticas (DELIBERATO, 2002). Durante a Guerra foram utilizados conhecimentos científicos e tecnológicos disponíveis para construir submarinos, tanques, radares e aviões adaptando-os às características e capacidades dos operadores, melhorando o desempenho e diminuindo a fadiga e os erros (IIDA, 2000).

Para a ergonomia existe apenas um problema: entender o que é o trabalho e de como melhorar a eficiência da produção e evitar os problemas de saúde, o que pode ser feito com maior ou menor profundidade e sucesso (MENDES, 2005).

A ergonomia estuda fatores importantes envolvidos no trabalho como:

1- Homem: suas características físicas, fisiológicas, psicológicas, sociais, influência do sexo, idade, treinamento e motivação;

2- Máquina: nada mais são que todas as ajudas materiais que o homem utiliza no seu trabalho, englobando os equipamentos, ferramentas, mobiliário e instalações;

3- Ambiente: estuda influência da temperatura, ruídos, vibrações, cores e outros fatores sobre o trabalho;

4- Informação: relação entre os elementos do sistema para transmissão de informações e tomada de decisões;

5- Organização: estudo de turnos de trabalho, remuneração, formação de equipes;

6- Conseqüências do trabalho: estudos dos erros e acidentes, gastos energéticos, fadiga, stress (IIDA, 2000).

Conforto, segurança e eficiência representam uma tríade indissociável, pois qualquer estudo ergonômico que privilegie um ou dois fatores em detrimento do terceiro fatalmente resultará em uma concepção ergonômica inadequada (DELIBERATO, 2002).

Para que uma solução seja considerada ergonomicamente correta existem cinco pré-requisitos que podem ser analisados:

1- Requisito epidemiológico: a solução deve ser capaz de reduzir a incidência de problemas na coluna, de fadiga, de lesões por traumas cumulativos e outros;

2- Requisito biomecânico: estudando-se o trabalhador executando sua tarefa na nova posição, percebe-se claramente que a mecânica humana está funcionando melhor;

3- Requisito fisiológico: o trabalhador se cansa menos na nova situação;

4- Requisito psicofísico: o trabalhador aceita bem a solução;

5- Requisito de produtividade: na nova situação não ocorre nenhum prejuízo de produtividade, ou até mais, ela aumenta (COUTO, 1995).

Dependendo da ocasião em que é aplicada, a ergonomia pode ser classificada como:

- Ergonomia de Correção: é realizada quando um problema é diagnosticado. Geralmente resulta em melhora, mas pode ser financeiramente custosa.
- Ergonomia de Concepção: desenvolvida na fase inicial de um projeto.
- Ergonomia de Conscientização: acontece através de treinamentos, cursos, palestras que educam os indivíduos sobre os benefícios das propostas ergonômicas.
- Ergonomia Participativa: formando um Comitê Interno de Ergonomia por representantes de todos os setores discutindo problemas e soluções das atividades (DELIBERATO, 2002).

### 1.3 POSTURA

No trabalho ou fora dele, as pessoas adotam posturas para o desenvolvimento de atividades e para descanso. As cargas impostas nessas atividades podem ser adequadas para a manutenção da saúde do sistema musculoesquelético ou podem ser excessivas ou mesmo insuficientes, levando aos distúrbios no sistema (RIO; PIRES, 2001).

O corpo assume três posturas básicas trabalhando ou repousando: as posições deitada, sentada e em pé. Na posição deitada o sangue flui livremente para todas as partes do corpo eliminando resíduos do metabolismo e toxinas dos músculos provocadoras de cansaço. É a posição na qual não há concentração de tensão em nenhuma parte do corpo, sendo então a mais recomendada para repouso e recuperação da fadiga. Na posição sentada existe uma exigência muscular do dorso e do ventre para a sua manutenção, e a maior parte do peso corporal fica suportada pelos tecidos que cobrem o osso ísquio localizado no quadril. Comparada com a postura deitada, apresenta gasto energético de 3 a 10% maior. A outra posição é a de pé, que tem característica altamente fatigante pelo trabalho estático da musculatura envolvida para sua manutenção. (IIDA, 2000).

### 1.3.1 Postura adequada

A definição do que venha a ser uma boa postura não é fácil. Se a coluna vertebral for levada em conta, uma boa postura respeita a configuração da coluna, com suas curvaturas originais preservadas além de não ser cansativa e de ser indolor ao indivíduo, possibilitando a ele uma maior permanência de tempo (RIO; PIRES, 2001).

A existência de apenas uma postura ideal é improvável. Dentro de uma faixa de variação várias posturas são aceitas como boas, pois mesmo mantidas por longo período de tempo, dificilmente elas levarão à incapacidade, dor ou outra anormalidade qualquer. Possivelmente algumas pessoas tendam a adquirir essas anormalidades mais que outras (IIDA; WIERZZBICKI, 1978).

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

É necessária uma boa postura para que o movimento seja bem sucedido. Cada pessoa é única em si mesma, fica, pois, difícil estabelecer um padrão objetivo de boa postura (GALERA, 2007).

Posturas inadequadas podem resultar em dores no corpo. Se a postura em pé for inadequada, o indivíduo tem risco de dores em pés e pernas, podendo ocasionar varizes. Se o posicionamento for sentado e sem encosto, a região que sofrerá fadiga e dor será a dos músculos extensores do dorso que terão de compensar a ausência do encosto. Assentos muito altos interferem na parte inferior das pernas, joelhos e pés enquanto assentos baixos ocasionam dor no dorso e no pescoço. Posturas assumidas com os braços elevados e esticados também são muito dolorosas e acarretam em fadiga e dor dos membros superiores. A utilização de ferramentas com as mãos,

utilizando manuseio inadequado, proporciona risco de dores e fadiga muscular nos antebraços (IIDA, 2000).

O padrão postural inadequado leva a agressão das estruturas de suporte, gerando um equilíbrio menos hábil do corpo sobre essa base de suporte. Essa inadequação pode causar distúrbios musculoesqueléticos por envolver fatores mecânicos, obrigando as pessoas a assumirem posturas erradas e viciosas a fim de evitar dores (KNOPLICH, 1986).

De acordo com Mota (1989), a postura possui alguns estágios de transição entre a postura normal e a deficiente:

1. postura normal ou rígida;
2. postura indolente ou fraqueza (insuficiência) da postura;
3. erros posturais, que podem ser atenuados através de uma ação ativa (elevada tensão muscular para manter a posição ortostática) e passiva (atividade muscular mínima e grande força da gravidade) da posição ortostática;
4. lesões posturais que não são passíveis de uma correção total. Aqui diferenciam-se os erros de posição, motivados pelo encurtamento do sistema muscular ou ligamentar, erros de forma com alterações esqueléticas.

O posicionamento postural é condicionado a hereditariedade, profissão, proporcionalidade dos segmentos do corpo, tônus muscular, sendo então esse posicionamento difícil de ser definido em consequência da variação individual. A postura é caracterizada pela manutenção do equilíbrio com um mínimo de contrações musculares (FRACCAROLI, 1981).

Portanto, a postura pode ser influenciada por alguns fatores:

- fatores hereditários: alterações musculoesqueléticas como encurtamento de membros;
- distúrbios do crescimento: acentuação de cifose torácica em adolescentes, por exemplo;
- anomalias estruturais: doenças como espinha bífida, malformação das vértebras;
- hábito e treino: tem importância fundamental para manutenção da boa postura tanto no trabalho quanto fora dele;



- doenças da coluna e região pélvica;
- realização de atividades que exijam força muscular em excesso ou insuficientemente;
- fatores psíquicos: responsáveis por tensões musculares e instabilidade postural e de movimentos (RIO; PIRES, 2001).

#### 1.4 ESTRUTURA DO SISTEMA MÚSCULO ESQUELÉTICO

Para os estudos dos movimentos corporais torna-se necessário o conhecimento da estrutura básica e da função do sistema músculo esquelético. Esse sistema é formado por ossos, ligamentos, tendões, fâscias e cartilagens que são os tecidos conjuntivos do corpo que têm função de promover suporte, transmitir forças e manter a integridade estrutural das partes do corpo (CHAFFIN et al, 1999).

Os ligamentos conectam um osso ao outro e proporcionam estabilidade articular. Os tendões ligam os músculos aos ossos transmitindo forças originadas pelas contrações musculares. As fâscias recobrem os órgãos e os separam, separando também os músculos entre si. A cartilagem recobre as superfícies ósseas e está presente em outros órgãos como nariz e orelhas, merecendo essa uma atenção especial, pois é um tecido único, desprovido de nervos e vasos sanguíneos, o que influencia diretamente no seu tempo de recuperação em caso de lesão. Os ossos são compostos de vários tecidos e são responsáveis por armazenar noventa e nove por cento do cálcio do corpo, existindo basicamente dois tipos de ossos: os longos presentes nas extremidades e os axiais que são os apendiculares como os ossos do crânio (CHAFFIN et al, 1999).

Outra estrutura que forma esse sistema é o músculo. Ele é o único tecido que consegue desenvolver tensão ativamente. Ele tem funções importantes, entre elas a de manter a postura ereta do corpo, movimentar os membros e absorver choques (HALL, 2005).

Esse conjunto de estruturas forma um sistema de alavancas mecânicas quando os músculos desenvolvem tensão dentro de si ou relaxam, proporcionando movimento dos segmentos corporais. Os músculos podem agir de duas formas, realizando o

movimento através da contração, sendo chamado então de agonista do movimento, ou permitindo o movimento pela sua não contração, sendo chamado de antagonista. Isso é mais bem entendido quando movimentamos o cotovelo. Ao contrairmos o músculo bíceps braquial flexionamos o cotovelo e temos um relaxamento do tríceps braquial, sendo nesse caso o primeiro agonista e o segundo antagonista. No movimento contrário, realizando extensão do cotovelo, o músculo tríceps será o responsável pelo movimento (agonista) e o que permitirá o movimento será o bíceps (antagonista) (IIDA, 2000).

No que se refere ao sistema musculoesquelético, o design do ambiente deve possibilitar uma postura principal adequada e outras secundárias. A principal adequada será utilizada na maior parte do tempo e ela possibilita o melhor arranjo mecânico possível. As posturas secundárias, embora menos adequadas, podem ser adotadas temporariamente com intenção de favorecer o descanso dos segmentos mais envolvidos na sustentação da postura principal. Dessa forma a postura propicia movimentos mais harmônicos, com a utilização mais fisiológica possível de músculos, tendões e articulações (RIO; PIRES, 2001).

## 1.5 POSIÇÃO SENTADA

A invenção da cadeira é provavelmente a grande responsável pela modificação do comportamento humano. Atualmente, pessoas chegam a passar cerca de 20 horas por dia nas posições sentada e deitada, levando o *homo-sapiens*, de animal ereto – *homo erectus* – para a de um animal sentado – *homo sedens* (IIDA, 2000).

É a posição na qual o peso do corpo é transferido a uma área de suporte, as tuberosidades isquiáticas, que estão situadas uma em cada osso ísquio, e aos tecidos moles que as circundam (CHAFFIN et al, 1999). Homens e mulheres apresentam uma pequena variação na estrutura do quadril (Figura 1). O quadril feminino é mais alargado e baixo enquanto o masculino é alto e estreito (DANGELO; FATINI, 2006).

Dependendo da cadeira e da postura, além de haver a carga no assento, uma parte será transferida para o piso, outra aos braços e mais uma ao encosto (CHAFFIN et al, 1999).

A primeira lei para se sentar bem é aquela em que o indivíduo tem a capacidade de alterar regularmente sua postura. É considerada uma boa postura sentada àquela que se exige esforço mínimo, sendo traduzido no design da cadeira por ser capaz de sustentar adequadamente pelos seus braços, pelas costas, pelo assento e pelo descanso dos pés (NORDIN; FRANKEL, 2003).

As vantagens da posição sentada são proporcionar estabilidade exigida nas atividades que envolvem muito controle visual e motor, consumir menos energia que na posição em pé, causar menor estresse sobre as articulações e produzir menos pressão hidrostática sobre os membros inferiores (CHAFFIN et al, 1999).

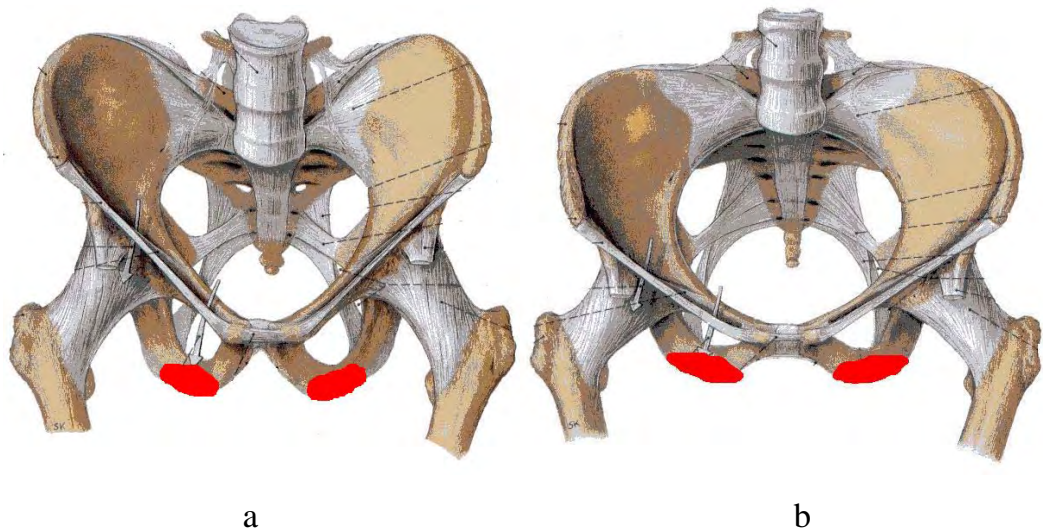


Figura 1 – a) quadril masculino com marcação dos ísquios em vermelho.  
b) quadril feminino com marcação dos ísquios em vermelho

Trabalhar na posição sentada pode gerar uma série de complicações, mesmo ela sendo a de menor dispêndio energético. É uma postura que ocasiona distúrbios músculo ligamentares, além de contribuir para o sedentarismo como hábito de postura ocupacional. Essa contradição pode ser solucionada com a projeção de uma cadeira ergonomicamente correta, proporcionando um sentar bem com relação cadeira-mesa-acessórios adequada (COUTO, 1995).

A postura sentada de um indivíduo depende do formato da cadeira, dos hábitos pessoais de postura e da tarefa a ser desenvolvida nessa posição. Posturas sentadas

com inclinação anterior de tronco são freqüentes em trabalhos de escritório como de escrita ou montagem de pequenos componentes enquanto a inclinação posterior é utilizada em cadeiras de encosto alto que se inclinam em ocasiões de descanso, como em automóveis ou no cinema. Portanto, é importante a utilização de cadeiras que além de confortáveis, se adaptem as funções a serem desenvolvidas por seu ocupante (CHAFFIN et al, 1999).

Por melhor que seja a postura sentada, ela impõe biomecanicamente carga significativa sobre os discos intervertebrais lombares e quando essa postura não possibilita margem para movimentação, ocorre uma carga estática sobre certos segmentos do corpo, que por menos intensa que seja, se muito prolongada pode produzir fadiga se associada à inércia musculoligamentar (RIO; PIRES, 2001).

Ao assumir a posição sentada, o ser humano apresenta algumas alterações na coluna vertebral. Nessa postura o mecanismo de amortecimento do peso corporal exercido pelos membros inferiores e dos arcos do pé é retirado, aumentando em 50% além do normal a pressão sobre os discos vertebrais. Quando o indivíduo senta, geralmente acontece uma inclinação anterior do tronco que gera contração da musculatura posterior do tronco, aproximando ainda mais as vértebras umas das outras ocasionando, portanto, uma pressão ainda maior nos discos vertebrais lombares. Esse evento é grande causador de patologia discal, pois a inclinação anterior gera pressão anterior, e a contração da musculatura posterior do tronco gera tensionamento e maior pressão posterior nas vértebras, resultando em protusão discal (COUTO, 1995).

