

**DENY GOMES DE FREITAS**

**DISPOSITIVO ÓPTICO COM SEMIESFERAS DE  
ELASTÔMEROS PARA MONITORAMENTO DA  
PRESSÃO EM ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**2016**

**DENY GOMES DE FREITAS**

**DISPOSITIVO ÓPTICO COM SEMIESFERAS DE ELASTÔMEROS  
PARA MONITORAMENTO DA PRESSÃO EM ERGÔMETRO PARA  
CADEIRANTES**

**Tese** apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações (Linha: Engenharia Biomecânica)

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Marcos Pinotti Barbosa (*in memoriam*)

**UBERLÂNDIA-MG**

**2016**



Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

- F866d  
2016      Freitas, Deny Gomes de, 1968-  
Dispositivo Óptico com Semiesferas de Elastômeros para Monitoramento da Pressão em Ergômetro para Cadeirantes / Deny Gomes de Freitas. - 2016.  
176f. : il.
- Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.  
Coorientador: Marcos Pinotti Barbosa.  
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
Inclui bibliografia.
1. Engenharia Mecânica - Teses. 2. Dispositivos Ópticos - Teses. 3. Elastômeros - Teses. 4. Cadeiras de rodas - Teses. 4. Ergometria - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Barbosa, Marcos Pinotti. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

---

**DENY GOMES DE FREITAS**

**DISPOSITIVO ÓPTICO COM SEMIESFERAS DE ELASTÔMEROS  
PARA MONITORAMENTO DA PRESSÃO EM ERGÔMETRO PARA  
CADEIRANTES**

Tese **APROVADA** pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações (Linha: Engenharia Biomecânica)

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – FEMEC – UFU – Orientador

---

Prof. Dr. Antônio Marcos Gonçalves de Lima – FEMEC – UFU

---

Prof. Dr. Márcio Bacci da Silva – FEMEC – UFU

---

Prof. Dr. Rudolf Huebner – DEMEC – UFMG

---

Prof. Dr. Sidney Nicodemos da Silva – CEFET/BH

**Uberlândia, 03 de outubro de 2016**

A meus pais, Sebastião de Freitas (*in memoriam*) e Maria Efigênia Gomes de Freitas, que se fizeram presentes de forma imprescindível a todo momento em  
minha vida.

## AGRADECIMENTOS

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) pelo auxílio financeiro.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia pelo apoio para realização desta tese de doutorado.

Ao professor e orientador Dr. Cleudmar Amaral de Araújo pela confiança, incentivo e atenção nos momentos difíceis.

Ao professor Dr. Marcos Pinotti Barbosa (*in memoriam*) pela colaboração nas etapas iniciais desta tese.

Ao engenheiro eletricitista Paulo Henrique Pereira Magalhães pelo apoio nas etapas iniciais do dispositivo de pressão.

Ao engenheiro eletricitista Vladimir Avelar Macedo pela parceria no desenvolvimento do dispositivo de pressão.

À empresa HS Technology na pessoa de Tiago Pereira pela ajuda no desenvolvimento da malha de sensores elastoméricos.

Aos meus irmãos Dione Goretti Gomes de Freitas e Daniel Eugênio Gomes de Freitas pelos ensinamentos de vida e apoio sempre constante.

Aos Professores Márcio Bacci da Silva e Éder Silva Costa do Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem pela atenção na confecção de equipamentos.

Aos amigos do Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide pelo apoio, especialmente, Valdico, Profeta, Diego e Guênia.

À minha namorada Letícia Resende Davi pelo apoio nos momentos finais desta minha caminhada.

Freitas, D. G. **Dispositivo Óptico com Semiesferas de Elastômeros para Monitoramento da Pressão em Ergômetro para Cadeirantes**. 2016. 176 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

## Resumo

Forças aplicadas no corpo humano são essenciais para o crescimento tecidual, a postura e a locomoção. Entretanto, na postura sentada, altos níveis de pressão por tempo prolongado podem ocasionar graves danos à pele e aos tecidos subjacentes, podendo levar o indivíduo à morte devido às complicações decorrentes das úlceras de pressão. Pessoas com deficiência que apresentam impossibilidade, temporária ou definitiva, de deslocar-se, adotam a postura sentada em sua cadeira de rodas. Cadeirantes que apresentam diminuição ou perda de funções sensitivas estão mais predispostos a serem acometidos por úlceras por não perceberem os incômodos dos altos níveis de pressão na posição sentada. A engenharia biomecânica tem estudado novas tecnologias em ergômetros e em equipamentos de monitoramento da pressão no assento da cadeira de rodas, com diferentes sensores de medição da pressão, considerando o custo e a constituição do equipamento. Diante disso, foi desenvolvido um novo dispositivo óptico de baixo custo e constituição simples para monitoramento da pressão, utilizando o processamento de imagens da intensidade luminosa gerada pela deformação de semiesferas de elastômeros contra uma superfície transparente rígida iluminada lateralmente sem o uso de líquidos sensores. Foi projetado e desenvolvido um programa de aquisição e processamento, de calibração, de análise das imagens e um módulo de sensores elásticos adaptado ao assento de um ergômetro para cadeirantes. Para entender o funcionamento do dispositivo e avaliar o projeto do novo sistema de monitoramento da pressão foi realizado uma modelagem numérica por elementos finitos, uma análise experimental, uma estimativa da pressão por meio de modelo analítico e um experimento que visa avaliar o efeito do apoio do pé na distribuição da pressão no assento em repouso e com propulsão manual. Por meio, do novo dispositivo de pressão no assento de ergômetro ajustável, foi desenvolvido um novo método de monitoramento da pressão no assento de ergômetro para cadeirantes utilizando um princípio óptico de captação da imagem processada da deformação de semiesferas de elastômeros utilizando aplicativos em ambiente LabVIEW. O dispositivo possibilitou a aquisição, a análise e o monitoramento da imagem do mapeamento dos níveis de pressão no assento de lesados medulares que realizam propulsão manual. Os resultados dos experimentos demonstraram que a elevação do apoio do pé aumenta significativamente ( $p < 0,05$ ) a pressão média e máxima na região isquiática em lesados medulares. O mapeamento óptico com semiesferas de elastômeros para monitoramento da pressão por imagem no assento do ergômetro, mostrou ser uma ferramenta importante na avaliação adequação postural e na ergonomia da configuração de uma cadeira de rodas com potencial para desenvolver novas pesquisas na área da pessoa com deficiência com usuários de cadeira de rodas.

---

*Palavras chave: Dispositivo óptico. Semiesferas de elastômero. Monitoramento da pressão. Ergômetro para cadeirantes.*

Freitas, D. G. **Elastomeric Hemisphere Optical Device to Pressure Monitoring on Wheelchair Ergometer**. 2016. 176 f. Doctoral Thesis, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

### Abstract

Forces applied to the human body is essential for tissue growth, posture and locomotion. However, in the sitting position, high-pressure levels for long periods can cause serious damage to the skin and underlying tissues, may lead the individual to death due to complications of pressure ulcers. People with disabilities who have not possible, temporary or permanent, to move, adopt a sitting posture with the use of a wheelchair. Wheelchair presenting decrease or loss of sensory functions are more likely to be affected by ulcers do not realize the discomfort of high levels of pressure in the sitting position. Biomechanics Engineering has studied new technologies ergometers and pressure monitoring equipment on the seat of the wheelchair, with different pressure measuring sensors, considering the cost and the setting up of the equipment. Therefore, a new optical device of low cost and simple constitution for pressure monitoring was developed using image processing of the light intensity generated by the deformation of elastomeric hemispheres against a rigid surface transparent illuminated laterally without the use of liquid sensors. For this, it designed and developed an acquisition program, calibration, processing, image analysis and elastic sensor module that is adapted to seat an ergometer for wheelchair users. To understand the device operation and evaluate the design of the new pressure monitoring system was carried out a numerical modeling for finite element, an experimental analysis, an estimate of the pressure by means of analytical model and an experiment designed to assess the effect of support standing on the pressure distribution on the seat at rest and with manual propulsion. By means of the new pressure device on the seat adjustable ergometer it was developed a new pressure monitoring method in ergometer seat for wheelchair users using an optical principle processed image capture of elastomeric hemispheres deformation using applications in LabVIEW environment. The device enabled the acquisition, analysis and monitoring of pressure levels of mapping image on spinal cord injuries seat performing manual propulsion. The results of the experiments with spinal cord injury, demonstrated that the rise foot support increases significantly ( $p < 0.05$ ) and the average maximum pressure in the ischial region. The optical mapping elastomeric hemispheres for monitoring image by pressing the ergometer seat, was an important tool in assessing the ergonomics of the configuration of a wheelchair and postural adjustment with the potential to develop further research in the area of disabled wheelchair users.

---

*Keywords: Optical device. Elastomeric hemisphere. Pressure monitoring. Ergometer for wheelchair users.*

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

APARU - Associação Paraplégicos de Uberlândia  
DMPA - Dispositivos de monitoramento da pressão no assento  
Er - Módulo de relaxação  
ERG01 - Segundo protótipo do ergômetro  
ERG-CR09 - Primeiro protótipo do ergômetro  
FSR - Sensor de Força  
IA - Intensidade da luz absorvida  
ID - Intensidade de luz dispersada  
Io - Intensidade da luz incidente  
IR - Intensidade da luz refletida  
IT - Intensidade de luz transmitida  
LPM - Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide  
MMII - Membros inferiores  
Mpa - Mega pascal  
NH/Resp - Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos  
Pa - Pascal  
Si - Sistema Internacional  
Tg - Transição vítrea  
UFU - Universidade Federal de Uberlândia  
UC  $\phi$  - Unidade celular  
 $\theta_{\ell}$  - Ângulo crítico

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO I – Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivo Geral.....	4
1.2. Objetivos Específicos.....	5
<b>CAPÍTULO II – Distribuição da Pressão no Assento.....</b>	<b>6</b>
2.1. Monitoramento da Pressão no Assento.....	6
2.2. Distribuição da Pressão Utilizando a Deformação Elástica.....	9
2.3. Elastômeros.....	13
2.4. Propriedades Ópticas.....	17
<b>CAPÍTULO III – Adequação Postural em Cadeira de Rodas.....</b>	<b>22</b>
3.1. Adequação Postural para Usuários de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual.....	22
3.2. Ergômetros de Propulsão Manual.....	30
3.3. Ergômetros para Cadeirantes.....	34
<b>CAPÍTULO IV – Projeto do Dispositivo de Monitoramento da Pressão no Assento.....</b>	<b>37</b>
4.1. Mapeamento da Distribuição da Pressão sob o Assento.....	38
4.2. Deformação de Elastômeros e Processamento da Imagem.....	39
4.3. Projeto do Sensor com Elastômeros Associado a Contraste com Líquido.....	40
4.4. Projeto de Iluminação dos Sensores.....	45
4.5. Nova Proposta de Sensores Elastoméricos.....	47
4.6. Sistema de Aquisição da Imagem.....	49
4.7. Aplicativo Desenvolvido para Aquisição e Tratamento de Imagem.....	53
4.8. Projeto do Dispositivo de Monitoramento da Pressão no Assento do Ergômetro.....	80
4.9. Novo Dispositivo de Mapeamento de Pressão com Semiesferas de Elastômeros no Assento de Ergômetro para Cadeirantes.....	81
4.10. Avaliação da Dureza Shore dos Elastômeros.....	86
4.11. Modelagem Numérica por Elementos Finitos.....	88
4.12. Aparato Experimental.....	92



4.13. Processamento das Áreas Projetadas.....	97
4.14. Estimativa da Máxima Pressão – Modelo Analítico.....	100
4.15. Estudo de Caso.....	102
<b>CAPÍTULO V – Resultados e Discussão.....</b>	<b>104</b>
5.1. Dispositivo de Mapeamento com Sensores Piezoresistivos.....	104
5.2. Análise do Sensor Formado pelas Semiesferas de Elastômeros.....	105
5.3. Análise da Estimativa de Pressão Utilizando a Malha de Semiesferas.....	119
5.4. Calibração do Dispositivo de Monitorização da Pressão.....	123
5.5. Calibração do Ergômetro.....	124
5.6. Resultados da Dureza da Borracha.....	125
5.7. Resultados do Estudo de Caso.....	125
<b>CAPÍTULO VI – Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros.....</b>	<b>145</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>148</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>158</b>

# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

Do ponto de vista anátomofisiológico, inúmeras forças afetam o corpo. Aplicadas às superfícies, essas forças são essenciais ao organismo para o crescimento e desenvolvimento tecidual, movimento, manutenção do corpo contra a gravidade e superação da inércia (ENGSTROM, 1993). Entretanto na postura sentada, altos níveis de pressão por tempo prolongado nas superfícies de contato com os tecidos podem ocasionar danos graves à pele. Assim, podem diminuir a independência funcional e qualidade de vida das pessoas com deficiência que necessitam utilizar uma cadeira de rodas (MAK; ZHANG; TAM, 2010).

No Brasil, estima-se que entre 1,3 a 3 milhões de pessoas apresentam úlceras de pressão com um alto custo estimado anual entre US\$ 3,5 a US\$ 7 milhões de dólares para a cura das pessoas em hospitalização e com cirurgias. (JÄRBRINK et al., 2016). Dentre a população de alto risco, 23% das pessoas residentes em asilos e 25% a 85 % dos cadeirantes com lesão medular irão desenvolver úlceras de pressão pelo menos uma vez na vida, sendo que pelo menos 70% dos lesados medulares terão múltiplas úlceras ao longo da vida. (LYDER, 2003). As complicações atribuídas a úlceras de pressão que evoluem para morte estão entre 4 e 8% (SHIELDS; COOK, 1988).

A úlcera de pressão, na posição sentada, é chamada popularmente de escara. A úlcera é definida como uma lesão na pele causada pela interrupção sanguínea em uma determinada área do corpo (BORGHARDT et al., 2016). A escara se desenvolve devido a uma pressão aumentada por um período prolongado ou por altos níveis de pressão em curtos espaços de tempo geralmente sobre uma proeminência óssea (MAK; ZHANG; TAM, 2010). A úlcera de pressão começa com uma vermelhidão local da pele, aumento da temperatura e da sensibilidade ocasionando uma ulceração na pele. Esta ulceração, pode evoluir para uma bolha com perda da integridade cutânea com extensa destruição tecidual,

necrose do tecido subcutâneo com comprometimento do tecido muscular, ósseo, e/ou de estruturas de suporte como tendões ou cápsulas articulares podendo em alguns casos ocasionar a morte do indivíduo em decorrência de uma infecção generalizada (LYDER, 2003).

Na postura sentada, aproximadamente 75% do peso do corpo de uma pessoa é apoiada nas nádegas e nas tuberosidades isquiáticas. Nesta posição, os tecidos moles (pele, gordura, fáscia, músculos) entre a superfície do assento e das tuberosidades isquiáticas é comprimido, reduzindo significativamente, o fluxo sanguíneo, gerando traumas no tecido especialmente em torno das proeminências ósseas (VOS et al., 2006). Com manutenção desta condição compressiva por um período de tempo prolongado ou em altas intensidades em períodos curtos uma úlcera de pressão pode se desenvolver na região. O tempo necessário para uma úlcera começar a desenvolver varia para cada indivíduo, dependendo de diversos fatores da condição de saúde geral; no entanto, um assento que distribui a pressão em torno das nádegas irá contribuir para redução na incidência, prevalência e no tempo necessário para formação da úlcera (KUMAR, 2009).

A cadeira de rodas é um equipamento de auxílio ao deslocamento temporário ou permanente, que utiliza a postura sentada e está entre uma das tecnologias assistivas mais utilizadas por pessoas que apresentam a impossibilidade, temporária ou definitiva, de deslocar-se utilizando os membros inferiores. (RICHTER, 2001). Estima-se que 1% da população mundial utiliza uma cadeira de rodas (ARMSTRONG et al., 2008). No Brasil, segundo o último censo demográfico de 2010, 45,6 milhões de brasileiros apresentam algum tipo de deficiência física, e dentre essa população cerca de 930 mil são usuários de cadeira de rodas (aproximadamente 2% da população com deficiência). Nas últimas décadas o número de usuários de cadeira de rodas manual tem aumentado em consequência de acidentes automobilísticos, que causam, principalmente, lesão medular ou amputação de membros inferiores (IBGE, 2014)

Na cadeira de rodas, o assento, encosto e apoio do pé podem ser considerados do ponto de vista mecânico como superfícies de suporte destinadas a sustentar a força que o usuário exerce sobre a superfície da cadeira de rodas decorrente da ação da gravidade (MEHTA; TEWARI, 2000). Devido sua condição de saúde, os cadeirantes que apresentam diminuição ou perda de funções sensitivas, motoras, neuropsíquicas ou metabólicas estão mais predispostos a serem acometidos por úlceras de pressão (LUZ et al., 2010). Para estes indivíduos é essencial um sistema de assento e encosto da cadeira de rodas adequado às exigências funcionais proporcionando a melhora da postura, mobilidade, independência funcional, da expectativa e qualidade de vida, maximizando a função física remanescente, do bem-estar social e psicológico (COGGRAVE, 2003).

Neste sentido, a adequação postural é uma das categorias de atuação da tecnologia assistiva que tem a finalidade de realizar uma intervenção postural, utilizando para isso, recursos ergonômicos científicos em sistemas de assento e encosto que garantam posturas ergonômicas estáveis utilizados ou não em uma cadeira de rodas (MAIOR, 2009). As adaptações posturais para cadeira de rodas visam analisar a postura, considerando a antropometria do indivíduo, o projeto e a configuração da cadeira no ambiente de trabalho ou atividade esportiva e as exigências funcionais. Tem o intuito de atingir uma distribuição adequada das forças sob as superfícies, por meio de ajustes na configuração da cadeira de rodas, com a utilização de cintos, almofadas especiais no assento e no encosto que propiciam maior estabilidade e eficiência do corpo por meio do suporte e posicionamento ergonômico do tronco/cabeça/membros (ENGSTROM, 1993).

Associado à adequação postural, um modelo conceitual, conhecido como ergonomia da configuração para performance, busca compreender como os aspectos do usuário da cadeira de rodas e da cadeira de rodas de propulsão manual interagem, influenciando na mobilidade e funcionalidade do cadeirante nas atividades de vida diária e em esportes em cadeira de rodas (ALTMANN et al., 2015). Este modelo conceitual, tem seu foco no estudo científico do quanto os diferentes aspectos da relação cadeira-usuário influenciam na eficiência mecânica da propulsão manual, conforto, segurança e saúde do cadeirante. Diante das exigências de adequação postural e da ergonomia para performance, tem emergido uma nova geração de cadeiras, dispositivos ajustáveis e ergômetros específicos (BURTON; FUSS; SUBIC, 2010).

Os ergômetros são equipamentos concebidos com o objetivo de simular algum tipo de atividade física, exercício ou esporte e permitem medições de esforços mecânicos em uma atividade específica (GORAYEB, 2007). Os ergômetros específicos buscam reproduzir o gesto motor do exercício do esporte ou atividade funcional (ZAGATTO; PAPOTI; GOBATTO, 2009) e têm apresentado medições confiáveis em diversas pesquisas científicas por conseguirem condições de avaliação altamente reprodutíveis em ambiente de laboratório, e por sua grande proximidade à realidade da biomecânica da propulsão manual (VANLANDEWIJCK; THOMPSON, 2000).

Pesquisas em engenharia biomecânica envolvem a mensuração de forças, áreas de contato, estimando pressões com a finalidade de desenvolver sistemas, dispositivos e equipamentos de mapeamento ou monitoramento da pressão para as mais diversas aplicações. Na cadeira de rodas, os dispositivos de mapeamento e monitoramento da pressão no assento são equipamentos clínicos e de pesquisa computadorizados, utilizados para avaliação quantitativa em tempo real da distribuição estática ou dinâmica na interface entre o corpo e a superfície de apoio (GEFEN, 2007).

Os dispositivos de mensuração e monitoramento da pressão no assento (DMPA) permitem determinar regiões anatômicas acometidas por altas cargas mecânicas, potencialmente sujeitas a induzir o dano tecidual, e que requerem redistribuição da pressão por meio da adequação postural efetiva. Possibilitam medir o efeito das alterações da configuração da cadeira de rodas, quantificar, monitorar e direcionar a natureza a intensidade e extensão das intervenções, proporcionam o desenvolvimento de condutas de prevenção de alívio da pressão, de transferências de posição e tratamento de complicações clínicas secundárias como endocardite, osteomielite, artrite séptica dentre outras (HANSON et al., 2012).

Os DMPA comerciais utilizados atualmente apresentam diversos tipos de sensores denominados resistivos, capacitivos, extensômetros elétricos, piezoresistidos e piezoelétricos. Entretanto, em geral, os altos custos, associados a limitações físicas como faixas de pressão, condições ambientais inviabilizam estes sensores para serem utilizados para monitoramento da pressão no assento de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual (GEFEN, 2007).

Com o desenvolvimento recente da performance dos computadores pessoais, e, principalmente das câmeras digitais, novos sistemas de avaliação e monitoramento da pressão no assento por imagem, baseados na deformação de elastômeros têm surgido. Esses sistemas utilizam equipamentos de baixo custo e com pouca instrumentação envolvida, projetados para monitoramento da distribuição da pressão no assento de uma cadeira de rodas (RABBANI et al., 2011). Novas tecnologias têm associado os dispositivos de avaliação da pressão sobre a área da pele no assento a nova geração de ergômetros reguláveis específicos customizados, visando compreender como aspectos da adequação postural, da configuração da cadeira de rodas e da condição física dos cadeirantes influenciam na distribuição de pressão na interface cadeira-usuário (BURTON; FUSS; SUBIC, 2010).

## **1.1 Objetivo Geral**

Esta tese objetiva desenvolver um novo dispositivo de baixo custo e constituição simples de monitoramento estático e dinâmico da pressão, utilizando o método de processamento da imagem da deformação de elastômeros para ser utilizado em ergômetro para cadeirantes.

## 1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver uma nova metodologia de avaliação de pressão no assento do ergômetro, utilizando elementos elastoméricos e processamento de imagens;
- Projetar um assento adaptado ao novo ergômetro para cadeirantes que realizam propulsão manual com um sistema de monitoramento da pressão, utilizando método de processamento da imagem da deformação de elastômeros;
- Implementar uma plataforma LabVIEW para analisar a distribuição de pressão, associando diferentes aspectos da configuração da cadeira de rodas;
- Analisar o efeito de parâmetros ergonômicos da configuração relacionada à adequação postural na distribuição da pressão no assento, utilizando o ergômetro ajustável.

Este trabalho vê o intuito de avaliar as diferentes mudanças ergonômicas e da adequação postural, por meio do monitoramento estático e dinâmico da pressão, utilizando o método de processamento da imagem da deformação obtida de elastômetros, adaptado ao assento de ergômetro para cadeirantes que realizam propulsão manual. No caso específico desta tese a hipótese foi verificar a influência da elevação do apoio do pé na distribuição da pressão no assento.

## **CAPÍTULO II**

### **DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO NO ASSENTO**

Este capítulo apresenta o estado da técnica em métodos e processos biométricos de avaliação da pressão que pode ser aplicado em assentos, dispositivos médicos e órteses. Um maior enfoque foi dado para os processos atuais que utilizam a deformação de elastômeros.

#### **2.1 Monitoramento da Pressão no Assento**

Pressão é uma grandeza física proporcional à razão entre a força aplicada, e a área onde é suportada, não podendo ser mensurada diretamente, mas indiretamente, através do efeito desta força aplicada nesta área relativa (ALMASSRI et al., 2015). Baseado nestes conceitos, os dispositivos de monitoramento da pressão (DMP) podem ser definidos como dispositivos computadorizados clínicos e de pesquisa que têm a finalidade de avaliar e monitorar a distribuição estática e/ou dinâmica da pressão no assento de forma quantitativa em tempo real (GEFEN, 2007).

Estes equipamentos possibilitam:

- Mensurar a pressão na interface do tecido epitelial de revestimento com a superfície de suporte;
- Identificar regiões anatômicas acometidas por altas cargas potencialmente sujeitas a dano tecidual e que requerem redistribuição da pressão por meio da adequação postural;
- Acompanhar e direcionar o tipo, intensidade e extensão das intervenções, como almofadas, do treinamento das práticas de alívio da pressão, transferências, etc;

- Mensurar o efeito de alterações da configuração em uma cadeira de rodas na distribuição da pressão;
- Prevenir e tratar complicações clínicas secundárias como as úlceras de pressão (HANSON et al., 2012).

Os dispositivos de monitoramento da pressão em um assento são constituídos por diferentes sensores, que podem ser divididos em sensores resistivos, capacitivos, extensômetros elétricos, piezoresistidos e piezoelétricos (GEFEN, 2007). Os sensores resistivos (Fig. 2.1), conhecidos comercialmente como FSR (Force Sensing Resistor), detectam a pressão por resistência ao fluxo elétrico por meio de dois eletrodos encapsulados entre duas espumas. Nestes dispositivos a corrente elétrica passa através dos sensores resistivos, aumentando à medida que a espuma condutiva se deforma sobre a ação da pressão (SCHOFIELD; PORTER-ARMSTRONG; STINSON, 2013). A tecnologia FSR é empregada pela empresa Tekscan em equipamento para mensuração da pressão no assento, comercializado com um sistema denominado ConformatMat (GEFEN, 2007). O custo do equipamento em reais está em torno de R\$ 32.000,00 (trinta e dois mil reais).

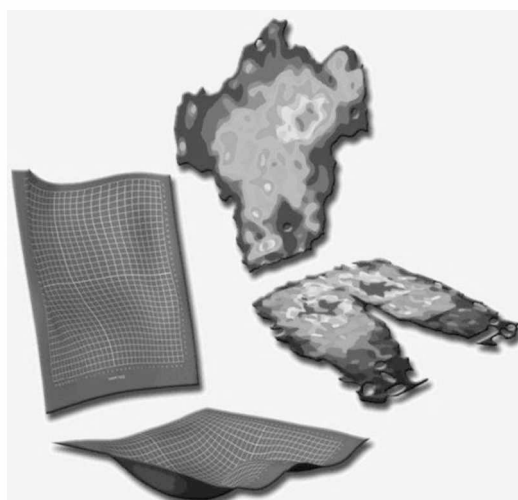


Figura 2.1. Sensores resistivos empregados em dispositivos de avaliação de pressão no assento Disponível em: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/conformat-system>. Acesso 05/04/2016.

Os sensores capacitivos (Fig. 2.2) são compostos por 2 placas condutoras eletricamente carregadas, separadas por uma camada isolante elástica dielétrica de matriz polimérica. Quando uma força é aplicada ao sensor, a camada elástica se deforma o que reduz a distância entre as placas e de parâmetros elétricos é proporcional à magnitude da pressão (GASSMAN; GRIES, 2010). Como a capacitância depende inversamente da espessura do material elástico, o aumento da pressão provoca um aumento proporcional na



capacitância. Esta tecnologia é atualmente empregada pela empresa Novel no dispositivo de avaliação da pressão no assento denominado Pliance® e no sistema para palmilha denominados Pedar® (GEFEN, 2007).



Figura 2.2. Sensores capacitivos utilizados em dispositivos de mensuração de pressão no assento. Disponível em: <http://www.novel.de/old/productinfo/sensorsatrix.htm>. Acesso: 13/03/2016.

Sensores piezoresistivos (Fig. 2.3) são feitos de materiais semicondutores, que atuam alterando a resistência elétrica em função da pressão como sensores de força ou de pressão em circuito elétrico (GIACOMOZZI, 2010).



Figura 2.3. Sensores piezoresistivos empregados em dispositivos de avaliação de pressão no assento. Disponível em: <http://www.sensorprod.com/tactilus.php>. Acesso em 13/03/2016.

Os Sensores piezoelétricos baseiam-se em um fenômeno físico conhecido como piezoeletricidade, que é uma propriedade dos materiais semicondutores de gerarem tensão elétrica em resposta a uma pressão mecânica aplicada ao material (ABDUL RAZAK et al., 2012). Muitos destes materiais são sensores altamente elásticos, que mostram pouca deformação do material e exibem baixa histerese mecânica ou eletromagnética. Nestes sensores, uma fina camada metalizada é aplicada em ambos os lados da folha polimérica no material piezoeletrico com a finalidade de recolher as cargas elétricas (LIU et al., 2010). A empresa Tekscan emprega também esta tecnologia em seu sensor conhecido como Tactilus® para avaliação da pressão no assento (GEFEN, 2007)

Apesar do grande desenvolvimento tecnológico dos dispositivos de monitoramento da pressão, a confiabilidade e sensibilidade ainda são questionadas. Isto se deve a uma grande variabilidade de função dos sensores utilizados (assentos, palmilhas, etc), ampla faixa de resolução espacial, procedimentos de processamento e validação dos dados e formas de calibração. Associada a estes questionamentos de confiabilidade, reprodutibilidade, acurácia, relação de possibilidades, valor verdadeiro, os altos custos atuais destes equipamentos inviabilizam a sua utilização para monitoramento da distribuição da pressão em um assento para cadeirantes (GEFEN, 2007).

## **2.2 Distribuição da Pressão Utilizando a Deformação Elástica**

Os primeiros relatos do uso da deformação elástica para monitoramento da distribuição da pressão foram descritos no ano de 1930, e tinham como finalidade avaliar e monitorar as desordens estáticas na sola do pé. A técnica utilizava borrachas elásticas na forma de tapetes ou mantas por meio de uma técnica de impressão chamada “kinetografia” (GENTLE, 1983).

Esta técnica utilizava um tapete plano de borracha com a face superior lisa e outra face inferior constituída de sulcos na qual era depositado uma tinta escura. Quando uma força era aplicada na parte superior plana do tapete os cumes da face inferior eram pressionados contra uma folha de papel e produziam uma serie de linhas paralelas (Fig. 2.4). A indicação da distribuição da pressão aplicada ficava evidenciada na folha de papel pelo aumento da largura das linhas (MORTON, 1930).

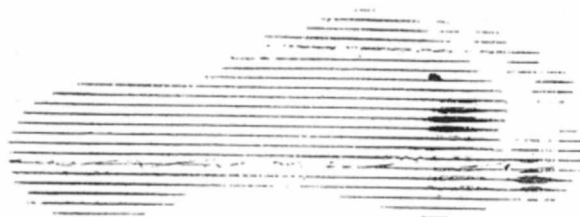


Figura 2.4. Kinetografia desenvolvida por Morton mostrando a concentração de pressão no segundo metatarso do pé esquerdo. Fonte: (MORTON, 1930).

Posteriormente, baseado na técnica de kinetografia, foi proposto um método quantitativo para mensurar as pressões plantares. O aparato (Fig. 2.5) era formado por uma placa de vidro posicionada superiormente em uma estrutura suspensa, um tapete de borracha preto com projeções piramidais e um fluido branco na interface da borracha com a placa de vidro (ELFTMAN, 1934).

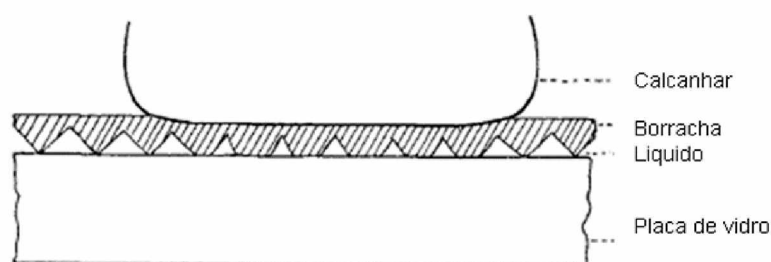


Figura 2.5. Representação esquemática do princípio do aparato proposto a partir da Kinetografia. Fonte: (ELFTMAN, 1934).

Neste aparato, uma câmera era posicionada embaixo de placa de vidro para registrar estática e dinamicamente as deformações decorrentes das pressões no tapete. O sistema mensurava a pressão à medida que o indivíduo caminhava sobre o tapete de borracha. A área de contato de cada pirâmide com a superfície do vidro aumentava proporcionalmente com a pressão exercida pelo pé. Um fluido branco introduzido na interface tinha o intuito de tornar a visualização da deformação das projeções piramidais mais facilmente observável. As imagens realizadas utilizavam uma câmera de 16 mm com a velocidade de 72 quadros por segundo (BETTS et al., 1980a).

Mais tarde, por volta dos anos 50, um novo dispositivo foi concebido com a finalidade de mapear as forças verticais na sola do pé ao longo da marcha (Fig. 2.6). O aparato era constituído de 640 hastes quadrangulares verticais transparentes em acrílico posicionadas

em um bloco de 381 mm de comprimento e 154 mm largura. O bloco era inserido dentro de uma plataforma de madeira iluminada em um dos lados. Abaixo das hastes laterais, para registrar a distribuição de pressão foi utilizada uma câmera de 16 mm com uma taxa de captação das imagens de 30 frames por segundo abaixo das hastes verticais (BARNET, 1954).

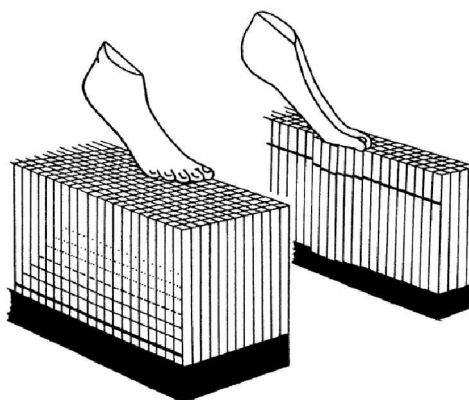


Figura 2.6. Aparato para mensuração forças durante a passada. Fonte: (BARNET, 1954)

Um novo sistema, baseado nos protótipos anteriores, de mensuração foi proposto em 1957 e era composto de uma fina camada de plástico reflexivo opaco, posicionado em cima de uma placa de vidro iluminada por luzes em uma das extremidades. Um espelho inclinado a 45° graus, posicionado abaixo da placa de vidro, refletia as diferentes intensidades de luz do contato de um objeto sobre uma fina camada de plástico em cima da superfície rígida. As imagens eram captadas por uma câmera monocromática posicionada lateralmente à placa de vidro. A pressão aplicada na camada de plástico visualizada na superfície inferior da placa de vidro apresentava diferentes intensidades de luz devido à interrupção da reflexão interna da luz no vidro. Desta forma, vista de baixo, as áreas de contato apresentavam diferentes níveis de intensidades de luz de acordo com a pressão aplicada (Fig. 2.7) (BETTS et al., 1980a).

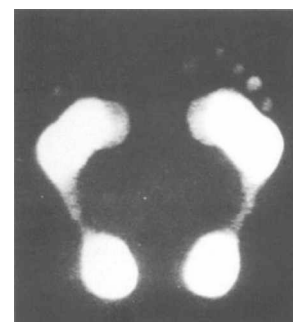
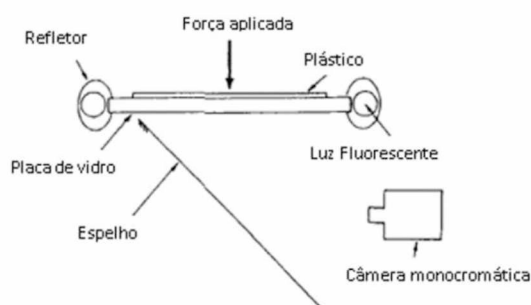


Figura 2.7. Diagrama sistemático do aparato para mensuração da pressão na sola do pé e a imagem da distribuição na sola do pé. Fonte: Adaptado de (BETTS et al., 1980b)

Um princípio óptico alternativo, desenvolvido em 1974, denominado foto-elasticidade de transdução de força foi utilizado em um novo aparato. O dispositivo desenvolvido (Fig. 2.8) era constituído de uma folha flexível (1) com pontos de contato para aplicar a pressão (1a), (2) camada refletiva, (2') folha opticamente sensível (fotoelástica), (3) filtro óptico (polarizador), (4) placa rígida de material transparente (vidro), (5) espelho e câmera fotográfica no caminho da luz (ARCAN; BRULL, 1976). Uma matriz rígida com protruções circulares foi usada para discretizar a pressão por intensidade luminosa na sola do pé. A força no local de cada protrução criava um padrão circular e o diâmetro de cada círculo era calibrado em função da força realizada em uma determinada área. A intensidade luminosa após ser refletida por espelho posicionado a 45 graus da superfície transparente era captada por uma câmera posicionada lateralmente a placa rígida de material transparente (GIACOMOZZO, 2011).