## 1.6 CADEIRA

É possível prever se uma cadeira é confortável ou não pelos critérios de design, pois a postura corporal é bastante influenciada pelo formato de uma cadeira (NORDIN; FRANKEL, 2003).

Uma cadeira pode ser considerada ergonômica quando proporciona:

- estabilidade, movimentação e resistência aos pés;
- o assento deve ter altura menor que as pernas, profundidade entre 38 e 43 cm, ter resistência relativamente dura, mais largo que o corpo, inclinação de 3° a 5°,

material que facilita transpiração e que seja confortável ao contato (baixa condutividade térmica) evitando assim a compressão das coxas e das nádegas assim permitindo movimentos laterais do corpo e deve proporcionar o contato dos pés apoiados no solo. Esses objetivos são alcançados com cadeiras de altura regulável, estofadas com espuma ou outro material de alta densidade;

- o apoio das costas deve ser mediano, na região lombar, permitindo movimentos da coluna e dos braços, ligeiramente côncavo para apoiar as costas, inclinação em torno de 5°, rígido o suficiente para suportar o peso do tronco, vazado na parte inferior para acomodar as nádegas. Tudo isso é proporcionado usando um encosto regulável, com dispositivo articulado ou dobrável (MENDES, 2005).

A altura do assento da cadeira exerce influência sobre o sistema musculoesquelético. Cadeiras com assentos muito altos comprimem a região posterior das coxas exageradamente, fazendo com que os pés tendam a ficar suspensos, o que dificulta o retorno sanguíneo dos membros inferiores contribuindo ao aparecimento de edema, principal causa das varizes. Cadeiras com assentos muito baixos fazem uma redistribuição do apoio, diminuindo o da região posterior das coxas e aumentando nas nádegas e costas. Na última ocasião citada, as costas devem estar bem apoiadas, pois em caso contrário haverá esforço estático exagerado para manutenção do tronco (COUTO, 1995).

Em suma, pode ser considerada a cadeira ideal aquela em que:

- o assento seja levemente inclinado para trás;
- entre assento e encosto exista uma inclinação de 100°;
- o encosto apresenta forma que acompanha a curvatura natural da coluna e
- apresenta encosto alto, até a ponta da escápula.

Em estudo sobre a distribuição do peso corporal realizado utilizando uma cadeira com encosto e plataforma de força, RESENDE (2006) demonstrou que ao sentar-se com flexão de joelhos em 90°, a distribuição do peso corporal era de 20,04% no solo, 45,33% e 30,43% nas partes anterior e posterior do assento, e 4,20% no encosto da cadeira.

Couto (1995) citou também a distribuição do peso do corpo no solo e no assento. A distribuição ideal seria a de 16% no solo, 34% na região posterior das coxas

e 50% no quadril. Essa seria a distribuição que não causaria nenhum dano tecidual ao indivíduo.

## 1.7 MOVIMENTO DE LEVANTAR DA POSTURA SENTADA PARA A EM PÉ

O movimento de levantar-se é considerado mecanicamente o de maior demanda funcional durante as atividades de vida diária e é um pré-requisito para a manutenção da postura de pé (KERR et al, 1997; YU et al, 2000).

Ele é considerado um dos movimentos mais comuns e a mobilidade durante o movimento é diferente entre os indivíduos considerados sem anormalidades se comparados aos com problemas ortopédicos e neurológicos e também na frágil população de idade avançada (HANKE et al, 1994).

O movimento de levantar pode ser dividido em fases: a primeira é aquela que vai do início do movimento e termina com a perda do contato do quadril com o assento. Nela ocorre a flexão do tronco. A segunda começa com a perda do contato do quadril com o assento e termina quando o tornozelo assume seu maior grau de dorsiflexão, ou seja, quando o pé se aproxima mais da perna. A terceira se inicia do maior grau de dorsiflexão do tornozelo e termina quando o quadril chega ao grau final de extensão. Nessa terceira fase estão incluídas as extensões de joelho e tronco. E a quarta e última, que começa no final da extensão completa do quadril e termina com o equilíbrio definitivo do corpo (JANSSEN et al, 2002).

O término do movimento de levantar é fundamental para as transferências e para o início da deambulação. Essa performance encontra-se reduzida em indivíduos mais velhos, os quais particularmente sofrem de várias patologias (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003).

Limitações funcionais podem ocorrer quando a capacidade de levantar está prejudicada, sendo essa capacidade um fator social para as pessoas viverem independentes em suas comunidades, principalmente os idosos (WHITNEY et al, 2005).

Portanto a idade, força muscular e doenças dificultam a determinação do desempenho de levantar por estarem associados fortemente ao nível de capacidade (MAZZÀ et al, 2004).

A dificuldade de levantar da posição sentada pode predizer uma futura desabilidade para outras atividades, maior tendência a quedas, futura necessidade de atendimento e cuidados domiciliares e por fim à mortalidade (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003).

A determinação das características do movimento de levantar é importante, por exemplo, ao fisioterapeuta que acompanha a evolução funcional de pacientes com disfunção de extremidade inferior, de ordem ortopédica ou neurológica. Esses achados clínicos podem impor tratamentos a essas pessoas com a intenção de intensificar o movimento considerado normal e eliminar os padrões anormais (JENG et al, 1990).

Diversos fatores influenciam o movimento de levantar. Na cadeira o fator de maior influência nessa atividade é assento. No movimento propriamente dito, os fatores que influenciam são o posicionamento dos pés, velocidade do movimento, movimento do tronco, impulso e a possível utilização de força dos braços para auxiliar (MAZZÀ et al, 2004).

O movimento de levantar pode ser considerado um teste de análise do desempenho. Ele pode ser utilizado como fator de avaliação para indicar a qualidade do controle postural do indivíduo, qual o risco de quedas, se existe fraqueza nos membros inferiores, como se encontra a propriocepção do corpo e principalmente, é usado para mensurar a capacidade individual (WHITNEY et al, 2005).

Para a análise do movimento de levantar, podem ser usados vários métodos e materiais. Análise de movimento por filmagem associados com plataformas de força e registros de função muscular pela utilização de eletromiografia são exemplos de materiais utilizados. Alguns métodos podem ser usados para obtenção de resultados, por exemplo: variando a altura do assento da cadeira, trabalhos com ou sem descanso de braços e o posicionamento dos pés também influenciam nos resultados. É também sabido que a comparação entre os resultados dos trabalhos é difícil pelas diferenças dos projetos e pela altura do assento da cadeira não ter como base a altura das pernas das pessoas (JANSSEN et al, 2002).

A força de extensão do joelho pode variar dependendo da ocasião. Uma cadeira com braços pode auxiliar no movimento de levantar por proporcionar apoio dos membros superiores. A altura do assento tem influência direta no esforço para a realização do movimento. A técnica de levantamento também influencia na demanda do esforço. Indivíduos com membros superiores fortes por serem previamente treinados têm maior sucesso no movimento de levantar do que indivíduos que não se prepararam, logicamente, sendo essa uma técnica utilizando o apoio dos braços (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003).

Com a redução da altura da cadeira torna-se necessária maior força na musculatura extensora do joelho. Da mesma forma que utilizando uma cadeira com assento de mesma altura, pessoas de maior estatura precisam fazer força maior para levantar do que se comparadas com pessoas menores (ERIKSRUD; BOHANNON, 2003).

Na população idosa, a medida que seus membros inferiores vão perdendo força e estabilidade, mais eles necessitam do auxílio dos seus braços, chegando a ser incapazes de levantar de cadeiras que não apresentem apoio para os braços, pois os mesmos proporcionam força adicional para a realização do movimento. A força das pernas diminui quando o levantar é auxiliado pela força dos braços durante o levantar de cadeira (ANGLIN; WYSS, 1999). O mesmo foi relatado por Eriksrud e Bohannon (2003), a força extensora dos joelhos é maior no levantar de cadeira sem auxílio dos membros superiores se comparada com o seu auxílio.

Tully et al (2005) estudaram o movimento de levantar em 47 estudantes de fisioterapia saudáveis. Verificou que o tempo médio de levantamento foi de 2,04 s (+- 0,39s). O tempo de levantamento é difícil de ser comparado com outros estudos, pois o posicionamento utilizado para levantar varia de estudo para estudo, com diferentes alturas de assento, posicionamentos de pés, utilização de cadeiras com descanso de braços. Foi visto que a perda do contato com o assento ocorre quando o movimento está em 41,2% do tempo total.

Omura et al (2001) registrou o tempo do movimento de levantar e sentar em idosos saudáveis em três tentativas consecutivas. Comparando da primeira a última, verificou-se um aumento progressivo do tempo necessário para a realização dos dois



movimentos, sendo esse resultado atribuído à fadiga muscular para a execução do movimento.

Yamada e Demura (2004) realizou estudo com assento de cadeira fixa com altura de 40 cm com relação ao solo. Selecionou 30 homens jovens e separou a amostra em três grupos: um grupo com pernas longas, outro com pernas médias e o último grupo como o de pernas curtas. Realizou coleta de dados com plataforma de força no solo e registrou sinais eletromiográficos de musculatura extensora de joelho. Pessoas com pernas longas possivelmente mudaram suas estratégias no levantar por apresentarem centro de massa abaixo e mais distante se comparados com pessoas de pernas curtas, além de apresentarem aumento de carga nas pernas. Os que têm pernas longas tiveram maior força de reação no solo e maior registro de atividade muscular que os de pernas médias, o que não foi visto entre os grupos de pernas médias e curtas. Constatou-se uma maior dificuldade de adquirir equilíbrio na postura final no grupo de pernas longas comparado com os outros dois. Nenhuma diferença entre tempo e velocidade do movimento foi encontrada entre os grupos, e também não existiu diferença nos registros eletromiográficos entre os três grupos.

Mazzà et al (2004) selecionaram 131 pessoas idosas, sendo 64 homens e 67 mulheres. Toda a amostra realizou movimentos de levantar de cadeira com altura de 45 cm, e posteriormente levantaram de assentos com porcentagens proporcionais com as alturas de suas pernas nas cinco porcentagens seguintes: 120%, 110%, 100%, 90% e 80%. Esses movimentos foram analisados quanto às estratégias utilizadas e ao equilíbrio em cada ocasião. Concluiu-se no estudo que a capacidade do movimento sofre influência dos movimentos compensatórios individuais e da dificuldade do movimento. Quanto maior a dificuldade, os sujeitos com maiores limitações são os mais afetados e conseqüentemente forçados a realizar compensações em suas estratégias para realizar o movimento de levantar, sendo essas estratégias menos eficientes quando a altura do assento é diminuída. Chegou-se a conclusão de que a falta de capacidade de levantar depende do que o ambiente proporciona e da capacidade física individual e que a dificuldade no movimento é representada pelo acréscimo da demanda exigida pelo ambiente e que as estratégias compensatórias são adaptações positivas no comportamento individual.

Em outro estudo com variação de altura de assento em quatro alturas proporcionais a altura das pernas de cada sujeito da amostra, Schenkman et al (1996) demonstrou que a velocidade angular do tronco aumenta quando diminui a altura do assento. Provou que a diminuição da altura do assento aumenta o tempo necessário para a perda de contato dos quadris no assento e que os resultados obtidos demonstraram que as alterações do desempenho físico podem ser explicadas pelas condições oferecidas para a realização do movimento.

Keer et al (1997) realizaram trabalho sobre o desempenho de levantar e sentar em uma cadeira que mantinha o ângulo do joelho da amostra entre 95 e 100 graus de flexão. Foram selecionadas 50 pessoas, sendo 25 homens e 25 mulheres. Nos resultados não foi encontrada diferença significativa entre os tempos de levantar e de sentar, porém, as pessoas idosas do sexo feminino levaram mais tempo para levantar que as outras pessoas da amostra. Verificou-se também maior deslocamento de inclinação anterior do que vertical no momento de levantar, e maior deslocamento vertical do que de inclinação anterior no momento de sentar. Com o avançar da idade acontece uma maior contribuição do deslocamento anterior durante o movimento de levantar. A velocidade de deslocamento anterior é maior no levantar e a velocidade de recuperação para realizar uma nova movimentação foi maior no sentar que no levantar. A velocidade de inclinação anterior diminui com o aumentar da idade, observado principalmente em idosas se comparadas com jovens do sexo feminino. Forte correlação foi encontrada entre o início da extensão do joelho com o início do deslocamento vertical no movimento de levantar. E por fim, no movimento de levantar, as mulheres têm uma tendência de iniciar a extensão do joelho mais tardiamente comparando com o tempo de início de registro do movimento de levantar, e quanto mais velhos os homens, mais precocemente é iniciada a extensão de joelho.

Lou et al (2000) analisaram as adaptações do levantar de cadeiras em grávidas. Por sofrerem alterações fisiológicas em consequência do aumento abdominal, mudanças biomecânicas alteram seus movimentos. Exemplos desses movimentos são o de levantar, pegar objetos no solo, ao trabalhar em uma mesa, dirigindo, andando e subindo escadas dentre vários outros. Nesse estudo foi analisado o movimento de levantar das grávidas com cadeiras com apoio de braços e as mesmas foram divididas

em três grupos pelo tempo gestacional. Foi relatado que mulheres com maior tempo de gravidez demoram mais tempo para levantar que as demais, tendo maior influência nas cadeiras com assento baixo, e que essas mulheres no fim da gravidez possuem estratégias diferentes das com gravidez inicial no levantar de cadeiras. Concluiu-se que as mulheres no fim do período gestacional devem utilizar cadeiras mais altas com a finalidade de minimizar o impacto nas articulações.

Sibella et al (2002) citam que o movimento de levantar de cadeira é uma atividade funcional que pode se tornar difícil em certos pacientes. Eles analisaram esse movimento em 40 obesos e verificou que nessa população o movimento de levantar apresenta uma limitação de flexão de tronco e os pés se deslocam posteriormente, ao contrário do grupo controle normal, que obteve maior flexão de tronco e não moveu os pés da posição inicial.

Mak et al (2002) analisaram o movimento de levantar de idosos separados em dois grupos, sendo um grupo controle e o outro de pessoas com doença de Parkinson e percebeu que a cinemática angular entre os dois grupos foi similar, não apresentou nenhuma diferença perceptível. Por grupo doente apresentou um deslocamento angular mais lento que o grupo normal.

Park et al (2004) estudaram os benefícios da órtese tornozelo-pé em crianças com paralisia cerebral espástica. Percebeu-se que as crianças com órtese realizaram o movimento de levantar com mais rapidez do que sem o equipamento e que a órtese aprimorou o movimento de levantar. Também foi percebido que as crianças que não usavam a órtese precisavam de mais força nos quadris e joelhos para levantar. Tudo isso apenas comprovou a melhora do desempenho de levantar com a utilização de órtese tornozelo-pé por crianças com paralisia cerebral espástica.

Mizner e Snyder-Mackler (2005) verificaram que os efeitos pós-operatórios da cirurgia de artroplastia total do quadril na força e na performance do movimento de levantar. A atividade muscular do músculo quadríceps, extensor do joelho, foi menor no lado da cirurgia se comparado com o lado não operado e que a assimetria do movimento de levantar foi resultado da assimetria de força do quadríceps.

## 2 METODOLOGIA

### 2.1 SELEÇÃO DOS SUJEITOS

Para a seleção dos sujeitos foram adotados alguns critérios de exclusão: pessoas portadoras de deficiência física, desordens posturais como desvios de coluna, doenças ortopédicas, doenças neurológicas e altura máxima de 1,90 m, pois o sistema de elevação e abaixamento do assento apresentava amplitude limitada. A população analisada foi a de alunos dos cursos de graduação e pós-graduação da Universidade Estadual Paulista, Campus de Guaratinguetá.

### 2.2 CALIBRAÇÃO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA

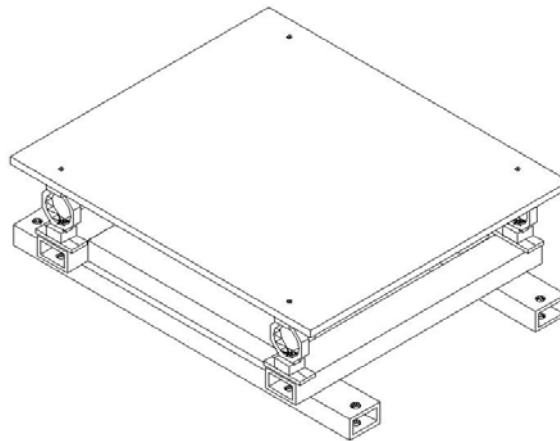


Figura 2 – Esquema da plataforma de força, do Laboratório de Biomecânica do DME.

A calibração das plataformas de força (Figura 2) foi realizada no laboratório de biomecânica, no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.

Anteriormente a calibração, as cargas utilizadas foram pesadas em uma balança digital modelo platina Filizola (Figura 3), certificada pelo INMETRO, com precisão de três casas decimais entre os pesos 40g e 15kg.



Figura 3 – Balança digital Filizola usada para verificar os pesos das anilhas utilizadas na calibração das plataformas de força.

As cargas utilizadas foram anilhas pertencentes ao departamento em questão e anilhas de uma academia de musculação da cidade de Taubaté. Os valores das anilhas foram os seguintes: 10,08; 10,115; 10,135; 9,88; 10,13; 10,39; 11,01; 10,86; 10,32; 10,21; 10,3; 10,0 e 10,8 kgf. Com a associação desses materiais foi possível realizar a calibração das plataformas de força, através de quatorze diferentes valores de carga: 0; 10,08; 20,195; 30,33; 40,21; 50,34; 60,73; 71,74; 82,6; 92,92; 103,13; 113,43; 123,43 e 134,23 kgf de modo ascendente (Figuras 4 e 5).

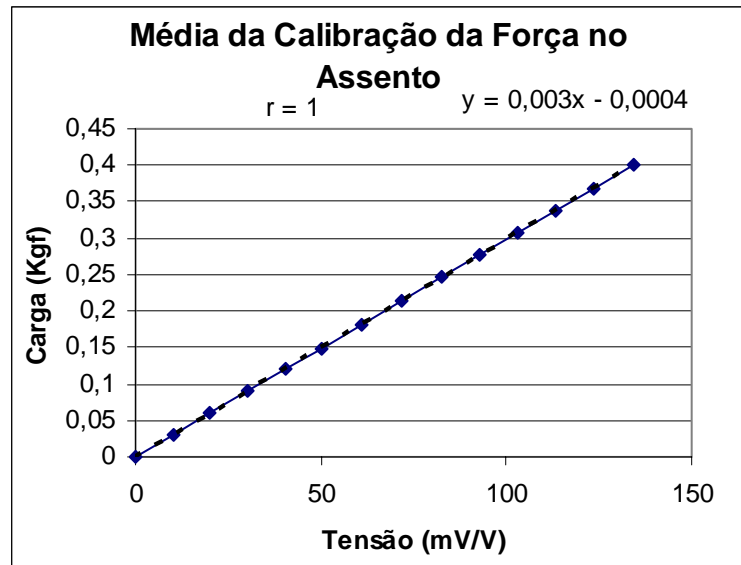


Figura 4 – Curva de calibração ascendente da plataforma de força do assento

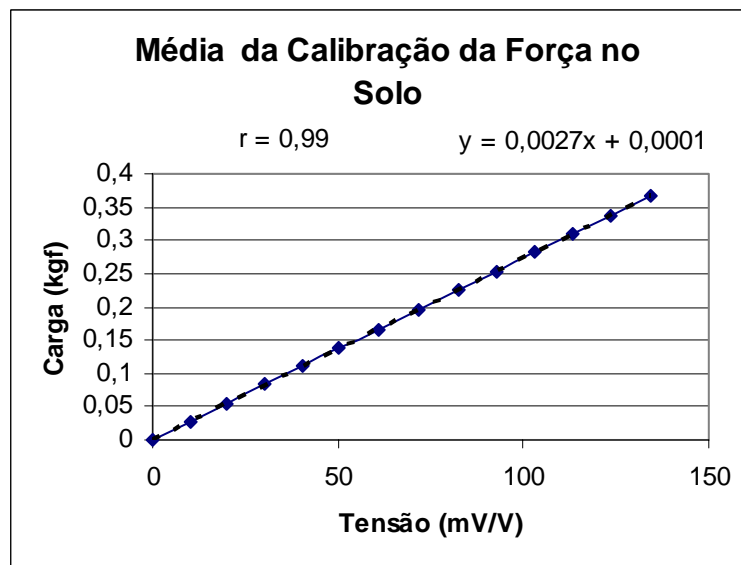


Figura 5 – Curva de calibração ascendente da plataforma de força do solo

Para o registro das medidas desta calibração também foram utilizados os 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 3mV/V e 25 Hz, respectivamente.

## 2.2 MEDIÇÃO DAS FORÇAS NO SISTEMA DE PLATAFORMAS DE FORÇA

Todas as coletas de dados, para este estudo, foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.

### 2.3.1 Sujeitos

Todos os sujeitos deste estudo receberam as informações necessárias sobre o procedimento da coleta de dados. Os sujeitos foram designados como voluntários da pesquisa e, portanto, poderiam deixar de participar da pesquisa a qualquer momento.

### 2.3.2 Aquisição dos dados

Uma balança digital (Figura 6) de modelo ZTE 2004 (até 150 kg) foi utilizada para que se pudesse mensurar a massa corporal da amostra, antes das medições no sistema de plataformas em forma de cadeira.

Outra balança digital precisa foi utilizada, já citada anteriormente, para a mensuração das cargas das anilhas utilizadas na calibração das plataformas de força do chão e do assento.

Duas plataformas de força foram utilizadas nesse estudo, uma fixada no solo com função de aquisição dos sinais referentes ao solo, e outra em uma estrutura metálica que a elevava para fazer o papel de assento desse sistema (Figura 7). A estrutura metálica apresentava altura de 29 cm e também foi fixada no solo e elaborada com quatro guias de metal que possibilitava a movimentação de uma base na qual a plataforma seria fixada. Essa movimentação no sentido vertical foi auxiliada com a utilização de um macaco mecânico que elevava a estrutura e proporcionava a altura desejada para os testes individualmente (Figura 8).



Figura 6 – Balança digital

Somada a menor altura do macaco com a da base metálica obteve-se a altura de 36 cm que foi, portanto a altura mínima adquirida pelo assento. Ao elevar o macaco, o mesmo tinha altura máxima de 24 cm, sendo esse o valor da amplitude de movimento total do sistema e proporcionando a altura máxima de assento em 60 cm. Essa última plataforma de força funcionava, portanto como o apoio do assento para aquisição dos dados referentes a ele.

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

Esses sinais das plataformas e da lâmpada foram captados simultaneamente, via ponte amplificada para extensometria (SPIDER 8) através de três canais. Os sinais amplificados foram transferidos a um sistema computacional, através do software de aquisição de sinais (Catman-versão 3.1).



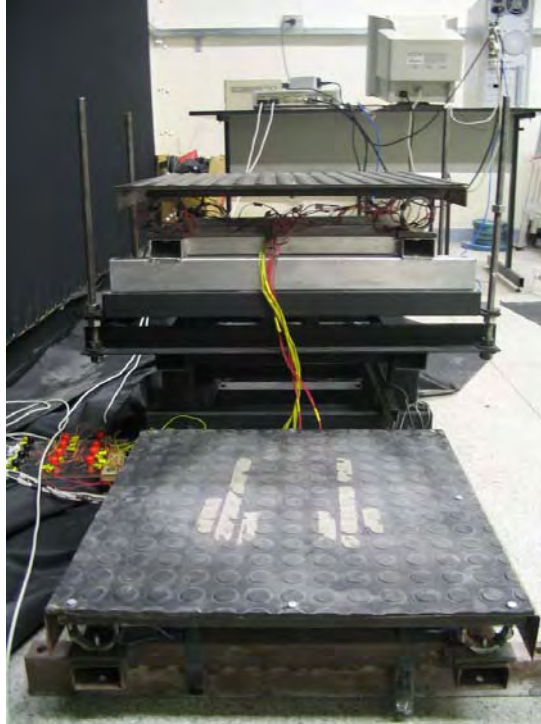


Figura 7 – Disposição do sistema de plataformas no assento e solo

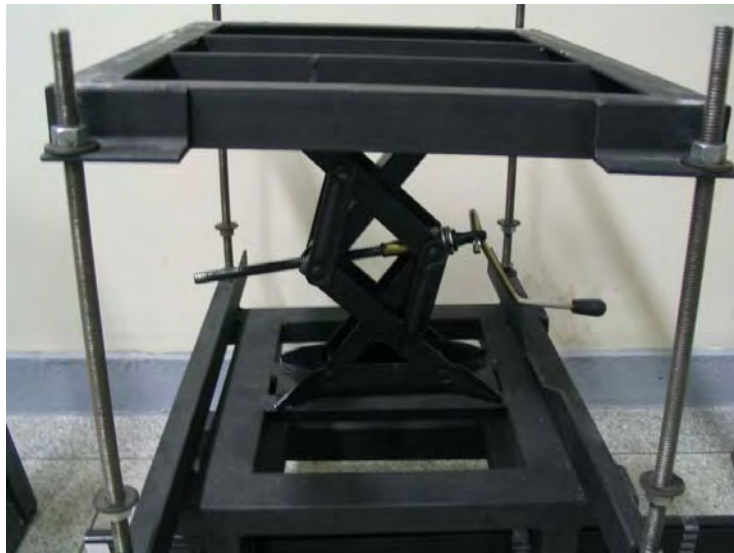


Figura 8 – Estrutura de sustentação da plataforma de força do assento com macaco mecânico e quatro guias

Um sistema de lâmpada foi utilizado para facilitar visualmente aos voluntários o momento exato do início do movimento.

O tempo selecionado para a coleta de dados de cada teste foi de 6 segundos e a frequência de amostragem foi de 25 Hz.

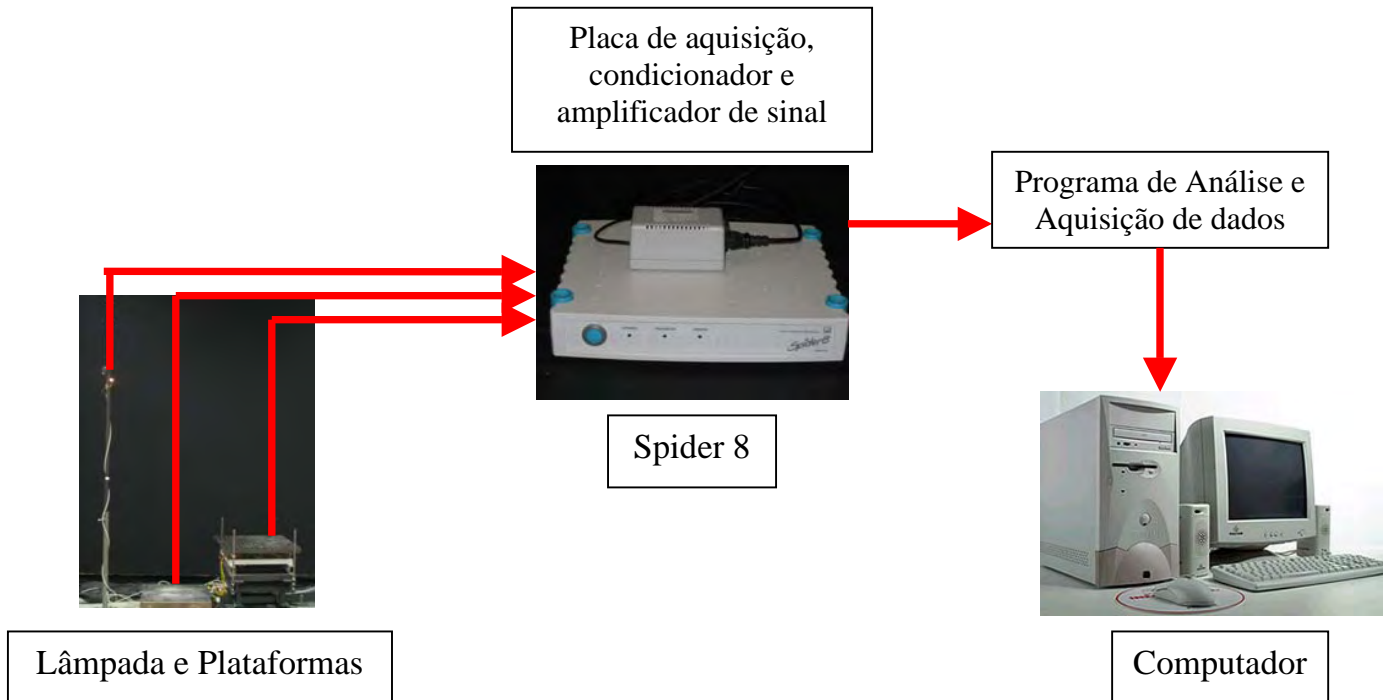


Figura 9 – Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados da lâmpada e da cadeira com plataformas de força

### 2.3.3 Coleta dos dados

Todos os sujeitos foram instruídos sobre como era o procedimento e como deveriam agir durante todo o teste, antes que este se iniciasse.

Cada sujeito foi orientado a comparecer com roupas leves para a realização dos testes e que os movimentos seriam realizados com os pés descalços.

Primeiramente o sujeito era pesado em uma balança digital precisa, para o registro de seu peso corporal, momentos antes da coleta para não haver diferença no peso registrado da balança para o das plataformas, o que ocorreria se fossem feitos os

dois em horários ou dias diferentes. Tudo isso porque o parâmetro peso é de fundamental importância nesse estudo.

Após a pesagem, a altura dos sujeitos foi registrada por uma trena com comprimento total de 5 metros. Em seguida foi registrada a idade e o sexo de cada voluntário para completar os parâmetros a serem analisados nos resultados.

Em seguida era explicado ao voluntário todo o procedimento do teste. O teste consistiu em analisar os sinais captados pelas plataformas de força dos voluntários na postura sentada em três ocasiões distintas. Cada uma diferenciava da outra pela altura da plataforma de força que foi utilizada como assento, controlada pelo macaco e o sistema de quatro guias. Os posicionamentos do assento tinham como objetivo fazer com que os voluntários ficassem na posição sentada e com contato dos pés no solo, com a altura determinada para cada voluntário mantendo três flexões pré-estabelecidas de joelhos, com a intenção de manter um padrão de altura e esforço à todos os voluntários. A altura da plataforma do assento levava os voluntários a adquirir flexão de joelhos nos seguintes ângulos:  $105^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $75^\circ$  para toda a amostra selecionada (Figura 10).



Figura 10 – Posicionamento de voluntário com joelhos em flexão de  $75^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $105^\circ$

Foram realizados cinco movimentos de levantar em cada angulação de joelhos, iniciando-se todos os testes do ângulo de  $105^\circ$ , para depois ser realizado o de  $90^\circ$  e por

último o de 75°, pois era mais rápido e fácil de ajustar o sistema de plataforma do assento para cada voluntário nessa seqüência.