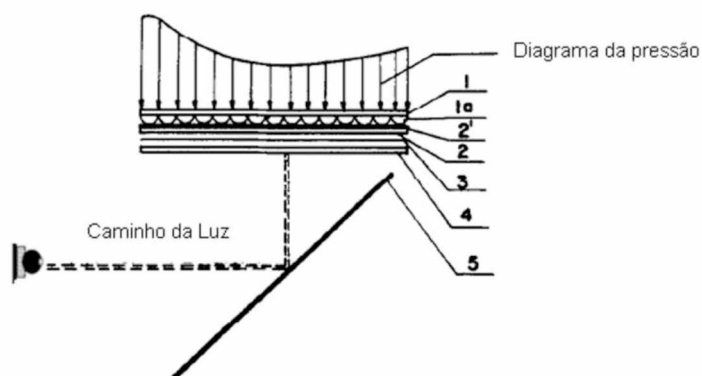


Figura 2.8. Configuração esquemática do aparato que utilizou a fotoelasticidade para transdução de força. Fonte: (ARCAN; BRULL, 1980)

Registros posteriores mostram que a avaliação da pressão da deformação elástica não ficou restrita à área de saúde. Foi utilizada também com a finalidade de mensurar a distribuição de pressão nos pneus de automóveis (Fig. 2.9). O método baseava-se no reflexão da luz que se encontra em reflexão interna total, dentro de um placa de acrílico, para avaliar a pressão em qualquer ponto do pneu (GENTLE, 1983).

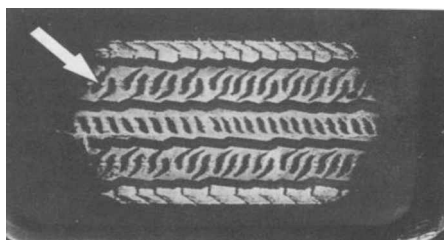


Figura 2.9. Imagem da medida da pressão em um pneu realizada por meio da imagem da deformação elástica. Fonte: (GENTLE, 1983).

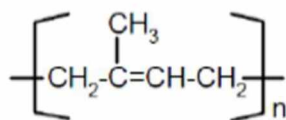
Apesar do grande uso da mensuração da pressão utilizando a deformação elástica, com o passar dos anos, uma diminuição da utilização foi observada por apresentar dificuldades devido ao nível de desenvolvimento das câmeras de filmagem, o material dos filmes que revestem a superfície superior do acrílico, dificuldade de calibração da intensidade da luz associado também ao grande crescimento e melhora das técnicas dos dispositivos de mensuração da pressão que utilizam transdutores, filmes, células de carga dentre outros sensores (RABBANI et al., 2011).

## 2.3 Elastômeros

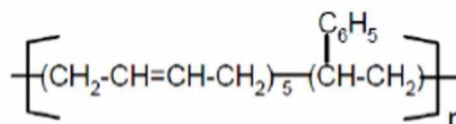
Os elastômeros, popularmente conhecidos como “borracha”, são materiais naturais ou sintéticos que apresentam propriedades e características únicas, como por exemplo: deformação elástica chegando a 1000%, baixo módulo de elasticidade em comparação com outras famílias de materiais e baixa densidade, que fazem com que sejam utilizados em diversas aplicações (GIMENEZ, 2010).

Os elastômeros são definidos como um material macromolecular que recupera rapidamente a sua forma e dimensões aproximadas iniciais após uma deformação substancial causada por uma tensão, e subsequente retirada da mesma. Os elastômeros têm na sua constituição diferentes arranjos e os mais comuns são (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARTION, 2008):

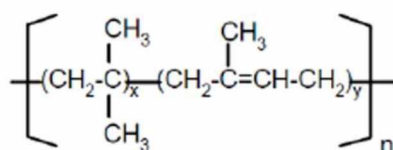
Borracha Natural



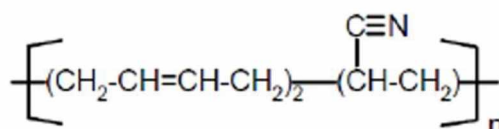
Borracha Estireno-butadieno

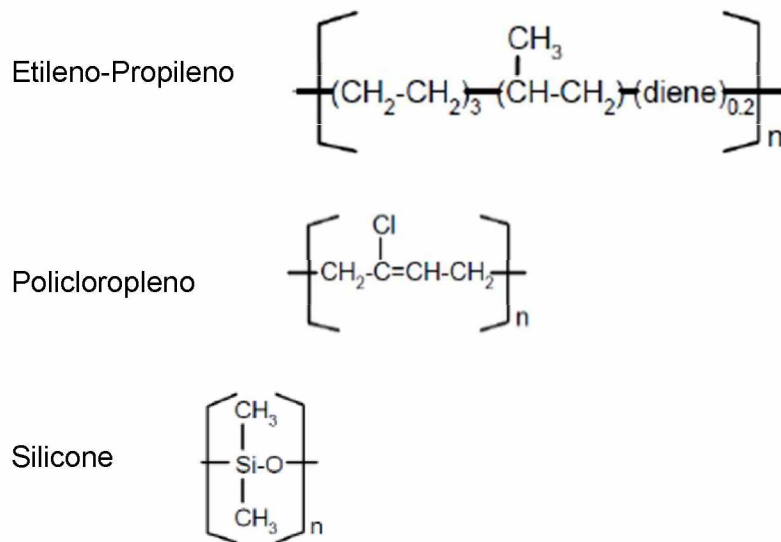


Borracha Butílica



Borracha Nitrílica





Possuem o comportamento mecânico dependente do tempo. Três curvas de tensão-deformação são características dos polímeros (Fig. 2.10). A curva A apresenta o comportamento frágil de materiais elásticos que fraturam enquanto deformam elasticamente, a curva B representa um material elastoplástico similar ao comportamento de muitos metais, que inicia com deformação elástica seguida de deformação plástica, a curva C apresenta o comportamento totalmente elástico característico dos polímeros que exibem uma elasticidade similar às da borracha. Essa classe de polímeros de elevada resiliência e dotados de baixa histerese mecânica são chamados de elastômeros (CALLISTER; RETHWISCH, 2013).

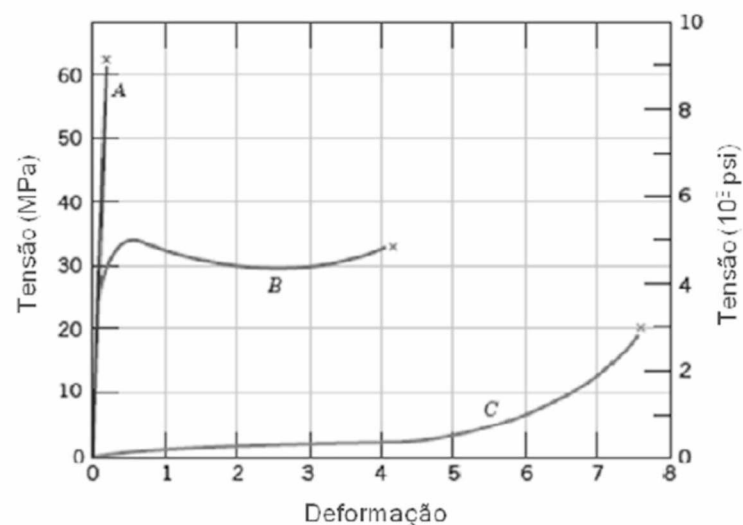


Figura 2.10. Curva tensão deformação características dos polímeros. Fonte: (CALLISTER; RETHWISCH, 2013)

Com intuito de alterar e controlar o comportamento mecânico de elastômeros, pode ser utilizado o processo de vulcanização. A vulcanização, também conhecida como “cura”, é o processo químico de formação de ligações cruzadas entre as moléculas do elastômero. As principais propriedades que podem ser alteradas com a vulcanização são: aumento do módulo de elasticidade, diminuição da viscosidade, aumento da dureza, diminuição da solubilidade e aumento da resistência à abrasão. A Figura 2.11 mostra a relação tensão x deformação entre um material vulcanizado e um não vulcanizado (BOWER, 2002).

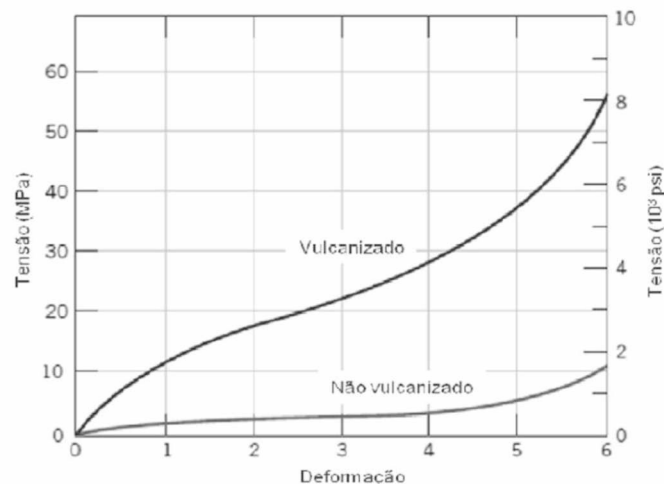


Figura 2.11. Curva de tensão-deformação para borracha natural vulcanizada e não vulcanizada à um alongamento de 600% Fonte:(CALLISTER; RETHWISCH, 2013)

Os polímeros elastoméricos são também susceptíveis ao efeito da temperatura (Fig. 2.12). O efeito da temperatura é mais evidente durante a deformação.

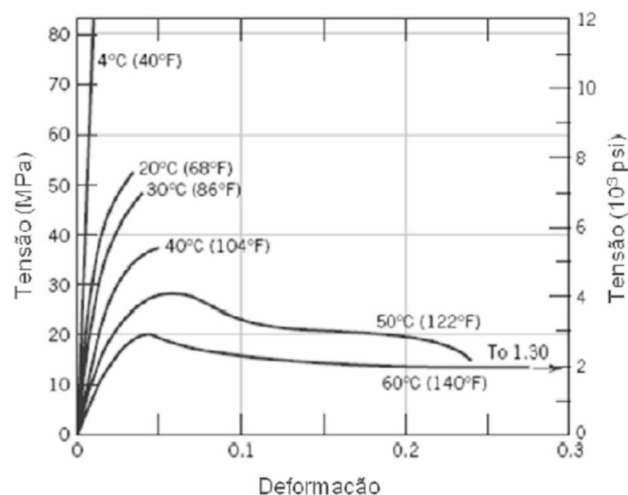


Figura 2.12. Efeito da temperatura no comportamento mecânico do poli(metilmetacrilato). Fonte:(CALLISTER; RETHWISCH, 2013)



Pode-se observar que tanto a tensão máxima quanto o módulo de elasticidade variam com a alteração da temperatura. A variação do módulo de elasticidade com a redução da temperatura resulta em um comportamento mecânico muito diferente, separados pela temperatura de transição vítrea ( $T_g$ ). Esta temperatura demarca a redução significativa do movimento de grandes cadeias moleculares, demarcando onde o comportamento do polímero muda de comportamento viscoso para comportamento rígido ou vítreo (CALLISTER; RETHWISCH, 2013).

A temperatura de transição vítrea depende das características moleculares que afetam a rigidez das cadeias. A temperatura de transição vítrea da borracha natural para a maioria dos compostos de borracha está em torno de  $-60^\circ\text{C}$  (KRICHELDORF; NUYKEN; GRAHAMSWIFT, 2004).

A resistência à tração e o módulo de elasticidade dos elastômeros dependem do tempo. Este comportamento é chamado genericamente de comportamento viscoelástico. Viscoelasticidade é a combinação da resposta à deformação de um material, com a contribuição relativa do tempo e da temperatura. A deformação é dependente da taxa de deformação. Ou seja, o valor da tensão aplicada, o tempo e a taxa de aplicação desta tensão, bem como a temperatura e o módulo de elasticidade afetam o valor final da tensão obtida. (KAKANI; KAKANI, 2004).

Esses módulos podem ser medidos experimentalmente. Um dos métodos para a medição é a relaxação à tensão. Nesse método, o corpo de prova é alongado rapidamente em tensão a uma deformação predeterminada e relativamente baixa. A temperatura é mantida constante. É possível observar que a tensão necessária para manter a deformação inicialmente imposta cai em função do tempo, esse resultado é devido ao processo de relaxação das cadeias moleculares que acontece nos polímeros ou módulo de relaxação (CALLISTER; RETHWISCH, 2013).

O Módulo de Relaxação, ( $E_r(t)$ ), é definido como o módulo elástico dependente do tempo para polímeros viscoelásticos (Eq. 2.1).

$$E_r(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_0} \quad 2.1$$

Onde  $\sigma(t)$  é a tensão dependente do tempo (segundos) e  $\varepsilon_0$  é o nível de deformação mantido constante (pascal). O módulo de relaxação caracteriza o comportamento viscoelástico dos polímeros. A dureza é uma medida de resistência do material à indentação da superfície. Pode ser interpretada como uma função da tensão necessária para produzir alguma deformação específica na superfície do material. A medição de dureza em

elastômeros consiste em medir a profundidade de impressão deixada no material com a aplicação de carga e é dependente das propriedades viscoelásticas do material e do tempo de duração da medição. A escala Shore de dureza é utilizada para a medição das propriedades mecânica de polímeros, elastômeros e borrachas (KRICHELDORF; NUYKEN; GRAHAMSWIFT, 2004).

## 2.4 Propriedades Ópticas

Uma das formas utilizadas para medir a variação das taxas de deformação em elastômeros por meio óptico. Desta forma, os fundamentos ópticos são aplicados para caracterizar a variação dos níveis de intensidade dos pixels que variam com aplicação da força. Neste caso, os efeitos da luz sobre os materiais são de fundamental importância para explorar os fenômenos ópticos (FRANKS; BETTS, 1988)(FRANKS, 1997).

Sabe-se que a luz interage com os meios materiais de diferentes maneiras. Quando um raio de luz incide sobre uma superfície de interface de dois meios materiais, dependendo do meio e da superfície, pode ocorrer a reflexão regular, reflexão difusa, refração, absorção da luz e difusão da luz. A intensidade da luz incidente ( $I_0$ ) na superfície de um sólido é igual a soma das intensidades da luz refletida ( $I_R$ ), da luz dispersada ( $I_D$ ), da luz absorvida ( $I_A$ ) e da luz transmitida ( $I_T$ ) demonstrada pela Equação 2.2 (FOX, 2001):

$$I_0 = I_R + I_D + I_A + I_T \quad 2.2$$

Os materiais transparentes são capazes de transmitir luz com pouca absorção e reflexão. Estes materiais são assim chamados por possibilitarem visualização através de sua espessura. Os materiais translúcidos são aqueles através dos quais a luz é transmitida de forma difusa, isto é, a luz é dispersa no interior do material e, dependendo do grau de transparência, torna difícil a visualização através do material. Os materiais impermeáveis à transmissão da luz visível são denominados opacos (HALLIDAY; WALKER, 2008).

Nos sólidos transparentes, ocorre reflexão regular quando um raio de luz atinge uma superfície de um material (Fig. 2.13). Esta, se for lisa e não apresentar rugosidades, permite que a luz incidente seja refletida pela superfície com um ângulo da luz incidente ( $\theta_1$ ) igual ao ângulo de reflexão e  $\theta'_1$ , ou seja, o raio incidente, o raio refletido e a normal à superfície no ponto de incidência estão no mesmo plano (BOAS; DOCA; BISCUOLA, 2001).

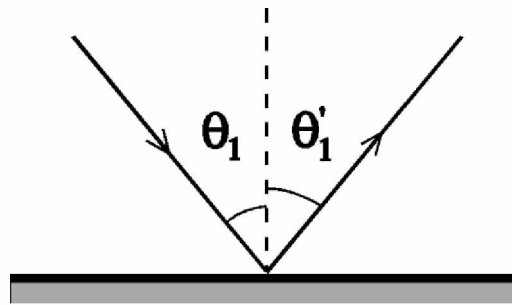


Figura 2.13. Reflexão regular demonstrando o ângulo de incidência e reflexão da luz.

Fonte: (FASSARELLA, 2007).

Na reflexão difusa, um feixe paralelo (Fig. 2.14) se propaga em um meio que incide sobre uma superfície e retorna ao meio incidente, espalhando-se em todas as direções, perdendo o paralelismo devido a irregularidades da superfície (HALLIDAY; WALKER, 2008).

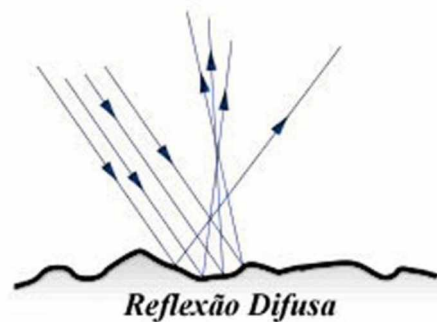


Figura 2.14. Raios incidentes e refletidos em uma superfície irregular. Fonte: (HALLIDAY; WALKER, 2008).

Na refração, a lei da refração da luz descreve a relação entre o ângulo de incidência ( $\theta_1$ ) e refração ( $\theta_2$ ) de um feixe luminoso, que passa através da interface entre dois meios de índices de refração diferentes:  $n_1$  e  $n_2$ . Quanto maior for o índice de refração de um sólido, maior será a sua reflexão (WILLIS; SCHNEIDER; HAGNESS, 2008).

A refração é dada pela lei de snell (Eq. 2.3):

$$n_1 * \text{sen}\theta_1 = n_2 * \text{sen}\theta_2 \quad 2.3$$

Onde

$n_1$  e  $n_2$  são os índices de refração dos dois meios

$\theta_1$  e  $\theta_2$  são os ângulos de incidência e refração respectivamente

Sendo que o índice de refração ( $n$ ) é determinado pela Equação 2.4:

$$n = c/v$$

2.4

Na qual:

$c$  é velocidade da luz no vácuo (constante);

$v$  é a velocidade do meio escolhido, e

$n$  é o índice de refração do meio.

De acordo com a lei de Snell, quando os índices de refração dos meios são iguais não ocorre o desvio da trajetória do feixe de luz. Porém, quando os índices de refração são diferentes a luz desviará da trajetória reta aproximando-se da normal se  $n_1 < n_2$  e afastando-se da normal se  $n_1 > n_2$  (Fig. 2.15). Portanto, a magnitude de desvio da luz depende da razão entre índices de refração dos dois meios (FASSARELLA, 2007).

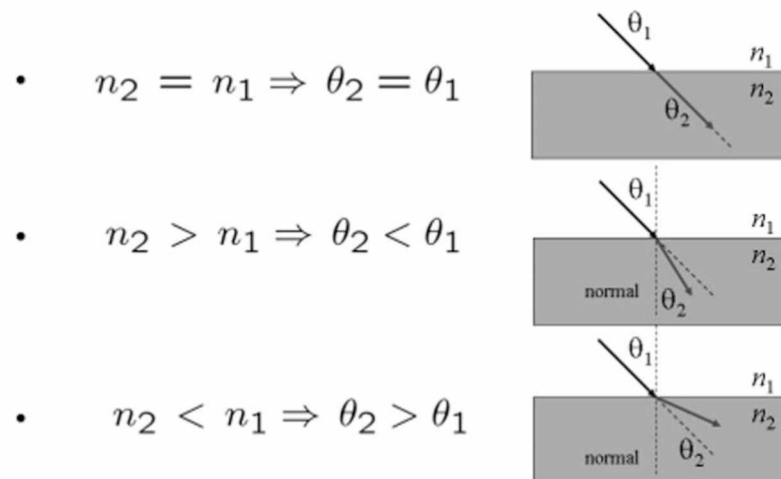


Figura 2.15. Trajetória do feixe de luz em diferentes meios. Fonte: (FASSARELLA, 2007).

Em algumas situações, a lei de Snell descreve que, sob algumas condições específicas, a luz pode sofrer somente reflexão sem qualquer parte sendo refratada. Este fenômeno chama-se reflexão interna total. Isto acontece quando um raio de luz passa de um meio opticamente mais denso (maior  $n_1$ ) para outro menos denso (menor  $n_2$ ) com um determinado ângulo de incidência ( $\theta_1 = \theta_\ell$ ). Este ângulo que produz uma reflexão interna máxima é chamado de ângulo limite ou crítico ( $\theta_\ell$ ) (HALLIDAY; WALKER, 2008).

Assim, quando o ângulo incidente ultrapassa o valor crítico ( $\theta_c$ ), nenhum feixe de luz atravessa para o outro lado da superfície, ficando refletida dentro do material (Fig. 2.16) (FASSARELLA, 2007).

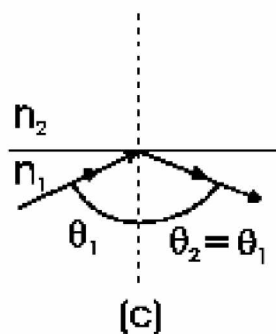


Figura 2.16. Feixe de luz em reflexão interna total. Fonte:(FASSARELLA, 2007)

A magnitude do ângulo crítico depende da razão entre os índices de refração dos dois meios: quanto menor for o índice de refração de  $n_1$  em relação ao índice de refração de  $n_2$  menor fica o ângulo crítico e o efeito de reflexão total é mais facilmente produzido. O ângulo crítico é dado pela Equação 2.5 (HALLIDAY; WALKER, 2008).

$$\sin \theta_c = \frac{n_2}{n_1} \quad 2.5$$

Onde

$n_1$  e  $n_2$  são os índices de refração dos dois meios,

$\theta_c$  = ângulo crítico.

Assim, o ângulo crítico para reflexão interna total é dado por (Eq. 2.6):

$$\theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1) \quad 2.6$$

$n_1$  e  $n_2$  são os índices de refração dos dois meios,

$\theta_c$  = ângulo crítico.

As técnicas ópticas acopladas à deformação de elastômeros é uma área de pesquisa a ser melhorada e otimizada. Neste campo de pesquisa, as empresas Techsteel Engenharias Ltda. têm desenvolvido um dispositivo óptico de medição da deformação elástica de semiesferas de elastômeros quando pressionadas sob superfície semitransparente plana. Essa forma de mediação da pressão e do peso foi desenvolvida

com sensores elastôméricos que se conformam de acordo com a distribuição de pressão aplicada em uma área. O dispositivo inclui um sistema de detecção de imagem que é composto por uma matriz de exibição de vídeo combinada com uma matriz de sensores ópticos.

O cálculo do peso e distribuição de pressão é feito por um ou mais processadores responsáveis pela digitalização e processamento da imagem da superfície elástica deformada, após calibração automática ou manual do equipamento. A Figura 2.17 apresenta a organização básica dos componentes do equipamento.

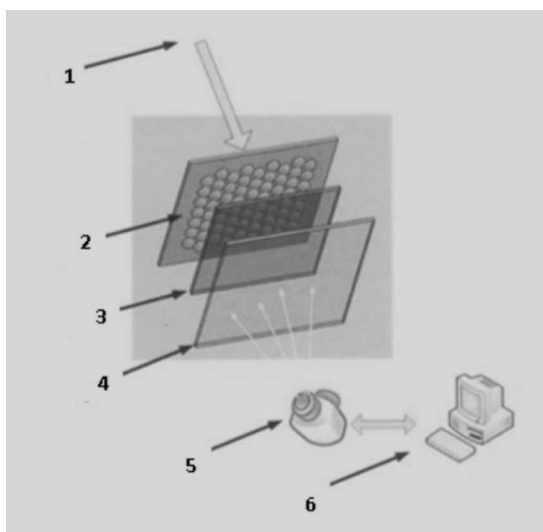


Figura 2.17. Sistema de Pesagem e Mapeamento de Distribuição de Peso e Pressão. A figura mostra células de deformação elástica (2) com aplicação de força (1), fluido (3) intersticial de contraste, substrato (4) intersticial transparente ou semitransparente, câmera (5) de aquisição de dados e computador (6).

A vantagem desta técnica é ser simplificada com potencial para ser utilizada com boa resolução e, em tempo real, principalmente, devido à melhoria dos sensores e da redução do custo operacional. Neste caso, é possível obter alternativas para medir a distribuição da pressão em um assento, a custo reduzido, visando estudar, por exemplo, problemas relacionados à adequação postural.

## **CAPÍTULO III**

### **ADEQUAÇÃO POSTURAL EM CADEIRA DE RODAS**

Este capítulo aborda os aspectos funcionais e anatômicos relacionados à interação do cadeirante e sua cadeira de rodas como: adequação postural, a pressão no assento e os ergômetros específicos para cadeirantes.

#### **3.1 Adequação Postural para Usuários de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual**

A palavra ergonomia consiste no estudo científico da relação entre o homem e o seu ambiente de trabalho. Na sua essência, requer uma abordagem interdisciplinar com a finalidade de otimizar a interação entre um dispositivo e o usuário, objetivando uma posição espacial efetiva do corpo ou uma das suas partes (KUMAR, 2009). Estes conceitos, inicialmente usados na ergonomia industrial, estão sendo considerados no desenvolvimento de tecnologias assistiva (COOK; POLGAR, 2008)

A tecnologia assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (PARETTE; DIKTER, 2004). Os recursos de tecnologia assistiva são organizados e classificados de acordo com objetivos funcionais a que se destinam (STROBL, 2013). Na área da postura sentada, um recurso da tecnologia assistiva é a adequação postural. A adequação postural é uma ferramenta que tem o intuito de proporcionar uma intervenção postural adequada, baseada nos conhecimentos da ergonomia, para garantir posturas funcionais na postura sentada (MAIOR, 2009).

Os benefícios de uma adequação postural correta incluem: prevenir deformidades, favorecer a integridade da pele, melhorar as funções fisiológicas, melhorar o desempenho funcional, ampliar a liberdade de movimento, economizar energia, facilitar autocuidado e autoestima, otimizar a comunicação e socialização, aumentar o nível de tolerância na postura assentada, promover o conforto, facilitar o transporte, a acessibilidade, promover a inclusão social e melhorar a expectativa e qualidade de vida de pessoas com deficiência (STROBL, 2013).

A ausência da adequação postural pode acarretar desconforto postural, dor, aumento dos tônus, movimentação anormal, assimetria postural, fadiga, diminuição da atenção e da concentração e até o abandono ou desuso do equipamento. Outras complicações secundárias podem ocorrer, como vícios posturais, comprometimentos intelectuais e emocionais, luxações, diminuição da capacidade respiratória, podendo levar uma pessoa à morte por septicemia devido a complicações das úlceras de pressão (DICIANNO et al., 2009).

Baseado nestes conhecimentos de ergonomia e da adequação postural, um modelo conceitual denominado ergonomia da configuração para o desempenho (Fig. 3.1) tenta compreender como os aspectos do usuário da cadeira de rodas (idade, peso, altura, tipo de incapacidade, condicionamento aeróbico, habilidade, força, etc), do projeto (cadeira monobloco e dobrável, regulável) e da configuração de uma cadeira de rodas de propulsão manual (altura e inclinação do assento ou encosto, tamanho da roda de propulsão, cambagem, resistência ao rolamento, materiais, etc) influenciam na eficiência, segurança, saúde e conforto e o desempenho na vida diária e nas competições esportivas (VAN DER WOUDE et al., 1986)(ROBERTSON et al., 1996)(VAN DER SLIKKE et al., 2016).

Diversos estudos têm abordado parâmetros de projeto e configuração da cadeira de rodas e seus efeitos na melhora da capacidade física e na mecânica da propulsão da cadeira de rodas (VAN DER WOUDE et al., 2009)(MASON et al., 2011)(MASON; VAN DER WOUDE; GOOSEY-TOLFREY, 2013). O modelo conceitual reitera a necessidade de um estudo interdisciplinar detalhado, destacando os fatores fisiológicos e biomecânicos associados à combinação usuário-cadeira de rodas. Esses fatores influenciam a ergonomia do desempenho esportivo na cadeira de rodas, com a finalidade de estabelecer elementos-chaves na busca de uma melhor customização da cadeira de rodas (VAN DER WOUDE et al., 1986). Diferentes aspectos da configuração da cadeira de rodas podem ser estudados utilizando os ergômetros específicos ajustáveis (MASON et al., 2011).

Dentre estes aspectos da configuração da cadeira de rodas, o posicionamento do assento em relação ao eixo da roda posterior, denominado centro de gravidade, é a principal característica de ajustabilidade em uma cadeira de rodas (FERGUSON-PELL et al., 2015).



O ajuste adequado do centro de gravidade da cadeira é um dos aspectos importantes para as exigências de funcionalidade da vida diária, estilo de vida, saúde, desempenho nas atividades esportivas e qualidade de vida (VAN DER WOUDE; DE GROOT; JANSSEN, 2006).

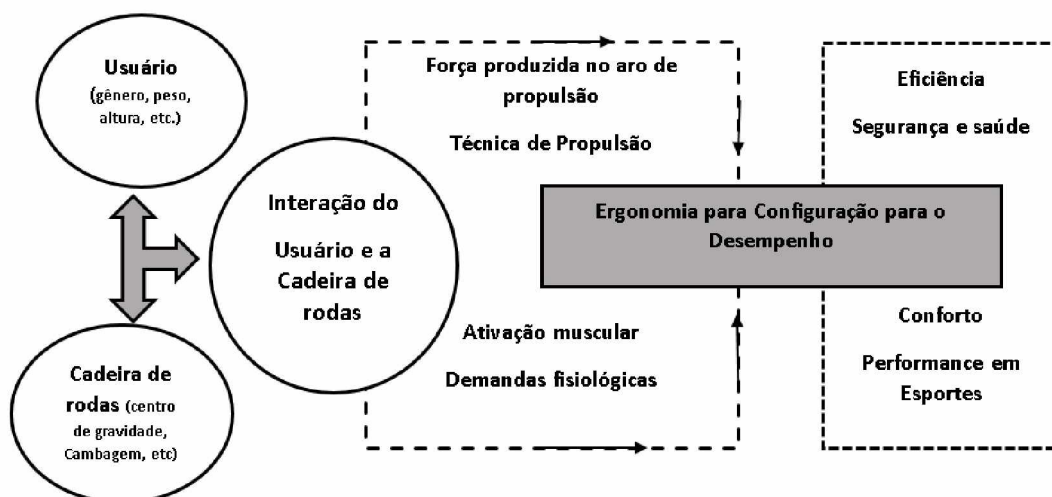


Figura 3.1. Modelo conceitual adaptado apresentando os aspectos que influenciam a ergonomia da configuração para performance. Fonte: Adaptado de (VAN DER WOUDE et al., 1986)

O assento pode ser ajustado horizontal e verticalmente (Fig. 3.2). O ajuste da posição do assento proporciona estabilidade, manobrabilidade e uma personalização do conforto relacionado à capacidade funcional de cada usuário (RICHTER, 2001).

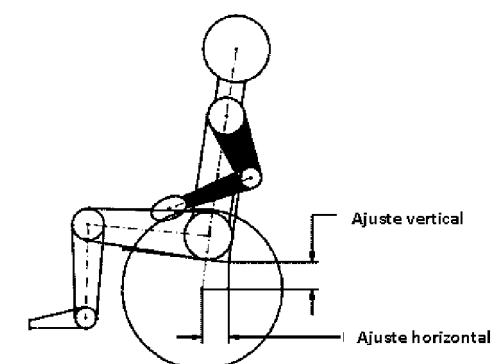


Figura 3.2. Ajuste do centro de gravidade na horizontal. Fonte:(BURTON et al., 2010)

O ajuste do assento no plano horizontal é utilizado para modificar a estabilidade e a inclinação posterior da cadeira de rodas. O deslocamento do assento na vertical é usado para otimizar aspectos biomecânicos da propulsão. Enquanto alguns ajustes na posição do

assento podem melhorar a estabilidade e a manobrabilidade da cadeira de rodas, outros podem afetar adversamente na biomecânica da propulsão (TOMLINSON, 2000) (RICHTER et al., 2007).

De acordo com Woude et. al. (2009), a posição do assento afeta a propulsão, porém, as variáveis que são verdadeiramente influenciadas ainda não são totalmente conhecidas e, neste caso, algumas discrepâncias entre os diversos estudos podem existir devido às diferenças na metodologia, na população estudada e nas características das cadeiras de rodas.

A cambagem da roda posterior também é um parâmetro a ser considerado quando se tenta atingir o ajuste ergonômico ideal entre a cadeira de rodas e o seu usuário. A cambagem corresponde ao ângulo que a roda da cadeira faz em relação ao chão (Fig. 3.3). A cambagem permite a melhora da estabilidade lateral da cadeira por aumentar a base da cadeira e, conseqüentemente, diminuir a altura do assento e melhora da velocidade de giro da cadeira, por exemplo durante o jogo de basquetebol ou rugby (VEEGER, 1989).

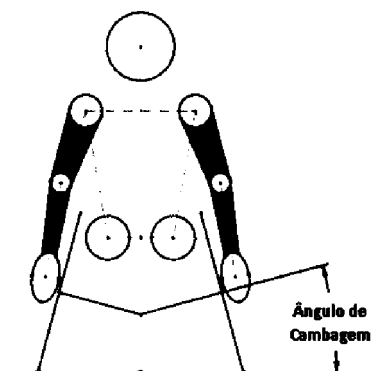


Figura 3.3. Desenho esquemático mostrando o ângulo de cambagem da roda posterior.

Fonte: (BURTON et al., 2012).

O encosto faz parte do sistema de adequação postural da cadeira de rodas que fornece o apoio necessário para a estabilidade do usuário da cadeira de rodas. Devidamente ajustado, o encosto possibilita a utilização irrestrita das extremidades superiores na propulsão da cadeira de rodas (ARMSTRONG et al., 2008). O encosto pode ser fixo ou removível (rígido ou flexível) ou possuir inclinações e angulações ajustáveis (SOLTAU et al., 2015). O ângulo do encosto na cadeira de rodas influencia o nível de pressão nos tecidos (MACGREGOR, 2010). Para grande maioria dos usuários, um encosto baixo proporciona pouco suporte ao propulsor a cadeira de rodas e um encosto alto reduz a capacidade de impulsionar a cadeira de rodas de forma eficiente (COOPER, 1998).

A posição do pé na cadeira de rodas é, certamente, um aspecto que deve ser considerado na prescrição e adequação de uma cadeira de rodas. Este aspecto contribui para a estabilidade e manobrabilidade, por influenciar a estabilidade da pélvis e, consequentemente, na estabilidade do tronco do usuário (JAN et al., 2016). Um ajuste adequado da altura e angulação garante uma distribuição igualitária da descarga de peso na superfície de suporte no assento da cadeira (VEEGER, 1989). A prevenção de complicações, otimização da mobilidade e independência funcional nas atividades de vida diária e no esporte em cadeira de rodas é dependente de uma combinação de fatores associados ao usuário, à cadeira de rodas e à interface entre os dois. Porém, tem-se deixado de lado o papel da cadeira de rodas e a combinação usuário e cadeira de rodas. A distribuição da pressão no assento é uma ferramenta para entender as relações entre os diferentes aspectos do usuário e sua cadeira de rodas (MASON et al., 2011) (MASON; VAN DER WOUDE; GOOSEY-TOLFREY, 2013).

### *3.1.1 Pressão no Assento de um Cadeirante*

O sistema tegumentar recobre o corpo, protegendo-o contra o atrito, a perda de água, a invasão de micro-organismos e a radiação ultravioleta. Tem papel na percepção sensorial (tato, calor, pressão e dor), na síntese de vitamina D, na termorregulação, na excreção de íons e na secreção de lipídios protetores. O sistema tegumentar é constituído pela pele e seus anexos: pelos, unhas, glândulas sebáceas, sudoríparas e mamárias. A pele é o maior órgão do corpo. É composta pela epiderme, de epitélio estratificado pavimentoso queratinizado, e pela derme, de tecido conjuntivo. Subjacente, unindo-a aos órgãos, há a hipoderme (ou fáscia subcutânea), de tecido conjuntivo frouxo e adiposo (MAK; ZHANG; TAM, 2010).

A epiderme é a camada mais superficial da pele, sua morfologia é de um tecido estratificado queratinizado no qual há renovação celular constante, por intermédio dos queratinócitos que estão organizados em cinco camadas ou estratos. Da região mais profunda da epiderme à superficial, são denominados os seguintes estratos: estrato basal - apresenta células cúbicas ou prismáticas; estrato espinhoso - as células variam gradualmente de poliédricas a pavimentosas; estrato granuloso - formado por células rombóides ou pavimentosas; estrato lúcido - possui células pavimentosas anucleadas; e o estrato córneo - formado por células anucleadas queratinizada (SILVA; SILVA, 2008).