Para o posicionamento correto e obtenção dos três graus de flexão de joelho, três réguas de madeira (Figura 11) foram confeccionadas exatamente com as angulações citadas e as mesmas auxiliaram e agilizaram o posicionamento da amostra da maneira desejada.

Ao colocar o assento na altura desejada para cada voluntário, a plataforma era estabilizada por quatro porcas que eram ajustadas no sentido de cima para baixo nas quatro guias metálicas e entravam em contato nos quatro pontos, assim, estabilizando o assento evitando qualquer movimento de desequilíbrio. O equilíbrio era completado pelo macaco que realizava a sustentação inferior na plataforma do assento.



Figura 11 – Esquadros para posicionamento dos joelhos em 75°, 90° e 105°

Colocados na posição desejada, os cinco movimentos de levantar em cada angulação de joelho foram realizados a fim de que na análise dos dados, fosse usada a média dos valores obtidos nessas coletas.

As posturas consistiam na postura sentada em cada ocasião, com apoio das tuberosidades isquiáticas no assento, apoio completo dos pés descalços no solo e cotovelos flexionados em 90° e encostados no tronco para evitar qualquer forma compensatória de força de apoio auxiliar dos membros superiores.

Os voluntários foram orientados a ficar em posição sentada estática sobre as plataformas sem movimentar os membros inferiores com posicionamento de joelho na angulação desejada de acordo com a altura do assento e superiores com cotovelos encostados nos troncos e em ângulo reto de flexão e que só iniciassem o movimento quando a lâmpada fosse acesa (Figura 12).

O comando para o início do movimento foi realizado de duas formas:

1º) Ao voluntário foi dado um comando verbal de que a lâmpada que estava localizada num poste em frente ao mesmo seria acesa e quando acendida seria o momento para realizar o movimento imediatamente, com o intuito de deixar o voluntário atento e aumentar a percepção visual e velocidade de reação para iniciar o movimento.



Figura 12 – Sistema de plataformas no assento e solo com lâmpada no poste

2º) A lâmpada era acesa para iniciar o movimento.

Um outro comando foi dado aos voluntários. Ao apagar a lâmpada, o movimento estava finalizado e o registro terminado, podendo o sujeito retirar-se do sistema de plataformas para que as mesmas fossem zeradas para um novo teste na

mesma angulação ou para a mudança de altura da plataforma de força do assento para o próximo teste.

As duas plataformas de força apresentavam constantemente a mesma distância horizontal, pois a plataforma do solo foi travada com quatro parafusos, e a estrutura metálica na qual a plataforma do assento era fixada também foi parafusada no solo em quatro pontos, não havendo possibilidade de deslocamento para qualquer direção, exceto no deslocamento vertical da plataforma do assento que foi permitido pelo sistema de quatro guias e macaco para alcançar as alturas desejadas que colocariam os joelhos de cada voluntário da amostra nos três ângulos propostos no estudo. Todo o procedimento foi registrado e observado como mostra a Figura 13.

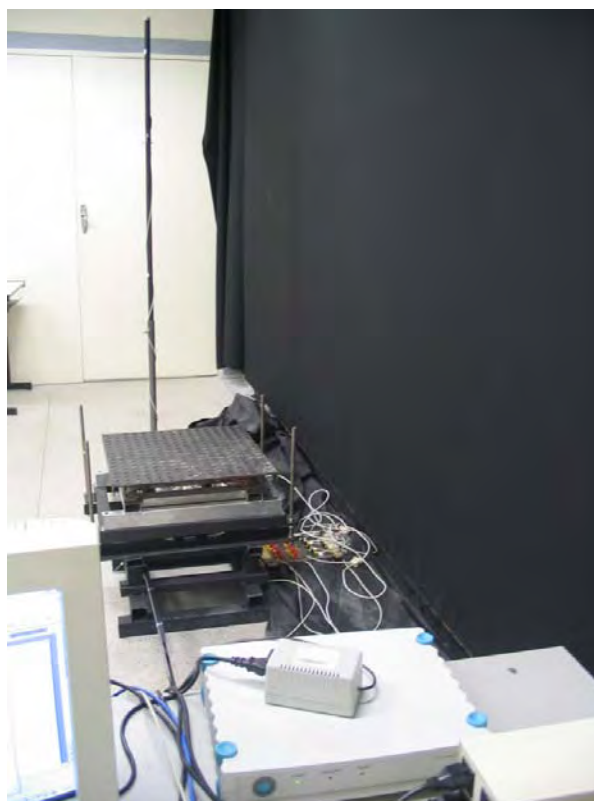


Figura 13 – Visão do experimento durante a coleta de dados

O estudo teve intenção de analisar as forças impostas nas plataformas na mesma unidade utilizada para mensurar os pesos corporais dos voluntários, medidos em kgf (quilograma-força), com o objetivo de facilitar a visualização dos resultados obtidos para posteriores cálculos.

Após cada teste, os gráficos Tempo (s) X Força (kgf) obtidos poderiam ser analisados por qualquer programa de imagem (Figura 14), como Paint, Microsoft Photo Editor ou Imaging e os dados referentes às forças impostas nas plataformas e da voltagem da lâmpada poderiam ser estudados pelos programas Excel ou Origin.

### **2.3.4 Análise dos dados**

Terminada a coleta dos dados, os mesmos foram salvos, possibilitando seu acesso em programas que permitem análises estatísticas para serem tratados e analisados. Para esses fins foram utilizados os softwares Excel (Microsoft, Troy, NYU, USA) e Origin 6.0 (Microcal, Northampton, MA, USA).

Foram realizados quinze testes para cada voluntário. Esses quinze separados em cinco para cada angulação de joelho pré-determinada: 75 graus, 90 graus e 105 graus. Em cada teste foram captados: força vertical de reação do solo, força vertical de reação do assento da cadeira e a voltagem da lâmpada que demonstrava o início do teste.

Os dados coletados anteriores ao funcionamento da lâmpada foram descartados, pois não teriam importância alguma na análise além de facilitar a análise dos dados que iniciam com certeza do ponto onde o movimento foi realmente realizado.

A linha vermelha do gráfico representa a força vertical sobre a plataforma do assento, a linha azul representa a força vertical dos pés sobre a plataforma do solo e a linha verde representa a voltagem da lâmpada.

Ao acender a lâmpada ocorre um aumento do registro no gráfico que corresponde ao início do teste.

Antes do início do teste são visualizadas duas linhas, uma azul e outra vermelha. A primeira representa o peso corporal descarregado na plataforma do assento (PIA) e a segunda o peso corporal na plataforma do solo (PIS). Concluimos portanto que a posição sentada apresenta uma força vertical distribuída em cada plataforma, que são as únicas superfícies de contato dessa postura.

No início da aquisição dos dados, com o acender da lâmpada, ocorrem oscilações dos registros de tensão da lâmpada e posteriormente nos das plataformas do assento e do solo. A linha vermelha, representando o assento, sofre um aumento de



força e posterior declínio até ficar sem registro positivo significando a perda do contato do corpo com o assento. A linha azul, representando o solo, sofre uma queda com posterior pico, novamente uma queda para entrar em equilíbrio que é resultado do equilíbrio do peso corporal que se encontra em sua totalidade na plataforma do solo.

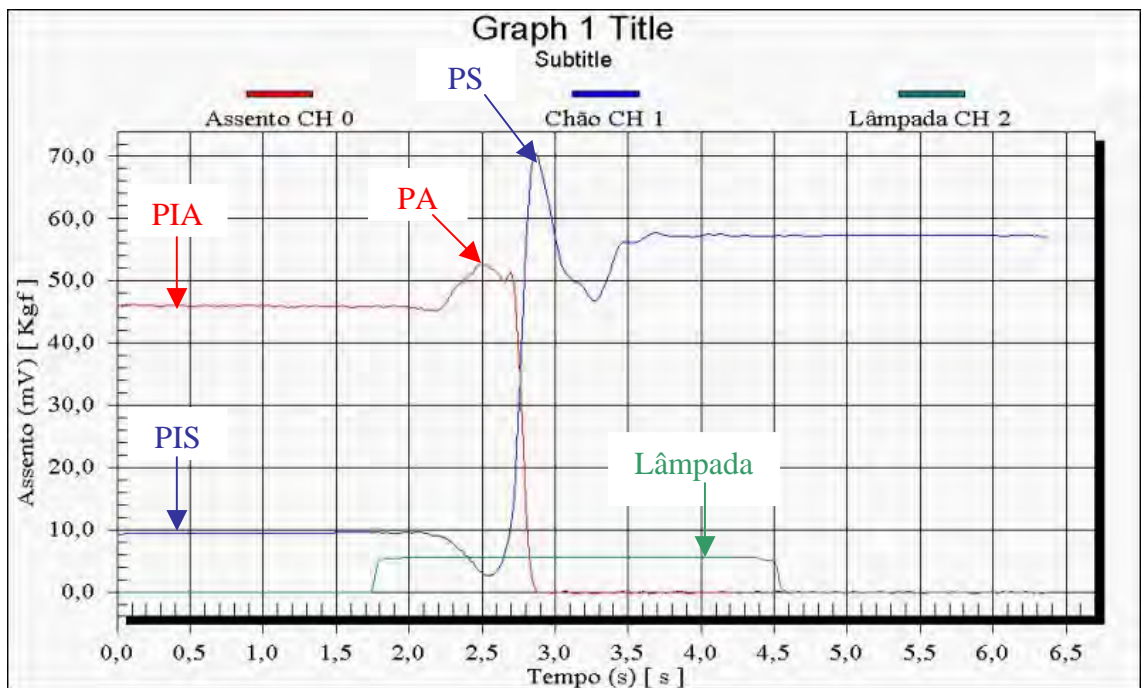


Figura 14 – Gráfico de uma coleta, obtido pelo *software Catman*

Observando detalhadamente cada canal, fica clara a presença na linha vermelha de um pico de força máximo no assento (PA) que ocorreu em um dado tempo, da mesma forma ocorreu um pico de força máximo no solo (PS). Esses picos foram estimados inicialmente em kgf. Posteriormente, para um estudo padronizado dos resultados, essas forças em kgf foram transformadas em porcentagem de força com relação ao peso de cada sujeito, levando em conta que o peso total individual é igual a 100%. Outros dados analisados no estudo foram os tempos em que ocorreram os picos nas plataformas (TPA e TPS) e o tempo entre esses picos (TPAS), nas três variações de altura do assento.

O movimento de levantar completo pode ser observado nesse registro. Todos os gráficos registrados nesse estudo apresentaram as mesmas características. Durante o movimento, ocorre uma diminuição da força imposta no solo e um aumento da força



imposta no assento, resultante da diminuição da força das pernas na plataforma do solo concomitantemente resultando num aumento da força no assento pelo peso adicional dos membros inferiores, dando início à impulsão da parte que se encontra sobre a cadeira para iniciar o movimento. Em seguida ocorre um aumento da força na plataforma do solo e um declínio na do assento. Posteriormente, com a perda do contato com o assento, a força imposta no solo chega ao seu pico para posteriormente chegar ao equilíbrio no final do movimento e a força imposta no assento inexistente devido à perda total de contato do quadril com o sistema.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Esse trabalho é um estudo experimental, realizado com voluntários do sexo masculino e feminino, estudantes de graduação e pós-graduação da Universidade Estadual Paulista, UNESP, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, FEG.

As calibrações das plataformas de força foram realizadas duas vezes em cada, com posterior cálculo da média entre elas. As calibrações apresentaram excelente correlação linear. A da plataforma do solo apresentou  $r = 0,99$  e a da plataforma do assento  $r = 1$ .

A diferença entre o registro da balança digital com o das plataformas de força foi mínimo, com erro de 1,09%,  $p < 0,0001$  e  $r$  de 0,98, resultado da ótima calibração das plataformas.

As plataformas do assento e do solo captaram apenas força vertical.

Os sujeitos deste estudo foram 23, sendo 10 mulheres e 13 homens, com idade entre 18 e 41 anos (média = 24,91 anos;  $dp = 6,65$  anos), com estatura entre 1,55m e 1,82 m (média = 1,70m ;  $dp = 0,06m$ ), com peso entre 44,70 Kg e 80,40 Kg (média = 64,55 Kg;  $dp = 10,74$  Kg), com índice de massa corporal (IMC) entre 18,27 e 26,25 (média = 22,07;  $dp = 2,50$ ).

Todos os sujeitos do estudo não apresentaram nenhuma limitação ortopédica, neurológica, desvios de coluna ou outro motivo que influenciaria no resultado final.

O sistema adaptado de cadeira com duas plataformas de força adquiriu os dados de força e tempo para a análise do estudo proposto.

Vários estudos existentes analisaram dados de filmagem e de plataforma de força no solo, comparando o desempenho da amostra com altura de cadeira fixa, ao contrário desse que proporcionou as mesmas condições de altura de assento para toda a amostra, procurando um resultado homogêneo em toda ela.

Esse estudo, ao contrário dos demais, propôs uma análise dos registros da posição sentada estática e do movimento de levantar de cadeira com aquisição de dados tanto no solo quanto no assento da cadeira, verificando o comportamento no sistema por completo, e não exclusivamente no solo.

Esse estudo teve como meta analisar as possíveis diferenças do movimento de levantar, colocando toda a amostra sob as mesmas condições. Outros estudos usaram como escala de análise a força bruta sobre plataformas de força, o que impossibilitou comparações de resultados. Nesse estudo são visualizadas as forças impostas nas plataformas com dados de porcentagem, sendo o peso individual equivalente a 100%, e a variação das forças impostas nas plataformas, aumentando ou diminuindo proporcionalmente nessa porcentagem.

Essas escalas com grandeza em forma de porcentagem relativa ao peso corporal individual foram analisadas nos pontos do gráfico do registro do movimento citados anteriormente, nos picos de força do assento e do solo, além de também ser analisado a diferença de tempo entre esses picos.

Analisando os dados coletados de acordo com a angulação do joelho, que como consequência variava a altura do assento para cada sujeito, pelo *teste t de Student* com  $\alpha = 0,05$ , alguns resultados foram alcançados.

No início da coleta de dados, a todos os voluntários foi solicitado que ficassem na posição sentada e que permanecessem sentados no sistema de plataformas, com tuberosidades isquiáticas na plataforma de força do assento e com apoio dos pés na plataforma de força do solo, de forma que não realizassem movimentos que alterassem os registros dos dados. Esse posicionamento permitiu a análise da distribuição de peso corporal individual nas duas plataformas, que quando somadas equivaleram ao peso total do sujeito analisado. (Tabela 1).

Tabela 1 – Distribuição do peso corporal no início do teste, em porcentagem, na plataforma de força do solo (PIS) e na do assento (PIA) de acordo com a altura do assento dada pelo grau de flexão, com médias e desvios padrão no solo e no assento. O número entre parênteses é o desvio padrão.

	<b>Joelho 75°</b>	<b>Joelho 90°</b>	<b>Joelho 105°</b>
<b>PIS (%)</b>	21,465 (3,829)	18,544 (4,160)	18,652 (3,562)
<b>PIA (%)</b>	78,535 (3,829)	81,456 (4,160)	81,348 (3,562)
<b>PIS + PIA</b>	100 %	100 %	100 %

Pelo teste *t* de *Student* foi verificado que as médias de peso inicial com posicionamento de joelhos em flexão de 75° (PIS75°) é significativamente diferente dos ângulos 90° (PIS90°) e 105° (PIS105°), tanto no assento quanto no solo, e que não houve essa diferença entre as médias PIS90° e PIS105° (Tabela 2 e Tabela 3).

Esse resultado comprova que o peso inicial no assento (PIA) com altura menor, ou seja, com joelhos flexionados em 75°, é menor que nas outras angulações, e conseqüentemente, a peso inicial no solo (PIS) com assento mais baixo é maior que nos com joelhos angulados em 90° e 105°. Portanto, quando um assento de altura normal ou alto é utilizado, a pressão do quadril no assento é aumentada se comparada a um assento com altura menor, e o peso no solo é diminuído.

O resultado da força imposta no solo na posição sentada com joelhos flexionados em 90° comparada com os outros estudos pesquisados foi maior que o citado por COUTO (1995) e menor que o registrado por RESENDE (2006). A diferença com o estudo de RESENDE (2006) pode ser explicada pela utilização de encosto na cadeira e pela presença de uma superfície estofada no assento que não foi utilizada nesse estudo, pois a maior parte dos assentos não apresenta estofamento como item opcional.

Tabela 2 – Teste *t* de *Student* entre os Pesos Iniciais no Solo nos três ângulos propostos no estudo.

	<b>PIS90°</b>	<b>PIS105°</b>
<b>PIS75°</b>	<b>t = 2,449 p = 0,018</b>	<b>t = 3,008 p = 0,004</b>
<b>PIS90°</b>	1	t = 0,373 p = 0,710

Tabela 3 – Teste *t* de *Student* entre os Pesos Iniciais no Assento nos três ângulos propostos no estudo.

	<b>PIA90°</b>	<b>PIA105°</b>
<b>PIA75°</b>	<b>t = -2,449 p = 0,018</b>	<b>t = -3,008 p = 0,004</b>
<b>PIA90°</b>	1	t = -0,373 p = 0,710

Além da distribuição de peso entre plataforma e assento, foram calculadas todas as médias dos dados obtidos na coleta de dados das plataformas do solo e do assento durante o movimento de se levantar da cadeira nas três angulações já especificadas (Tabela 4).

Tabela 4 – Médias e Desvios padrão dos picos de força em porcentagem de peso e tempos nas três angulações estudadas. O número entre parênteses é o desvio padrão.

	<b>Joelho 75°</b>	<b>Joelho 90°</b>	<b>Joelho 105°</b>
<b>PS (%)</b>	128,960 (7,234)	121,338 (5,552)	114,556 (5,728)
<b>PA (%)</b>	87,606 (4,637)	90,499 (5,792)	88,669 (5,234)
<b>TPS (s)</b>	0,462 (0,086)	0,528 (0,098)	0,513 (0,075)
<b>TPA (s)</b>	0,902 (0,102)	0,925 (0,101)	0,931 (0,084)
<b>TPAS (s)</b>	0,441 (0,072)	0,397 (0,114)	0,417 (0,111)

Tabela 05 – *Teste de t de Student* entre PSs nos três ângulos

	<b>PS 90°</b>	<b>PS 105°</b>
<b>PS 75°</b>	<b>t = -4,008 p = 2,32798E-4</b>	<b>t = -7,486 p = 2,22804E-9</b>
<b>PS 90°</b>	1	<b>t = -4,077 p = 1,87855E-4</b>

Pelo *teste t de Student* verificou-se que a média do PS 75° foi maior que a média do PS 90°, que a média do PS 90° foi maior que a média do PS 105° e consequentemente a média do PS 75° foi maior que a média do PS 105°. (Tabela 5).

Com esses dados é confirmado que quanto menor a altura do assento da cadeira, maior é a força que o indivíduo tem que colocar sobre o solo para levantar. O inverso também é verdadeiro. Isso vai ao encontro com o estudo de YAMADA; DEMURA (2004), que separaram indivíduos em três categorias por tamanho de perna, fazendo com que a cadeira ficasse alta para alguns, normais para outros e baixa para outro grupo. Sendo que o grupo que fazia maior esforço no levantar era o que apresentava pernas longas e o de menos dificuldade no movimento era o que tinha pernas curtas, pois a cadeira ficava alta para esse grupo. ERIKSRUD; BOHANNON (2003) citam as mesmas idéias. Utilizando uma cadeira com assento de mesma altura, pessoas de maior estatura precisam fazer força maior para levantar quando comparadas com pessoas menores.

Portanto, indivíduos com limitações e que necessitam de facilitação nessa mudança de postura por qualquer motivo, podem ser beneficiados com a utilização de alturas de assento de cadeiras mais altas para promover melhores condições ao movimento e no desempenho do levantar-se, já que a força necessária para essa atividade será menor se comparada com cadeira de altura menor.

Esse benefício poder ser melhorado com um possível impulso imposto nos braços de uma cadeira como demonstrou o estudo de Anglin e Wyss (1999) e também comentado por Eriksrud e Bohanon (2003) pois eles proporcionam força adicional no levantar diminuindo em até 18% a força realizada pelas pernas.

Para a utilização de uma cadeira que seja ideal em todos os sentidos, tanto estático quanto dinâmico, quando são comparados os resultados do peso inicial no assento na postura sentada (PIA) e do pico de força vertical no solo durante o movimento de levantar (PS), é verificado um conflito. Se fosse considerada a melhor cadeira para a posição estática sentada ela seria segundo os dados coletados a de altura mais baixa, com ângulo de joelhos em 75°. Já a cadeira para a realização do movimento de levantar com menor demanda de força seria a com assento mais alto pelos dados obtidos nos testes. Esse conflito de resultados torna necessária a análise da atividade que o sujeito realiza para a adequação da cadeira que trará mais benefícios em cada caso.

Tabela 6 – *Teste de t de Student* entre PAs nos três ângulos

	<b>PA 90°</b>	<b>PA 105°</b>
<b>PA 75°</b>	t = 1,869 p = 0,068	t = 0,728 p = 0,470
<b>PA 90°</b>	1	t = -1,124 p = 0,267

Quanto às forças impostas no assento da cadeira, não foi detectado nenhuma diferença significativa dos dados em todas as angulações (Tabela 06). Diferença próxima de ser significativa foi encontrada somente entre o pico de força vertical imposto no assento com joelho posicionado em ângulo de 75° com o de 90°. Aparentemente, com o assento mais baixo, ou seja, com joelhos flexionados em 75°, o esforço necessário para o movimento é maior no solo que no assento, e é melhor visualizado nos resultados das médias de pico dos assentos nas três ocasiões, sendo a média do PA 75° ligeiramente menor que nos outros ângulos de joelhos.

A intenção de analisar os tempos de picos e da diferença de tempo entre eles (Tabelas 7, 8 e 9) foi em função de alguns estudos citarem diferenças nos tempos de levantamento entre idosos e pessoas jovens, obesos e indivíduos com massa corpórea normal. Nenhum tempo apresentou diferença estatisticamente significativa, com exceção do TPA 75° comparado com os tempos nas outras duas angulações (TPA 90° e TPA 105°). O TPA 75° foi diferente dos outros dois ângulos de joelhos provavelmente pela maior dificuldade que o assento mais baixo proporcionou durante a execução do movimento de levantar em toda a amostra exigindo um esforço maior e uma reação de impulsão no assento mais precoce que nas outras alturas de assento.

As outras diferenças entre os tempos não foram detectadas nos dados das três alturas pré-estabelecidas provavelmente pela homogeneidade da amostra e por todos os sujeitos terem sido colocados sob a mesma condição de teste.

Tabela 7 – *Teste de t de Student* entre TPSs nos três ângulos

	<b>TPS 90°</b>	<b>TPS 105°</b>
<b>TPS 75°</b>	t = 0,743 p = 0,461	t = 1,031 p = 0,308
<b>TPS 90°</b>	1	t = 0,223 p = 0,824

Tabela 8 – *Teste de t de Student* entre TPAs nos três ângulos

	<b>TPA 90°</b>	<b>TPA 105°</b>
<b>TPA 75°</b>	<b>t = 2,420 p = 0,019</b>	<b>t = 2,172 p = 0,035</b>
<b>TPA 90°</b>	1	t = -0,556 p = 0,580

Tabela 9 – *Teste de t de Student* entre TPASs nos três ângulos

	<b>TPAS 90°</b>	<b>TPAS 105°</b>
<b>TPAS 75°</b>	t = 0,743 p = 0,461	t = 1,031 p = 0,308
<b>TPAS 90°</b>	1	t = 0,223 p = 0,824

Foram obtidas tabelas que apresentam todas as correlações das variáveis altura, idade, peso e IMC com os dados de picos de força PS, PA e tempos TPS, TPA e TPAS analisados pelo Coeficiente de Correlação de *Pearson*, com  $\alpha < 0,05$ .

O IMC é dado pela fórmula:  $IMC = P/A^2$ , na qual P indica o peso corporal [kgf] e  $A^2$  a altura ao quadrado [m]. Portanto esse índice é dependente do peso corporal.

Nenhuma das variáveis da amostra apresentou correlação significativa com os dados obtidos das plataformas de força do assento e do solo.



Nenhuma correlação significativa foi encontrada entre os dados obtidos pelas plataformas quando relacionadas aos sexos feminino e masculino, mesmo existindo diferenças anatômicas como, por exemplo, no formato do quadril entre os dois sexos.

Comparando as variáveis com os dados coletados, foram encontradas correlações próximas de serem significativas entre a altura da amostra com: PS 105° e TPAS 105°, e entre o peso da amostra com: TPAS 75° e TPAS 105°.

Todas as tabelas das correlações entre as variáveis e as forças de reação do solo e do assento com seus respectivos tempos encontram-se no Apêndice A.

Os dados que apresentaram resultados próximos de serem estatisticamente significativos na Correlação de *Pearson* estão expostos no Apêndice B com gráficos de dispersão para melhor visualização.

As tabelas a seguir apresentam as correlações das médias dos dados obtidos de força vertical nas plataformas e tempos entre os três ângulos de flexão de joelho: 75° e 90° (Tabela 10), 75° e 105° (Tabela 11) e 90° e 105° (Tabela 12).

Tabela 10 – Tabela das correlações das médias de picos de força e tempos com joelhos em 75° e 90°. O número entre parênteses é o desvio padrão.

	<b>Joelho 75°</b>	<b>Joelho 90°</b>	<b>r e p</b>
<b>OS (%)</b>	128,960 (7,234)	121,338 (5,552)	<b>r = 0,75 p &lt; 0,0001</b>
<b>PA (%)</b>	87,606 (4,637)	90,499 (5,792)	<b>r = 0,85 p &lt; 0,0001</b>
<b>TPS (s)</b>	0,902 (0,102)	0,925 (0,101)	<b>r = 0,78 p &lt; 0,0001</b>
<b>TPA (s)</b>	0,462 (0,086)	0,528 (0,098)	<b>R = 0,63 p = 0,001</b>
<b>TPAS (s)</b>	0,441 (0,072)	0,397 (0,114)	<b>R = 0,59 p = 0,002</b>

Tabela 11 – Tabela das correlações das médias de picos de força e tempos com joelhos em 75° e 105°. O número entre parênteses é o desvio padrão.

	<b>Joelho 75°</b>	<b>Joelho 105°</b>	<b>r e p</b>
<b>PS (%)</b>	128,960 (7,234)	114,556 (5,728)	<b>R = 0,70 p = 1,90</b>
<b>PA (%)</b>	87,606 (4,637)	88,669 (5,234)	<b>r = 0,75 p &lt; 0,0001</b>
<b>TPS (s)</b>	0,902 (0,102)	0,931 (0,084)	<b>r = 0,44 p = 0,035</b>
<b>TPA (s)</b>	0,462 (0,086)	0,513 (0,075)	<b>R = 0,13 p = 0,55</b>
<b>TPAS (s)</b>	0,441 (0,072)	0,417 (0,111)	<b>r = 0,39 p = 0,062</b>

Tabela 12 – Tabela das correlações das médias de picos de força e tempos com joelhos em 90° e 105°. O número entre parênteses é o desvio padrão.

	<b>Joelho 90°</b>	<b>Joelho 105°</b>	<b>r e p</b>
<b>PS (%)</b>	121,338 (5,552)	114,556 (5,728)	<b>r = 0,82 p &lt; 0,0001</b>
<b>PA (%)</b>	90,499 (5,792)	88,669 (5,234)	<b>r = 0,78 p &lt; 0,0001</b>
<b>TPS (s)</b>	0,925 (0,101)	0,931 (0,084)	<b>r = 0,55 p = 0,006</b>
<b>TPA (s)</b>	0,528 (0,098)	0,513 (0,075)	<b>r = 0,33 p = 0,122</b>
<b>TPAS (s)</b>	0,397 (0,114)	0,417 (0,111)	<b>r = 0,57 p = 0,003</b>

Quando analisadas as correlações, é visualizado que são estatisticamente significativas em todos os dados obtidos nos levantamentos com ângulos de joelhos em 75° e 90°, em todos os dados também com os ângulos de joelhos em 90° e 105° com exceção do TPA, e somente em PA e TPS quando comparados nos joelhos posicionados em 75° e 105°.

O fato das correlações estarem mais presentes entre os ângulos de 75° e 90° e os de 90° e 105° pode ser explicado pela diferença entre esses ângulos ser menor, e menos presentes entre 75° e 105° devido a maior distância angular.

Os dados adquiridos nas plataformas são expostos separadamente no Apêndice C para melhor visualização acompanhados dos gráficos de dispersão.

Foram analisadas as correlações dos tempos de pico de força no solo, no assento e da diferença entre o pico do solo e do assento com os joelhos posicionados na mesma angulação (Tabelas 13, 14 e 15).

Tabela 13 – Correlações entre tempos no ângulo de 75°

	<b>TPS 75°</b>	<b>TPAS 75°</b>
<b>TPA 75°</b>	<b><math>r = 0,72</math> <math>p &lt; 0,0001</math></b>	$r = -0,16$ $p = 0,458$
<b>TPS 75°</b>	1	<b><math>r = 0,56</math> <math>p = 0,005</math></b>

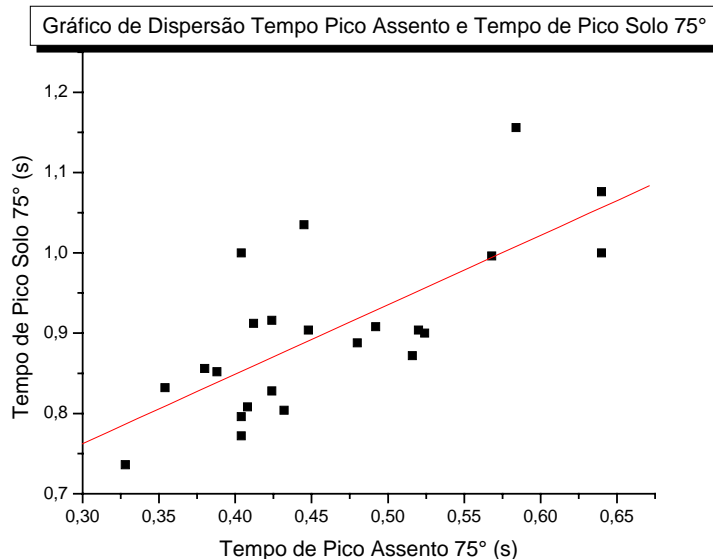


Figura 15 – Correlação entre TPA 75° com TPS 75°

Encontrada correlação significativa entre o TPA e o TPS, ambos com joelhos flexionados em 75° (Figura 15). A medida em que se aumenta o Tempo do Pico de Força do Assento o Tempo de Pico de Força no Solo também aumenta.