No corpo humano, diversas forças atuam por meio das superfícies na pele durante a locomoção e nas posturas adotadas, tornando-se essenciais ao organismo para sustentação do corpo contra a gravidade, para o controle postural e superação da inércia (ELLIS, 2016). Entretanto, na postura sentada, altos níveis de pressão nas interfaces dos tecidos com as

superfícies de suporte podem ocasionar danos graves à pele e aos tecidos subjacentes, acarretando perda funcional, da expectativa e qualidade de vida, além de complicações graves, que podem, inclusive, levar o indivíduo à morte (MAK; ZHANG; TAM, 2010).

Quando uma postura sentada é assumida, a maioria do peso do corpo é colocada sobre o apoio na região isquiática da pelve e nos tecidos circunvizinhos (Fig. 3.4).

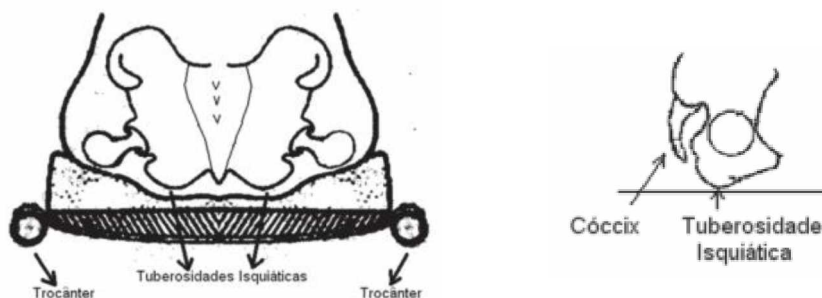


Figura 3.4. Áreas mais sujeitas a pressão na postura sentada. Fonte: (HUET; MORAES,

Na posição sentada prolongada na cadeira de rodas, os picos das pressões tendem a se concentrar próximo às proeminências ósseas como tuberosidades isquiáticas, nos cóccix e sacro (CARLSON, 2010). Essas proeminências ósseas são as mais próximas do assento sendo as estruturas da pelve submetidas a maiores pressões na postura sentada (HUET; MORAES, 2003).

À medida que a pessoa permanece sentada, a região isquiática se torna a principal estrutura de suporte de peso em contato com a superfície do assento. Apesar desta região ser revestida pelo glúteo e por tecidos adiposos formando uma espessa camada de amortecimento posterior em torno da tuberosidade isquiática na postura sentada, uma pequena parte desta camada de revestimento realmente realiza o suporte do peso (CLARK et al., 2006). Com isso, a manutenção de uma postura sentada prolongada pode restringir o sangue que flui para os tecidos da região quando a compressão excede a pressão hidrostática capilar, intersticial e dos vasos linfáticos acima de 32 mmHg (LANDIS, 1930). A manutenção de uma alta pressão na interface tecidual pode acarretar uma isquemia na região com progressão para inflamação, anóxia e necrose tecidual (VOS et al., 2006).

Nas situações de vida diária, os indivíduos sem alterações de sensibilidade reajustam seu posicionamento quando sentem dor e desconforto do aumento da pressão tecidual (KAMEGAYA, 2016). Entretanto, pessoas com lesões medulares não sentem o desconforto associado à dor do aumento da pressão tecidual, podendo ocasionar lesões na pele conhecidas como úlceras de pressão nos tecidos circunvizinhos as regiões de pressão

elevada. A úlcera de pressão ou escara é definida como uma lesão de pele causada pela interrupção sanguínea em uma determinada área, que se desenvolve devido a uma pressão aumentada por um período prolongado, geralmente sobre uma proeminência óssea (REENALDA et al., 2009).

Diversos fatores, como o tensão de cisalhamento dentro do corpo, carga de impacto tecidual, temperatura e umidade elevada, idade, estado nutricional, saúde geral, nível de atividade física, deformidades, postura e mudanças posturais, condição físicas, condições emocionais específicas, em conjunto com a pressão, podem influenciar na incidência, prevalência e a evolução das úlceras de pressão (YU et al., 2014). Apesar de muitos fatores influenciarem na etiologia da doença, a pressão é reconhecida como o fator mais importante que envolve o desenvolvimento das úlceras de pressão (COGGRAVE; ROSE, 2003).

As úlceras de pressão são consideradas um importante problema de saúde devido à enorme repercussão econômica e sanitária do seu acometimento. Vários sistemas de classificação foram desenvolvidos para identificar clinicamente as úlceras de pressão. O mais utilizado é o desenvolvido pelo National Pressure Ulcer Advisory Panel 2007 (SMITH et al., 2013). Esse sistema classifica as úlceras em quatro estágios (Fig. 3.5) de acordo com o grau de comprometimento tecidual.

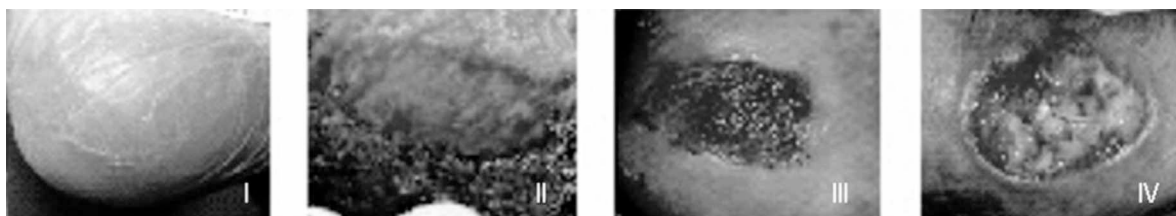


Figura 3.5. Estágios de I a IV de uma úlcera de pressão. Fonte: (SMITH et al., 2013)

No Estágio I, a pele está intacta, mas com sinais de ulceração iminente. Apresenta eritema ou alteração da coloração reversível à pressão devido à hiperemia reativa que pode desaparecer após 24 horas de alívio da pressão. Outras alterações na pele como aumento da temperatura local, da consistência de tecido e/ou alterações de sensibilidade podem estar associadas. Com a manutenção da pressão contínua, ocorre uma evolução para eritema definido, o qual não se torna pálido com a pressão digital e pode se tornar o primeiro sinal externo da destruição tissular (CLARK et al., 2006).

No estágio II, ocorre perda da integridade cutânea podendo envolver epiderme, derme ou ambas. A úlcera tem aspecto superficial e pode ser visualizada macroscopicamente na forma de bolha, abrasão ou leve depressão. A região pode apresentar-se com coloração vermelho pálida, sem fragmentos ou ainda como uma bolha preenchida com exsudato seroso, intacta ou aberta rompida (MACGREGOR, 2010)

No estágio III, acontece a perda da integridade cutânea integralmente em sua espessura. Há extensão da necrose ao tecido subcutâneo e adiposo podendo se estender até a fáscia, sem exposição de osso, tendão ou músculo. A úlcera se apresenta clinicamente como uma depressão profunda, com ou sem deslocamento do tecido subjacente, podendo ocorrer ou não a formação de túneis (SMITH, 2011).

No estágio IV, ocorre perda da integridade cutânea em sua espessura total com destruição extensa, necrose do tecido celular subcutâneo e comprometimento do tecido muscular, ósseo ou de estruturas de suporte, como tendões ou cápsulas articulares. Pode ocorrer, ainda, amplos deslocamentos de tecidos adjacentes e formação de túneis, bem como a presença de osteomielite com destruição óssea, luxações, fraturas patológicas, que pode evoluir para septicemia (LUZ et al., 2010).

A cadeira de rodas é um equipamento de auxílio ao deslocamento que utiliza a postura sentada e está entre uma das tecnologias assistiva mais utilizadas por pessoas que apresentam a impossibilidade, temporária ou definitiva, de deslocar-se utilizando os membros inferiores (MAK; ZHANG; TAM, 2010). O comprometimento da integridade tecidual da pele em populações de usuários de cadeiras de rodas tem sido registrado frequentemente sobre as tuberosidades isquiáticas, devido à concentração de tensão sobre as proeminências ósseas. Acredita-se que existe uma associação entre esses picos e a lesão tecidual (MAKHSOUS *et al.*, 2007). Para os usuários de cadeiras de rodas, é essencial que o sistema de assento e seus acessórios contribuam ativamente para a qualidade de vida, maximizando a função física remanescente e aumentando o bem-estar social e psicológico, o que pode ser feito pela promoção da viabilidade tecidual, da postura saudável, da mobilidade e a independência funcional (COGGRIVE, 2003).

Inúmeros aspectos relacionados aos usuários de cadeira de rodas e de configuração da cadeira de rodas podem influenciar na distribuição de forças no assento da cadeira de rodas (SLOWIK et al., 2015). Os aspectos da condição física dos usuários de cadeira de rodas que podem influenciar a distribuição da pressão no assento incluem o grau de espasticidade, alterações na coluna como a escoliose, obliquidade pélvica, funções cognitivas e informações sensoriais. Os aspectos relacionados à configuração da cadeira são identificados como altura e inclinação do assento, altura do encosto e do apoio do pé, forma de propulsão, cambagem, dentre outros (TANIMOTO *et al.*, 2001).

A manutenção da postura sentada com altos níveis de pressão predispõe as pessoas com deficiência usuárias de cadeira de rodas com alterações de sensibilidade a um risco elevado de desenvolver úlceras de pressão (COGGRIVE; ROSE, 2003)(BENTO et al., 2016). A recomendação para cuidados e manobras de alívio de pressão para pessoas com lesão medular é que deve ser realizado um alívio de pressão no intervalo de 15 a 30

minutos com duração de 15 segundos. A Agência de Investigação de Cuidado em Saúde recomenda realizar uma estratégia de alívio da pressão a cada 30 minutos, com duração de 30 segundos (COGGRAVE; ROSE, 2003).

### 3.2 Ergômetros de Propulsão Manual

O nome ergômetro tem sua origem do latim nas palavras “ergon” que significa trabalho e “metron” mensuração. Os ergômetros são equipamentos com intuito de simular um tipo de exercício e possibilitar a medição de variáveis fisiológicas durante a atividade (GHORAYEB; DIOGUARDI, 2007).

Os ergômetros estacionários, de uma forma geral, podem ser divididos em convencionais e específicos. Os ergômetros estacionários convencionais apresentam pouco ou nenhuma similiaridade ao gesto motor realizado na atividade de vida diária ou esporte. Os ergômetros estacionários específicos (Fig. 3.6) procuram reproduzir fielmente o gesto motor do esporte ou atividade física com o intuito de respeitar a especificidade da propulsão manual e assim aumentar a confiabilidade das mensurações (ZAGATTO; PAPOTI; GOBATTO, 2009).

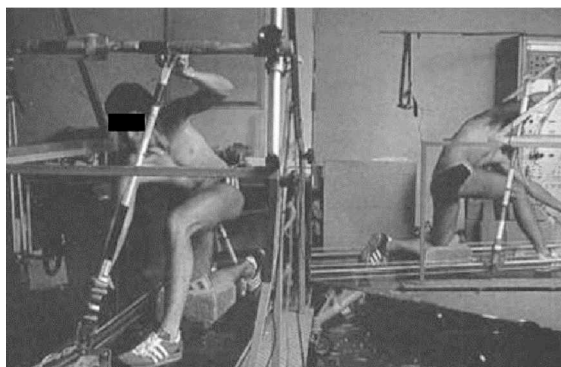


Figura 3.6. Ergômetro estacionário específico para a modalidade de remo. Fonte: (ZAGATTO; PAPOTI; GOBATTO, 2009)

Na área da reabilitação, os ergômetros específicos para usuários de cadeira de rodas de propulsão manual surgiram, adicionalmente, aos equipamentos convencionais para avaliação física de pessoas com deficiências de membros inferiores (NOVAIS, 2010). Segundo Vanlandewick (2000, p.342), a reprodução do gesto motor da propulsão manual na cadeira de rodas aumenta a confiabilidade das respostas fisiológicas coletadas.

Um grande número de investigações sobre fisiologia e biomecânica (MASON, 2011) (MASON; VAN DER WOUDE; GOOSEY-TOLFREY, 2013)(TORHAUG et al., 2016) da

configuração da cadeira de rodas (VAN DER WOUDE et al., 2009) (VAN DER WOUDE; FORMANOY; DE GROOT, 2003) (SASAKI et al., 2008) prevenção de lesões e complicações secundárias (FINLEY et al., 2004), treinamento (RODGERS et al., 2001), aspectos paramétricos do usuário, adequação postural customização de cadeira de rodas estão sendo conduzidas utilizando ergômetros estacionários específicos para usuários de cadeira de rodas de propulsão manual (BURTON et al., 2010).

No decorrer do tempo, estudos têm demonstrado que os ergômetros específicos apresentam respostas confiáveis por conseguirem condições de avaliação altamente reprodutíveis em ambiente de laboratório e por sua grande proximidade à realidade da biomecânica da propulsão manual (VANLANDEWIJCK; THOMPSON, 2000). Esses ergômetros podem variar de acordo com a forma de construção, nível de adaptabilidade, modos de simulação, sistema de frenagem (MORENO et al., 2008). São divididos em ergômetros que usam uma cadeira de rodas posicionada em rolos, em esteira ergométrica e simuladores estacionários computadorizados (VANLANDEWIJCK; THEISEN; DALY, 2001).

Os ergômetros que utilizam uma cadeira posicionada em rolos são controlados mecanicamente ou por dispositivos elétricos (Fig. 3.7).

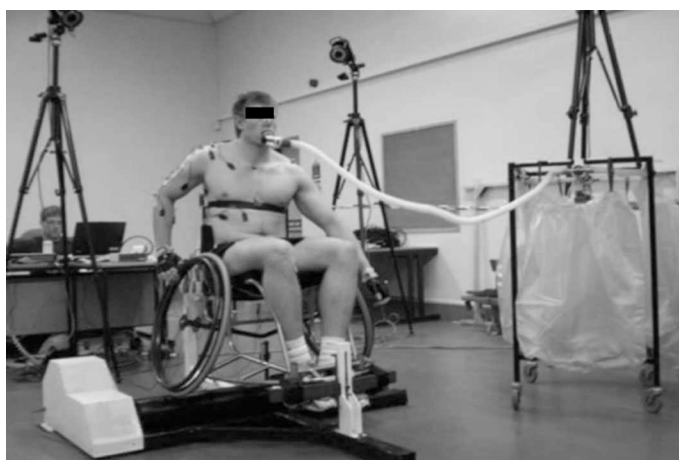


Figura 3.7. Ergômetro que utiliza uma cadeira posicionada em rolos. Fonte: (GOOSEY-TOLFREY, 2010)

Esses dispositivos permitem calcular o peso da cadeira de rodas e do usuário, a resistência ao rolamento, quantificar a inércia do sistema e ajustar a velocidade do usuário por meio de diferentes resistências impostas ao rolamento. Estes equipamentos apresentam desvantagens por não possibilitarem a introdução de mudanças na configuração da cadeira de rodas (HUTZLER, 1998), por apresentarem limitações para mensurar as mudanças do centro de gravidade durante a propulsão e ainda por negligenciarem as forças externas criadas pela aceleração e desaceleração do tronco (CHÉNIER; BIGRAS; AISSAOUI, 2010).



Os ergômetros que utilizam uma cadeira de rodas posicionada em uma esteira ergométrica usam uma esteira especial mais larga que a esteira convencional (Fig. 3.8). Estes equipamentos são considerados os dispositivos mais próximos à realidade da propulsão manual na cadeira de rodas por utilizar a própria cadeira do usuário e simular pistas e rampas (NIESING et al., 1990).



Figura 3.8. Ergômetro que utiliza uma cadeira de rodas posicionada em uma esteira ergométrica especial. Fonte: (MASON; VAN DER WOUDE; GOOSEY-TOLFREY, 2013).

Este tipo de dispositivo possibilita a manipulação da carga de trabalho, alterando a velocidade e a inclinação da esteira ergométrica, permitindo a análise da fisiologia cardiovascular, avaliação de parâmetros eletromiográficos do movimento de propulsão. Pode, ainda, realizar a ergoespirometria com a finalidade de obter o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e a produção de gás carbônico/oxigênio ( $VCO_2$ ), entre outros parâmetros fisiológicos (GHORAYEB; DIOGUARDI, 2007). As desvantagens do uso deste equipamento estão relacionadas ao controle da velocidade e à mudança de direção (CHÉNIER; BIGRAS; AISSAOUI, 2010). A força e o torque produzidos no mecanismo de propulsão são calculados através de equações, considerando modelos matemáticos específicos (NIESING et al., 1990).

Os ergômetros simuladores estacionários computadorizados (Fig. 3.9) possibilitam a avaliação de parâmetros cinéticos e cinemáticos em 3D, forças e momentos aplicados no aro de propulsão. Têm se destacado, particularmente, na investigação de como os aspectos das configuração das cadeiras de rodas, do projeto e condição física do usuário da cadeira de rodas influenciam na eficiência biomecânica da propulsão na cadeira de rodas (VANLANDEWIJCK, 2001).

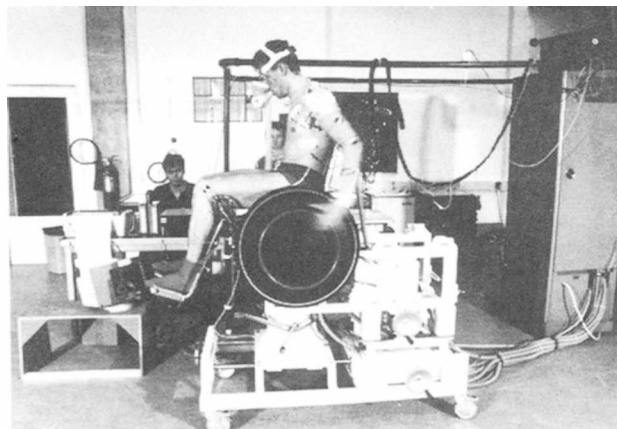


Figura 3.9. Ergômetros simuladores estacionários. Fonte:(VAN DER WOUDE; DE GROOT; JANSSEN, 2006).

Diante das exigências de avaliação de diferentes aspectos fisiológicos, antropométricos, de treinamento, prevenção e de customização da cadeira de rodas tem emergido uma nova geração de cadeiras, dispositivo ajustáveis e ergômetros. Esses dispositivos permitem a mudança de diferentes aspectos da configuração (Fig. 3.10), com a finalidade de estudar o efeito da configuração da cadeira de rodas em diferentes aspectos da biomecânica da propulsão na cadeira de rodas. Um quadro regulável para o rugby em cadeira de rodas foi proposto para auxiliar na customização das cadeira de rodas (BURTON; FUSS; SUBIC, 2010).

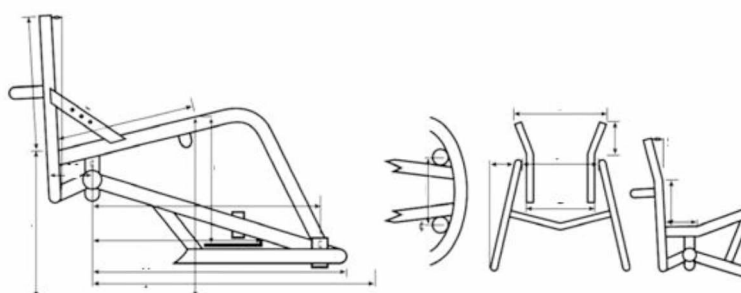


Figura 3.10. Quadro de ergômetro para rugby em cadeira de rodas. Fonte: (BURTON; FUSS; SUBIC, 2010)

### 3.3 Ergômetros para Cadeirantes

Considerando a especificidade da propulsão manual em cadeira de rodas, o laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) desenvolveu, em 2008, um primeiro protótipo de ergômetro para cadeirantes, que consistia em dois módulos: o módulo de propulsão e o de resistência eletromagnético conectados. Este protótipo, denominado de ERG-CR09 (Fig. 3.11), foi projetado para gerar resistências diretamente nos aros de propulsão, com o intuito de proporcionar um gesto motor similar à propulsão manual de uma cadeira de rodas. O protótipo desenvolvido não incluía ajustes para se realizar uma adequação postural satisfatória, pois, o equipamento somente possuía um mecanismo de ajuste da angulação da articulação do joelho, que permitia o posicionamento das pernas do usuário em diferentes alturas (NOVAIS, 2010).

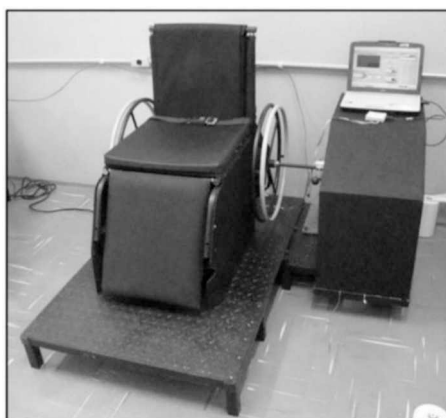


Figura 3.11. ERG-CR09. Primeiro protótipo do ergômetro desenvolvido pelo Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). Fonte: (NOVAIS, 2010)

Para os testes da parte estrutural do primeiro protótipo do ergômetro foram realizadas simulações numéricas por meio de análises por elementos finitos. O protótipo foi avaliado por pessoas com deficiência usuários de cadeira de rodas de propulsão manual em um experimento, utilizando o teste de Wingate aplicado em 16 pessoas com deficiência em membros inferiores. Aspectos da adequação postural foram avaliadas por meio de questionário técnico de avaliação do equipamento, que envolveu todos os usuários que participaram dos testes (NOVAIS, 2010).

Com o intuito de melhorar o primeiro protótipo do ergômetro, foi desenvolvido uma segunda versão denominada de ERG01 (Fig. 3.12). Neste protótipo, foram introduzidas novas tecnologias, como a medição direta e automática do peso do usuário, a inclusão de volantes inerciais, visando a atenuação dos picos do sinal de potência, e uma nova forma de calibração do sistema. Este protótipo foi projetado com um sistema de geração de

resistência eletromagnética, acoplado internamente na parte estrutural. O protótipo foi fabricado em alumínio, permitindo reduzir as dimensões e o peso. Para controlar a parte eletrônica, um aplicativo em linguagem LabVIEW, foi desenvolvido para configurar a carga a ser utilizada e controlar a aquisição dos sinais de rotação e torque do sistema para que a potência, energia e fadiga do usuário pudessem ser estimadas (VIEIRA, 2012).



Figura 3.12. ERG01.Segunda versão do protótipo do ergômetro desenvolvido pelo Laboratório de Projetos Mecânicos. (UFU).Fonte: (VIEIRA, 2012)

Nesta segunda versão do protótipo do ergômetro foram implementados dispositivos de adequação postural, como cintos, um sistema de ajuste que permite regulagem do apoio dos pés, da posição do assento em relação ao centro do eixo da roda (centro de gravidade) e à distância do encosto ao assento (Fig. 3.13). Estas inovações foram baseadas no questionário de satisfação do usuário com o ergômetro, realizado no primeiro protótipo (VIEIRA, 2012). e nas evidências científicas de aspectos de adequação postural (MASON, 2011).



Figura 3.13. Segunda versão do ergômetro com ajuste de distância do encosto ao assento. Fonte:(VIEIRA, 2012).

Esta segunda versão foi testada utilizando protocolo de Wingate e o incremental (Fig. 3.14), que permitiram a avaliação do condicionamento físico, baseados nos níveis de potência ajustados, bem como, nos índices de fadiga baseados no cálculo das energias equivalentes (VIEIRA, 2012).

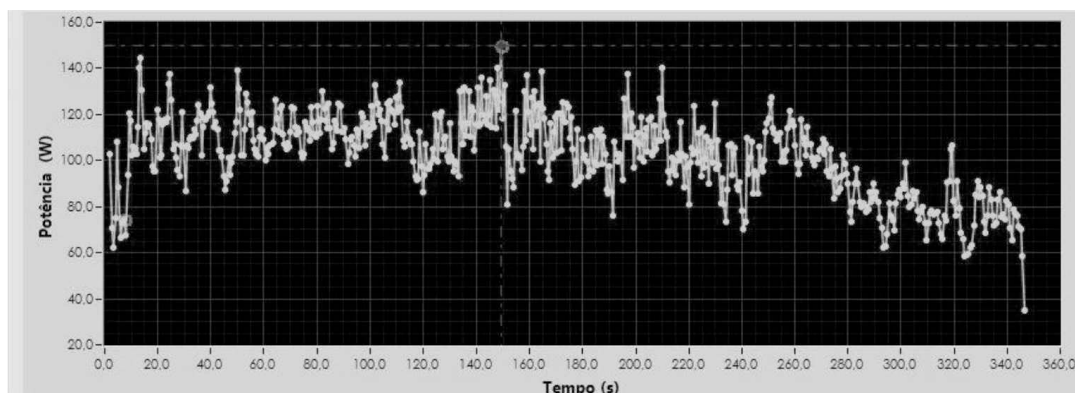


Figura 3.14. ERG01 Resultados da força em função do tempo utilizando a segunda versão do ergômetro. Fonte: (VIEIRA, 2012)

Para a complementação funcional desta segunda versão do protótipo do ergômetro para cadeirantes foi desenvolvido um novo sistema de mapeamento de pressão, que utiliza o princípio de deformação elástica de elastômeros com uma configuração para monitoramento da pressão no assento. O sistema, totalmente inovador, utiliza materiais de baixo custo e uma resposta rápida, em tempo real, por meio de processamento de imagens, sendo capaz de avaliar os efeitos da adequação postural na distribuição da pressão no assento em usuários de cadeira de rodas.

## CAPÍTULO IV

### PROJETO DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DA PRESSÃO NO ASSENTO

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos relacionados ao desenvolvimento do novo sistema de monitoramento da pressão posicionado no assento de um ergômetro para avaliação do condicionamento físico de cadeirantes. Um fluxograma apresenta as etapas do projeto (Fig. 4.1).

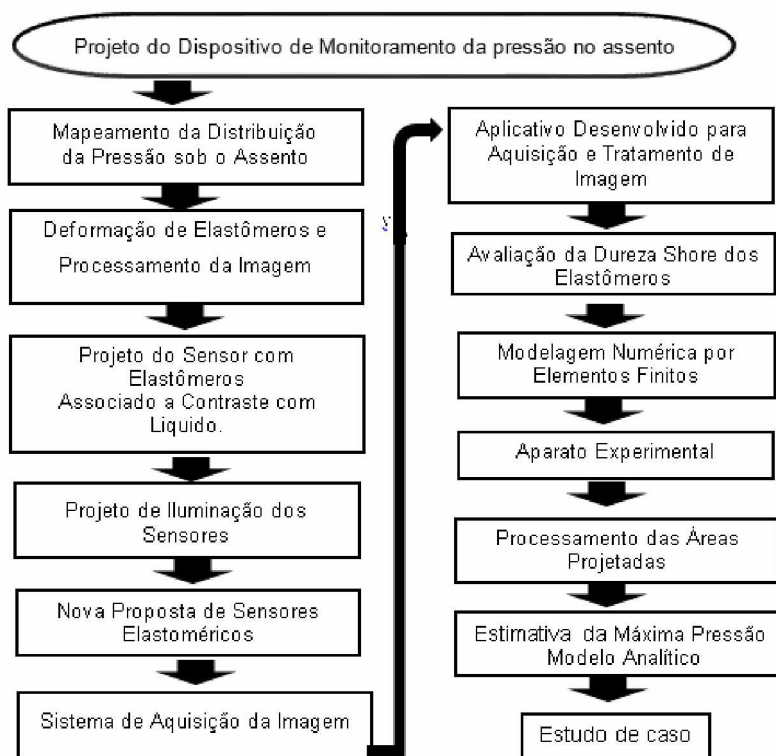


Figura 4.1. Fluxograma das etapas de desenvolvimento do projeto do dispositivo de monitoramento da pressão no assento.

#### 4.1 Mapeamento da Distribuição da Pressão sob o Assento

Inicialmente, para entender a distribuição de pressão que ocorre na região do assento de uma cadeira de rodas, foi utilizado um sistema de medição de carga chamado Force Sense Resistor (FSR), cedido pelo Laboratório de Bioengenharia (LABBIO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (Fig. 4.2).



Figura 4.2. Os sensores utilizados no sistema de medição de carga e posicionados em uma cadeira de rodas. Fonte: (VOLPINI, 2010)

Este sistema é constituído de 27 sensores resistivos, distribuídos em uma superfície de 340 mm por 340 mm, que medem a variação da tensão elétrica de acordo com a pressão realizada na superfície do sensor. Quanto maior a força aplicada na superfície do sensor, maior a resistência e, conseqüentemente, maiores os níveis de tensão elétrica. Para aquisição, tratamento e visualização das imagens foi utilizado um aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW que faz parte do sistema FSR.

Nesta primeira fase, com a finalidade de estudar alguns aspectos da adequação postural e da ergonomia para performance em uma cadeira de rodas, foi realizado um experimento com o objetivo de medir o efeito de posicionamento do assento na distribuição da pressão, utilizando o ergômetro ajustável desenvolvido pelo Núcleo de Habilitação / Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/Resp) da (UFU), o ERG01 (Fig. 4.3).



Figura 4.3. Ergômetro utilizado para o teste e aplicativo utilizado para medição da carga.

Para o experimento, oito usuários de cadeiras de rodas de propulsão manuais lesados medulares e acometidos por mielomeningocele da Associação Paraplégicos de Uberlândia (APARU) foram avaliados de forma aleatória, após realizarem uma propulsão estática máxima, com o assento posicionado a uma distância de 135 mm e 250 mm atrás do centro da roda posterior (Fig. 4.4).



Figura 4.4. Assento com alteração do centro de gravidade.

Os participantes foram posicionados considerando aspectos individuais antropométricos e assinaram um termo de consentimento. O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (Protocolo 315/ 07). Os resultados da distribuição de carga foram analisados e interpretação empregando estatística descritiva e inferencial. Foi utilizado o software SPSS, versão 19.1 para as análises e verificações estatísticas. As variáveis quantitativas foram descritas utilizando média e desvio padrão. O teste pareado foi utilizado para verificar a correlação entre as variáveis de distribuição de carga nas duas posições de assento. O nível de significância foi de 5%. Os resultados deste experimento são apresentados no Capítulo V.

## 4.2 Deformação de Elastômeros e Processamento da Imagem

Existem diversos tipos de sensores comerciais que podem ser utilizados para avaliação dos níveis de pressão em um assento de cadeira de rodas. Porém, em geral, os altos custos inviabilizam o uso destes sensores. Por isso, um sistema de monitoramento da pressão sob o assento tem que utilizar um princípio de funcionamento simplificado, com pouca instrumentação envolvida e que possibilite ser projetado para o assento do protótipo do ergômetro para cadeirantes.

Baseado nesta premissa, a Techsteel Engenharia Ltda, colaboradora desta pesquisa, iniciou o desenvolvimento de um novo sensor, fabricado com materiais elastoméricos adaptados sob uma placa transparente e rígida. A imagem deformada foi captada por



câmera com ângulo de abertura da ordem de 120° e, na sequência, a imagem foi processada calibrando-a com pressões padronizadas.

O processo de pesagem e mapeamento de distribuição de peso e pressão utilizando o processamento da deformação de elastômeros, desenvolvido pela Techsteel (patente BR 102012010538-1 A2), permite avaliar registros estáticos e dinâmicos de distribuição de pressão com interface de dados para outros sistemas. Esse método de processamento da imagem da deformação elástica utiliza uma malha de sensores constituída de materiais elastoméricos, uma interface líquida, uma placa de acrílico rígida e transparente e uma câmera de baixo custo com resolução de 12 Megapixels, abaixo da placa rígida, com a finalidade de captar a imagem da deformação de materiais elásticos calibrada com pressões padronizadas (Fig. 4.5).

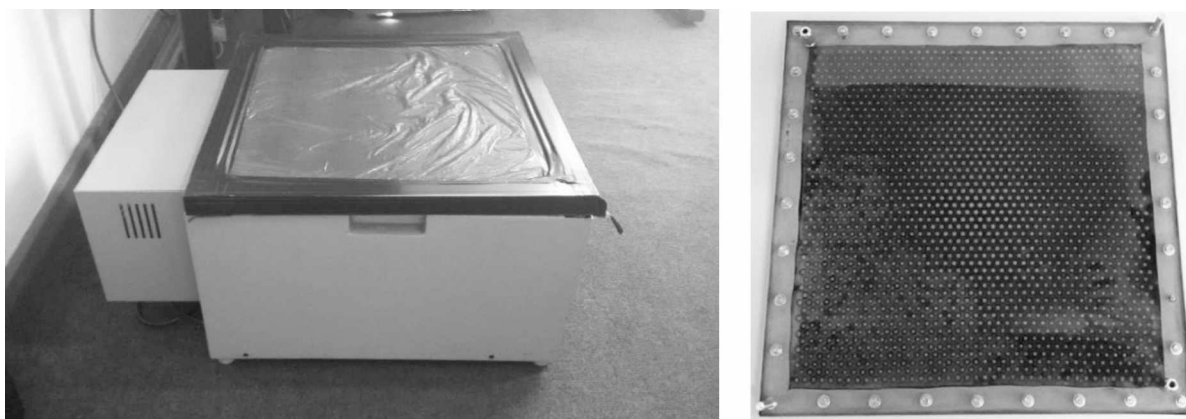


Figura 4.5. Dispositivo inicial de avaliação da distribuição da pressão nos pés com sua placa de sensores com líquido desenvolvida pela empresa Techsteel.

Devido às características deste sistema, que é de fácil utilização, fabricação simples, leve e de custo extremamente baixo, foram iniciados os estudos para projetar um novo sistema que possa ser acoplado ao ergômetro para cadeirantes, considerando este princípio de funcionamento.

### 4.3 Projeto do Sensor com Elastômeros Associado a Contraste com Líquido

Na fase inicial, o primeiro projeto foi direcionado para sensores no assento do ergômetro, que é baseado nas deformações dos elastômeros associados com líquidos de contraste. Os sensores foram projetados com água e corante preto nigrosina entre a matriz de deformação elástica e a placa de acrílico, visando uma melhor captação da imagem da

deformação elástica. Neste caso, a estrutura tem que ser fechada para a manutenção de um ambiente de hermético para aprisionamento da água associada ao corante. Foi, então, projetada e confeccionada uma estrutura com parafusos (Fig. 4.6) para pressionar as células de deformação elástica contra a placa de acrílico e impedir o vazamento do líquido do interior do módulo de sensores elásticos.

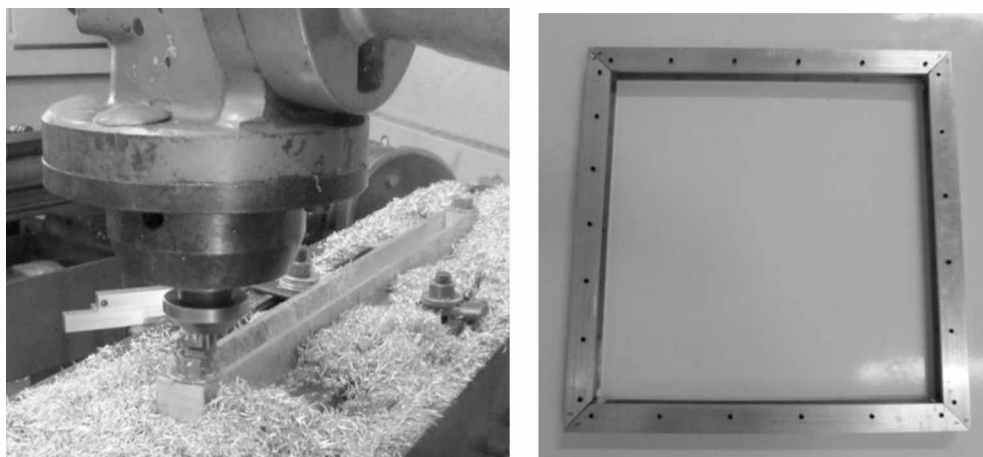


Figura 4.6. Estrutura lateral com parafusos sendo usinada e finalizada.

Com a finalidade de pressionar a placa de acrílico nas extremidades e manter a vedação, foi projetada uma estrutura lateral em aço (Fig. 4.7). Esta estrutura lateral, pressionada por parafusos, tem o intuito de manter a vedação entre as células de deformação elástica e a placa de acrílico, mesmo sujeito a pressões na malha de sensores elásticos.

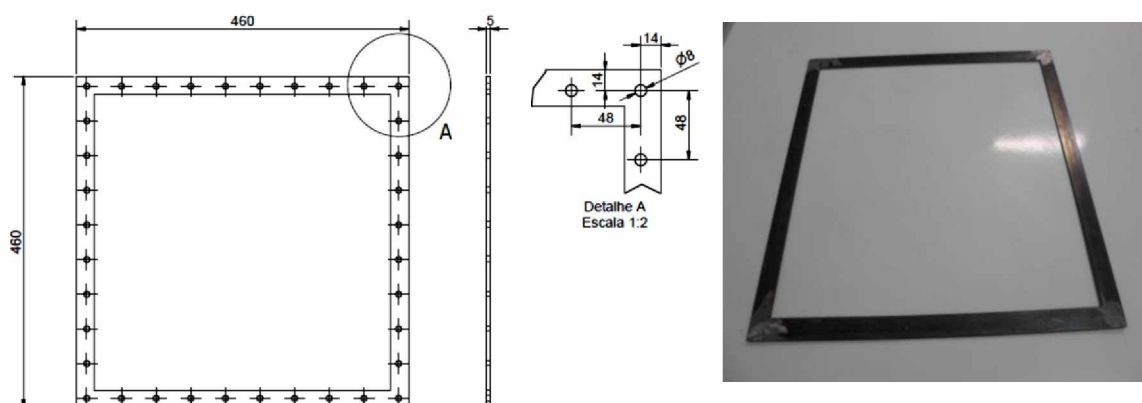


Figura 4.7. Desenho do projeto e a estrutura lateral de pressão confeccionada.

A montagem dos sensores elásticos foi feita sob uma placa de acrílico (400 mm por 400 mm) semitransparente, cortada e com duas válvulas de pressão introduzidas nas duas extremidades. As válvulas têm a finalidade de permitir a colocação e retirada de água,

corante e retirada do ar na interface entre as células de deformação elástica e a placa de acrílico. A placa de acrílico transparente (Fig. 4.8) foi utilizada com o intuito de permitir a visualização da deformação da malha com sensores elásticos.



Figura 4.8. Placa de acrílico com válvulas nas duas extremidades.

Para confecção da malha de sensores elásticos, foi projetada e fabricada uma matriz para moldagem e conformação das células de deformação elástica (Fig. 4.9), com as medidas aproximadas do assento, considerando como referência o ergômetro ERG 01.

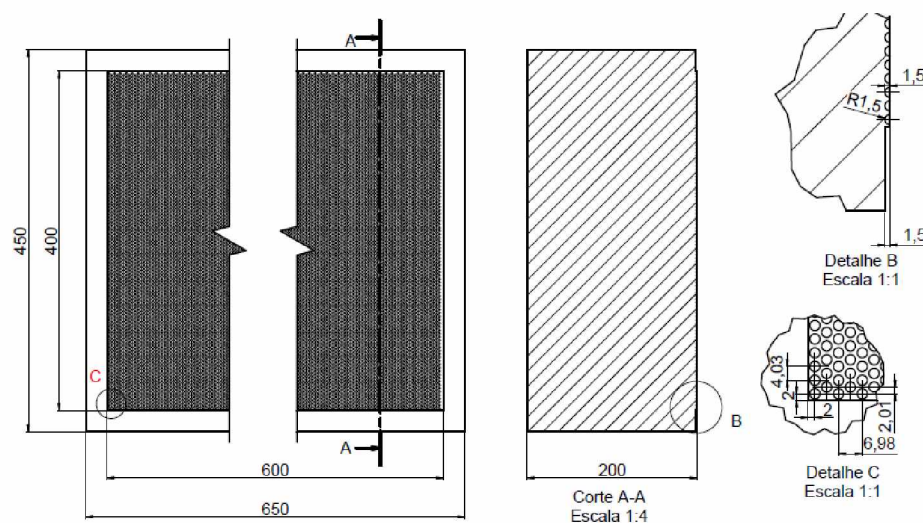


Figura 4.9. Desenho da matriz e matriz de conformação das células de deformação elástica

Para moldagem das células de deformação elástica, foi utilizada uma borracha de silicone na cor branca, constituída por um elastômero à base de silicone (polidimetilsiloxanos), de dureza 50 Shore A, homogeneizada manualmente com o uso de uma espátula (Fig. 4.10). Posteriormente, foi adicionado um catalisador na proporção de 5% em relação ao peso da borracha. A borracha de silicone tem a descrição de RTL UL- 50 e foi adquirida da empresa Ultralub Química Ltda.



Figura 4.10. Material usado para confecção das células de deformação elásticas.

Após a mistura no catalizador, a borracha de silicone foi colocada na matriz de moldagem. O tempo de trabalho do molde de 2 kg com 5 % de catalizador foi de 10 min, com desmoldagem /cura depois de 24 horas (Fig. 4.11).

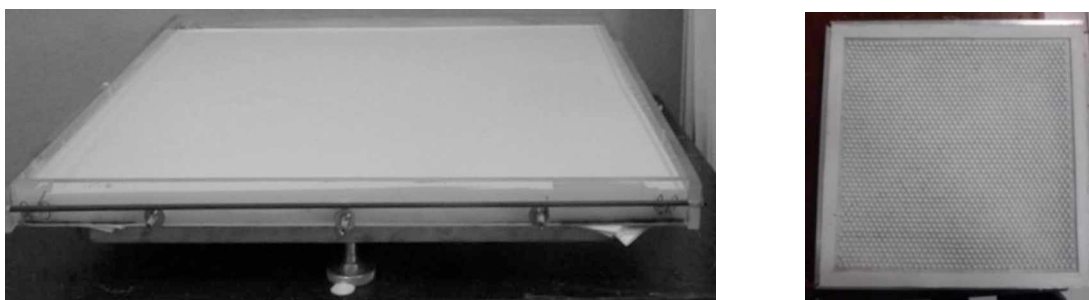


Figura 4.11. Matriz com a moldagem e as células de deformação elástica moldadas.

Esta malha de sensores elásticos, desenvolvida na cor branca, possuía uma configuração em forma de semiesferas do tipo de colmeia, com um diâmetro de 8 mm e altura de 4 mm e uma distância de centro a centro de 10 mm. Ao ser montado, o módulo de captação dos sensores elásticos constitui-se de uma estrutura lateral com parafusos, uma de contenção lateral, uma manta de células elastoméricas, associadas a um composto de água e corante, introduzidos na interface da placa de acrílico com malha de sensores elastoméricos (Fig. 4.12).



Figura 4.12. Módulo de captação da pressão do dispositivo de monitoramento da pressão.

Para entender o funcionamento e analisar as imagens geradas, vários testes com diferentes líquidos sensores foram realizados, visando melhorar a sensibilidade da técnica. A primeira opção utilizada foi o uso de hidrogéis. Estes apresentaram alta sensibilidade de captação dos sinais, porém, apresentavam áreas que não tinham a capacidade de restaurar continuamente um padrão de deformações da célula elástica de forma completa, deixando resíduos na imagem que dificultavam o processo de calibração (Fig. 4.13).

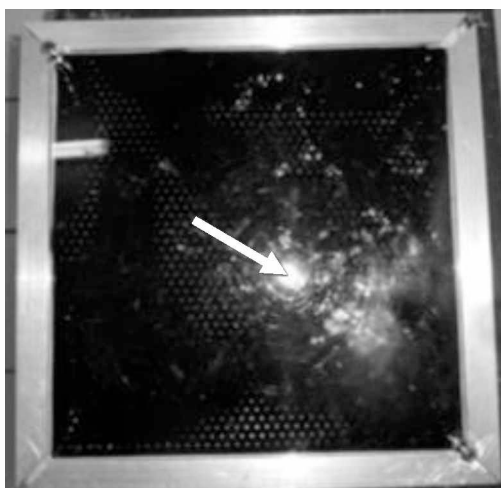


Figura 4.13. Dispositivo de sensores elásticos com imperfeições.

Com a finalidade de otimizar a captação das imagens na malha de sensores elásticos, obter uma melhor distribuição da pressão, retirar o líquido na interface, a malha foi modificada para semiesferas na cor preta também em forma de colmeia, porém, com diâmetro de 3 mm e altura de 1,5 mm e distância de centro a cento de 4 mm (Fig. 4.14).

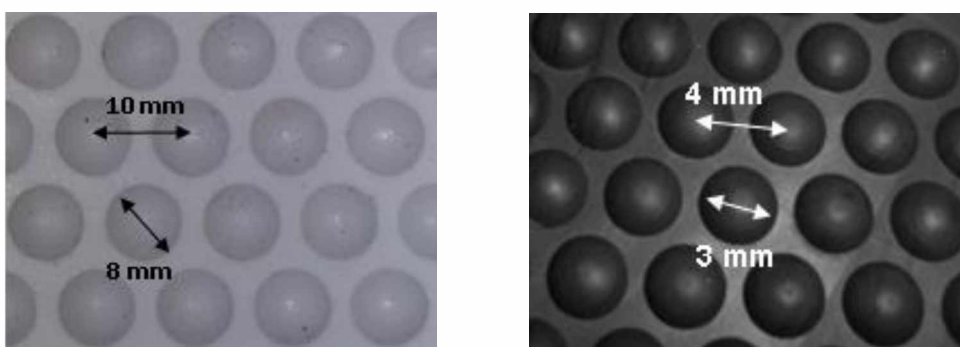


Figura 4.14. Configuração das duas mantas dos sensores elastoméricos.

O desenvolvimento da malha de sensores elásticos teve a colaboração do Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem (LEPU), coordenado pelo professor Márcio Bacci da Silva, responsável pela obtenção da matriz (molde) de geração dos sensores; e da empresa



HS Technology de inovação tecnológica, que cria soluções para melhorar a vida das pessoas, por meio do desenvolvimento de equipamentos eletrônicos na área da saúde.

Então, uma nova malha de células de deformação elástica na cor preta (Fig. 4.15). A partir deste momento, foi necessária uma nova estratégia de captação das imagens, com a mudança do contraste branco no preto para contraste preto no branco.

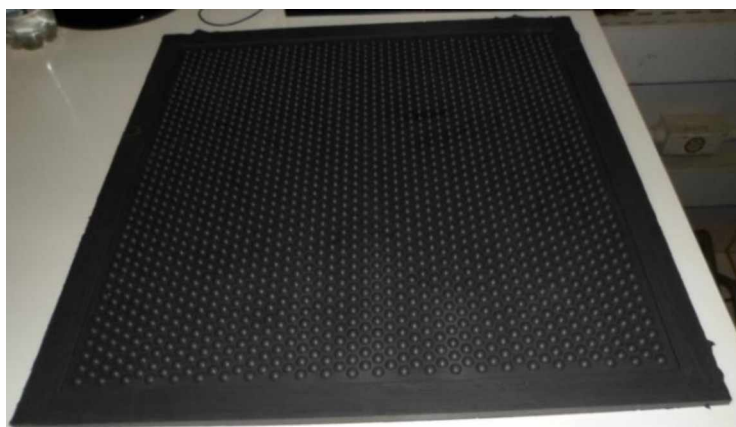


Figura 4.15. Malha de células de deformação elástica na cor preta.

#### 4.4 Projeto de Iluminação dos Sensores

O sistema de iluminação do dispositivo de pressão no assento constituía-se inicialmente de 4 (quatro) lâmpadas fluorescentes, abaixo da placa de acrílico, dentro de uma estrutura que impede a entrada da luz (Fig. 4.16). Porém, com o uso da iluminação posicionada lateralmente, uma excessiva exposição nas 4 laterais da placa dos sensores elastoméricos impossibilitava a mensuração adequada da deformação das células elásticas.

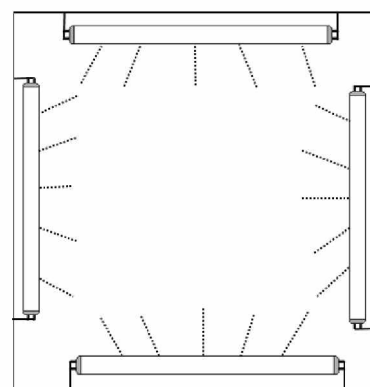
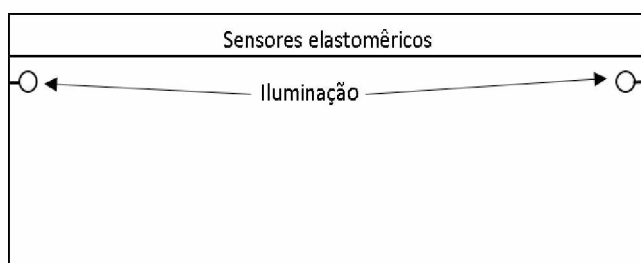


Figura 4.16. Desenho esquemático (visão superior e lateral) do dispositivo de pressão com as lâmpadas fluorescentes posicionadas na parede lateral.

Para melhorar a captação da imagem, foi proposto um novo posicionamento da iluminação (no centro da placa de acrílico), que permitia a diminuição da intensidade de luz das lâmpadas fluorescentes. Neste caso, foi utilizada apenas uma 1 lâmpada, posicionada no centro, que pode ser vista na foto abaixo e no desenho esquemático (Fig. 4.17).

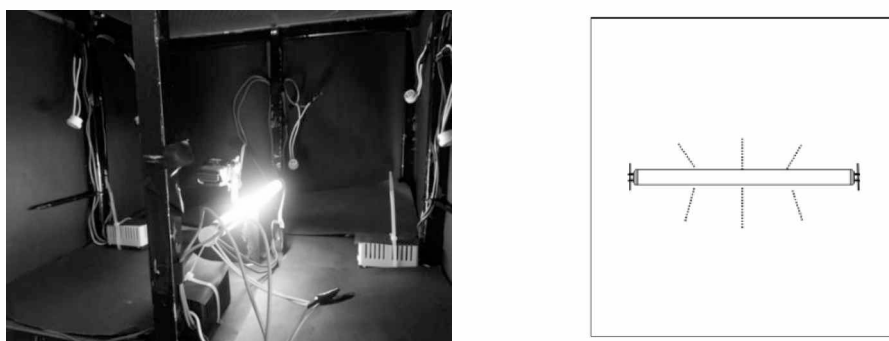


Figura 4.17. Desenho esquemático (visão superior) e foto lateral com uma lâmpada fluorescente posicionada no centro do sistema dos sensores elásticos.

Este novo posicionamento da iluminação proporcionou uma melhora na captação da imagem nas laterais da malha de sensores, porém, impossibilitava a medição em uma grande área na região central da malha de sensores, devido ao excesso de iluminação oriundo da lâmpada fluorescente posicionada na região central (Fig. 4.18).

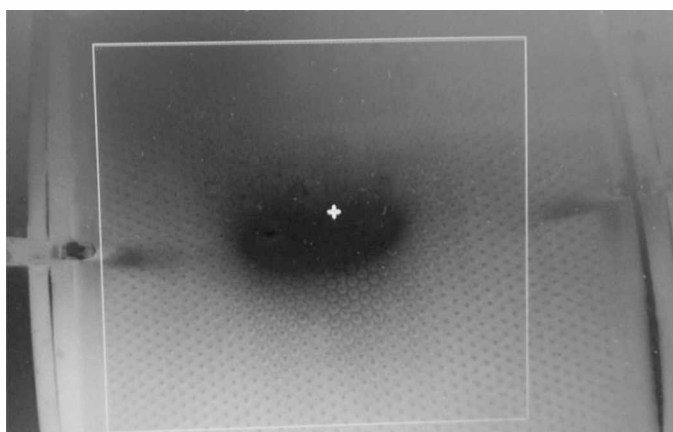


Figura 4.18. Imagem captada pela câmera do sistema de pressão com excesso de iluminação devido ao posicionamento da lâmpada fluorescente no meio do dispositivo.

Diversas análises foram desenvolvidas, visando avaliar o correto posicionamento da iluminação, bem como a intensidade, com a finalidade de obter imagens associadas com a pressão aplicada. Com a finalidade de possibilitar a análise da distribuição de pressão em toda a extensão do módulo de sensores elásticos, foi necessário introduzir um sistema

uniforme de iluminação com ajuste da intensidade luminosa para obter imagens mais definidas relativas à resposta mecânica. Foi, então, utilizada uma iluminação, posicionada lateralmente à borda da placa de policarbonato. O LED branco frio (5000/7000K), com fita de 1020 LEDS/rolo com fluxo luminoso 9200/11400/12000 por rolo, ângulo de abertura de 120 graus, voltagem 12 VD, foi associado a um potenciômetro, com o intuito de ajustar a iluminação na placa dos sensores elásticos (Fig. 4.19).

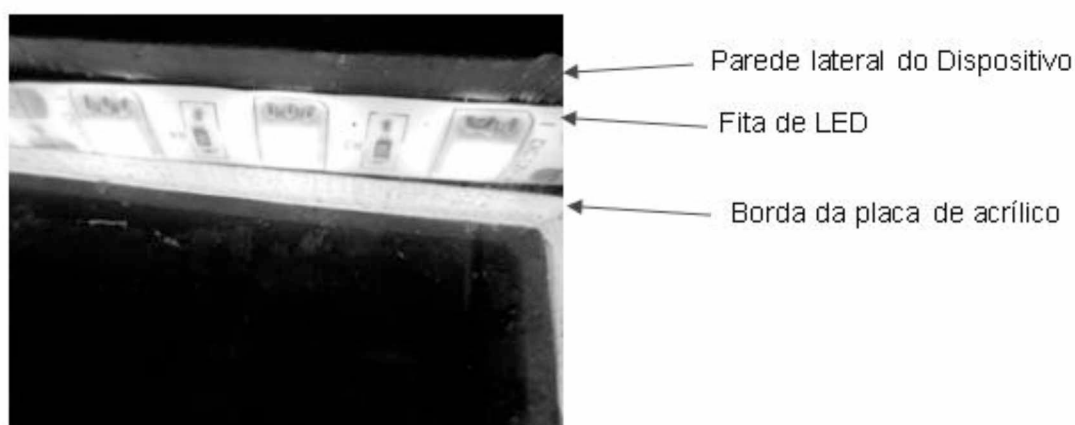


Figura 4.19. Iluminação de LED lateralmente a placa de acrílico.

Para permitir a melhora da entrada da iluminação na lateral da placa de acrílico, foi realizado o corte de uma placa (Fig. 4.20), tendo como referência o assento do ergômetro, nas medidas de 400 mm por 400 mm com uma espessura de 10 mm, por corte a laser, visando obter uma superfície com rugosidade reduzida da borda da placa de acrílico.



Figura 4.20. Fotografia da borda lateral da placa de acrílico cortada por uma serra de bancada e a direita cortada por corte a laser.

#### 4.5 Nova Proposta de Sensores Elastoméricos

A proposta do novo sistema de monitoramento da pressão é baseada na deformação de uma semiesfera de elastômero, posicionada contra uma superfície transparente, sem a utilização de líquidos sensores, com a iluminação posicionada lateralmente à borda da placa



de acrílico transparente. A Figura 4.21 mostra o princípio de deformação estrutural do conjunto.

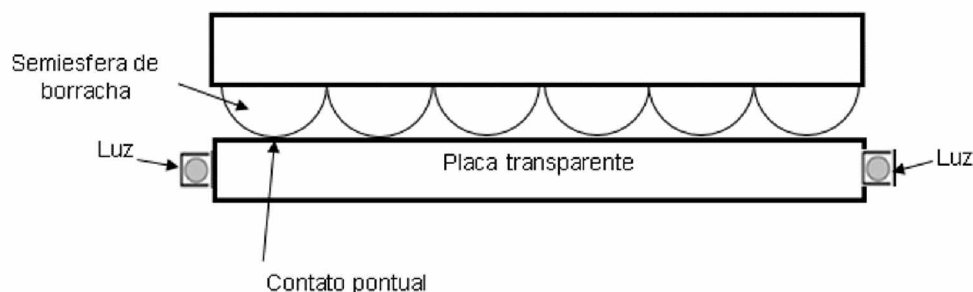


Figura 4.21. Princípio de deformação estrutural do conjunto sem pressão.

Neste caso, com a aplicação da força na parte superior, as semiesferas sofreram deformação e a área projetada sobre a placa aumentou, modificando o efeito da refração luminosa (Figura 4.22).

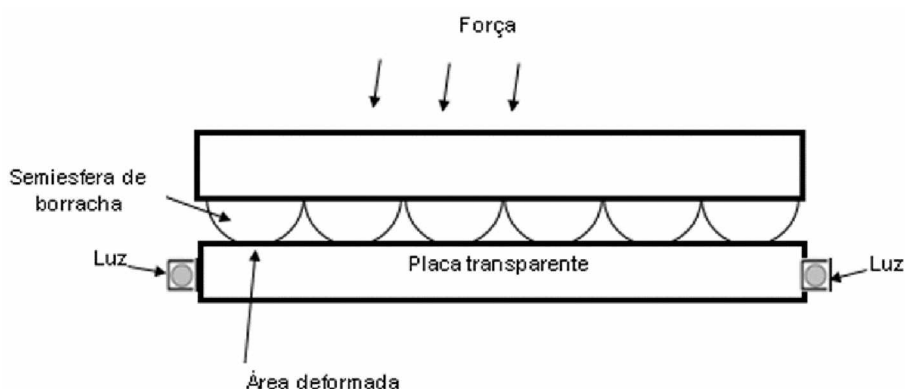


Figura 4.22. Princípio de deformação estrutural do conjunto com aplicação de força.

Por meio de um processo de calibração, em função da quantidade e dispersão das semiesferas e da dureza do material, é possível estimar o nível de pressão aplicada às “células” (semiesferas) submetidas ao efeito da força aplicada. Além da simplificação estrutural da nova proposta de aquisição da imagem, considerando apenas o efeito da iluminação lateral, a medição dos níveis de pressão é baseada na intensidade luminosa medida do contato da malha de elastômeros com a placa de acrílico em reflexão interna total. Uma função de interpolação é adaptada, associada à área deformada. A velocidade de processamento das imagens é orientada, podendo ser utilizada de forma efetiva em análises dinâmicas em tempo real.

#### 4.6 Sistema de Aquisição da Imagem

Para realizar a aquisição da imagem, relacionada com a variação da intensidade luminosa, relativa à deformação das semiesferas, foi utilizada, inicialmente, uma webcam de alta definição, conhecida comercialmente como Genius WideCam F100 (Fig. 4.23). A câmera (peso 82 g) é constituída de um sensor de imagem de 1080p full HD, que permite uma resolução de imagem de 12 megapixels, possuindo, ainda, um sensor para rotacionar horizontalmente a 360° e uma lente de vidro que permite uma melhor qualidade de imagem. Esta câmera apresenta foco manual, com mecanismo de proteção de imagem e um amplo ângulo de captura de imagens de 120° graus, com resolução de vídeo de 1280 x 720/640 x 80. Ela é capaz de capturar 30 imagens por segundo no formato de arquivo MJPEG / WMV, resolução de imagens fixas 1280x720, 800x600, 640x480 pixels com uma resolução de vídeo de 30 frames por segundo no modo VGA, 720P E 1080 FHD, interface USB 2.0 e dotada de um microfone estéreo.



Figura 4.23. Câmera Genius F100 HD. Fonte: <http://www.geniusnet.com/Genius/wSite/ct?xItem=53214&ctNode=161> 13/03/2016.

A câmera foi posicionada na região central, abaixo da placa de acrílico, sendo necessária uma estrutura fechada, sem a interferência da luz externa, como mostra a Figura 4.24. Neste sistema, a distância inicial da câmera para placa ou altura mínima da dentro da caixa foi de 300 mm. Apesar das dimensões serem reduzidas, a proposta era diminuir o peso e dimensões finais. O conjunto foi montado em uma condição de vedação máxima contra a entrada de luz para que não ocorressem interferências nas captações dos níveis de pixel relativos à variação da intensidade de luz.

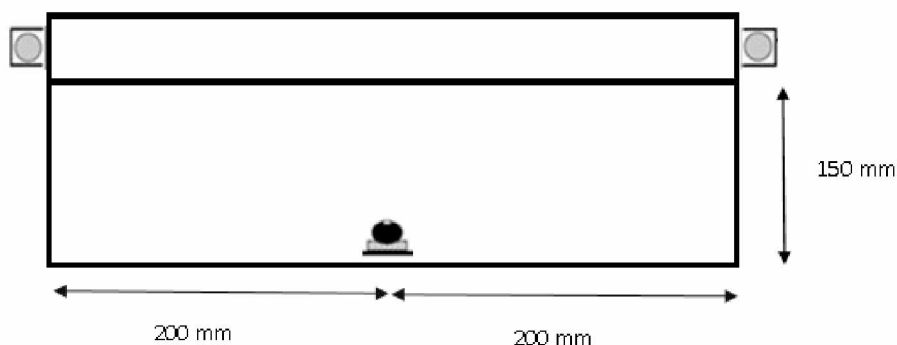


Figura 4.24. Esquema do posicionamento da câmera no dispositivo de pressão no assento.

Visando diminuir a distância do mapeamento da pressão na câmera para 150 mm e, assim, possibilitar a diminuição das dimensões do dispositivo de monitoramento de pressão no assento, a análise das imagens foi modificada para uma mini câmera USB marca ELP modelo ELP-USB500W02M-L170, com resolução de 4 Megapixels, ângulo de abertura de 170 graus com lentes olhos de peixe, lentes HD 800W autofocus com dimensões de 32mm 32mm/38mm 38 mm, sensor CMOS (1/4" CMOS OV5640) (Fig. 4.25). Disponível para utilização de Linux, Windows XP, WIN CE, MAC, SP2, com uma resolução de vídeo de 30 frames por segundo no modo VGA, 720P E 1080 FHD.

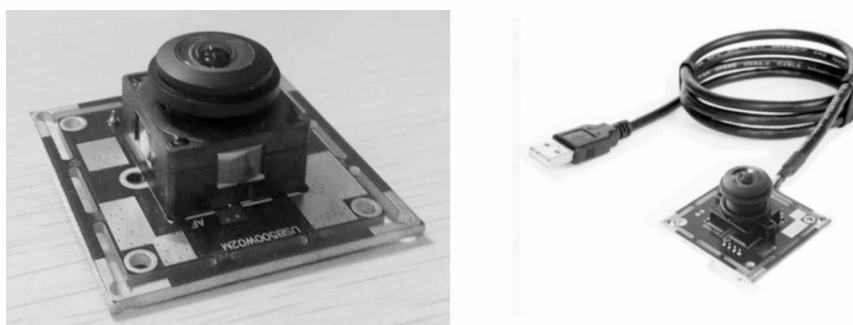


Figura 4.25. Câmera USB marca ELP modelo ELP-USB500W02M-L170 com resolução de 4 Megapixel com ângulo de abertura de 170 graus. Fonte: <http://pt.aliexpress.com/item/5MP-OV-sensor-170-degree-fisheye-lens-USB-Camera-module-for-atm-ELP-USB500W02M-L170/2017941371.html>. 13/03/2016.

O dispositivo com as dimensões reais é constituído de uma malha de sensores elastoméricos (1) 400 mm x 400 mm, na forma de colmeia, com semiesferas de diâmetro de 3mm e altura de 1,5 mm e distância entre o centro das esferas de 4 mm, em uma das faces, posicionada em cima de uma placa de acrílico transparente (2) de 400 mm X 400mm de diâmetro e espessura de 15 mm, com uma fonte de luz monocromática branca (LED) (3),

posicionada lateralmente à borda da placa de acrílico e uma câmera (4) com ângulo de abertura de  $170^\circ$  graus a 150 mm abaixo da placa de acrílico (Fig. 4.26).

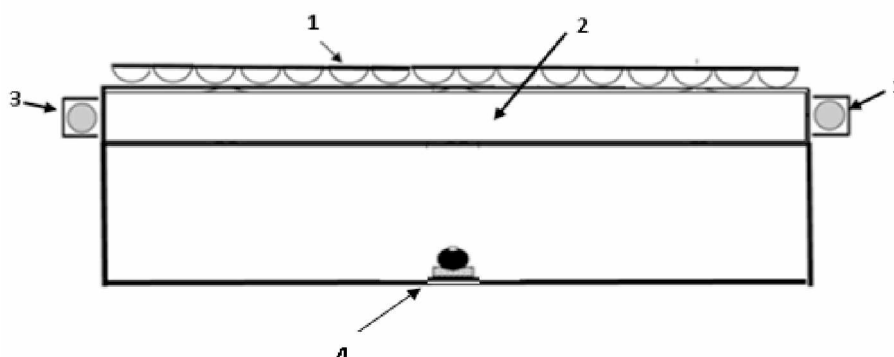


Figura 4.26. Esquema do dispositivo de monitoramento da pressão no assento com todos os seus componentes.

No dispositivo, os raios luminosos provenientes do LED, que incidem na borda lateral da placa de acrílico (índice de refração 1,39), sofrem reflexão e refração. Os raios luminosos que atingem a face lateral da placa, com ângulo de incidência maior que o ângulo crítico, são refratados e permanecem em reflexão interna na placa de acrílico até que a malha de sensores elásticos com semiesferas (índice de reflexão de 1,57), com índice de refração maior que a do acrílico, seja pressionada na superfície do acrílico. A área pressionada emite uma luminosidade, que é captada por uma câmera, posicionada abaixo da placa de acrílico (Fig. 4.27).

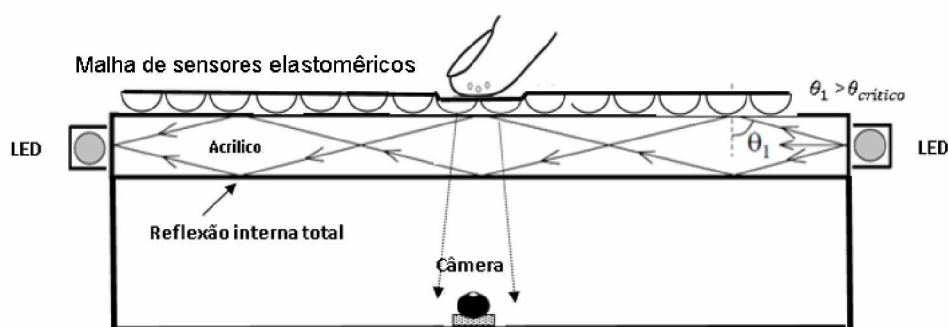


Figura 4.27. Configuração do dispositivo de pressão no assento por imagem utilizando o processamento da Imagem da deformação de elastômeros.

Uma área iluminada decorrente de uma área pressionada na malha de sensores captada pela câmera pode ser vista na (Fig. 4.28).

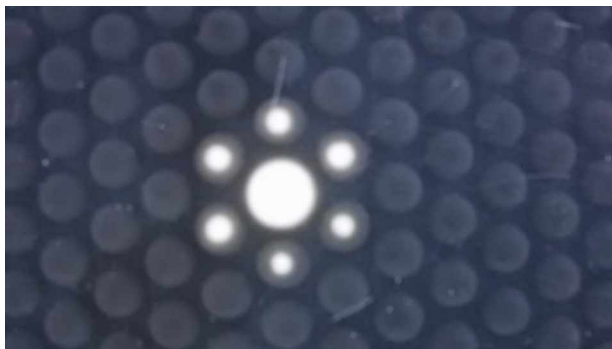


Figura 4.28. Visão de uma área pressionada obtida pela câmera no dispositivo de pressão no assento.

O novo dispositivo de pressão por imagem é fundamentado no fenômeno de reflexão interna total ou reflexão interna baseado na lei de Snell. O fenômeno da não refração da luz acontece quando um feixe de luz se propaga em um meio de elevado índice de refração para um meio de baixo índice de refração, se o ângulo de incidência for maior que o ângulo crítico ou limite (Fig. 4.29) (FASSARELLA, 2007).

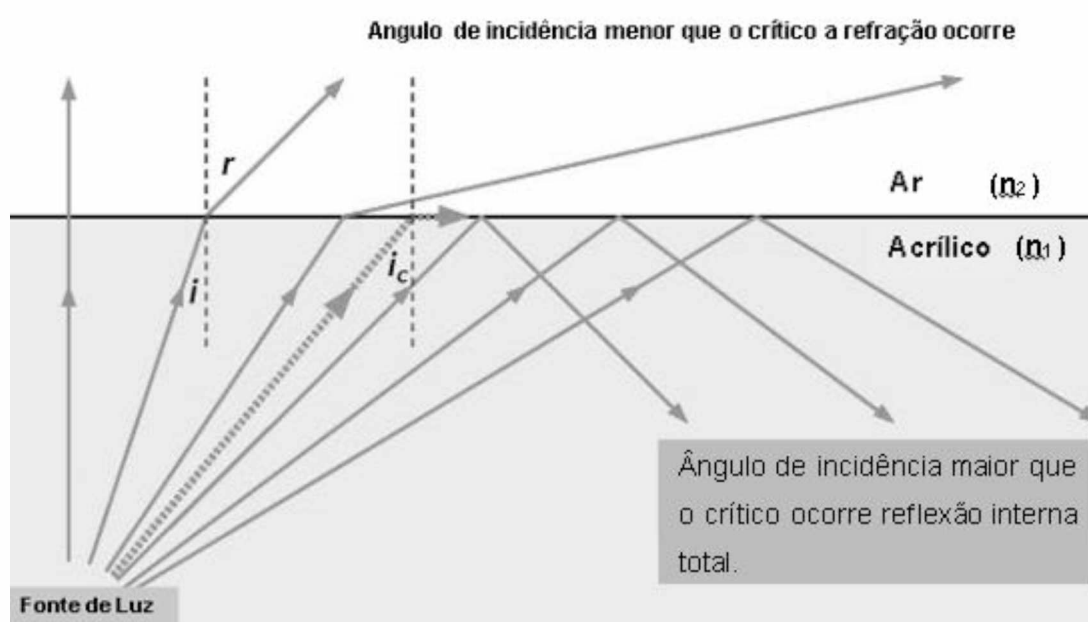


Figura 4.29. Feixes de luz em refração e em reflexão interna total. Fonte (FASSARELLA, 2007)

Devido ao fenômeno da reflexão interna total (Fig. 4.30), com a manutenção da relação índices de refração dos meios (elevado índice de refração para baixo índice de refração), o feixe de luz refletido irá propagar até que a relação dos índices de refração dos meios se alterem (WILLIS; SCHNEIDER; HAGNESS, 2008).

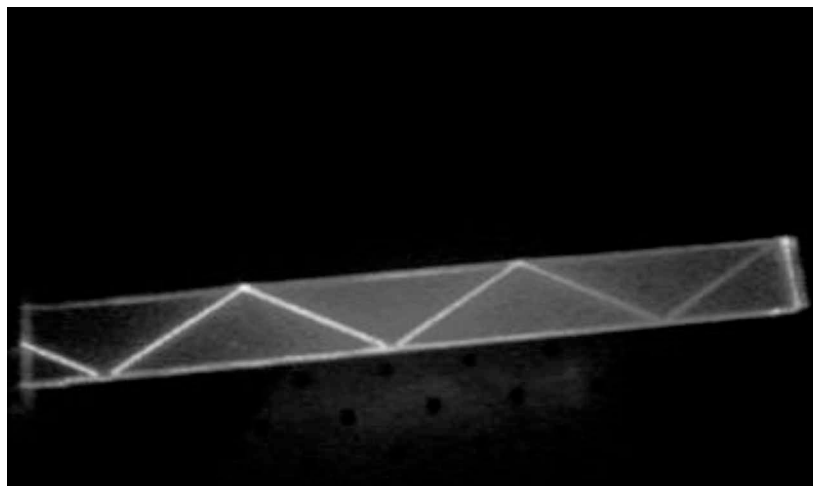


Figura 4.30. Fenômeno da reflexão interna total em uma placa de acrílico. Fonte: (MENDONCA et al., 1998).

#### 4.7 Aplicativo Desenvolvido para Aquisição e Tratamento de Imagem

Para a aquisição e tratamento dos dados, referentes à imagem da distribuição da pressão na placa de acrílico e do processo de calibração, foi desenvolvido um aplicativo em ambiente LabVIEW (Fig. 4.31), denominado Master Pressure Viewer (MPV). O desenvolvimento do aplicativo teve o suporte da empresa Techsteel Engenharia Ltda.



Figura 4.31. Tela inicial do Master Pressure Viewer.