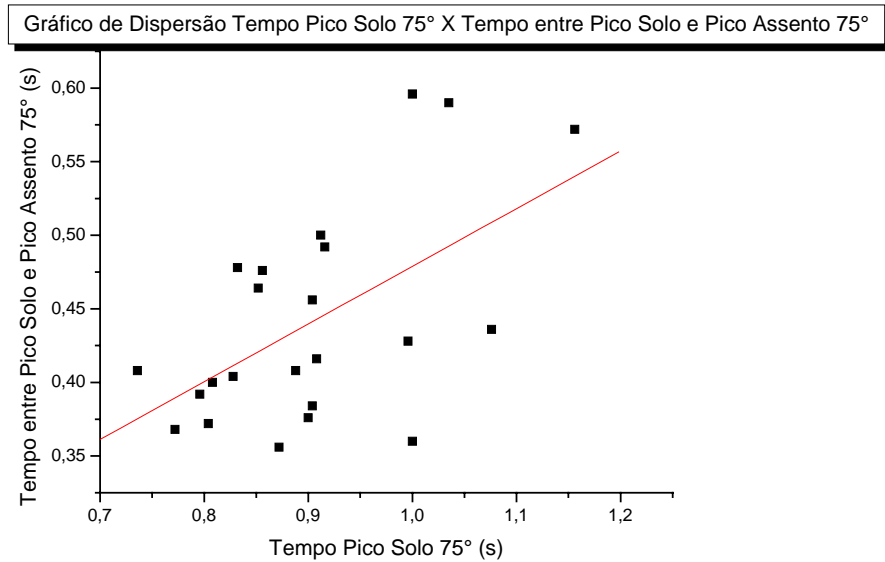


Figura 16 – Correlação entre TPS 75° com TPAS 75°

Encontrada correlação significativa entre o TPS e o TPAS com joelhos flexionados em 75° (Figura 16). A medida em que se aumenta o Tempo do Pico de Força do Solo nessa angulação de joelho, o Tempo entre o Pico de Força do Assento e do Solo também aumenta.

Tabela 14 – Correlações entre tempos no ângulo de 90°

	<b>TPS 90°</b>	<b>TPAS 90°</b>
<b>TPA 90°</b>	$r = 0,35$ $p = 0,101$	$r = -0,55$ $p = 0,006$
<b>TPS 90°</b>	1	$r = 0,58$ $p = 0,003$

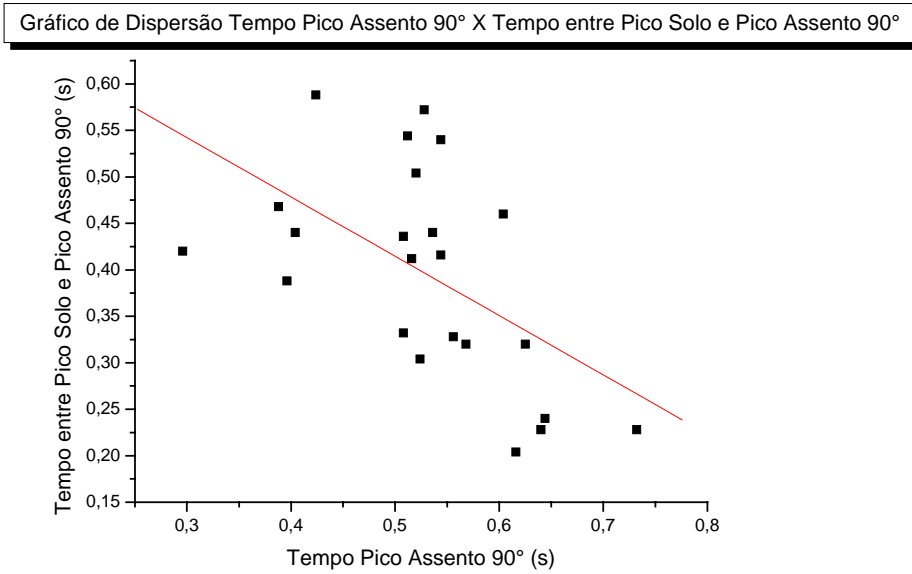


Figura 17 – Correlação entre TPA 90° com TPAS 90°

Correlação entre o TPA com o TPAS com joelhos flexionados em 90° (Figura 17). Na medida em que se aumenta o Tempo do Pico de Força do Assento, o Tempo entre o Pico de Força do Assento e do Solo diminui. Conclui-se portanto que ao atrasar o TPA, ocorre uma manutenção do TPS, resultando em diminuição do TPAS.

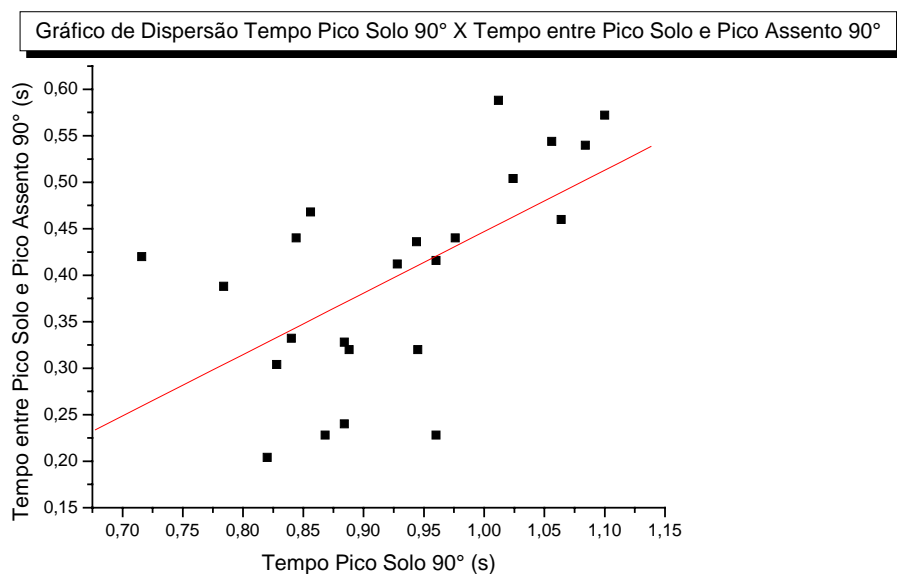


Figura 18 – Correlação entre TPS 90° com TPAS 90°

Encontrada correlação significativa entre o TPS e o TPAS com joelhos flexionados em 90° (Figura 18). A medida em que se aumenta o Tempo do Pico de Força do Solo nessa angulação de joelho, o Tempo entre o Pico de Força do Assento e do Solo também aumenta. Resultado apenas confirma que ao atrasar o TPS, aumenta-se o tempo entre o TPA e o TPS, pois o TPA já fora realizado.

Tabela 15 – Correlações entre tempos no ângulo de 105°

	TPS 105°	TPAS 105°
TPA 105°	$r = 0,02$ $p = 0,918$	$r = -0,65$ $p = 6,980$
TPS 105°	1	<b><math>r = 0,74</math> <math>p &lt; 0,0001</math></b>

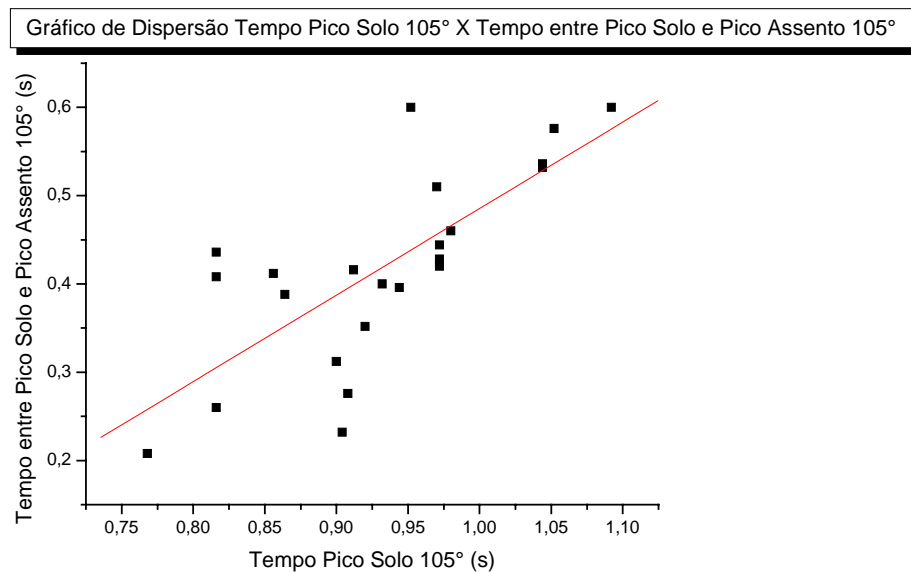


Figura 19 – Correlação entre TPS 105° com TPAS 105°

Também encontrada correlação significativa entre o TPS e o TPAS com joelhos flexionados em 105° (Figura 19). A medida em que se aumenta o Tempo do Pico de Força do Solo nessa angulação de joelho, o Tempo entre o Pico de Força do Assento e do Solo também aumenta. Ao atrasar o TPS, aumenta-se o tempo entre o PA e o PS.

Existe a necessidade de maiores investigações sobre o assunto abordado. Um aprofundamento desse estudo seria a comparação do comportamento analisado em situações diferentes, comparando população sadia e doente, verificando as diferenças numa amostra com idade jovem, adulta e avançada. Uma maior quantidade de indivíduos na amostra poderia contribuir com resultados que chegaram próximos de serem estatisticamente significativos. Os resultados levam a pensar que um plano de tratamento pode ser realizado para fortalecimento de musculatura de membros inferiores já que ao diminuir a altura do assento existe a necessidade de um esforço maior que é aplicado no solo. Da mesma forma a população idosa e obesa pode ser beneficiada no cotidiano usando cadeiras mais elevadas para facilitar uma mudança de postura de sentado para de pé, já que são duas parcelas da população que têm dificuldade de realizar esse movimento, a primeira por fraqueza muscular e a segunda por excesso de peso. Essas são idéias e servem como sugestões para estudos futuros.

## 4 CONCLUSÃO

De acordo com as angulações dos joelhos propostas nesse estudo, através do *teste t de Student*, foram encontradas diferenças significantes.

A diferença na distribuição do peso corporal entre assento e solo com angulação de joelhos em 75° o PIA foi menor que em angulação de 90° e 105°, conseqüentemente o PIS foi maior em 75° se comparado com os ângulos de 90° e 105°.

Foram encontradas diferenças entre as três médias de força impostas no solo. O PS com joelhos em flexão de 75° foi maior que em 90°, que foi maior que em 105°. Diferença quanto à força imposta também foi encontrada no PA com joelhos posicionados entre 75° e 90°, sendo a média do pico de força do primeiro menor que a do segundo.

Diferenças também encontradas entre os Tempos de Pico de Força no Assento. O TPA com joelhos flexionados em 75° foi significativamente diferente dos de 90° e 105°. Em 75°, esse tempo foi mais precoce que nas outras duas angulações, que obtiveram seus picos quase que ao mesmo tempo.

Quanto às correlações existentes das variáveis com os dados, não foram encontradas correlações estatisticamente significantes, porém bem próximas quando correlacionados com altura e peso. Descobriu-se que quanto maior a altura do indivíduo, maior será o PS quando o mesmo levanta de uma cadeira com assento mais alto, no caso com joelhos flexionados em 105°, sendo essa, portanto uma correlação direta. A altura também foi correlacionada com os dados do assento mais alto e com o TPAS com joelhos em 105°, apresentando uma correlação inversa, quanto maior a altura, menor foi o tempo entre os picos.

Correlações diretas foram encontradas entre o PS com joelhos flexionados em 90° com os PSs dos outros dois ângulos do teste. Da mesma forma, essa correlação foi encontrada entre os TPASs nas três situações de altura de assento e angulação de joelhos. Correlações diretas também entre os TPSs nas três ocasiões propostas, o mesmo acontecendo com os TPASs sendo comparados entre os ângulos de joelhos



propostos. No assento apenas uma correlação direta encontrada entre os TPAs com joelhos flexionados em  $75^\circ$  e  $90^\circ$ .

Correlações diretas foram encontradas entre o TPA  $75^\circ$  com o TPS  $75^\circ$ , entre o TPS  $75^\circ$  com o TPAS  $75^\circ$ .

Correlação inversa entre o TPA  $90^\circ$  com o TPAS  $90^\circ$ , e direta entre o TPS  $90^\circ$  com o TPAS  $90^\circ$ .

E por fim, correlação direta entre o TPS  $105^\circ$  com o TPAS  $105^\circ$ .

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANGLIN, C.; WYSS, U. P. Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.15, 441-448, 1999.

CHAFFIN, D. B.; GUNNAR, B. J. A.; MARTIN, B. J. **Biomecânica Ocupacional**. 3 ed. Belo Horizonte: Ergo, 1999. 579p.

COUTO, H. A. **Ergonomia Aplicada ao Trabalho: O manual técnico da máquina humana**. 1 ed., Belo Horizonte: Ergo, 1995. v.1, p. 11-26, 257 - 315.

DANGELO, G. J.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2 ed., São Paulo: Atheneu, 2006. p.183.

DELIBERATO, P. C. P. **Fisioterapia Preventiva: fundamentos e aplicações**. 1 ed., Barueri: Manole, 2002. p.122-131.

ERIKSRUD, O.; BOHANNON, R. W. Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 83, n.6, p.544-551, June 2003.

FRACCAROLI, J. L. **Biomecânica: análise dos movimentos**. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1981.

GALERA, S.R.G.P. **Estudo Comparativo da Postura de Indivíduos com e sem Dor na Coluna Vertebral**. 2007. 91 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

GUÉRIN, F.; LAVILLE, A.; DANIELLOU, F.; DURAFFOURG, J.; KEREGUELEN, A. **Comprender o trabalho para transformá-lo** – a prática da ergonomia. São Paulo: Edgard Blücher, 2001.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p.141.

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 82, n. 9, p.866-879, Sep. 2002.

JENG, S. F.; SCHENKMAN, M.; RILEY, P. O.; LIN, S.J. Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. **Physical Therapy**, Alexandria, v.70, n.8, p.511-520, Aug. 1990.

JOUVENCEL, M. R. **Ergonomia básica aplicada a la medicina del trabajo**. Madrid: Dias de Santos, 1994.

KENDALL, F.P. **Músculos Provas e Funções**. São Paulo: Manole, 4<sup>a</sup> ed., 1995.

KERR, K. M.; WHITE, J. A.; BARR, D. A.; MOLLAN, R. A. B. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.12, n.4, p. 236-245, 1997.

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

LAVILLE, A. **Ergonomia**. São Paulo: E.P.U, 1997. p. 1-10.

IIDA, I. **Ergonomia** – projeto e produção. São Paulo: Edgard Blücher, 2000. p. 65 – 67, 139 – 144, 161 – 164.

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

LOU, S. Z.; CHOU, Y. L.; CHOU, P. S.; LIN, C. J.; CHEN, U. C.; SU, F. C. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.16, p.194-198, 2001.

MAK, M. K. Y.; LEVIN, O.; MIZRAHI, J.; HUI-CHAN, C. W. Y. Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.18, p.197–206, Nov. 2003

MAZZÀ, C.; BENVENUTI, F.; BIMBI, C.; STANHOPE, S. J. Association between subject functional status, seat height, and movement strategy in sit-to-stand performance. **Journal of American Geriatrics Society**, v.52, n.10, p.1750-1754, Oct. 2004.

MENDES, R. **Patologia do Trabalho** – atualizada e ampliada. 2 ed., São Paulo: Atheneu, 2005. v.2, p.1767-1789.

MIZNER, R. L.; SNYDER-MACKLER, L. Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*. v.23, n.5, p. 1083-1090.

MOTA, J.A.P.S. Estudo descritivo de algumas alterações posturais em jovens handebolistas de ambos sexos. **Revista Brasileira ciências do Movimento**. n.3, p.16-23, 1989.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p.370-375.

OMURA, S.; KERBAUY, R. R.; CAROMANO, F. A. **Elaboração e aplicação de teste para avaliação do levantar e sentar em idosos saudáveis**. Arquivo de Ciências da Saúde UNIPAR, v.5, n.2, p.127-133, 2001.

PARK, E. S.; PARK, C. I.; CHANG, H. J., CHOI, J. E.; LEE, D. S. The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.1, n.85, p.2053-2057, Dec. 2004.

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.