O aplicativo foi implementado com diversas ferramentas de visualização instantânea, considerando os diferentes aspectos da imagem extraída após aplicação da pressão no assento, ou seja:

- Imagem em duas dimensões (2D) e três dimensões (3D);
- Definição da dinâmica do deslocamento do centro de gravidade;
- Um zoom da imagem em 2D;
- Um zoom da imagem em 3D;
- Análise estatística da distribuição da pressão (média, desvio padrão, máximo);
- Deslocamento do centro de gravidade no tempo;
- Deslocamento do centro de massa no eixo X e Y em cm;
- Deslocamento do centro de massa no tempo no eixo Y em cm;
- Deslocamento do centro de massa no tempo no eixo X em cm;
- Variação da área no tempo em  $\text{cm}^2$ ;
- Variação da força no tempo;
- Cálculo do peso;
- Estimativa da distribuição do peso em quadrantes;

As etapas de funcionamento do aplicativo de monitoramento da pressão no assento (Fig. 4.32) foram divididas em: ajuste da câmera e escolha da área de interesse, aquisição da imagem, processamento da imagem (conversão da imagem de colorida para tons de cinza e da distorção da imagem de lentes grande angulares), processo de tara, processamento do mapa da pressão (comparação da medição instantânea com a medição de tara, padronização do tamanho do elemento, filtragem dos elementos de pressão, padronização dos pontos de pressão).

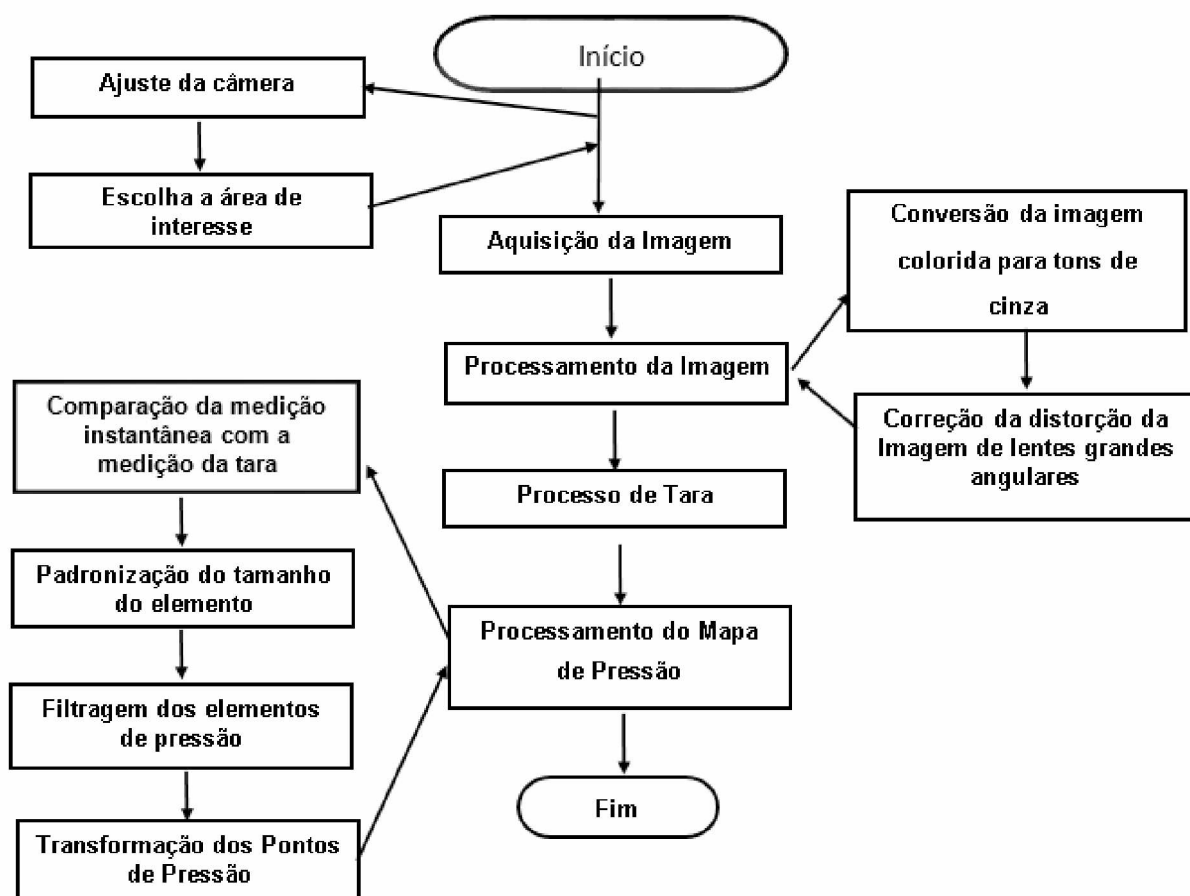


Figura 4.32. Fluxograma de funcionamento do Master Pressure Viewer.

Após o início do aplicativo, a primeira etapa é a definição dos parâmetros da câmera. A câmera é ajustada com a finalidade de possibilitar uma imagem mais definida da deformação das semiesferas na malha de sensores elásticos sobre a superfície da placa de acrílico. Os parâmetros de brilho, contraste, tonalidade, saturação, nitidez, contraste entre claro e escuro, matriz de cor, equilíbrio do branco e compensação de luz de fundo são ajustados no aplicativo, visando se obter uma imagem da placa de acrílico mais escura possível. Para que isso aconteça, os sensores elásticos devem se encontrar em repouso, com luminosidade e contraste, necessário para permitir uma melhor obtenção da luminosidade da deformação que ocorre desta com a placa de acrílico. Estes parâmetros devem ser ajustados de acordo com cada configuração do equipamento (limpeza do acrílico, posicionamento, intensidade luminosa, etc.) e, de certa forma, fazem parte do processo de calibração. A flexibilidade de aspectos de captação da imagem pela câmera permite a



amplificação da imagem obtida. A Figura 4.33 mostra a tela na qual devem ser ajustados os parâmetros da câmera.

Amplificação	IDX	Min	Max	Grau	Padrão	Seleção
Brilho	0	0	15	1	8	5
Contraste	1	0	15	1	8	15
Tonalidade	2	-10	10	1	0	0
Saturação	3	0	15	1	7	1
Nível	4	0	15	1	6	5
Contraste entre claro e escuro	5	1	10	1	7	3
Cor	6	0	0	0	0	0
Balanco de branco	7	2800	6500	1	2800	2800
Luz de fundo	8	0	1	1	0	1

Figura 4.33. Ajustes disponíveis da captação da imagem da câmera.

Além dos ajustes de amplificação da imagem da câmera, é possível realizar outros ajustes eletromecânicos. Esses controles são: rotação no plano horizontal, inclinação, exposição, íris, foco (Fig. 4.34). Esses controles podem ser ajustados ou não, dependendo da câmera utilizada.

Controle	Idx	Min	Max	Grau	Padrão	Valor	sel.
Rotação no plano horizontal	0	-180	180	1	0	0	<input type="checkbox"/>
Inclinação	1	-180	180	1	0	0	<input type="checkbox"/>
Rotação	2	-180	-180	1	0	0	<input type="checkbox"/>
Zoom	3	10	600	1	0	0	<input type="checkbox"/>
Exposição	4	-11	-1	1	-11	-10	<input type="checkbox"/>
Íris	5	1	10	1	0	4	<input type="checkbox"/>
Foco	6	0	21	0	0	6	<input type="checkbox"/>

Figura 4.34. Ajustes eletromecânicos disponíveis da captação da imagem da câmera.

O ajuste da região de interesse permite escolher, na imagem obtida pela câmera, a região de interesse no módulo de sensores elásticos a ser captada para fins de medida da pressão. Este ajuste pode ser acessado ao clicar o desenho de uma câmera à direita na página principal do programa Master Pressure Viewer (Fig. 4.35).

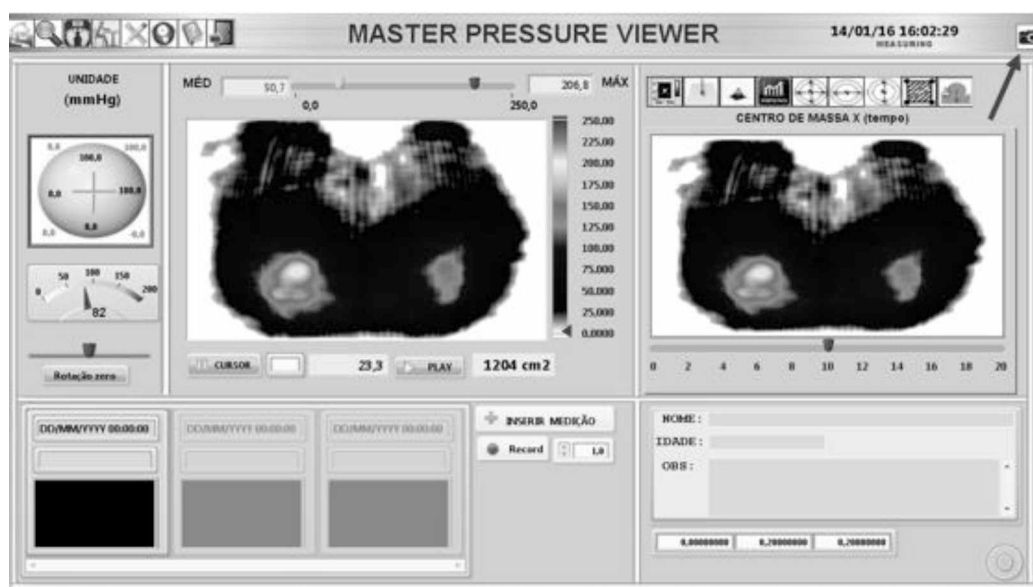


Figura 4.35. Tela do dispositivo de pressão apresentando o ícone para acessar a aba para ajuste da região de interesse.

Ao clicar o ícone da câmera na tela principal, uma nova aba é aberta. O ajuste da área de interesse pode ser realizado por meio de cursores posicionados lateralmente à tela da imagem captada pela câmera, que possibilitam a seleção dos limites horizontais e verticais da imagem (Fig. 4.36).

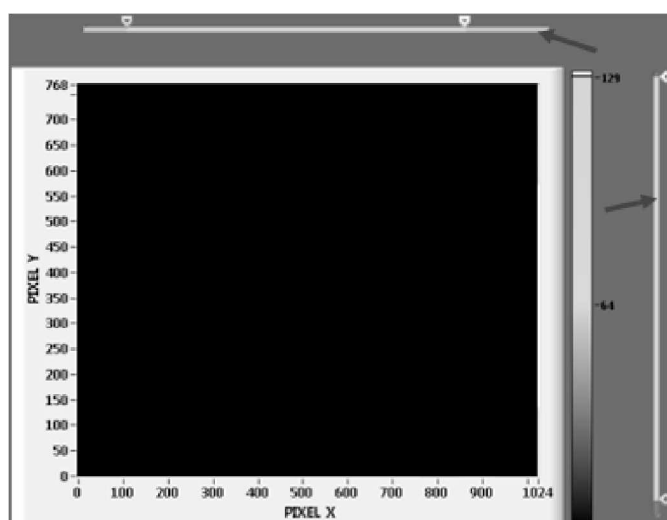


Figura 4.36. Tela de ajuste da região de interesse de captação da imagem.

## Aquisição da Imagem

Após realizar os ajustes da câmera e a região de interesse, o aplicativo inicia a aquisição da imagem, que é feita utilizando-se uma biblioteca do SDK (Software Development Kit) chamada “Videocapx”, que não exige pagamento de licenças de “runtime”. Essa aquisição é feita em modo bruto, ou seja, para cada imagem adquirida, uma matriz de valores de cada pixel.

No dispositivo de pressão no assento, o aplicativo utiliza a resolução de 1280 x 1024 (1.310 720 milhões de pixels), com semiesfera 3 mm de diâmetro e altura de 1,5 mm em uma área da placa de 400 mm por 400 mm (área de 160000 mm<sup>2</sup>). A matriz é constituída de 14400 semiesferas (120 semiesferas na largura e no comprimento), totalizando 11 mm<sup>2</sup> para cada elemento de pressão e 91 pixels compreendendo a área de uma semiesfera (Fig. 4.37).

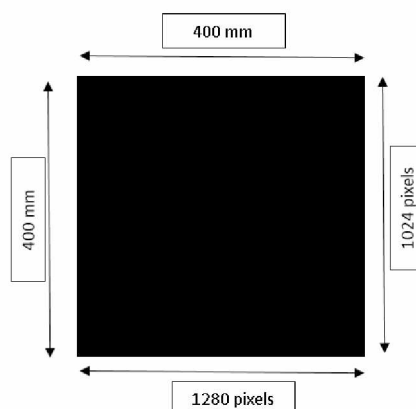


Figura 4.37. Dimensões e pixels distribuídos na área do dispositivo de pressão.

No DMPA, a câmera colorida utiliza 3 bytes para cada pixel (3 valores de intensidade da cor em cada pixel no modelo RGB) para cada amostragem de uma imagem, com resolução de 1280 por 1024 x 3 bytes, resultando em 4 megabytes para cada quadro.

## Processamento da Imagem

### a) Conversão da imagem de Colorida para Tons de Cinza

A primeira etapa consiste na conversão da matriz da imagem RGB para tons de cinza. O aplicativo baseia-se na formação da imagem em um processo que integra, em diferentes proporções, as cores: vermelho (red em inglês), verde (green em inglês), e azul (blue em inglês). Neste modelo, conhecido como RGB, cada pixel tem um valor numérico em uma escala de tons de cinza. Sendo que o número 0 indica ausência de intensidade e

corresponde a cor preta e o número 255 indica intensidade máxima e corresponde à cor branca.

Uma imagem é uma função discreta representada por matriz  $f(x,y)$ , na qual  $x$  e  $y$  são coordenadas espaciais e o valor de  $f$  em qualquer ponto  $(x,y)$  é proporcional à intensidade luminosa (nível de tons de cinza) no ponto considerado (Fig. 4.38). O processamento das imagens é realizado digitalmente por meio de arranjos bidimensionais de pontos (KUMAR; VERMA, 2010). Cada ponto na grade bidimensional, que representa a imagem digital, é denominado elemento de imagem ou pixel. Apresenta-se a notação matricial usual para a localização de um pixel no arranjo malha de pixels de uma imagem bidimensional. O primeiro índice denota a posição da linha,  $m$ , na qual o pixel se encontra, enquanto o segundo,  $n$ , denota a posição da coluna (NISHAD; MANICKA CHEZIAN, 2013).

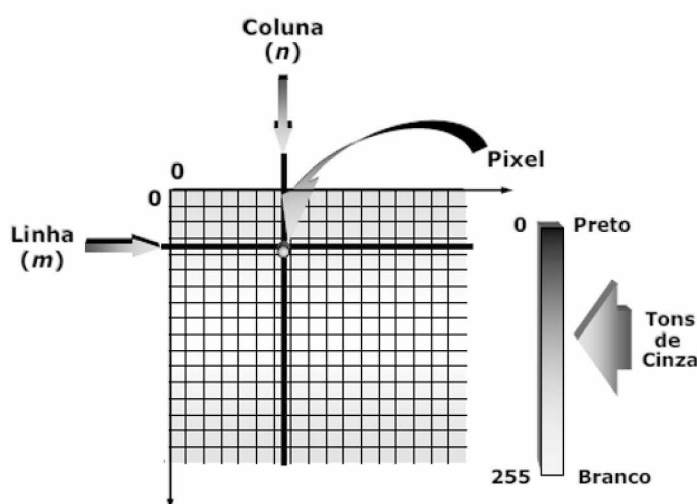


Figura 4.38. Representação de uma imagem bidimensional. Fonte:(NISHAD; MANICKA CHEZIAN, 2013).

Na imagem digital colorida, no sistema RGB, um pixel pode ser visto como um vetor, cujos componentes representam as intensidades de vermelho, verde e azul de sua cor. na qual  $f_R(x,y)$ ,  $f_G(x,y)$ ,  $f_B(x,y)$  representam, respectivamente, as intensidades luminosas das componentes vermelha, verde e azul da imagem, no ponto  $(x,y)$ . Desta forma, a imagem colorida pode ser vista como a composição de três imagens monocromáticas de acordo com a Equação 4.1 (KUMAR; VERMA, 2010).

$$fL(x,y) = f_R(x,y) + f_G(x,y) + f_B(x,y) \quad 4.1$$

Desta forma, a conversão de RGB para tons de cinza no aplicativo utiliza o algoritmo que converte uma imagem em escala de tons de cinza, considerando a luminosidade em

cada pixel (JYOTHI; SUSHMA; VEERESH, 2015). A luminosidade de cada pixel e o conjunto de valores de cada pixel vermelho, verde e azul é igual à luminosidade obtida por meio da Equação 4.2 descrita abaixo:

$$L = 0.21 f_R(x,y) + 0.72 f_G(x,y) + 0.07 f_B(x,y). \quad 4.2$$

Onde,

$L$  = Intensidade luminosa

$f_R(x,y)$  = intensidade da cor vermelha em cada pixel

$f_G(x,y)$  = intensidade da cor verde em cada pixel

$f_B(x,y)$  = intensidade da cor azul em cada pixel.

#### **b) Correção da distorção da imagem**

A aquisição de uma imagem com a utilização de lentes do tipo grande angular distorce a imagem do objeto e faz com que pontos da imagem sejam deslocados para mais próximos do centro, comparados com a perspectiva real (Fig. 4.39). Esta distorção espacial da imagem é conhecida com Distorção em Barril devido ao formato da distorção. No caso da aplicação de medição de mapas de pressão, a utilização de lentes normais iria exigir uma distância maior entre a placa de medição de pressão e a câmera, prejudicando as características dimensionais do equipamento. No dispositivo monitoramento da pressão por imagem no assento um algoritmo, instalado na câmera, a rotina de correção do algoritmo aplica um modelo e obtém uma imagem retilínea a partir de uma imagem distorcida considerando a distância em pixels do centro da imagem para corrigir a deformação (WEI et al., 2012).



Figura 4.39. Imagem à esquerda em com distorção em barril e à direita ajustada pelo algoritmo. Fonte: <http://www.techtudo.com.br/artigos/noticia/2012/02/aberracoes-fotograficas-e-como-contorna-las.html>.

## Processo de Tara

Nesta etapa a variação da iluminação de cada pixel da imagem, obtida pela câmera em toda a superfície selecionada, é medida durante um período de 3 segundos, sendo adquiridos, para cada pixel da câmera, os valores mínimos, médios, máximos e o desvio padrão da medição de cerca de 30 frames da imagem. Esses valores são armazenados para comparação da medida instantânea e determinam se ocorreu ou não contato com a malha de sensores elásticos. Nesse momento, o aplicativo MPV determina qual a iluminação máxima gerada pela placa sem ocorrer aplicação de uma força.

O programa na imagem bruta apresenta um formato em tons de cinza, constituído de 1.310 720 milhões de sensores de luz (no caso de uma câmera de um megapixel). A câmera é configurada de modo que a média dos pixels permaneça em um valor abaixo de 10, quando sem pressão sobre a placa. Isso é feito basicamente pela redução do controle de exposição da câmera.

Nesse ponto do processo de tara, os valores obtidos pela imagem são usados para transformar os valores analógicos dos sensores de luz em valor digital. O sistema determina, com a medição da área, quais semiesferas entraram em contato com a placa de acrílico. Para isso, é necessário saber quais pontos não estavam iluminados (sem contato entre o elastômero e o acrílico) e quais ficaram iluminados depois da aplicação de pressão (contato entre o elastômero e o acrílico). O aplicativo considera como pontos que entraram em contato com o acrílico todos aqueles pontos cuja luminosidade aumentou em relação ao máximo medido no processo de TARA.

No processo de tara, vamos supor que o valor máximo ( $V_{mr}$ ) de um determinado pixel, em 30 amostras em repouso durante a tara, foi de 26 pixels com o ajuste do contraste da placa no valor de 2%. O valor mínimo ( $V_m$ ) para se considerar que a borracha entrou em contato com a placa será dado pela multiplicação do valor de saturação máxima da luz (255) pelo valor de contraste da placa ( $V_{cp}$ ), somado ao número de pixels medidos (26). De acordo com a Equação 4.3. O valor mínimo para se considerar que ocorreu contato na manta será de 31 pixels.

$$V_m = (255 * V_{cp}) + V_{mr} \quad 4.3$$

Desta forma, se o valor instantâneo do pixel for menor do que 31, considera-se que não há contato; e se for maior, considera-se que existe contato entre o elastômero e o acrílico. Após essa comparação em todos os pixels da imagem, a matriz de valores analógicos de nível de iluminação se transforma em uma matriz do tipo Verdadeiro ou Falso

(0 ou 1) e o processamento da imagem vai se dar por meio do tratamento da densidade dos pontos que se iluminaram ao invés do valor da luminosidade de cada ponto (Fig. 4.40).

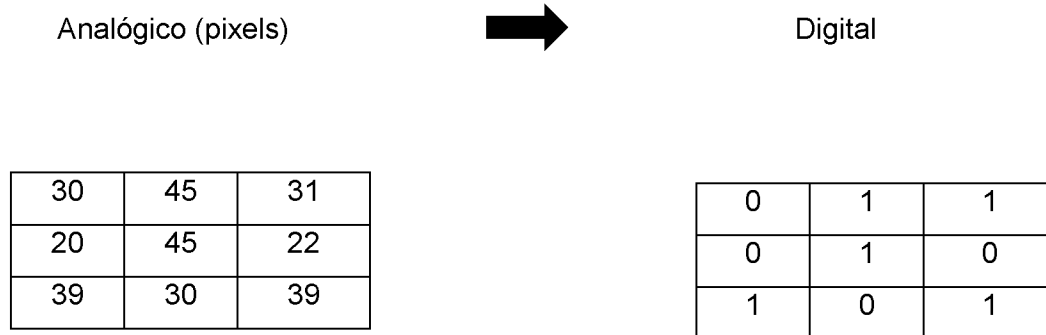


Figura 4.40. Desenho esquemático da conversão de pixel de imagem em matriz digital.

### Processamento do Mapa de Pressão

O processamento do mapa de pressão se divide em etapas. A etapa de comparação da medição instantânea com a medição da tara, de padronização do tamanho do elemento, de filtragem dos elementos de pressão e transformação dos pontos de pressão. Estas etapas serão descritas a seguir:

#### a) Comparação da Medição Instantânea com Medição da Tara

Após a aquisição da imagem, cada pixel é comparado com os pixels da medição instantânea na forma de matriz (imagem digital), considerando o ajuste de resolução da câmera. Por exemplo 1280 colunas por 1024 linhas (resolução horizontal e vertical), com uma matriz equivalente obtida durante o processo de tara. A matriz da nova medição é considerada como válida se for maior que a matriz do processo de tara (Fig. 4.41).

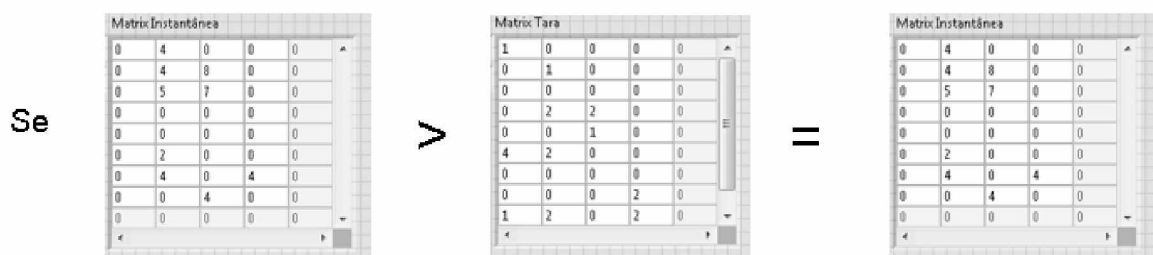


Figura 4.41. Representação da comparação das matrizes da medição instantânea.

#### b) Padronização do Tamanho do Elemento de Pressão

Nesta etapa, padroniza-se o tamanho do elemento da resolução original 1280 colunas por 1024 linhas da câmera para uma resolução de 240 colunas para 240 linhas. A transformação de uma matriz de imagem para matriz de pressão ocorre somando o número de pixels que mudaram da captação em repouso para captação instantânea, dentro da área de interesse. Nesse caso, (1280 por 1024) pixels de imagem / (240 por 240) pixels de pressão que é igual a (1310720 pixels de imagem / 57600 pixels de pressão).

### c) Filtragem dos Elementos de Pressão

Nesta etapa, ocorre a filtragem dos elementos de pressão (pixels), estabelecendo para cada ponto  $i_e(X,Y)$  um novo valor da média dos vizinhos circundantes  $i_s(x,y)$  (Fig. 4.42). O aplicativo, entre os tipos de vizinhos que podem ser escolhidos, usa a filtragem dos elementos de pressão dos 8 vizinhos da borda e da diagonal.

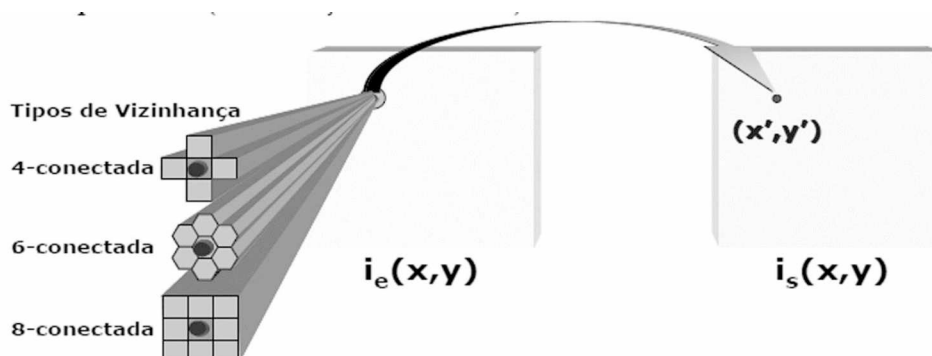


Figura 4.42. Processo de filtragem dos elementos de pressão Fonte:(QUEIROZ; GOMES, 2001).

### d) Transformação dos Pontos de Pressão

Realizados os processamentos, o aplicativo irá converter o valor obtido pela concentração de pontos de imagem que foram agrupados e irá transformá-los em pontos de pressão em valores absolutos.

Para fazer esta medição, o aplicativo utiliza curvas de correlação, aplicando pressões diferentes com relação ao valor médio obtido através da contagem dos pontos de pressão. Para isso, foram realizados vários experimentos de correlações com a definição das melhores correlações, e foi definida uma correlação para o dispositivo de monitoramento da pressão no assento a forma quadrática da Equação 4.4.

$$ax^2 + bx + c$$

4.4



Os valores obtidos pelo aplicativo por meio do processamento da imagem são apresentados em duas dimensões (2D), posicionado à esquerda da tela uma imagem. Em uma outra tela, posicionado mais à direita, são acessadas funções específicas, por meio de ícones diversas funções como: o centro de gravidade, 3D sem ampliação, análise estatística da distribuição de pressão, deslocamento do centro de gravidade no tempo, deslocamento do centro de massa nos eixo X e Y em cm, deslocamento do centro de massa no tempo no eixo Y em cm, deslocamento do centro de massa no tempo no eixo X em cm, variação da área no tempo em  $\text{cm}^2$  e variação da força no tempo (Fig. 4.43).

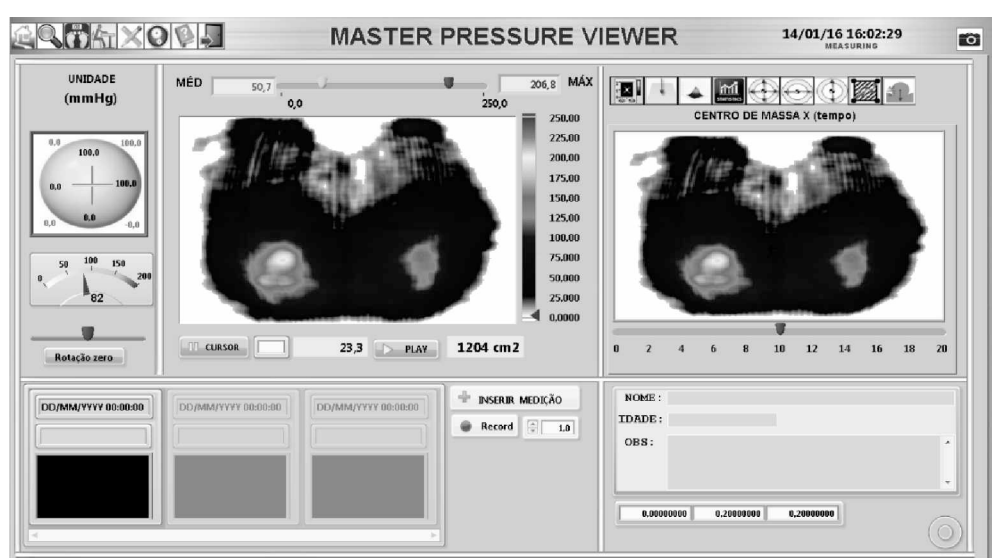


Figura 4.43. Tela principal do programa Master Pressure Viewer.

Na tela 2D, as imagens são visualizadas por meio de uma escala de cores que se inicia no branco, que representa ausência de pressão, passando do azul escuro para o azul claro, verde escuro para verde claro, amarelo para laranja, chegando ao vermelho, que corresponde ao valor máximo da pressão. Uma escala numérica, posicionada lateralmente à tela 2D, apresenta os valores quantitativos medidos da pressão no assento, relacionados à escala de cores e à área medida em  $\text{cm}^2$ , apresentada abaixo do display. Acima da tela do mapeamento em cores 2D, podem ser consultados valores instantâneos quantitativos de pressão média e máxima com diferenciação de cores. Um cursor móvel (que permite escolha da cor) visualiza em qualquer área da distribuição de pressão a medida pontual de uma região específica na área de medição. Uma função, ao lado do cursor em um botão com a descrição play, permite o congelamento e liberação da imagem adquirida da captação da mensuração da pressão (Fig. 4.44).

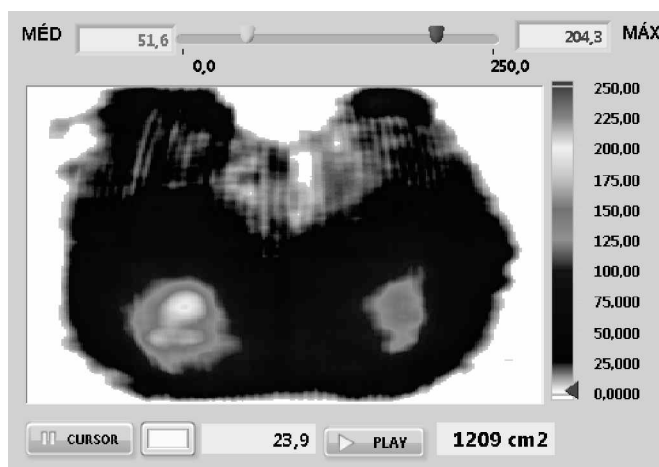


Figura 4.44. Display 2D do aplicativo de monitorização da pressão.

Na tela principal, lateralmente à tela 2D, um mostrador circular apresenta a distribuição da pressão em 2D na forma de quadrantes (quadrante anterior direito e esquerdo e quadrante posterior direito e esquerdo) (Fig. 4.45). Os valores instantâneos da medição de pressão no assento são apresentados em porcentagem separando a pressão nestes quatro quadrantes.

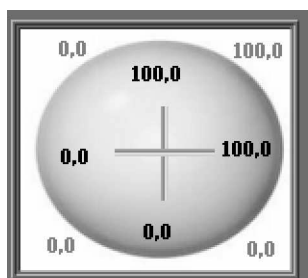


Figura 4.45. Mostrador da distribuição da pressão em quadrantes.

Ainda na tela principal existe um ícone com um cursor (rotação zero) que possibilita a rotação da imagem apresentada na tela 2D da tela (Fig. 4.46).

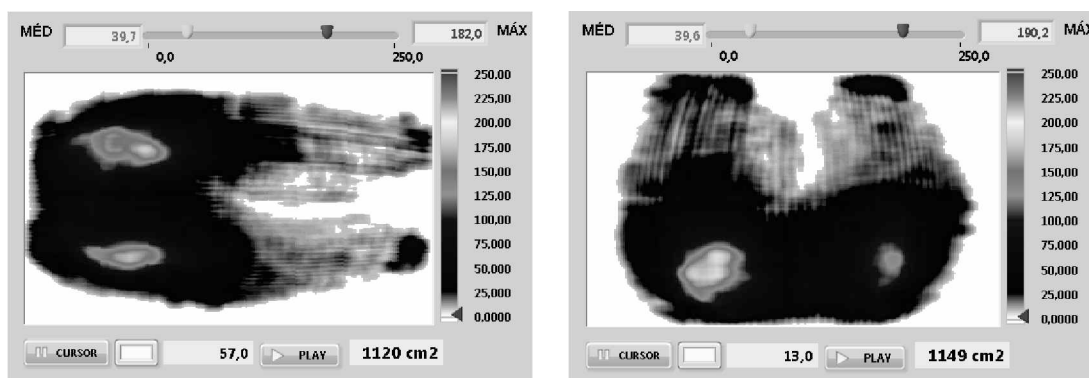


Figura 4.46. Ícone de rotação da tela 2D com a distribuição da pressão rodada a esquerda ou em posição normal a direita.

Na tela principal, acima do display 2 D (posicionado a esquerda da tela), o aplicativo apresenta ícones de controle geral do dispositivo posicionados em sequência. Estes ícones disponibilizam funções a serem visualizadas em outra aba, como uma ampliação da imagem em três dimensões (3D), taragem, formulário de cadastro e avaliação do usuário e da cadeira, ajustes de faixas e escalas (Bar, Psi, MPa, Atm. e mmHg), de filtros de contraste da placa, calibração e ajuda; e, ainda uma opção para sair do programa (Fig. 4.47).



Figura 4.47. Ícones de controle geral do dispositivo LabVIEW de monitorização da pressão no assento.

Na imagem indicativa de uma lupa, uma nova aba é disponibilizada pelo aplicativo, que permite a visualização instantânea da imagem aumentada da distribuição da pressão em cores (Fig. 4.48). Uma escala lateral ao display apresenta os valores quantitativos da distribuição da pressão no assento, relacionado à escala de cores visualizadas na tela. Ainda nesta aba, um botão identificado como (+ cursor) permite utilizar um cursor móvel para avaliar regiões pontuais na distribuição de pressão no assento. Um outro botão ao lado possibilita a escolha da cor deste cursor na tela. Um outro ícone denominado congelar

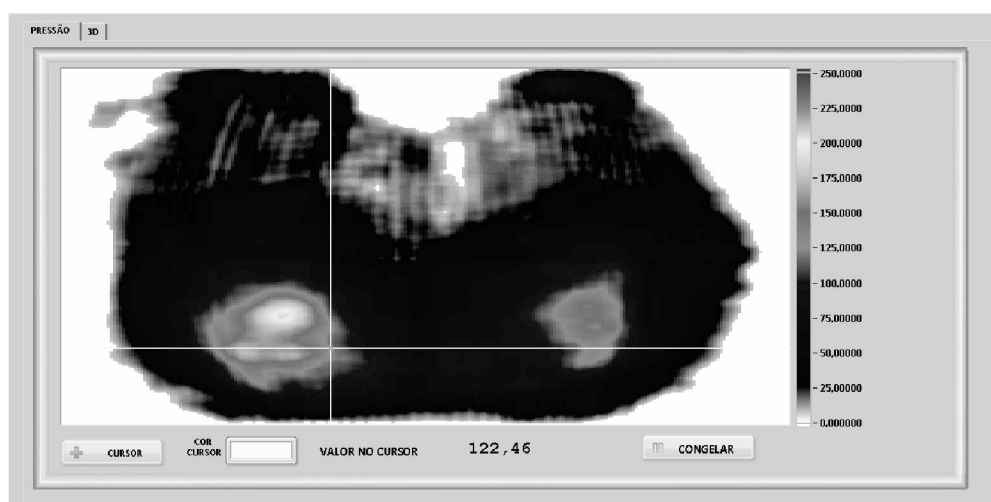


Figura 4.48. Tela de zoom do dispositivo de pressão por imagem no assento. imobiliza a imagem adquirida pela câmera.

É possível acessar uma imagem aumentada em 3D instantânea em tamanho maior que a tela principal (Fig. 4.49). Uma escala lateral ao display apresenta os valores

quantitativos da distribuição da pressão no assento, relacionado à escala de cores visualizadas na tela. Um botão lateral também permite congelar a imagem obtida.

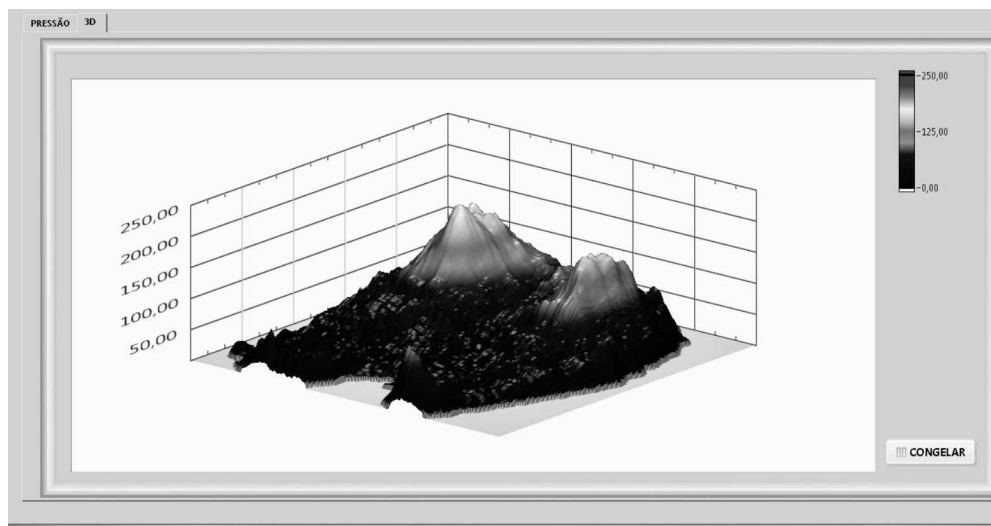
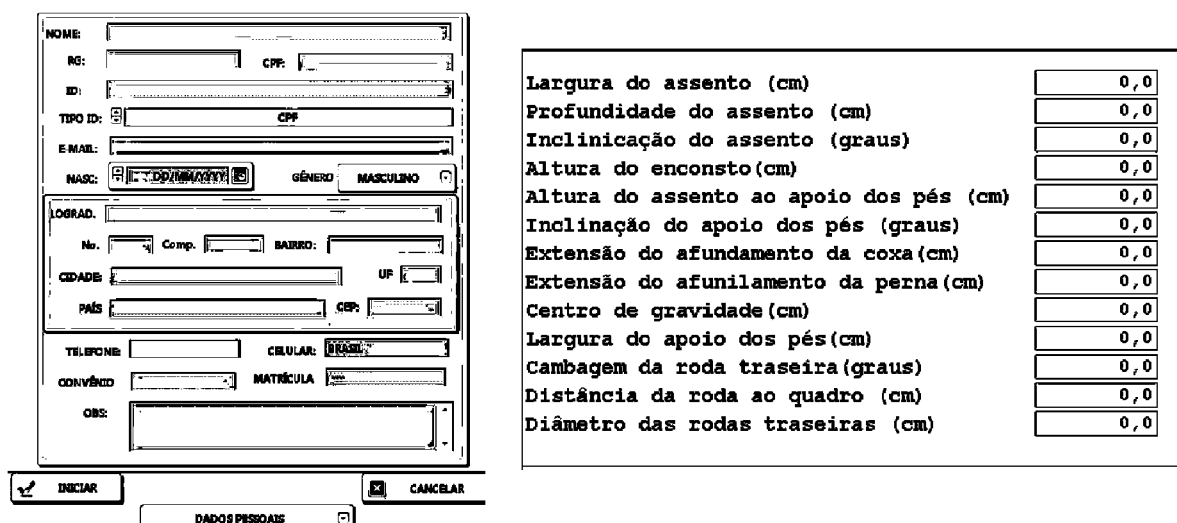


Figura 4.49. Imagem 3D aumentada de uma distribuição de pressão no assento.

No ícone representado por um balanço, o aplicativo permite selecionar a realização do processo de tara da placa do módulo de sensores elásticos. Ao clicar neste item, o aplicativo inicia um processo de tara, constituído de uma sequência de comandos com intuito de realizar a taragem da placa. Estes procedimentos estão descritos no item processo de taragem do funcionamento do aplicativo de monitoramento da pressão no assento.

Ao clicar na aba formulário do DMPA (simbolizado por um pessoa sentada em uma cadeira com as mãos apoiadas em uma mesa) (Fig. 4.50), o programa permite a inserção de dados pessoais do indivíduo avaliado, diagnóstico e aspectos de configuração da cadeira de rodas por meio de um formulário específico com a finalidade de permitir comparar a distribuição da pressão no assento do indivíduo avaliado e a configuração da cadeira de rodas, com a finalidade de realizar experimentos na área da ergonomia e adequação postural.



The form is divided into two main sections. The left section contains personal data fields: NOME, RG, CPF, ID, TIPO ID, E-MAIL, NASC, GÊNERO, LOGRAD, No., Comp., BAIRRO, CIDADE, UF, PAÍS, CEP, TELEFONE, CELULAR, COPIVENDO, MATRÍCULA, and OBS. The right section contains wheelchair data fields: Largura do assento (cm), Profundidade do assento (cm), Inclinação do assento (graus), Altura do enconsto (cm), Altura do assento ao apoio dos pés (cm), Inclinação do apoio dos pés (graus), Extensão do afundamento da coxa (cm), Extensão do afundamento da perna (cm), Centro de gravidade (cm), Largura do apoio dos pés (cm), Cambagem da roda traseira (graus), Distância da roda ao quadro (cm), and Diâmetro das rodas traseiras (cm). Each wheelchair data field has a corresponding numerical input field with a default value of 0,0. At the bottom, there are buttons for INICIAR, CANCELAR, and a tab labeled DADOS PESSOAIS.

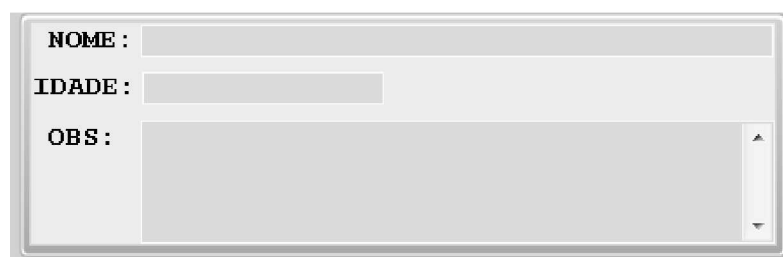
Figura 4.50. Formulário de inserção de dados do indivíduo e da cadeira de rodas do avaliado.

Após preencher o formulário de dados do indivíduo avaliado, na tela principal posicionada à esquerda (abaixo da tela 2D), o aplicativo disponibiliza iniciar, parar e selecionar a frequência de gravação da distribuição da pressão no assento em segundos (Fig. 4.51).



Figura 4.51. Área para visualização e controle da medição e gravação

Abaixo do display em 3D, posicionado à direita da tela, o aplicativo apresenta o nome do avaliado, idade e uma área de observações (Fig. 4.52).



The image shows a display area with three fields: NOME, IDADE, and OBS. The NOME and IDADE fields are text input boxes, and the OBS field is a larger text area for observations.

Figura 4.52. Área para visualização dos dados do avaliado.

No canto superior direito da tela principal, ao clicar no símbolo de uma câmera, o aplicativo possibilita visualizar a imagem obtida pela câmera, ajustar a área a ser mensurada e a intensidade luminosa na placa de medida. Os ajustes da área a ser mensurada são realizados por duas setas, posicionadas superior e lateralmente ao display posicionado à esquerda desta tela. Três ícones na parte inferior desta tela permitem que a imagem seja ajustada (horizontalmente, verticalmente e realizar a transposição) no display 2D da tela principal. Um marcador possibilita ajustar a iluminação da placa captada pela câmera (Fig. 4.53).

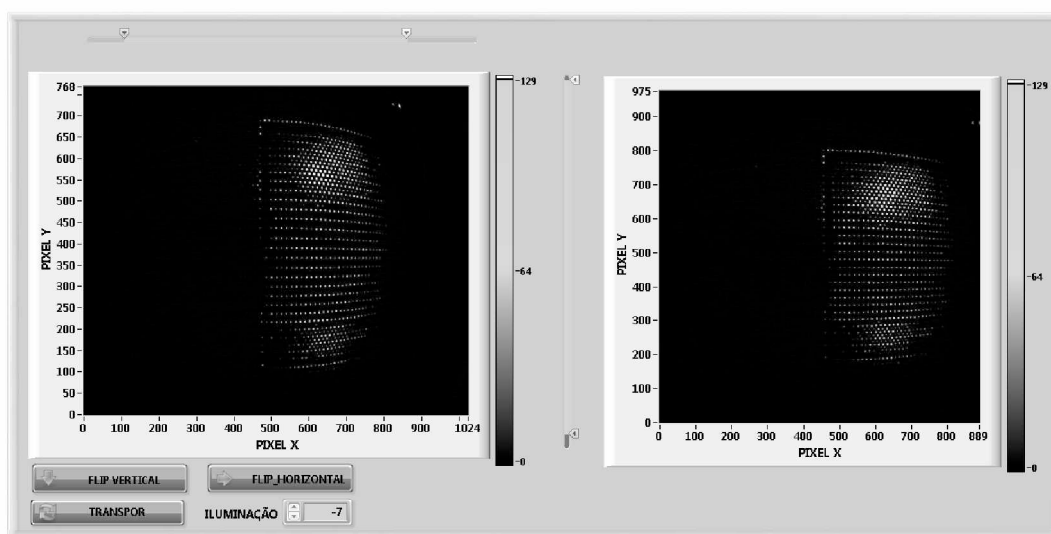


Figura 4.53 Tela de ajuste da área a ser medida, posicionamento da imagem na tela 2D e níveis de iluminação.

No ícone preferências, o aplicativo disponibiliza regular as faixas de pressão e cores visualizadas no mapa da distribuição da pressão (Fig. 4.54). Nesta aba, é permitido estabelecer a escala dos valores do percentual, percentual absoluto de cada nível de pressão, as cores de cada faixa de pressão, as escalas de visualização da pressão (em Bar, Psi, Mpa, Atm e mmHg) e a faixa de pressão da escala de valores quantitativos utilizada em todas as escalas do aplicativo. Os ajustes devem ser realizados e confirmados com as teclas salvar, salvar como, carregar e excluir, posicionadas ao lado da tela desta aba.



Figura 4.54. Aba preferências com os ajustes com faixas de pressão e preferências.

Ainda na aba preferência, em uma nova janela (set up de filtros) (Fig. 4.55), o aplicativo possibilita ajustar contraste da placa e de filtros que são realmente modificados após reinicialização do aplicativo.

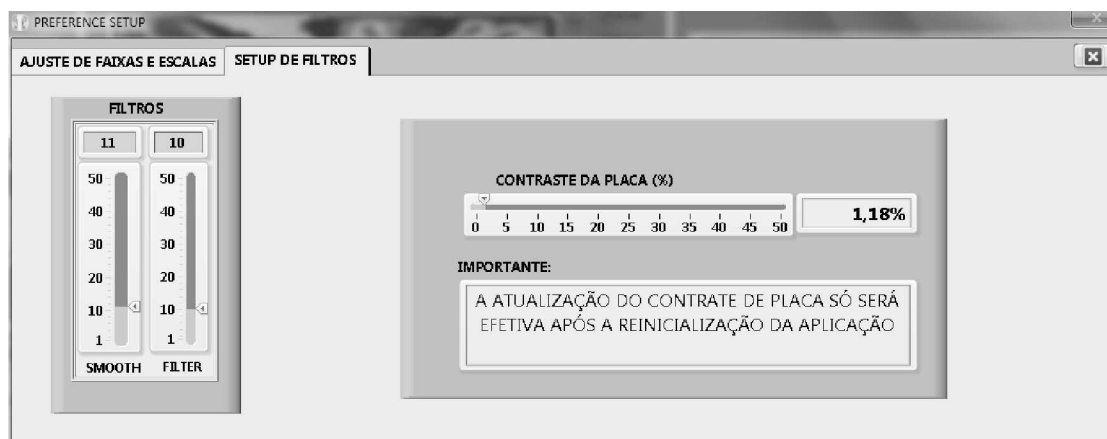


Figura 4.55. Aba preferências com os ajustes dos filtros.

Para o processo de calibração, foi desenvolvido um aplicativo associado ao MPV. Acessando o ícone calibrar, na tela principal do aplicativo (representado por 3 bolinhas), uma nova aba permite inserir os dados para calibração, como a força realizada na placa (em Newtons ou em kg) e a área do objeto utilizado na calibração (Fig. 4.56). O aplicativo calcula a força correspondente à força realizada em pixels, área medida ( $\text{cm}^2$ ), e um fator de área (área real / área medida). Na região inferior da tela de calibração, o aplicativo possibilita limpar a tela, adicionar uma medição, remover um item selecionado, abrir uma calibração, salvar os resultados, cancelar, iniciar a medição e sair do programa.

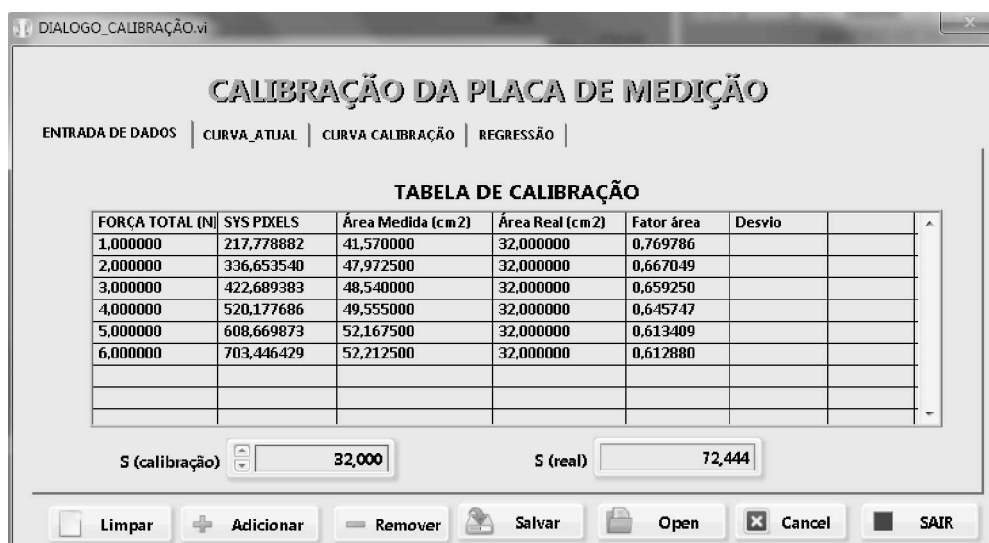


Figura 4.56. Tabela de calibração do MEV.

Na aba Curva Atual (Fig. 4.57), é possível obter um gráfico com os valores medidos na calibração com a intensidade (em pixels) da medição instantânea e média das 10 últimas medições obtidas no processo de tara durante o processo de calibração.



Figura 4.57. Aba curva atual com os valores referentes à amplitude e tempo.

No ícone "Curva de Calibração", o aplicativo apresenta no eixo Y os resultados de uma curva real, que corresponde aos resultados da força realizada, na superfície do dispositivo pelo objeto utilizado na calibração, dividido pela área deste mesmo objeto. No eixo X os valores relacionados com força em pixels (da placa de sensores elásticos) realizado pelo mesmo objeto acima, dividido pela área medida pelo dispositivo de pressão no assento.



Uma curva modelo é traçada pelo programa, com a finalidade de identificar a melhor curva que se adequa ao comportamento do dispositivo de pressão no assento (Fig. 4.58).



Figura 4.58. Aba Regressão apresenta em gráfico os valores medidos na calibração.

Após identificar a curva que mais se aproxima da curva real na aba Regressão, obtém-se, por meio de uma regressão polinomial, os valores referentes aos coeficientes a, b e c do polinômio (Fig. 4.59).

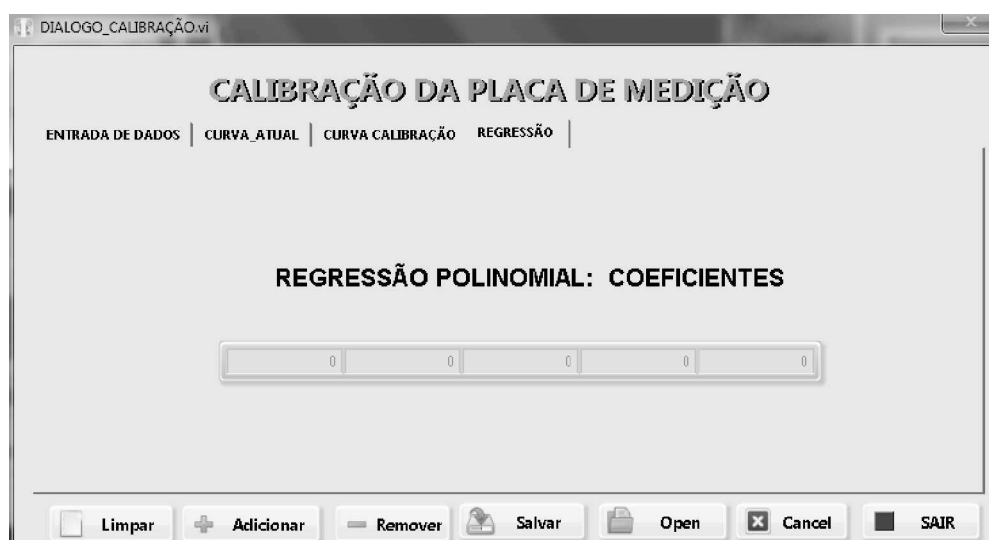


Figura 4.59. Aba regressão apresenta os valores dos coeficientes da regressão.

Na aba de ajuda (simbolizada por um livro com a pontuação de interrogação na capa) (Fig. 4.60), o programa disponibiliza o manual de operação, de manutenção, de assistência técnica, a patente do método do processo de mapeamento de pressão (resumo, reivindicações e resumos).

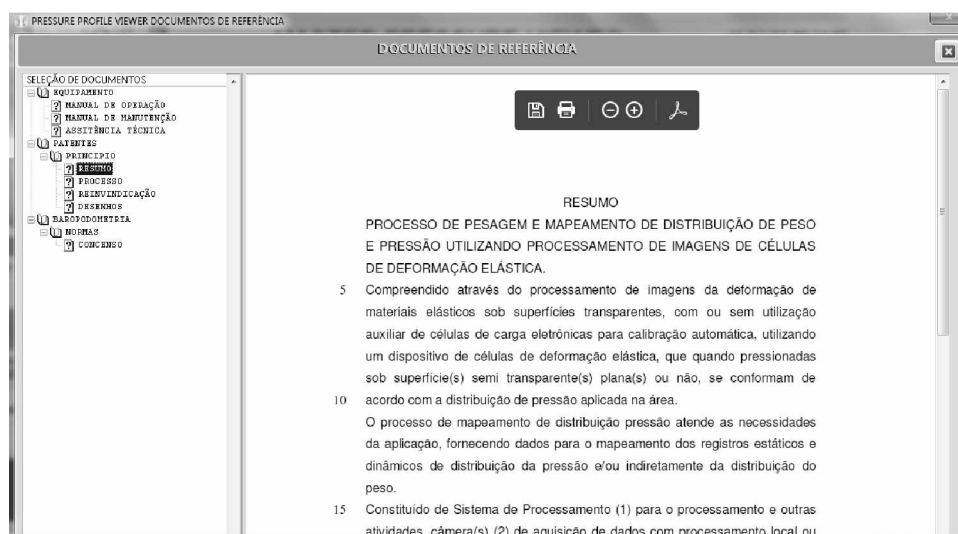


Figura 4.60. Aba de ajuda do dispositivo de monitoramento da pressão no assento.

Com a finalidade de aumentar a velocidade da aquisição dos dados e proporcionar uma análise mais detalhada da imagem do monitoramento estático e dinâmico da distribuição da pressão da deformação de elastômeros no assento de ergômetro, optou-se por desenvolver um novo aplicativo conectado ao Master Pressure Viewer, também em ambiente LabVIEW, denominado Master Exam View (MEV).

O aplicativo MEV permite acessar os dados dos experimentos gravados no Master Pressure Viewer e analisar detalhadamente a imagem da deformação elástica na placa de acrílico de todos os aspectos da distribuição da pressão no assento do ergômetro, realizada pelo Master Pressure Viewer com um complemento de mais alguns aspectos abaixo descritos:

- Todos os frames gravados da distribuição da pressão no assento;
- Mapa com linhas coloridas com as áreas de mesma pressão denominado isobáricas,
- Aba para comparação de duas distribuições de pressão com aspectos estatísticos (média, desvio padrão, máximo);
- Medição da distâncias e ângulos entre dois pontos no mapa de distribuição de pressão,
- Inserção de fotos dos experimentos realizados e mensurar distância e ângulos após ajustar a imagem

Na tela inicial do MEV, os ícones de controle geral permitem acessar os comandos do aplicativo. Os controles gerais do aplicativo possibilitam acessar os dados gravados das avaliações realizadas no Master Pressure Viewer. O MEV permite análise individualizada dos dados de distribuição da pressão. É possível a visualização de aspectos dinâmicos do

centro de massa, inserção de fotos dos exames, impressão dos resultados com os comentários do avaliador, controle das preferências das escalas numéricas e de cores, inserção de dados do avaliador e da logomarca dos desenvolvedores do programa, uma ajuda em possíveis problemas que podem ocorrer no aplicativo e saída do programa (Fig. 4.61).



Figura 4.61. Ícones de controle geral do programa Master Exam View.

No ícone “representado por um símbolo de arquivo”, é disponibilizada a visualização da lista dos testes realizados, histórico dos testes gravados, identificação do exame selecionado, data e hora do exame, registro de identificação do usuário avaliado, diagnóstico e aspectos de configuração da cadeira de rodas preenchidas no Master Pressure Viewer ao cadastrar o indivíduo avaliado (Fig. 4.62).

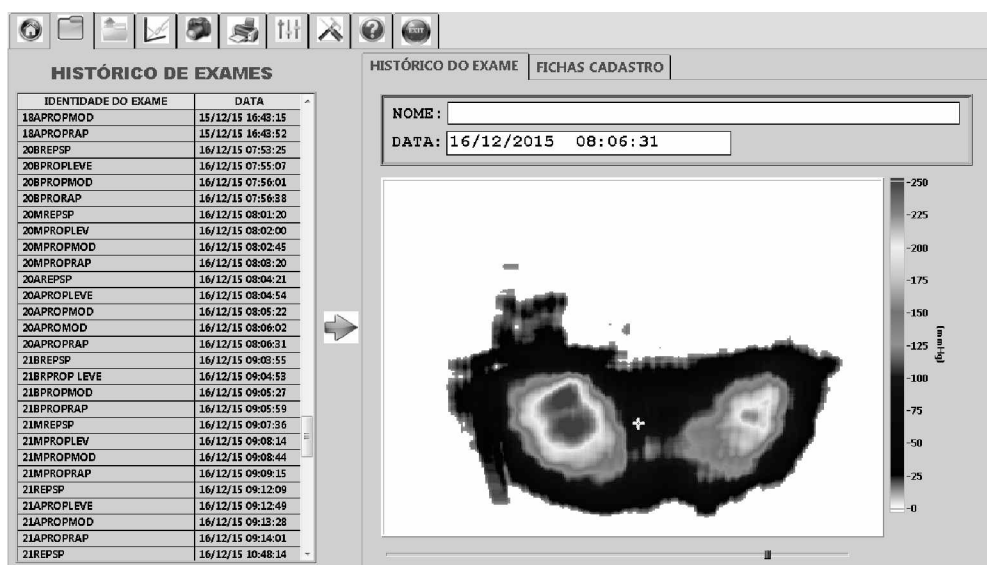


Figura 4.62. Tela de histórico dos exames do MEV.

Ao selecionar um exame, o programa está pronto para iniciar a análise dos dados de todos os frames gravados da distribuição da pressão no assento no exame do MPV. Esses dados podem ser acessados ao clicar no ícone (representado por uma pasta com uma seta em cima). No ícone de uma pasta, o aplicativo apresenta, no lado direito, todos os frames gravados. A imagem da distribuição da pressão ao centro com escala de cores e os valores da quantitativos da distribuição da pressão, posicionada lateralmente, um mostrador de distribuição da pressão em quadrantes similar ao apresentado na tela principal do MPV, um botão que permite selecionar o frame para comparação em outra tela e outro para enviar para impressão da distribuição apresentada na tela central. Um cursor e um mostrador, posicionados abaixo do display central, permitem visualizar o valor da pressão em uma área específica da imagem da distribuição da pressão no assento (Fig. 4.63).

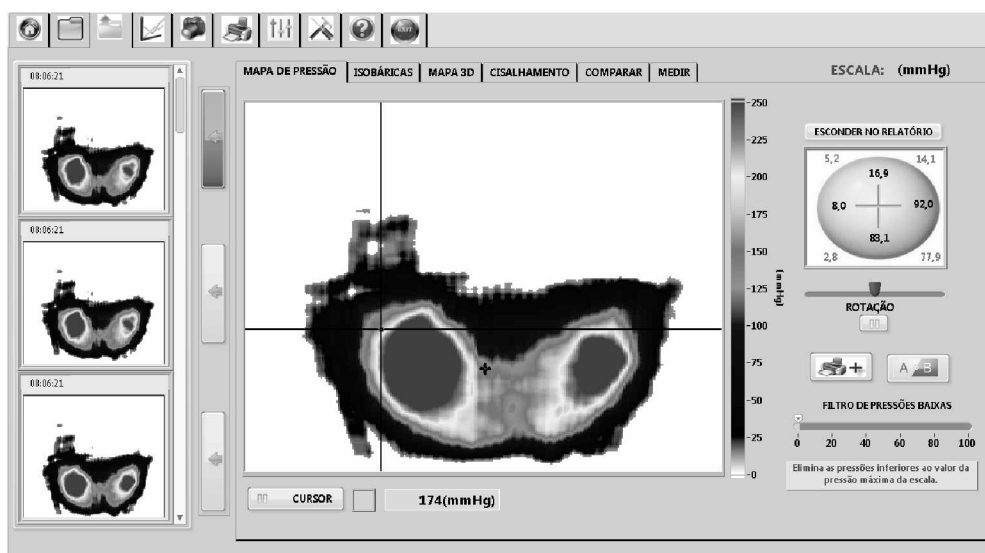


Figura 4.63. Tela apresentando a aba de análise da distribuição da pressão.

Na parte superior desta tela, uma nova aba denominada isobáricas (Fig. 4.64) possibilita a visualização de áreas que apresentam a mesma distribuição de pressão por meio de linhas coloridas que podem ser impressas no relatório dos resultados finais.

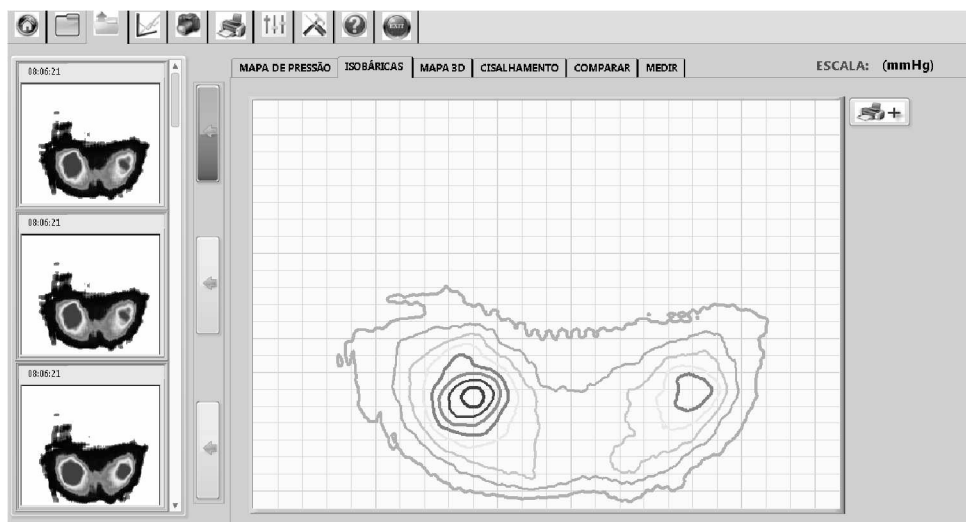


Figura 4.64. Tela para visualização das isobáricas.

É possível obter um mapa em 3D (com zoom) do frame escolhido para análise da distribuição da pressão (Fig. 4.65). Em uma das faces da distribuição da pressão, uma escala numérica apresenta os níveis finais de pressão.

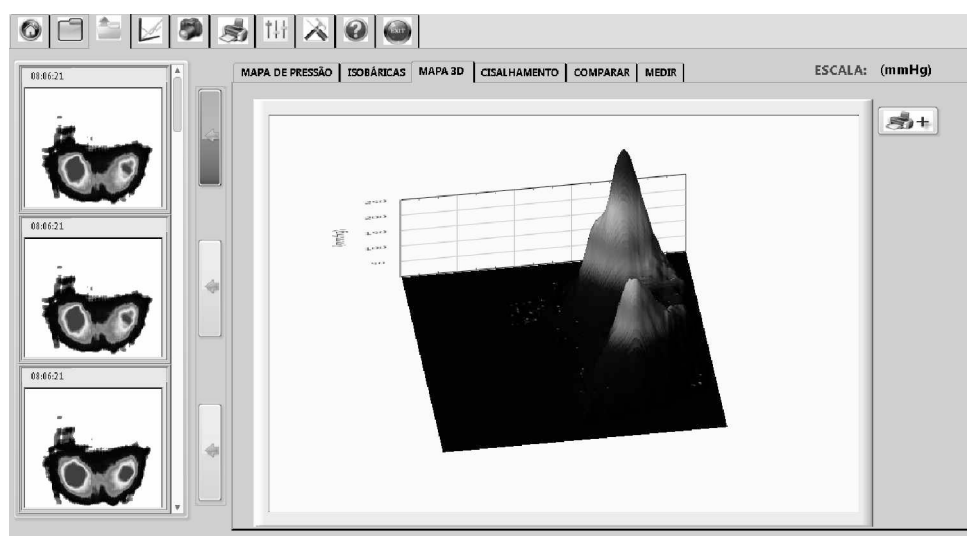


Figura 4.65. Tela da distribuição da pressão em 3D.

O aplicativo permite comparar os resultados das distribuições selecionadas por meio da escala de cores, média da distribuição e o máximo da pressão (Fig. 4.66). Pode-se introduzir em uma área abaixo comentários e observações do avaliador da comparação das distribuições de pressão e ainda enviar os mapas da distribuição da pressão para

impressão, acessando o ícone (representado por uma impressora com um símbolo de + ao lado).

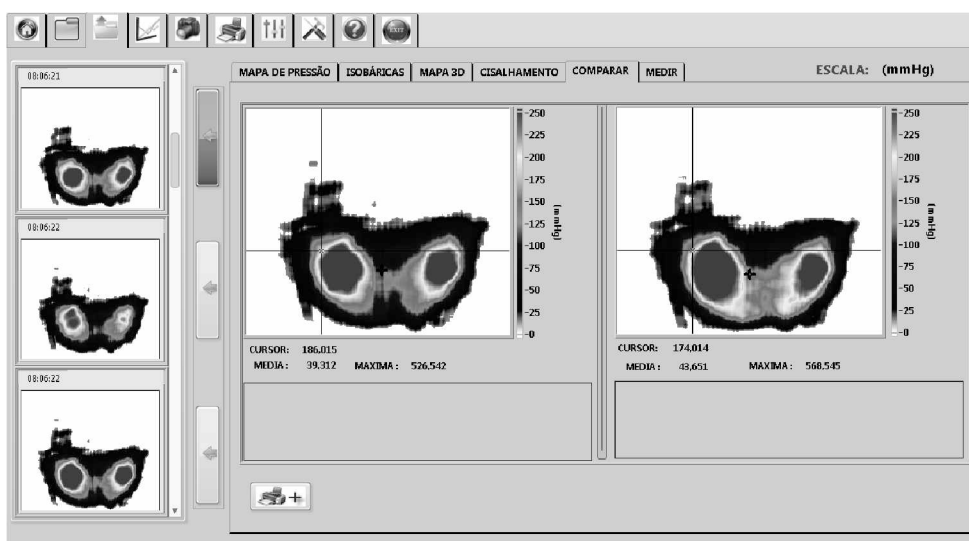


Figura 4.66. Tela com a comparação de duas distribuições de pressão no assento.

Na tela principal, é possível a visualização e escolha dos frames da distribuição da pressão para comparação da dinâmica de movimentação do centro de gravidade (Fig. 4.67).

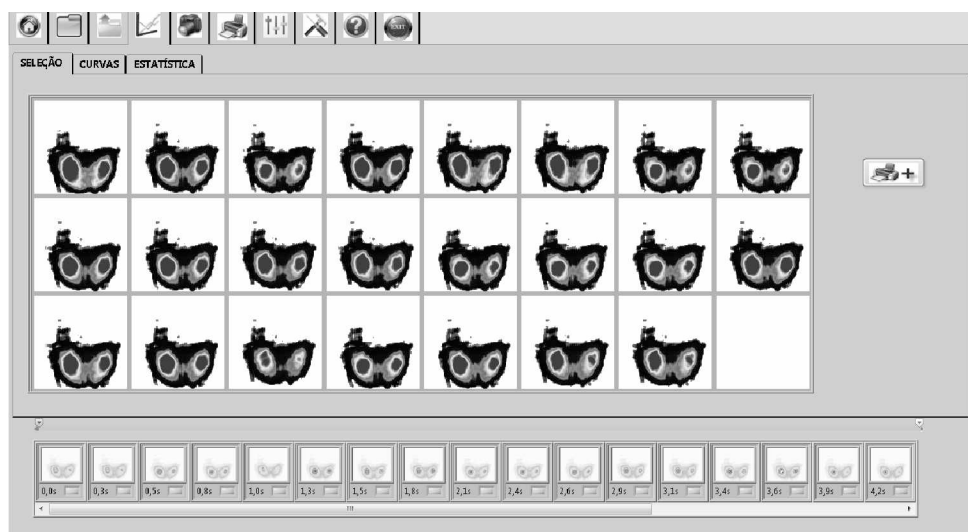


Figura 4.67. Aba de análise do movimento do centro de gravidade.

Ainda na tela principal, é possível comparar, graficamente, a dinâmica de movimentação de cada frame e do centro de gravidade (plano frontal e lateral) (Fig. 4.68).

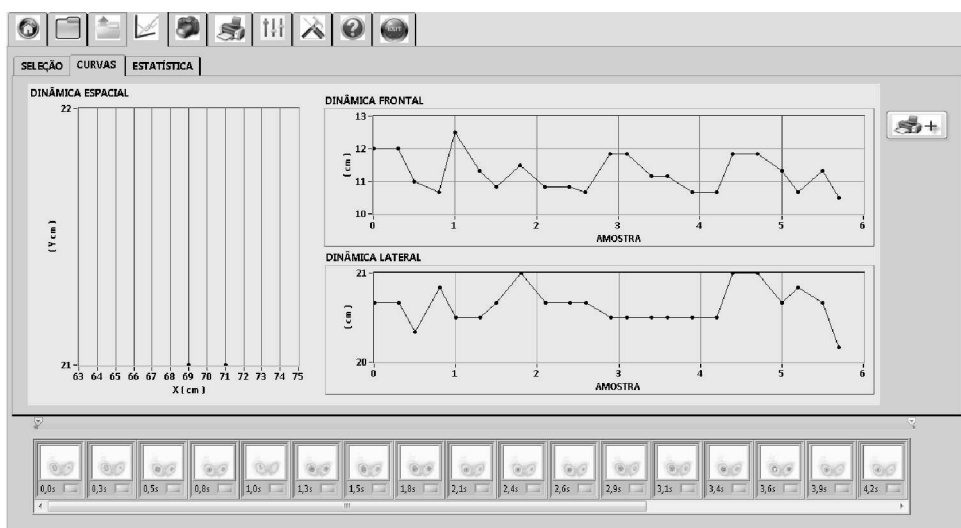


Figura 4.68. Tela de apresentação da dinâmica de movimentação do centro de gravidade.