RIO, R. P; PIRES, L. **Ergonomia: fundamentos da prática ergonômica**. 3 ed. São Paulo: LTR, 2001. p. 107 – 121, 147 – 166.

SCHENKMAN, M.; RILEY, P. O.; PIEPER, C. Sit to stand from progressively lower seat heights - alterations in angular velocity. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.11. n. 3, p. 153-158, 1996.

SIBELLA, F.; GALLI, M.; ROMEI, M.; MONTESANO, A.; CRIVELLINI, M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.18, p.745–750, 2003.

TULLY, E. A., FOTOHABADI, M. R.; GALEA, M. P. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. **Gait & Posture**, Parkville, v.22, p.338–345, 2005.

WHITNEY, S. L.; WRISLEY, D. M.; MARCHETTI, G. F.; GEE, M. A.; REDFERN, M. S.; FURMAN, J. M. Clinical measurement of sit-to-stand performance in people

with balance disorders: validity of data for the five-times-sit-to-stand test. **Physical Therapy**, Alexandria, v.85, n.10, p.1034-1045, Oct. 2005.

YAMADA, T.; DEMURA, S. I. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**. v.23, n.6, p.197–203, 2004.

YU, B.; HOLLY-CRICHLOW, N.; BRICHTA, P.; REEVES, G. R.; ZABLOTNY, C. M.; NAWOCZENSKI, D. A. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.15, p.449-455, 2000.

**APÊNDICE A – Tabelas das correlações entre as variáveis e as forças de reação do solo e do assento com seus respectivos tempos**

Tabela 16 – Correlações entre variáveis com os PSs em 75°, 90° e 105°

	<b>PS 75°</b>	<b>PS 90°</b>	<b>PS 105°</b>
<b>Altura</b>	r = 0,20 p = 0,347	r = 0,19 p = 0,363	R = 0,40 p = 0,054
<b>Idade</b>	r = -0,24 p = 0,263	r = 0,19 p = 0,374	r = -0,22 p = 0,301
<b>Peso</b>	r = 0,09 p = 0,661	r = -0,02 p = 0,921	R = 0,28 p = 0,192
<b>IMC</b>	r = 0,015 p = 0,943	r = -0,16 p = 0,446	R = 0,12 p = 0,576

Tabela 17 – Correlações entre variáveis com os PAs em 75°, 90° e 105°

	<b>PA 75°</b>	<b>PA 90°</b>	<b>PA 105°</b>
<b>Altura</b>	r = 0,15 p = 0,486	r = 0,24 p = 0,260	R = 0,15 p = 0,489
<b>Idade</b>	r = 0,007 p = 0,972	r = 0,06 p = 0,763	r = 0,004 p = 0,984
<b>Peso</b>	r = 0,20 p = 0,338	r = 0,31 p = 0,139	R = 0,19 p = 0,375
<b>IMC</b>	r = 0,21 p = 0,321	r = 0,30 p = 0,150	R = 0,21 p = 0,327

Tabela 18 – Correlações entre variáveis com os TPSs em 75°, 90° e 105°

	<b>TPS 75°</b>	<b>TPS 90°</b>	<b>TPS 105°</b>
<b>Altura</b>	r = -0,17 p = 0,419	r = 0,002 p = 0,989	r = 0,34 p = 0,103
<b>Idade</b>	r = 0,07 p = 0,748	r = 0,13 p = 0,524	r = 0,04 p = 0,824
<b>Peso</b>	r = -0,11 p = 0,603	r = 0,04 p = 0,828	r = 0,26 p = 0,213
<b>IMC</b>	r = -0,07 p = 0,736	r = 0,05 p = 0,797	r = 0,15 p = 0,491

Tabela 19 – Correlações entre variáveis com os TPAs em 75°, 90° e 105°

	<b>TPA 75°</b>	<b>TPA 90°</b>	<b>TPA 105°</b>
<b>Altura</b>	r = 0,08 p = 0,692	r = -0,07 p = 0,740	r = -0,23 p = 0,285
<b>Idade</b>	r = 0,11 p = 0,613	r = 0,11 p = 0,592	r = -0,09 p = 0,681
<b>Peso</b>	r = 0,15 p = 0,468	r = 0,06 p = 0,769	r = -0,26 p = 0,229
<b>IMC</b>	r = 0,16 p = 0,463	r = 0,14 p = 0,508	r = -0,25 p = 0,240

Tabela 20 – Correlações entre variáveis com os TPASs em 75°, 90° e 105°

	<b>TPAS 75°</b>	<b>TPAS 90°</b>	<b>TPAS 105°</b>
<b>Altura</b>	r = 0,33 p = 0,115	r = -0,06 p = 0,759	R = -0,409 p = 0,052
<b>Idade</b>	r = 0,07 p = 0,735	r = -0,01 p = 0,943	r = -0,10 p = 0,645
<b>Peso</b>	r = 0,36 p = 0,086	r = 0,016 p = 0,940	r = -0,37 p = 0,075
<b>IMC</b>	r = 0,31 p = 0,136	r = 0,08 p = 0,714	r = -0,29 p = 0,172



## APÊNDICE B – Resultados próximos de serem estatisticamente significativos

Gráficos de dispersão com dados próximos de apresentarem índice correlação de *pearson* próximos de serem significativos com as variáveis altura e peso.

O gráfico de dispersão entre a altura do sujeito e o PS 105° (Figura 20) mostra, sem correlação estatística significativa, que quanto maior a altura do sujeito, maior será a força vertical imposta no solo, com um  $r = 0,40$  e  $p = 0,054$ .

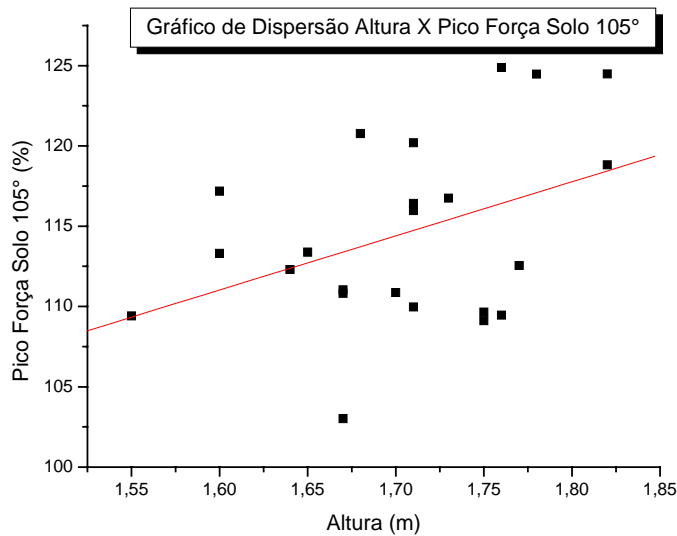


Figura 20 – Correlação entre altura e PS 105°

O gráfico de dispersão entre a altura do sujeito e o TPAS 105° (Figura 21), mostra que quanto maior a altura do indivíduo, menor será o tempo entre os picos, com  $r = -0,409$  e  $p = 0,052$ , resultado bem próximo de ser estatisticamente significativo.

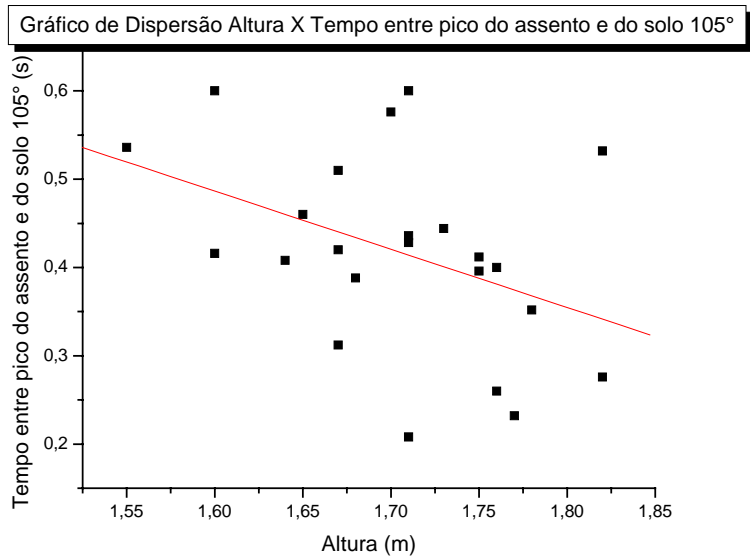


Figura 21 – Correlação entre altura e TPAS 105°

O gráfico de dispersão entre o peso do sujeito e o TPAS 75° (Figura 22) mostra, sem correlação estatística significativa, que quanto maior o peso do sujeito, maior será o tempo entre os picos, com  $r = 0,36$  e  $p = 0,086$ . Conclui-se então que quanto maior o peso nessa situação, mais lenta é a transferência do peso do assento para o chão.

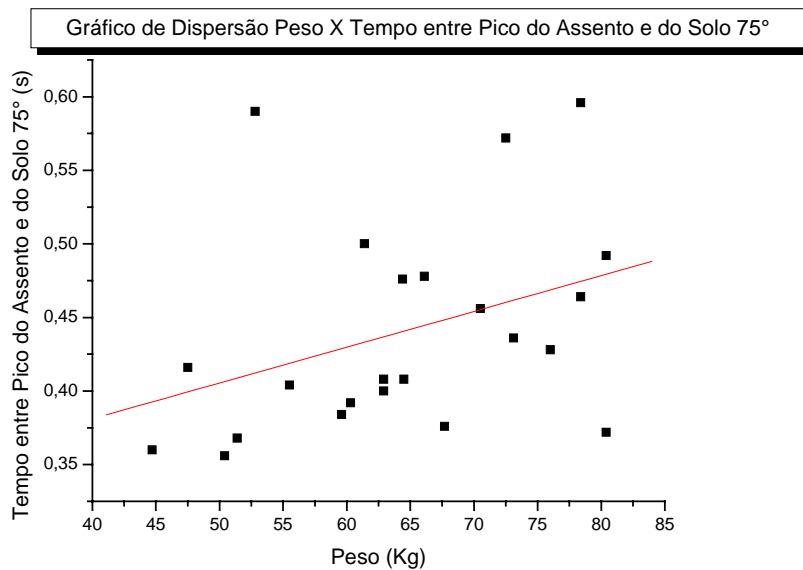


Figura 22 – Correlação entre peso e TPAS 75°

O gráfico de dispersão entre o peso do sujeito e o TPAS 105° (Figura 23) mostra sem correlação estatística significativa que, quanto maior o peso do sujeito, menor será o tempo entre os picos, com  $r = -0,37$  e  $p = 0,075$ . Conclui-se então que quanto maior o peso nessa situação, mais rápida é a transferência do peso do assento para o chão.

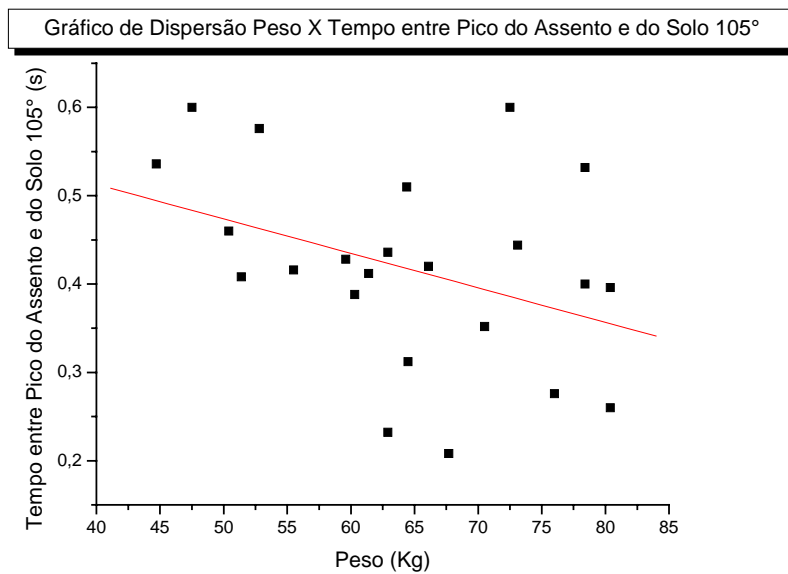


Figura 23 – Correlação entre peso e TPAS 105°

## APÊNDICE C – Tabelas com índice de correlação de pearson com respectivos gráficos

Tabelas com índices de correlação de *pearson* dos dados de PS (Tabela 21), PA (Tabela 22), TPS (Tabela 23), TPA (Tabela 24), TPAS (Tabela 25) comparando-os entre os três posicionamentos angulares de joelhos, separados para melhor visualização.

Tabela 21 – Correlações entre PSs nos três ângulos

	<b>PS 90°</b>	<b>PS 105°</b>
<b>PS 75°</b>	<b>r = 0,75 p = 0,0001</b>	r = 0,70 p = 1,90
<b>PS 90°</b>	1	<b>r = 0,82 p = 0,0001</b>

Na tabela 19 constatou-se correlação significativa entre o PS 75° e o PS 90° (Figura 24), o mesmo ocorrendo entre PS 90° e PS 105° (Figura 25). O mesmo não se pôde observar entre PS 75° e PS 105°, provavelmente pela diferença angular maior entre os dois ângulos, que equivale ao dobro da angulação de PS 90° para os extremos.

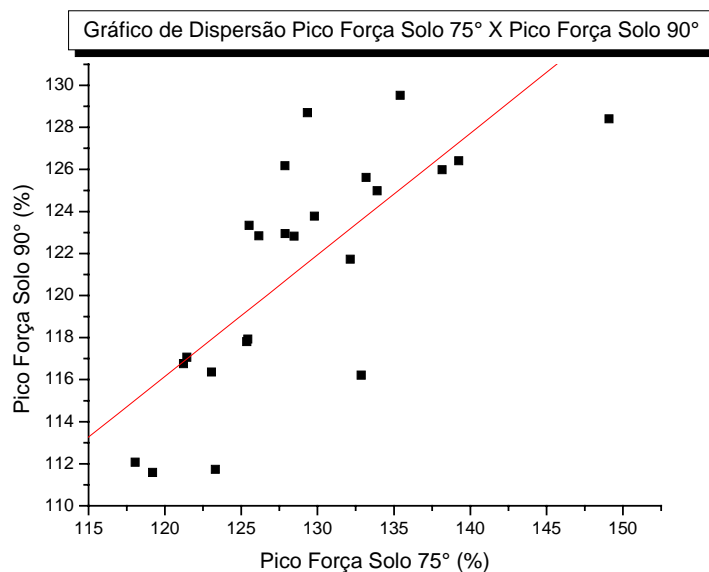


Figura 24 – Correlação entre PS 75° com PS 90°

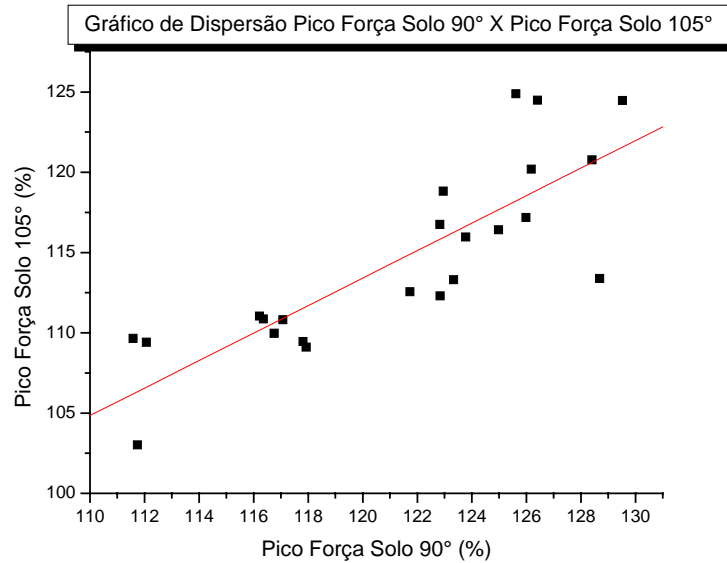


Figura 25 – Correlação entre PS 90° com PS 105°

Tabela 22 – Correlações entre PAs nos três ângulos

	<b>PA 90°</b>	<b>PA 105°</b>
<b>PA 75°</b>	<b>r = 0,85 p &lt; 0,0001</b>	<b>r = 0,75 p &lt; 0,0001</b>
<b>PA 90°</b>	1	<b>r = 0,78 p &lt; 0,0001</b>

Na tabela 20 existe correlação entre as três forças impostas no assento do sistema com  $p < 0,0001$  em todas as combinações provavelmente gerado pelos resultados próximos e quase semelhantes no pico de força imposto no assento nos três posicionamentos de joelhos (Figuras 26, 27 e 28).