O aplicativo possibilita o download de fotos das avaliações e permite calcular distância entre estruturas e ângulos após realizar a calibração da imagem (Fig. 4.69).



Figura 4.69. Aba para importar fotos dos experimentos.

Na tela principal, é possível escolher a escala de cores da escala, dividido em percentuais e a unidade que a medida será realizada (em Bar, Psi, Mpa, Atm e mmHg) (Fig. 4.70).

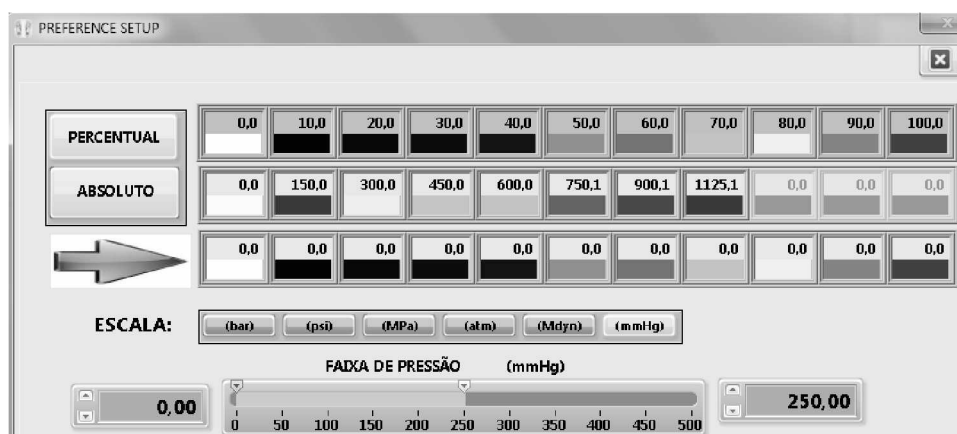


Figura 4.70. Tela de ajuste das preferências.

O aplicativo disponibiliza o preenchimento dos dados referentes à instituição onde o teste está sendo realizada (Fig. 4.71). As informações preenchidas neste formulário devem ser salvas por meio de um ícone posicionado à direita da tela.

Figura 4.71. Tela de preenchimento dos dados do avaliador

Os logotipos das instituições que realizam a avaliação podem ser serem introduzidos no relatório a ser impresso na folha final de avaliação (Fig. 4.72).





Figura 4.72. Tela de inserções dos logotipos.

#### 4.8 Projeto do Dispositivo de Monitoramento da Pressão no Assento do Ergômetro

O dispositivo de monitoramento da pressão utilizando a deformação de elastômeros foi projetado para ser adaptado à segunda geração do ergômetro desenvolvido pelo Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) e pelo Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos, denominado Ergo01 (Fig. 4.73). Esta segunda versão do protótipo do ergômetro foi escolhida por ser constituída de dispositivos que possibilitam adequação postural do usuário por meio de um sistema de ajuste da regulagem do apoio dos pés, da posição do assento em relação a centro do eixo da roda (centro de gravidade) e da distância do encosto ao assento. No Capítulo V é apresentado o equipamento finalizado com o novo dispositivo de monitoramento de pressão no assento do ergômetro para cadeirantes e as configurações e soluções passo a passo que permitiram a obtenção deste dispositivo após todos os estudos realizados.



Figura 4.73. Ergo01 desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos.

#### 4.9 Novo Dispositivo de Mapeamento de Pressão com Semiesferas de Elastômeros no Assento de Ergômetro para Cadeirantes

Para que o dispositivo de monitoramento da pressão por imagem fosse instalado no ergômetro para cadeirantes “Erg01”, foi projetada e fabricada uma nova estrutura para o assento do ergômetro. Esta nova estrutura do assento foi confeccionada em aço, com dimensões de 560 mm por 570 mm e altura de 150 mm, com a finalidade de permitir a fixação dos componentes: placa de acrílico, módulo dos sensores elastoméricos e da câmera de aquisição da imagem.

Para fixação da placa de acrílico do dispositivo de pressão por imagem na estrutura do novo assento do ergômetro, foram fixadas na superfície superior da estrutura do assento quatro placas laterais com um comprimento de 180 mm por 10 mm de largura e altura de 20 mm, com a finalidade de impedir o movimento da placa de acrílico na estrutura de aço (Fig. 4.74).

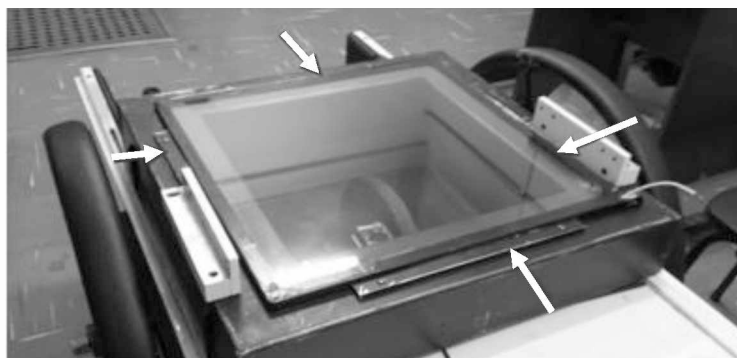


Figura 4.74. Novo assento com as placas laterais de fixação da placa de acrílico.

A câmera utilizada no dispositivo de pressão no assento foi fixada no centro da estrutura do assento e paralela à placa de acrílico (Fig. 4.75).



Figura 4.75. Desenho esquemático (vista lateral) do sistema de fixação e posicionamento da câmera sob o assento.

Abaixo da câmera, com a finalidade de impedir a entrada de iluminação por baixo do ergômetro, no interior da estrutura do dispositivo de pressão no assento foi fixado uma manta negra (Fig. 4.76). Mudanças na intensidade da luz podem interferir na confiabilidade das medições.



Figura 4.76. Visão superior do assento com manta negra ao fundo e a câmera posicionada no centro do assento.

Após fixar a câmera e a manta negra, na parte superior do assento, acima da placa de acrílico, a malha de sensores elastoméricos (espessura de 2mm) foi fixada com a semiesferas orientadas para baixo, em contato com a placa de acrílico (Fig. 4.77).



Figura 4.77. Malha de sensores elastoméricos fixada sobre a placa de acrílico.

Com a finalidade de revestir e proteger os usuários do ergômetro no processo de transferência e posicionamento lateralmente à placa de acrílico e superiormente às placas

de laterais de fixação da placa de acrílico na estrutura do assento foi fixada em toda a borda livre uma espuma de borracha (Fig. 4.78).



Figura 4.78. Borracha de proteção posicionada lateralmente a placa de acrílico.

Para manter um ambiente isento de iluminação na parte superior do assento, foi introduzida acima da malha de sensores elastômeros, uma borracha na cor preta com dimensões de 480 mm por 480 mm com uma espessura de 1 mm (Fig. 4.79).



Figura 4.79. Borracha preta cobrindo a malha de sensores elásticos.

Acima da borracha preta de contenção da iluminação, posicionada acima da placa de acrílico, foi colocada uma almofada (400 mm x 400mm e 50mm) de densidade 20 Shore A (Fig. 4.80) e uma capa de cor preta de napa que envolve todo o dispositivo superiormente, com o intuito de proteger e tornar o assentar confortável e o design mais agradável.



Figura 4.80. Dispositivo de pressão no assento com uma almofada.

Em relação ao encosto do novo assento, foi utilizada a mesma estrutura de fixação do Erg01, porém, o encosto foi substituído por um sistema modular e regulável que permite uma propulsão manual na cadeira de rodas sem limitações (Fig. 4.81).

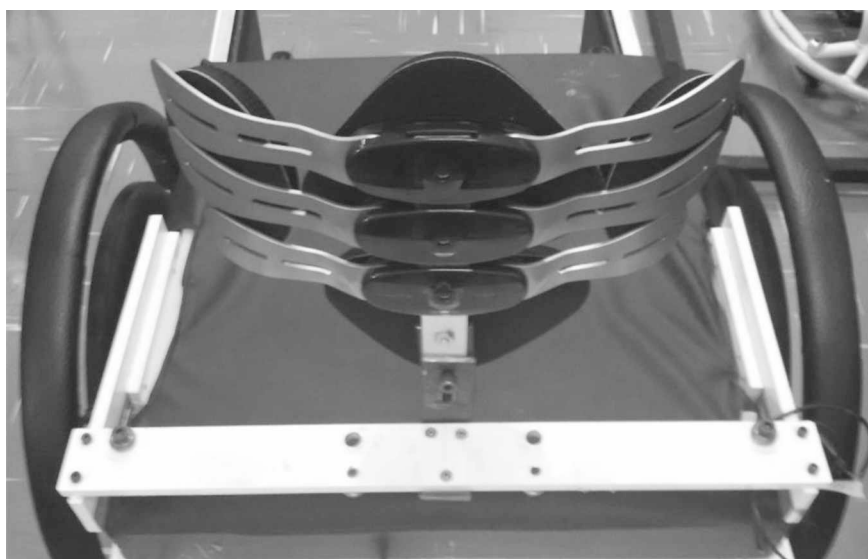


Figura 4.81. Encosto modular e regulável fixado no assento do ergômetro.

O apoio do pé do dispositivo de pressão no assento do ergômetro foi fixado na parte anterior do novo assento do dispositivo (Fig. 4.82).



Figura 4.82. Apoio de pé fixado na estrutura do DMPA.

Finalmente, o dispositivo de monitoramento da pressão utilizando o processamento da imagem da deformação de semiesferas de borracha no assento de um ergômetro para cadeirantes foi montado com a capa de proteção, almofada, borracha preta de contenção, malha de sensores elastômeros e placa de acrílico e câmera em sequência de cima para baixo. Todas as estruturas do dispositivo de pressão no assento adaptado no ergômetro podem ser vistas no desenho esquemático (Fig. 4.83) e bem como na foto do banco no ergômetro (Fig. 4.84).

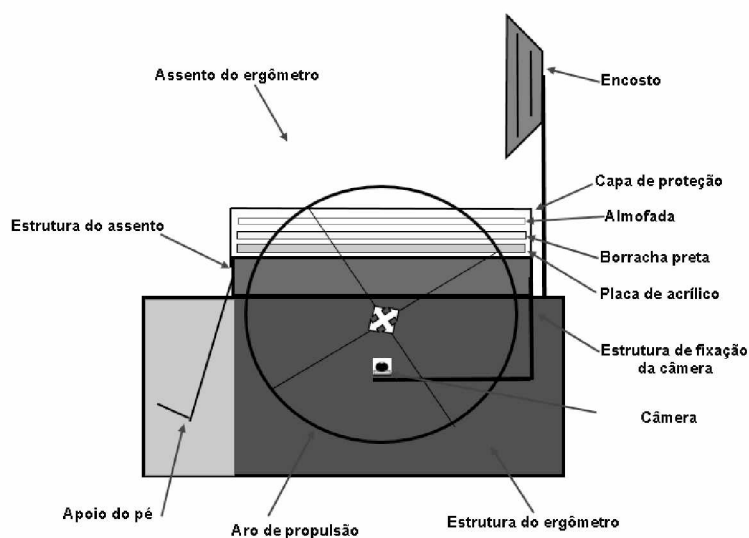


Figura 4.83. Desenho esquemático da configuração do dispositivo de pressão no assento com todos os seus componentes.

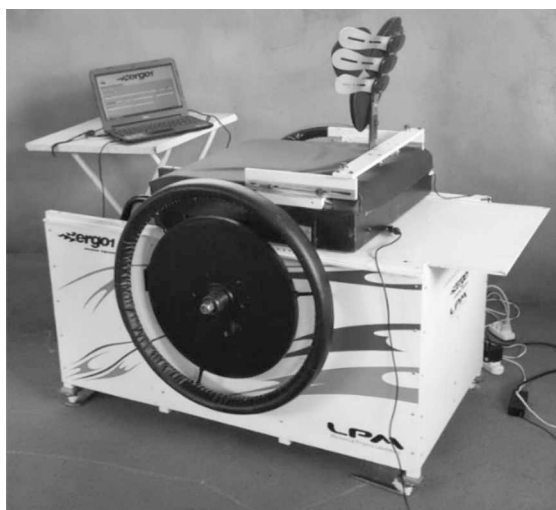


Figura 4.84. Dispositivo de pressão no assento posicionado no assento do ergômetro.

O dispositivo permite reproduzir e/ou alterar a configuração da cadeira de rodas da pessoa com deficiência e avaliar a distribuição da pressão estática e dinâmica no assento em tempo real. A permanência por um tempo prolongado em posturas com grande elevação da altura do pé ou inclinação no assento, em pessoas com deficiência com alteração da sensibilidade pode ocasionar pressões excessivas na região isquiática. A utilização do equipamento deve ser planejada com o intuito de prevenir os malefícios do uso incorreto.

#### 4.10 Avaliação da Dureza Shore dos Elastômeros

Os elastômeros utilizados no dispositivo de pressão no assento foram avaliados por meio do teste de dureza Shore A. Para o teste, foi utilizado o durômetro Shore "A" da marca Medtec, modelo HT6510A calibrado (certificado de calibração 015\_0114/01 de acordo com a norma ABNTNBR ISO/IEC17025, sob o número CAL 0538).

Para manter a uniformidade e confiabilidade dos experimentos, foi confeccionado um suporte para o durômetro. O suporte foi constituído, em uma das extremidades, por um sistema de fixação da base. Este sistema, em uma das extremidades, fixa o sistema de ajuste a uma placa de alumínio presa na parede. Na outra extremidade do suporte, um dispositivo articulado deslizante permite ajuste da subida e descida uniforme do durômetro. Ainda na extremidade distal do suporte, além do dispositivo articulado deslizante, um sistema de fixação do durômetro com um peso proporciona simetria, uniformidade da pressão e perpendicularidade da ponta com a superfície do material avaliado (Fig. 4.85).



Figura 4.85. Componentes do suporte de durômetro confeccionado.

Para o experimento, foram usadas uma amostra da borracha de silicone (polidimetilsiloxanos) e uma amostra de resina flexível com as dimensões de 200 mm X 150 por 5 mm (Fig. 4.86).

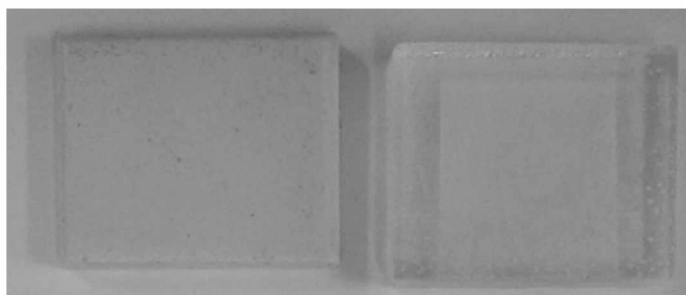


Figura 4.86. Corpos de provas de borracha de silicone (a esquerda) e resina flexível (a direita).

As medições foram realizadas de acordo com a norma ASTM D2240 (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS, 2000), que preconiza o indentador em 5 (cinco) posições aleatórias do material no período de 5 a 15 segundos. Os resultados serão apresentados no Capítulo V.



#### 4.11 Modelagem Numérica por Elementos Finitos

A deformação de esferas confeccionadas com material viscoelástico não é um problema novo. Existem aplicações industriais que utilizam a deformação, por exemplo, em sistemas de vedação, limpeza, etc. No entanto, estas deformações associadas com um padrão de imagens, em um sistema “a seco” é uma inovação quando relacionada com a utilização em tecnologia assistiva para monitoramento da pressão. Para entender este princípio de funcionamento, validar os níveis máximos de pressão definidos pela malha de sensores/semiesferas, avaliar novas configurações de sensores com semiesferas de borracha, avaliar e validar o projeto do novo sistema de monitoramento de pressão foram desenvolvidos modelos numéricos de elementos finitos.

##### 4.11.1 Avaliação da Estrutura da Malha de Sensores

Como descrito anteriormente, a malha de sensores é formada por um conjunto de semiesferas de diâmetro 3 mm espaçadas entre si de 1 mm. As semiesferas são de material viscoelástico que possuem a capacidade de deformar na presença de carregamento. Neste caso, as semiesferas são apoiadas sobre uma placa de acrílico e através de um fenômeno óptico propôs-se uma nova metodologia de análise sem a utilização de fluidos de contraste.

Os níveis de pressão são estimados considerando a área deformada das semiesferas solicitadas e quanto maior a área, maior a força para um mesmo nível de pressão. Portanto, o delimitador da faixa operacional de pressão depende da deformação de uma semiesfera isolada. Devido à configuração simétrica da malha definiu-se como “unidade celular” um conjunto hexagonal de semiesferas, a partir de uma semiesfera central, como mostra a Figura 4.87.

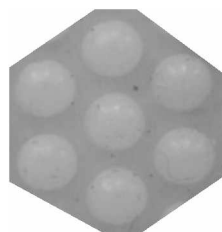


Figura 4.87. Conjunto de semiesferas que formam uma “unidade celular” dos sensores.

Esta definição foi feita para avaliar os níveis máximos de deformação da malha de sensores e a faixa operacional de pressão capaz de ser analisada pelo sistema. Para isto, considera-se a deformação máxima de uma semiesfera como o valor limite para a força

máxima aplicada em uma área deformada de  $7,07 \text{ mm}^2$ , que é considerada com uma área superior em uma região circular de diâmetro 3 mm.

A Figura 4.88 mostra a geometria da malha das semiesferas, descritas aqui como “Unidade Celular” acrescida de semiesferas adicionais e a Figura 4.89 mostra estrutura com bloco e pino de carga que foram desenvolvidos no Programa Ansys Workbench.

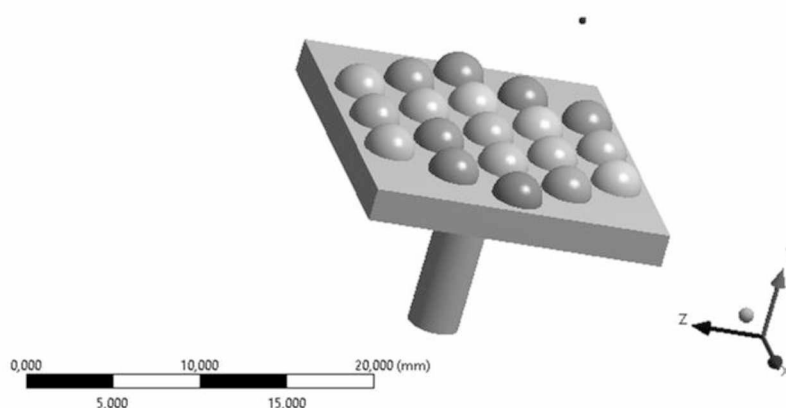


Figura 4.88. Estruturas geométricas tridimensionais modeladas no Programa Workbench. Modelo das semiesferas.

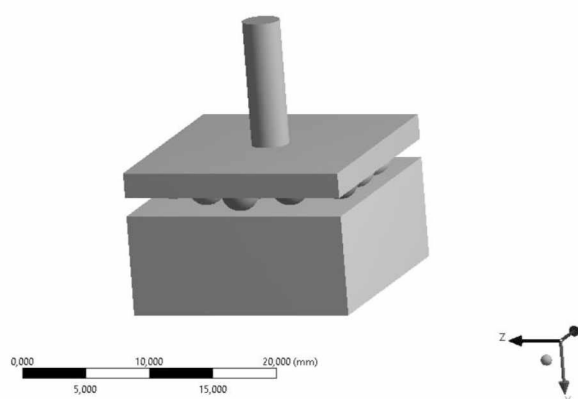


Figura 4.89. Estruturas geométricas tridimensionais modeladas no Programa Workbench. Estrutura completa com o bloco e o pino de carga.

Para analisar os níveis de deformação das esferas, os níveis de tensão aplicados e as configurações de deslocamento de todo o conjunto considerou-se o pino de aço e o bloco de acrílico. O material das semiesferas como hiperelástico utilizando o modelo de Mooney-Rivlin (OGDEN, 1984). As Tabelas 4.1 e 4.2 mostram as propriedades dos materiais utilizados nos modelos de elementos finitos.

A Figura 4.90 mostra todos os componentes (na malha de sensores elásticos com as semiesferas e placa de acrílico) da simulação numérica com a malha de elementos finitos gerada automaticamente pelo programa Ansys Workbench. Para este modelo foi utilizada

uma malha com 14049 nós e 4219 elementos (Ansys Workbench). Deve-se destacar que foram analisadas outras configurações de malha, mais e menos refinadas, visando avaliar a influência do refinamento nos resultados de deformação e tensões estruturais.

Como condição de contorno considerou-se o bloco totalmente fixo, as faces da malha de esfera foram restritas de movimento no plano XY e XZ e foi aplicada uma força variável no pino. O pino foi restrito para movimentar somente na direção de aplicação da carga. Para o pino em contato com a malha e as semiesferas em contato com o bloco de aço foram considerados condições de contato por atrito, automatizado internamente pelo Programa Workbench. A Figura 4.91 mostra as condições de contorno utilizadas na análise por elementos finitos das semiesferas.

Tabela 4.1. Valores referentes às propriedades da borracha utilizada nos modelos de elementos finitos.

Borracha ( Mooney-Rivlin)	
Def (mm/mm)	Tensão MPa
0,1338	4,9415e-004
0,2675	9,128e-004
0,3567	1,1725e-003
0,6242	1,9415e-003
0,8917	2,8038e-003
1,1592	3,8691e-003
1,4268	5,2454e-003
2,051	1,0379e-002
2,586	1,8193e-002
3,0318	2,8439e-002
3,7898	5,7755e-002
4,3694	9,4952e-002
4,8153	0,13575
5,172	0,17806
5,4395	0,2165
5,707	0,26154
5,9299	0,3047
6,0637	0,3333
6,1975	0,36406
6,3312	0,39708

6,465	0,43253
6,5541	0,45754
6,6433	0,48375
Módulo Elasticidade (MPa)	Coef. Poisson
2,5	0,4

Tabela 4.2. Propriedades do aço utilizado nos modelos de elementos finitos.

Propriedades	Aço	Acrílico
Densidade kg/m <sup>3</sup>	7850	1190
Limite de escoamento MPa	250	60
Limite de resistência MPa	460	70
Módulo de Elasticidade MPa	200	3280
Coefficiente de Poisson	0,30	0,36

Nas análises, a força foi aplicada até uma condição limite visando avaliar a resistência estrutural do conjunto. Inicialmente, utilizou-se uma força de 5,54 N para validar o modelo de elementos finitos. Esta validação foi feita por meio da variação do módulo de elasticidade do material da malha de semiesferas. O módulo de elasticidade considerado foi obtido da literatura (DALL'ANTONIA et. al., 2009) sendo da ordem inicialmente de 2,5 Mpa. Este valor foi parametrizado e modificado até a condição real aproximada de deformação das semiesferas. Para a obtenção dos níveis reais de deformação das semiesferas ou "Unidade Celular", foi desenvolvido um aparato experimental e uma metodologia de análise para avaliar sistema de malhas das semiesferas.

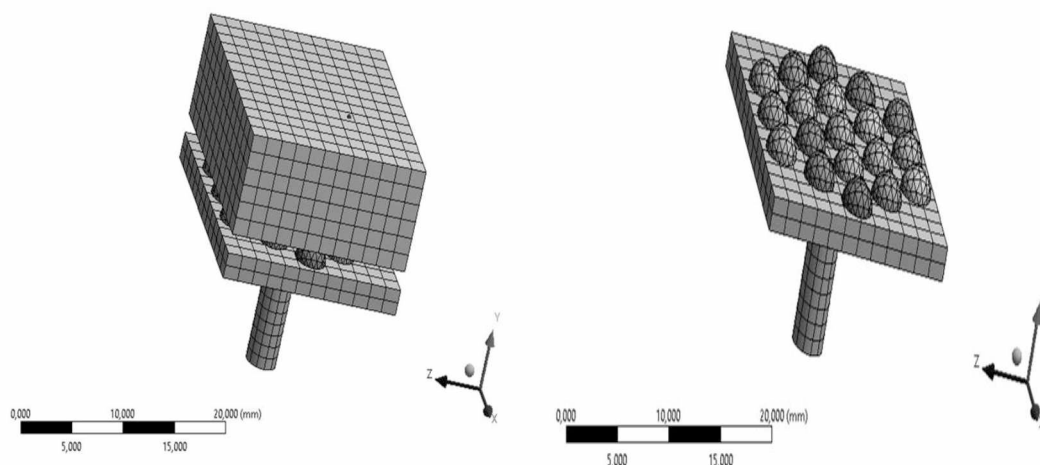


Figura 4.90. Malha de Elementos finitos utilizada nos modelos de elementos finitos.

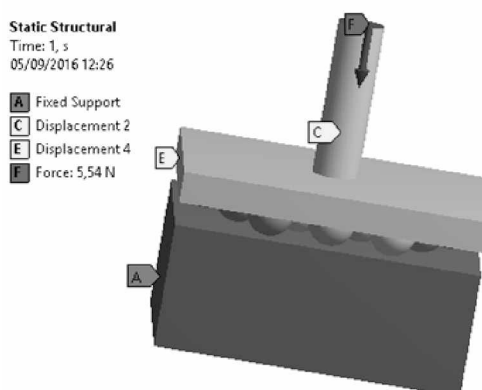


Figura 4.91. Condições de contorno utilizadas na modelagem por elementos finitos. O pino foi impedido de movimentar nas direções X e Z e a malha de semiesferas foi impedida de movimentar, nas áreas laterais, nos planos X e Z.

#### 4.12 Aparato Experimental

Para validar o modelo de elementos finitos foi desenvolvido um aparato experimental. Foi utilizada a mesma malha de semiesferas projetada para o sistema de monitoramento de pressão, um pino de carga (diâmetro 3 mm) acoplado em uma célula de carga (Kratos, capacidade 1000 Kg que, por sua vez, era montada em uma máquina de ensaio (Filizola). Para avaliar os níveis de deslocamento foi montado um relógio comparador na estrutura do pino de carga. A malha foi montada sobre a placa de acrílico com iluminação lateral projetada no sistema de monitoramento de pressão. Paralelamente, as imagens das semiesferas deformadas (Unidade Celular) foram captadas pela mesma câmera utilizadas no sistema de monitoramento. Esta validação foi importante para verificar a influência real de deformação das semiesferas dentro da unidade celular. Neste caso, como as pressões serão avaliadas somente após a condição de deformação das semiesferas, a condição mínima sempre é definida por uma única semiesfera e por isso, foi utilizado um pino de diâmetro 3 mm, considerado neste sistema, como a mínima área delimitadora de pressão. Este procedimento utiliza uma nova metodologia através dos pixels das imagens geradas calibrada em termos da área projetada em função da força denominada aqui de pixels de pressão. Portanto, o aparato experimental também foi útil para entender a faixa de pressão máxima definida pela estrutura da malha utilizada no sistema e que pode ser analisada por meio de um modelo numérico de elementos finitos, validado experimentalmente. A Figura 4.92 mostra um desenho esquemático do aparato experimental utilizado para entender o

comportamento de deformação das semiesferas e validar o modelo numérico de elementos finitos. Não foram realizadas medidas da temperatura e umidade.

A análise experimental foi feita em duas etapas. Inicialmente, foi verificada a resistência máxima de uma semiesfera quando submetida uma carga na malha na condição de área mínima, ou seja, com o pino circular de diâmetro 3 mm. Para isto, a malha foi posicionada sobre uma superfície metálica rígida e foi aplicada uma carga até a condição limite de deslocamento do pino que, neste caso, foi de 3,0 mm. Nesta análise, foram desprezadas condições de forças adesivas entre o contato da esfera com a superfície metálica. Os níveis de força eram anotados com o deslocamento gradual do pino de carga. As condições de deformação dependem da dureza do material empregado e das condições de contorno geradas pela malha de semiesferas e os testes serviram para identificar estas condições máximas de deslocamento e consequente área deformada. A Figura 4.93 mostra o aparato experimental utilizado para a verificação da carga máxima de uma semiesfera e que será avaliada também no modelo de elementos finitos.

No outro experimento, conhecidos os níveis máximos de carga e deslocamento possíveis para uma semiesfera, o pino de carga foi posicionado e alinhado com uma “unidade celular” específica da malha original. A seguir, variou-se o deslocamento do pino de 0,2 em 0,2 mm, iniciando em 0,6 mm até o valor limite de 2,0 mm. Ou seja, foram adquiridos 08 pontos de medida sendo que, em cada um deles era anotado o valor da força no pino. Com esta análise é possível identificar o perfil de força aplicado na parte superior da malha na menor unidade de medida que é uma “Unidade Celular”. Os deslocamentos acima foram definidos em função da sensibilidade da malha, ou seja, o momento em que através das deformações das semiesferas e do sistema de monitoramento das imagens das áreas sobre a placa de acrílico conseguia detectar a intensidade luminosa. Para isto, para os 8 pontos de deslocamento medidos, também foram adquiridas imagens projetadas sobre a placa de acrílico identificando as áreas deformadas e identificada pelo sistema de aquisição das imagens. As áreas deformadas eram monitoradas e capturadas pela câmera posicionada na estrutura. A Figura 4.94 mostra o aparato experimental utilizado para avaliar os níveis de deslocamento, a força aplicada e as áreas projetadas sobre a placa de acrílico. A Figura 4.95 mostra o posicionamento do pino de carga posicionado na parte superior da malha centralizado sob uma semiesfera de uma “Unidade Celular”. A Figura 4.96 mostra um pequeno contrapeso adaptado na região de uma unidade celular para evitar que ocorra um levantamento da malha por causa da deformação das semiesferas e a Figura 4.97 mostra a configuração de uma imagem captada pela câmera.

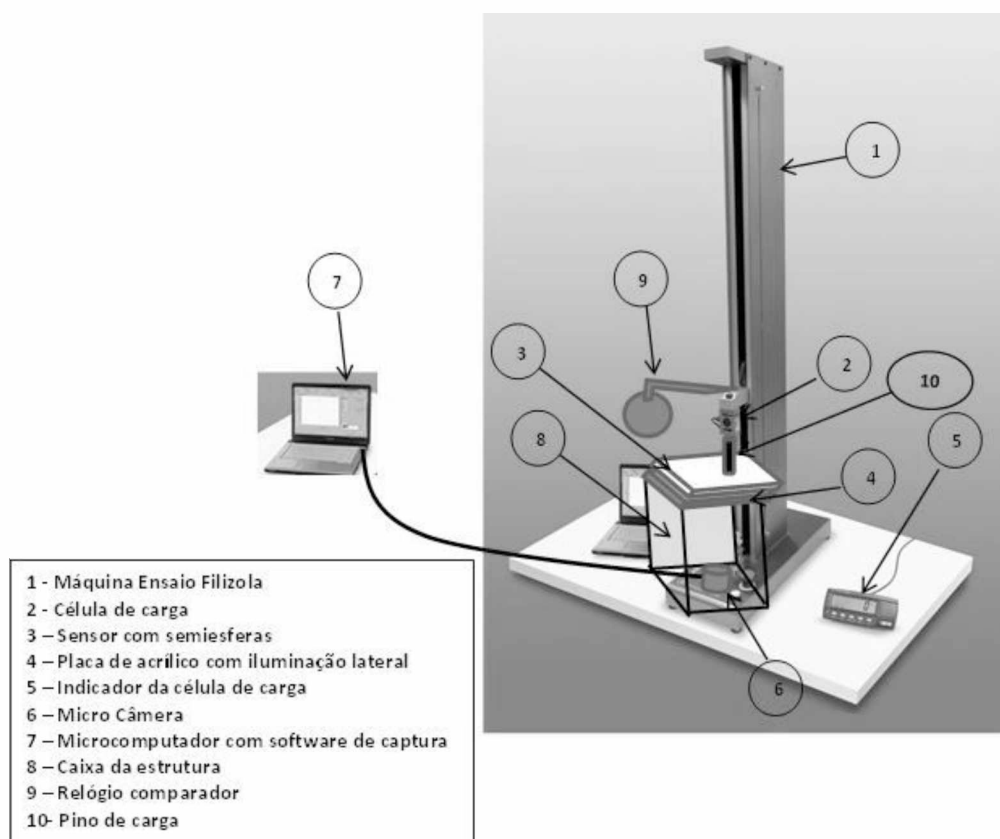
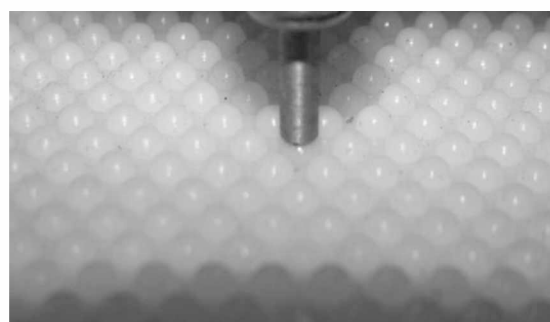


Figura 4.92. Desenho esquemático do aparato experimental utilizado para avaliar os níveis de deformação das semiesferas e validar o modelo de elementos finitos.



(a)



(b)

Figura 4.93. Aparato experimental utilizado para avaliar a resistência máxima de uma semiesfera e validação do MEF. a) Malha montada sobre uma base metálica b) Pino direcionado para uma semiesfera.

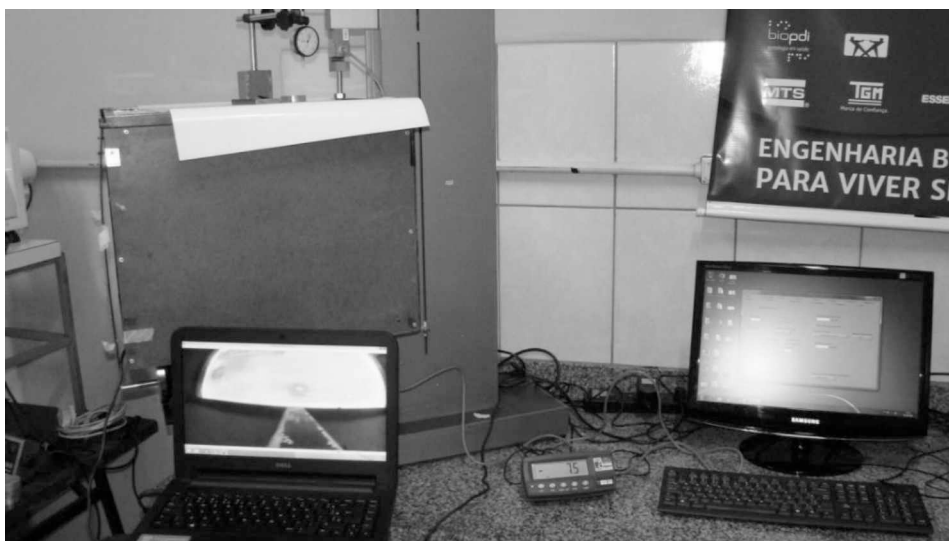


Figura 4.94. Aparato experimental utilizado para avaliar a estrutura da malha de semiesferas.



Figura 4.95. Posicionamento do pino de carga na parte superior da malha direcionado para uma esfera de uma Unidade Celular. O posicionamento foi feito com o auxílio de marcas com inspeção visual.

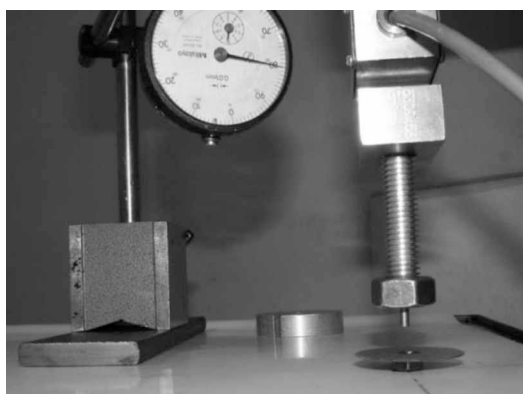


Figura 4.96. Pino de carga adaptado na célula de carga e relógio comparador. Foi utilizada uma porca com arruela, de dimensões próximas à de uma unidade celular, para evitar o levantamento da malha.





Figura 4.97. Configuração de uma área projetada na placa de acrílico capturada pelo microcâmera no momento da aplicação de uma carga. Notar a influência da intensidade luminosa nas regiões de carregamento e a influência das semiesferas vizinhas ou de uma Unidade Celular.