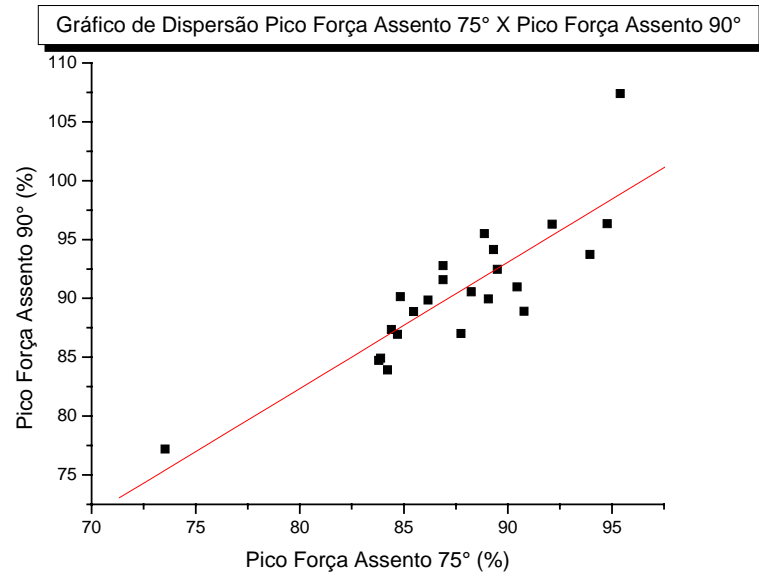


Figura 26 – Correlação entre PA 75° com PA 90°

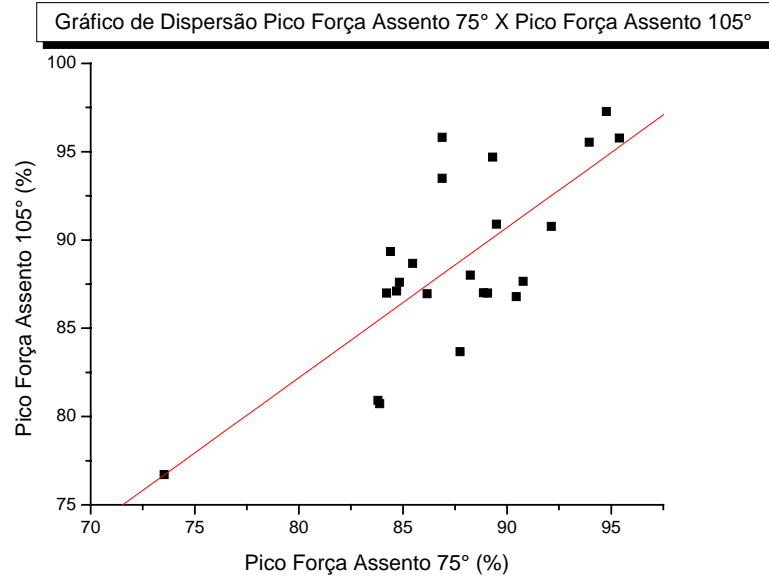


Figura 27 – Correlação entre PA 75° com PA 105°

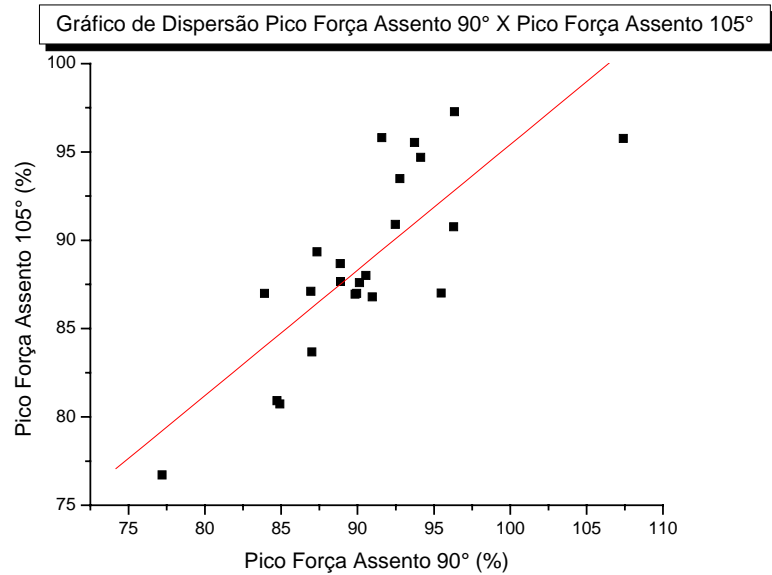


Figura 28 – Correlação entre PA 90° com PA 105°

Tabela 23 – Correlações entre TPSs nos três ângulos

	<b>TPS 90°</b>	<b>TPS 105°</b>
<b>TPS 75°</b>	<b>r = 0,78 p = 0,0001</b>	<b>r = 0,44 p = 0,035</b>
<b>TPS 90°</b>	1	<b>r = 0,55 p = 0,006</b>

Entre os tempos de pico de força no solo existe correlação entre todos os dados adquiridos nas três angulações de joelho (Figuras 29, 30 e 31).

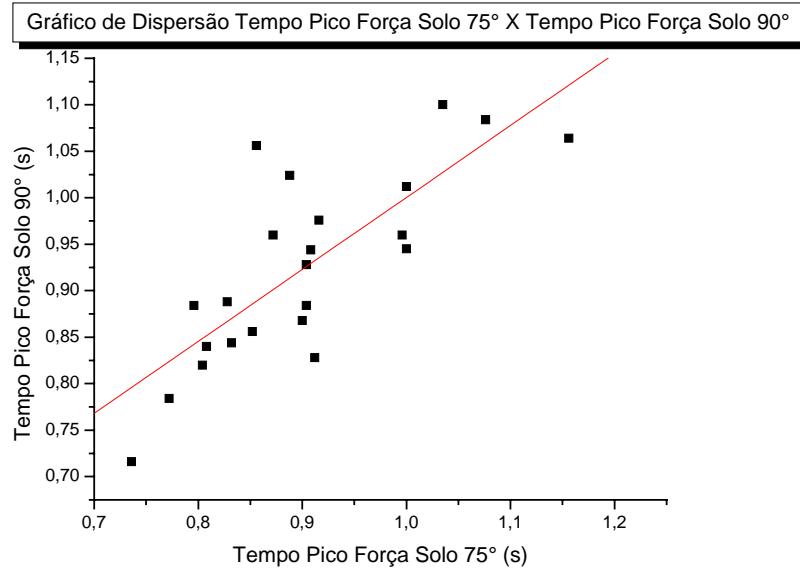


Figura 29 – Correlação entre TPS 75° com TPS 90°

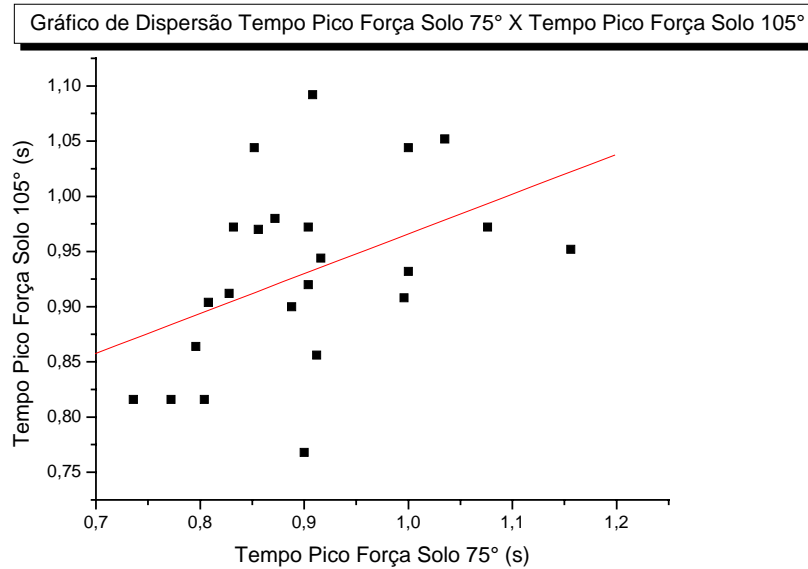


Figura 30 – Correlação entre TPS 75° com TPS 105°



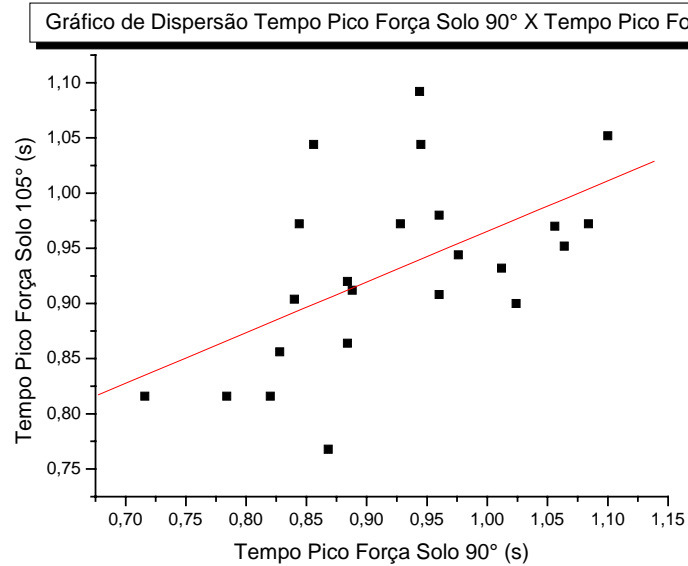


Figura 31 – Correlação entre TPS 90° com TPS 105°

Tabela 24 – Correlações entre TPAs nos três ângulos

	<b>TPA 90°</b>	<b>TPA 105°</b>
<b>TPA 75°</b>	<b>r = 0,63 p = 0,001</b>	r = 0,13 p = 0,550
<b>TPA 90°</b>	1	r = 0,33 p = 0,122

Quanto aos tempos de pico de força no assento, foi encontrada forte correlação entre os tempos com angulação de joelhos em 75° e os de 90° (Figura 32), e nenhuma correlação significativa do tempo de pico de força no solo com joelho flexionado em 105° com os demais.

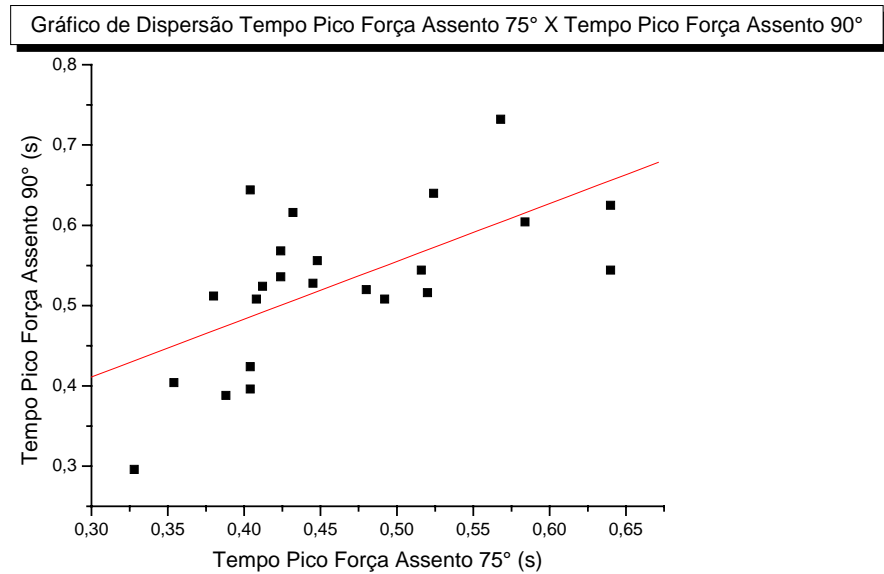


Figura 32 – Correlação entre TPA 75° com TPA 90°

Tabela 25 – Correlação entre TPASs nos três ângulos

	<b>TPAS 90°</b>	<b>TPAS 105°</b>
<b>TPAS 75°</b>	<b>r = 0,59 p = 0,002</b>	r = 0,39 p = 0,062
<b>TPAS 90°</b>	1	<b>r = 0,57 p = 0,003</b>

Na tabela de correlações acima, constatou-se correlação entre a diferença de tempo entre o pico de força vertical no solo com o do pico de força no assento com joelho flexionado em 75° e em 90°, o mesmo ocorrendo entre a diferença de tempo entre o pico de força vertical no solo com o do pico de força no assento com joelho flexionado 90° e em 105°. O mesmo não se pôde observar entre a diferença de tempo entre o pico de força vertical no solo com o do pico de força no assento com joelho flexionado 75° e em 105°, provavelmente pela diferença angular maior entre os dois

ângulos nos dois primeiros casos, já que os mesmos têm distância equivalente à metade se comparados com os ângulos da última correlação.

**ANEXO A****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

\_\_\_\_\_, RG: \_\_\_\_\_,  
CPF: \_\_\_\_\_, idade: \_\_\_\_\_ sujeito de pesquisa, após a leitura e explicação de uma CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA ( ANEXO B) Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o (a) senhor (a) , ciente dos procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta. Fica claro que o sujeito de pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo alvo da pesquisa e fica ciente que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, podendo esses dados serem fonte de divulgação científica. Esse termo foi impresso e assinado em 2(duas) vias, ficando uma via com o sujeito da pesquisa e outra com o pesquisador.

Guaratinguetá, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito de pesquisa

## ANEXO B

### CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA

A presente pesquisa tem pôr objetivo analisar biomecanicamente as adaptações do corpo e mensurar a força necessária quando utilizamos assentos de cadeiras de alturas diferentes. Por ser um movimento do cotidiano e por existirem diferentes alturas do mobiliário a pesquisa faz-se necessária para o entendimento do comportamento humano nas situações propostas. O sujeito na posição sentada é orientado a realizar o movimento para a posição em pé em três posicionamentos de joelho baseados em graus de angulação, que são 75 graus, 90 graus e 105 graus. Os sujeitos devem trajar roupas que não influenciem no resultado da pesquisa, mulheres com roupas de ginástica e homens com sunga. A coleta de dados para o presente estudo será feita através de plataformas de força na cadeira e o solo com sensores (acelerômetros) como captador de sinal. Será garantido sigilo absoluto sobre o nome do sujeito submetido à pesquisa, bem como dos seus dados pessoais. O sujeito da pesquisa tem o direito de pedir mais esclarecimentos durante o decorrer da pesquisa. A divulgação da pesquisa terá finalidade científica, esperando contribuir para um maior conhecimento do tema estudado. Aos sujeitos participantes da pesquisa cabe o direito de desistir do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum.

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado do pesquisador Antonio Gerson de Moura Morais Filho, aluno pertencente a UNESP – Universidade Estadual Paulista, Campus de Guaratinguetá.

---

Antonio Gerson de Moura Morais Filho  
(pesquisador)

---

Prof. Luiz Fernando Costa Nascimento  
(Orientador)