Uma conversão em regiões intermediárias é de difícil análise, por isso, a discretização por “unidade celular” indica a condição mínima de aplicação de força, ou seja, a área mínima de aplicação da força. No entanto, devido a união das semiesferas na manta ocorre uma deformação máxima na semiesfera central e uma parcela de deformação das semiesferas vizinhas que compõem a unidade celular. A Figura 4.98 mostra uma configuração típica de área projetada da unidade celular para uma força aplicada na semiesfera central.



Figura 4.98. Projeção de área típica de deformação de uma unidade celular considerando uma força aplicada em uma área circular superior de diâmetro 3 mm.

Portanto, é possível definir a máxima deformação da esfera com sua respectiva força máxima e paralelamente estimar a área projetada máxima para esta deformação máxima. Com isso, a faixa operacional de pressão definida pela malha dos sensores considerando a área deformada de uma unidade celular. Para a extrapolação de análise no aplicativo

LabVIEW foram geradas outras estratégias definindo os pixels de pressão e pixels de área. Estas estratégias serão discutidas a seguir.

#### 4.13 Processamento das Áreas Projetadas

Utilizando o aparato experimental foi possível observar os níveis máximos de carga aplicados sobre uma única unidade celular. Paralelamente, para a configuração da malha de sensores projetada observou-se a variação dos deslocamentos/deformação das semiesferas e a respectiva influência das semiesferas de uma unidade celular na área projetada. Com isso, era possível gerar a influência da força em função do deslocamento, avaliar a resistência máxima e consequentemente avaliar a faixa de pressão operacional para esta configuração de sensor. No entanto, para esta estimativa seria necessário o cálculo das áreas projetadas para cada nível de força e deslocamento aplicado na malha.

Para determinar a área projetada na placa de acrílico, capturada pela micro câmera utilizou-se o software livre ImageJ. Para a estimativa da área foi preciso capturar uma foto do filme, melhorar a qualidade das imagens, realizar uma ampliação da imagem e utilizar uma referência dimensional para esta medida. Neste caso, foi utilizada a própria imagem das semiesferas projetadas, uma vez que, conhece-se a dimensão de cada semiesfera (3 mm). A seguir descreve-se o procedimento para a melhoria das imagens e estimativa da área da seção transversal utilizando o ImageJ:

a) Utilizando o software Movie Maker pausar a imagem em uma condição escolhida e usando a ferramenta “snapshot”, capturar uma foto do filme, ver Figura 4.99.

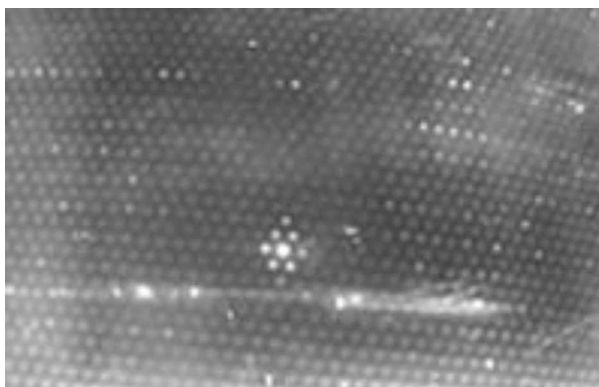


Figura 4.99. Estrutura de uma Unidade Celular projetada na placa de acrílico capturada através do software Movie Maker.

b) No software GMIP2 usar a ferramenta (tools, crop) para cortar a imagem, depois (image, scale) com padronização 500 e interpolação lanczos 3 amplificar a imagem para manter uma boa qualidade. Realizar o corte da imagem próxima da área de interesse (unidade celular) deixando algumas semiesferas de fundo, ou seja, que não foram deformadas. Ver Figura 4.100.

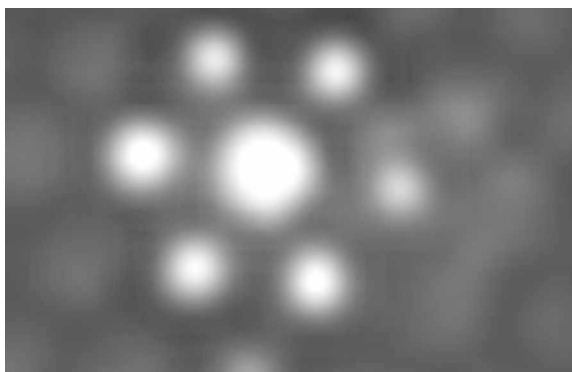


Figura 4.100 Imagem da área projetada e amplificada utilizando recursos do software livre GMIP2.

c) No software ImageJ, carregar a imagem amplificada, amplificar a imagem e definir uma dimensão conhecida ajustando a escala de pixels com dimensões através do comando “set scale”, ver figura 4.101.

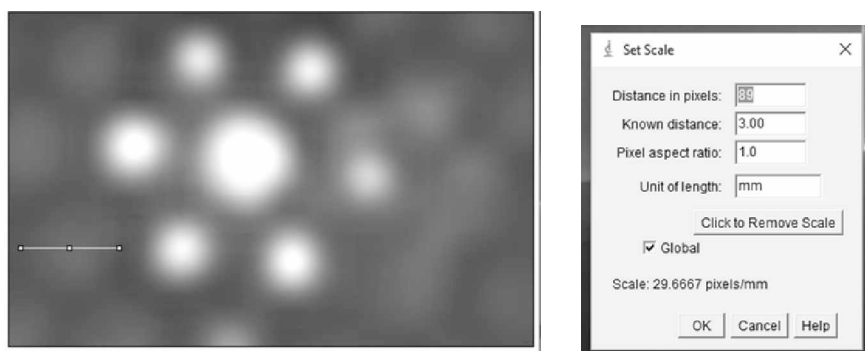


Figura 4.101. Utilizando o ImageJ definir a escala de dimensões x pixels.

d) Na sequência transformar a imagem em binário utilizando a ferramenta (process, make binary) e na sequência definir os contornos da imagem utilizando a ferramenta (process, find edges), ver Figura 4.102.

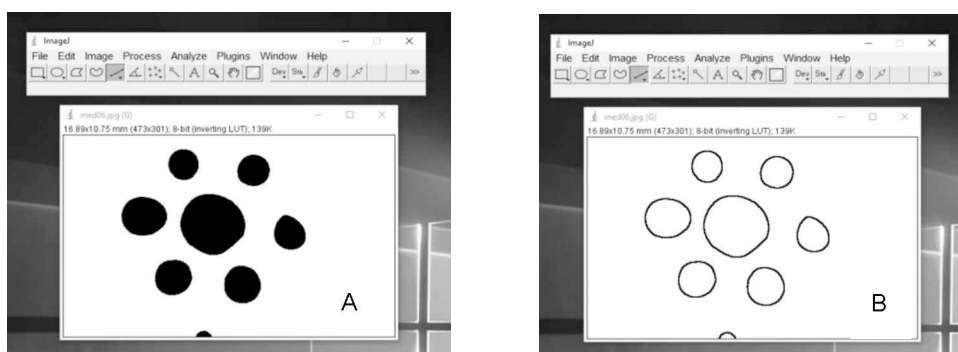


Figura 4.102. Transformar a imagem em binário (A) e definir os contornos da imagem (B).

e) Clicar na ferramenta “wand” e definir os limites do contorno com o grau de tolerância 7 no modo 8-connected. Na sequência, fazer as medidas área por área clicando no centro das áreas e salvando os valores de área. Depois de selecionar a área, clicar em Ctrl M para salvar a medida. Estes valores poderão ser salvos diretamente em Excel para futuro processamento. Todas as imagens podem ser salvas em cada passo de análise, ver Figura 4.103.

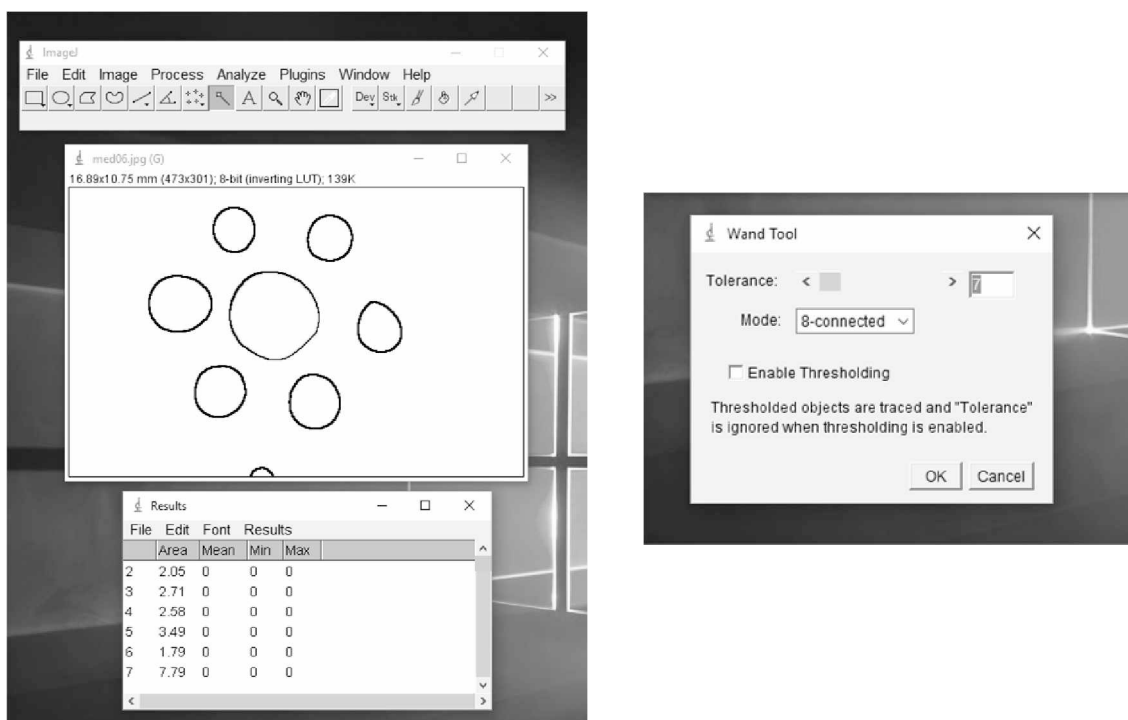


Figura 4.103. Aquisição das áreas entre o contorno considerando a escala de pixels e dimensão ajustada.

#### 4.14 Estimativa da Máxima Pressão – Modelo Analítico

Gimenez, em 2010, avaliou a variação da área de contato de hemiesferas de borracha contra uma superfície plana de vidro, variando a força de compressão aplicada, o tempo de aplicação da força e a força de separação das superfícies em contato. Um dos objetivos do autor era verificar a influência do módulo de elasticidade viscoso considerando o efeito da força de contato na superfície fazendo análises da área projetada. Para isto o autor comparou os modelos analíticos de Jonhson, Kendall e Roberts com o modelo de Hertz.

Nas análises efetuadas nesta tese, a maioria das propriedades mecânicas do material do sensor foi obtida da literatura e não foram considerados na análise, efeitos não lineares, como por exemplo, variações das propriedades com a temperatura, o módulo elástico que leva em consideração efeitos viscoelásticos como a relaxação à tensão com o tempo, temperatura e módulo viscoso.

Da mesma forma, não foram considerados efeitos de uma área de contato aparente que é a área de contato entre duas superfícies sólidas definidas pelo limite macroscópico de suas interfaces. Aqui as áreas estimadas foram consideradas como verdadeiras e convertidas diretamente para pixels para a estimativa dos níveis de pressão. Neste aspecto, conforme visto na Figura 4.98, mesmo para a aplicação de uma força em uma área circular com diâmetro de 3 mm, a área projetada na placa é amplificada através dos sensores de uma “unidade celular” dependendo do nível de força aplicada. Neste caso, não é considerado nenhuma dissipação de força devido aos efeitos viscoelásticos e a pressão é estimada considerando esta área efetiva, ou seja, não é considerado um efeito macroscópico de união do sensor com a placa de acrílico.

Nas áreas projetadas também não foi considerado o efeito da adesão entre as superfícies. A adesão é o estado em que duas superfícies são mantidas unidas por meio de forças físico-químicas sendo necessária, em alguns casos, a aplicação de forças para separar as superfícies em contato. Para materiais com módulos de elasticidade muito baixos existe uma tendência ao achatamento do contato devido a adesão. Nestes casos, para o sistema de monitoramento de pressão haveria um erro de medida restringindo a faixa de análise da pressão.

Devido às considerações utilizadas nesta tese, o modelo de Hertz poderia ser utilizado para avaliar o raio da área de contato projetada sobre um plano. A validação deste modelo associado com os modelos de elementos finitos poderá ser útil para o desenvolvimento futuro de malhas de sensores com outras configurações geométricas.

O modelo de contato entre duas esferas foi proposto por Hertz. Em seu trabalho, o contato é representado por uma área circular de raio “a”, “ $\delta_n$ ” é o deslocamento normal devido à força normal e “ $\sigma_m$ ” é a inclinação macroscópica do contato esférico, como mostrado na Figura 4.104.

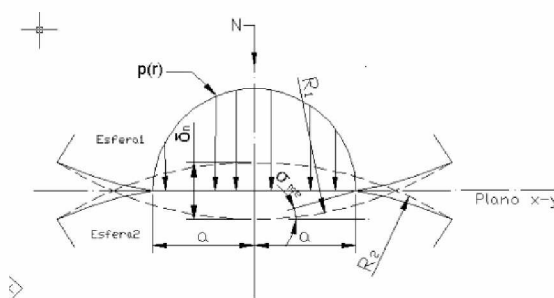


Figura 4.104. Representação do contato elástico entre duas esferas. Fonte: (Greenwood, J. A., 1966).

O raio da área de contato circular, projetada por Hertz, utilizando um modelo aproximado, é dado por (Eq. 4.5),

$$a = \sqrt[3]{\frac{3FR}{4E^*}} \quad 4.5$$

Onde,

$a$ : Raio da área de contato (mm)

$F$ : Força normal aplicada (N)

$E^*$ : Módulo de elasticidade (N/mm<sup>2</sup>)

$R$ : Curvatura relativa (mm)

Para resolver a Equação 4.5, sabe-se que (Eq. 4.6 e 4.7),

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \quad 4.6$$

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad 4.7$$

Nas equações 3.2 e 3.3,  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $R_1$ ,  $R_2$  são os módulos de elasticidade e raios das duas esferas em contato. Se o contato for esfera/plano o raio  $R$  tende ao raio  $R_1$ .

Considerando a teoria de Hertz é possível estimar a pressão máxima (P) (Eq. 4.8), o deslocamento normal ( $\delta_n$ ) (Eq. 4.9) e a inclinação do contato esférico ( $\sigma me$ ) (Eq. 4.10), como sendo,

$$P = \frac{3}{2} \frac{F}{\pi a^2} \quad 4.8$$

$$\delta_n = \frac{a^2}{R} \quad 4.9$$

$$\sigma me = \frac{\delta_n}{a} \quad 4.10$$

Portanto, através das equações 4.5 a 4.8 é possível caracterizar a área de contato da esfera com o plano, o nível de pressão máximo, o deslocamento normal e a inclinação. Estas relações serão aproximadas para o modelo de deformação das esferas, uma vez que, mesmo na condição de aplicação de força em uma única semiesfera existe uma distribuição para a “unidade celular” proporcionalmente a força aplicada. Porém, o modelo pode ser validado e utilizado para previsões de malhas com outras geometrias.

#### 4.15 Estudo de Caso

O dispositivo de pressão no assento foi avaliado considerando o efeito de modificações da configuração do ergômetro no assento da cadeira de rodas de propulsão manual na distribuição da pressão em pessoas com deficiência.

O público alvo dos testes foram usuários de cadeira de rodas de propulsão manual que apresentem alteração de sensibilidade com diagnóstico de lesão medular, usuários de cadeira de rodas que realizam propulsão manual com idade superior a 18 anos que usam uma cadeira de rodas própria. Os cadeirantes que não puderam participar da pesquisa são aqueles que apresentam desordens ortopédicas em membros superiores, distúrbios cardíacos, hipertensão arterial, úlceras de pressão no momento da avaliação, condição física que impeça a variação da altura do apoio do pé e, ainda, aqueles que não assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Para recrutamento dos participantes da pesquisa, foi realizada uma busca ativa de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual dentre os membros da Associação de Paraplégicos de Uberlândia (APARU). Houve uma avaliação inicial, com o intuito de coletar os dados do perfil do usuário de cadeira de rodas, dos aspectos físicos (a frequência cardíaca e pressão arterial em repouso), as características antropométricas do usuário (comprimento do tronco, largura do quadril, da coxa, perna e pé) e da cadeira (altura do

encosto, largura do assento, profundidade da cadeira, inclinação do assento, altura e inclinação do apoio do pé.

Os cadeirantes que realizam propulsão manual foram posicionados seguindo uma ordem aleatória em ergômetro estacionário ajustável, composto por um dispositivo de mensuração da distribuição da pressão por imagem no assento. Inicialmente, foi solicitado que cada usuário de cadeira de rodas realizasse a propulsão manual sentado no ergômetro, com o objetivo de se familiarizar com as características da propulsão no dispositivo, como aro de propulsão, assento, encosto e apoio do pé. Após esta fase, foram coletadas 3 mensurações de dados de 10 segundos da distribuição da pressão com o indivíduo em repouso, sentado no ergômetro, olhando para o horizonte com as mãos posicionadas no centro do aro de propulsão e realizando propulsão manual nas velocidades de propulsão de 10 rpm, 20 rpm e 30 rpm com o apoio do pé a uma altura de 46, 41, 36 cm, tendo como referência o assento do ergômetro.

Os testes de avaliação da pressão no assento foram realizados na segunda versão do ergômetro estacionário ajustável (Ergo01), adaptado com o dispositivo de monitoramento da pressão desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e pelo Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/Resp).

Os resultados da distribuição de pressão foram analisados empregando estatística descritiva e inferencial, com a utilização do aplicativo SPSS na versão 19.1. As variáveis quantitativas (valores máximos, mínimos e médios) foram descritas utilizando média e desvio padrão. Foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para avaliar se a amostra é proveniente de uma distribuição normal e o teste de Anova e Tukey para verificar a correlação entre as variáveis da distribuição de pressão, considerando as alterações ergonômicas realizadas. O nível de significância usado foi de 5%.



## CAPÍTULO V

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados relativos à avaliação do projeto do novo dispositivo de monitoramento de pressão no assento do ergômetro para cadeirantes, bem como, as análises para o estudo de caso realizado para monitorar a pressão no assento através de modificações posturais. As análises são discutidas e comparadas com a literatura.

#### 5.1 Dispositivo de Mapeamento com Sensores Piezoresistivos

Este foi um estudo preliminar utilizando uma malha convencional de sensores discretos que, em geral, exigem eletrônica e instrumentação sofisticada e, normalmente, possuem um alto custo. A proposta era entender os princípios de funcionamento de um sistema de monitoramento de pressão e levantar características importantes para o projeto de um novo sistema de monitoramento de pressão (Fig. 5.1).

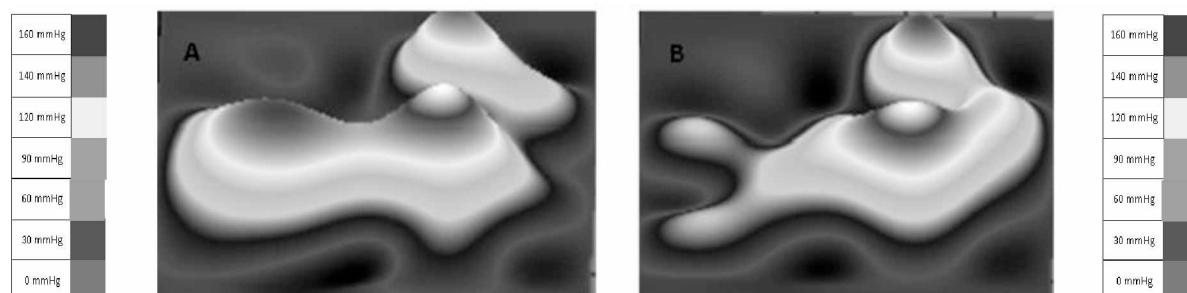


Figura 5.1. Distribuição de carga no assento do ergômetro posicionado a 135 mm (A) e 250 mm (B) do centro do eixo da roda.

Os resultados preliminares, utilizando o dispositivo de mapeamento da pressão com sensores piezoresistivos sob o assento de uma cadeira de rodas, indicaram que a aproximação do assento do centro da roda posterior (de 250 mm para 135 mm de distância do eixo da roda posterior) contribui significativamente ( $p=0,004$ ) para uma melhor distribuição da carga na propulsão estática máxima. A pressão no assento aumenta devido um melhor posicionamento do usuário que acarreta uma propulsão mais efetiva com concentração de força em uma área diminuída no assento.

Desta forma, com base nos resultados deste trabalho, os ajustes no centro de gravidade em cadeira de rodas devem ser considerados com o objetivo de realizar uma melhor distribuição da pressão no assento, com a finalidade de prevenir complicações secundárias, melhorar o conforto e a mobilidade em cadeira de rodas

Os estudos iniciais realizados com o sistema FSR serviram para avaliar os níveis de força existentes em diferentes posicionamentos do assento na cadeira de rodas. Neste caso, as características e o desempenho do sistema de medição de força com vários sensores discretos foram considerados como referência para a proposta de projeto do novo sistema de mapeamento de pressão no assento.

## **5.2 Análise do Sensor Formado pelas Semiesferas de Elastômeros**

### *5.2.1 Análise Experimental*

A primeira avaliação experimental realizada sobre a malha de semiesferas de borracha foi a variação da força em função do deslocamento em uma unidade celular. Neste caso, um pino de diâmetro 3 mm foi utilizado diretamente sobre uma semiesfera, conforme descrito e mostrado no Capítulo IV. A Figura 5.2 mostra a variação da força aplicada na semiesfera em função do deslocamento para os 05 ensaios. A Figura 5.3 mostra a variação média desta força em função do deslocamento.

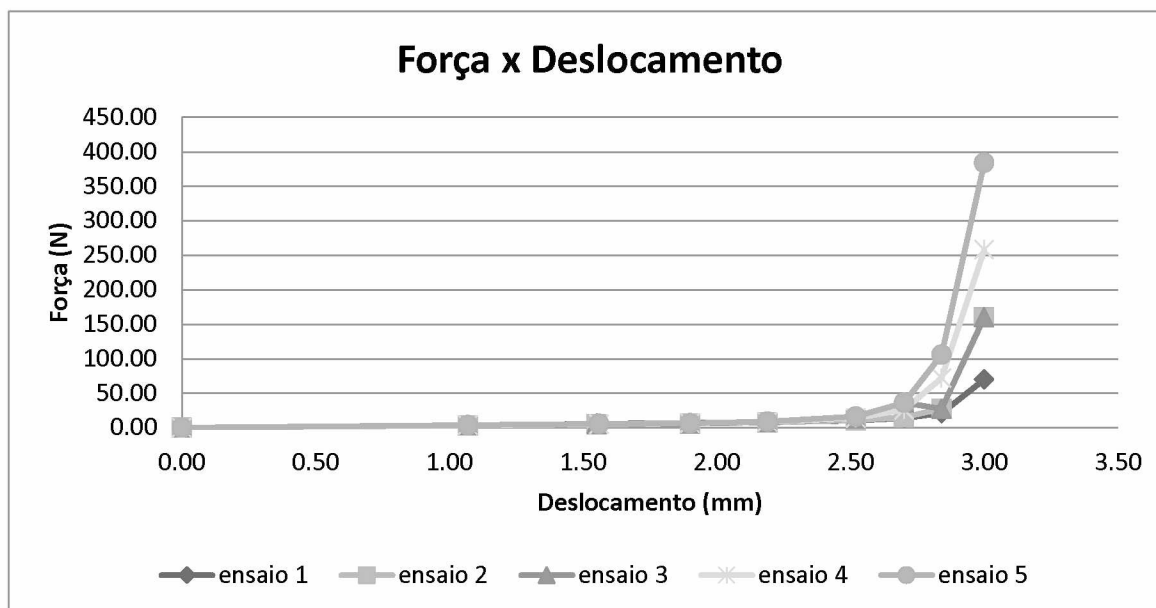


Figura 5.2. Força em função do deslocamento para os 05 ensaios.

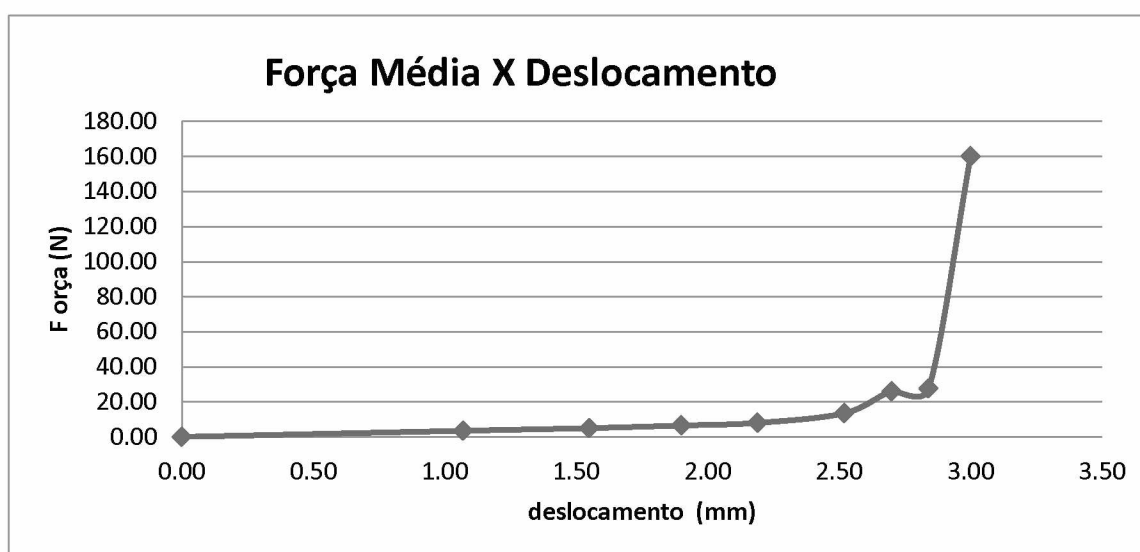


Figura 5.3. Valores médios da força em função do deslocamento considerando os 05 ensaios realizados.

Observando a variação das forças em função do deslocamento observa-se claramente uma região linear até um deslocamento próximo de 2 mm e, em sequência, uma variação linear com os níveis de força aumentando de forma significativa. Os níveis de força na faixa de 3 mm são valores nos quais existe a interferência do contato com a placa de metal, uma vez que, os testes aqui foram realizados para avaliar a força de reação efetiva na semiesfera de borracha, uma vez que, o pino aplicou a força diretamente sobre a esfera e não na malha superior. Este procedimento foi realizado desta forma para verificar o efeito

efetivo desta força visando eliminar o efeito de dissipação da camada superior da malha. A Figura 5.4 mostra um desenho esquemático deste procedimento para entender a metodologia proposta. Como a semiesfera possui um raio de 1,5 mm, a faixa de 2 mm representa uma deformação da ordem de 130% indicando uma condição limite de deslocamento. Neste caso, existe uma pequena influência da espessura da malha que é de 2 mm. Portanto, para obter uma relação efetiva da variação da força em função do deslocamento será considerado somente a parte linear.

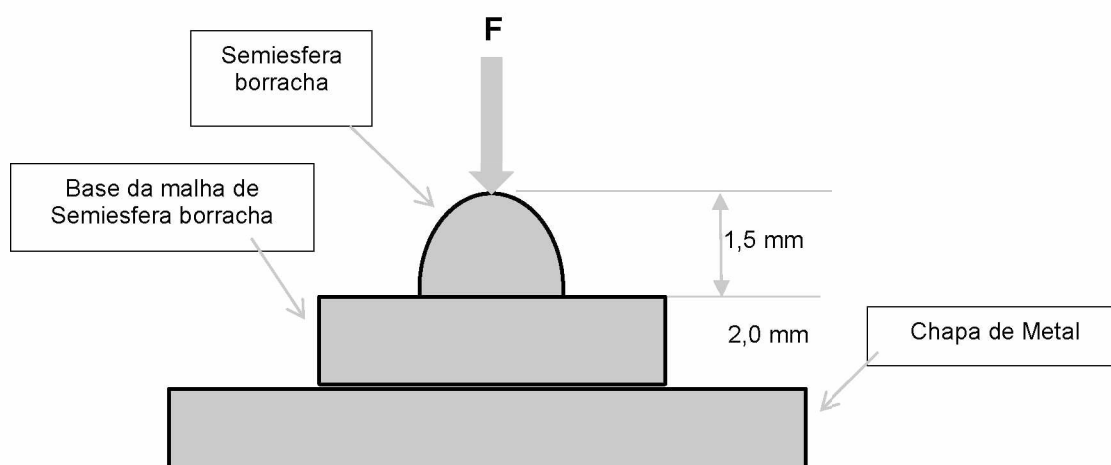


Figura 5.4. Esquema do sistema de aplicação da força sobre a semiesfera de borracha.

A Figura 5.5 mostra a representação da parte linear da força em função do deslocamento e a reta de interpolação que descreve para esta configuração de semiesfera de borracha.

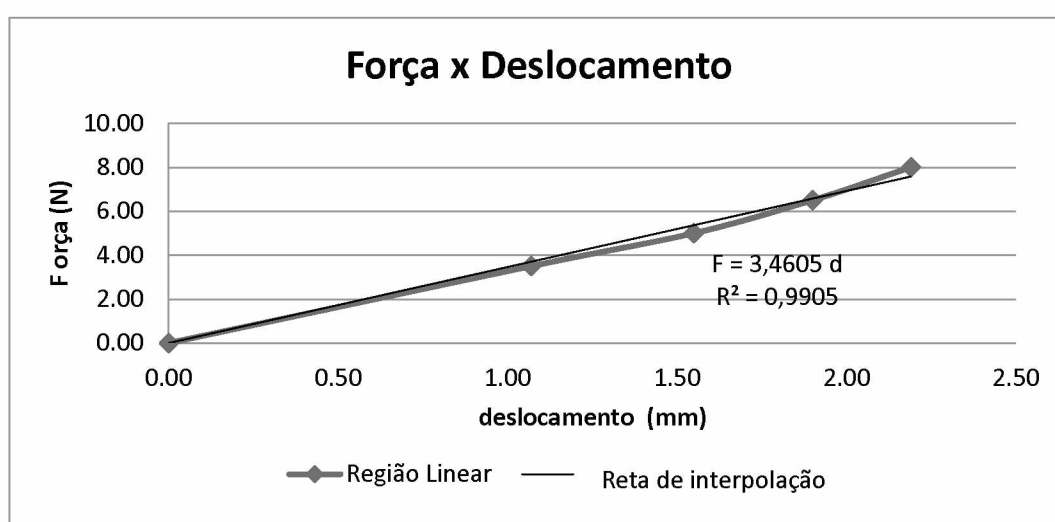


Figura 5.5. Relação estimada para a força de resistência de uma semiesfera em função do deslocamento.

Considerando os ensaios de força realizados, cada semiesfera suporta uma força dada pela seguinte relação (Eq. 5.1),

$$F = 3,4065 d \quad 5.1$$

Nestas condições de contorno, a faixa limite de deslocamento é da ordem de 2 mm. Para este deslocamento a força máxima aplicada seria de aproximadamente 7N. Para avaliar o comportamento de uma unidade celular e estimar a faixa operacional de pressão aplicada na malha de semiesferas foram feitos ensaios para verificar a área efetiva medida pela câmera diante da aplicação de forças na parte superior da malha. A Tabela 5.1 mostra a configuração de áreas projetadas para deslocamentos variando de 0,6 a 2,0 mm, conforme descrito no Capítulo IV. A Tabela 5.2 mostra a variação da área em função da força aplicada no pino, estimada por meio da Equação 5.2. As Figuras 5.6 e 5.7 mostram o comportamento da área projetada em função da força aplicada em uma semiesfera.

Analisando estes resultados observa-se que à medida que aumenta o deslocamento do pino sobre a malha das semiesferas na parte superior, aumenta a força, bem como, a área projetada. Assim como observado nas primeiras análises, nota-se pelas áreas projetadas que, para esta configuração geométrica de semiesferas, o máximo deslocamento é da ordem de 2 mm, indicando uma área total máxima de 82,72 mm<sup>2</sup>. Neste nível de deslocamento, a força máxima é de aproximadamente 7 N, conforme descrito anteriormente. A análise permitiu estimar uma equação de força aplicada em função da área projetada, ou seja,

$$F = -2x 10^5 A^3 + 0,001A^2 + 0,1074A \quad 5.2$$

Utilizando a Equação 5.2 é possível estimar o nível de força considerando uma área projetada medida na placa de acrílico. Deve-se ressaltar que esta é a condição limite aplicada a uma semiesfera, porém, observa-se que devido a integração de semiesferas vizinhas existe interferência na área projetada, por isso, definiu-se a chamada “Unidade Celular” por uma semiesfera central e pelas 6 semiesferas vizinhas em uma condição geométrica hexagonal. Foi possível observar que esta influência das semiesferas vizinhas de uma unidade celular é crescente. Para entender esta influência, um gráfico na Figura 5.8 apresenta a variação das áreas (laterais, central e total) em função do deslocamento de 2mm demonstrando a relação das áreas projetadas em Unidade Celular. Nota-se que a soma das áreas laterais é da mesma ordem da área central projetada na placa de acrílico para valores de deslocamento inferiores a 1,5 mm. Acima deste valor a área central chega a

sua variação máxima aumentando a parcela da área lateral, chegando, no limite (2 mm) a uma condição de projeção quase uniforme em toda área de uma unidade celular. Este comportamento é inerente da configuração da malha adotada e esta pode ser utilizada desde que este comportamento seja conhecido e devidamente calibrado. Para minimizar a influência da distância entre as semiesferas, o tamanho das semiesferas deveria ser maior, porém, haveria uma maior discretização e conseqüentemente uma perda de resolução na aferição da pressão aplicada.

Deve-se destacar que este comportamento de influência das áreas laterais na área projetada ocorre se a força aplicada na parte superior da malha abranger uma área maior e conseqüentemente ser distribuída em uma quantidade maior de semiesferas. O entendimento da influência destas semiesferas em diferentes áreas é difícil de ser analisado experimentalmente, porém, pode ser estimado através de um modelo de elementos finitos devidamente calibrados, conforme será destacado a seguir.

As análises experimentais também foram realizadas visando verificar as faixas operacionais de pressão que a malha de semiesferas consegue avaliar considerando o seu material e a sua configuração geométrica. Portanto, considerou-se que a menor área na parte superior da malha capaz de aplicar uma força seria da ordem dimensional de uma semiesfera. Por isso, considerando um pino de diâmetro 3 mm aplicando força diretamente sobre uma semiesfera definirá as condições limites de projeção da área na placa, ou seja, as condições limites de deformação. Esta condição limite é direcionada não somente para a semiesfera na qual é aplicada a força, mas á unidade celular de semiesferas, conforme mostrado na Tabela 5.1. Nas análises efetuadas observou-se que a mínima sensibilidade da malha é para um deslocamento de 0,6 mm e a máxima sensibilidade é para um deslocamento de 2,0 mm. Nestes casos, foram geradas áreas totais de 22,38 mm<sup>2</sup> e 82,72 mm<sup>2</sup>, respectivamente. Considerando as áreas projetadas e as respectivas forças aplicadas pode-se estimar a faixa operacional de pressão média no qual a malha de semiesferas é capaz de avaliar, ou seja (Eq. 5.3),

$$P_{\min} = 0,119^{+0,03} \text{ MPa} \sim 1,2^{+0,3} \text{ Kgf/cm}^2 \quad 5.3$$

À medida que a área de atuação na parte superior da malha aumenta, por exemplo, a utilização desta malha no assento do ergômetro para cadeirantes na faixa de 15 x 15 cm, a malha suportaria forças da ordem de 270 Kgf. Portanto, a malha suportaria estes carregamentos. O fator limitante da carga não seria a malha, mas a placa de acrílico que deverá ser adequadamente dimensionada para suportar estes níveis de carga. Esta análise

não foi realizada neste estudo, porém, poderia ser facilmente realizada por meio um modelo de elementos finitos ou com base nos valores das propriedades mecânica do acrílico.

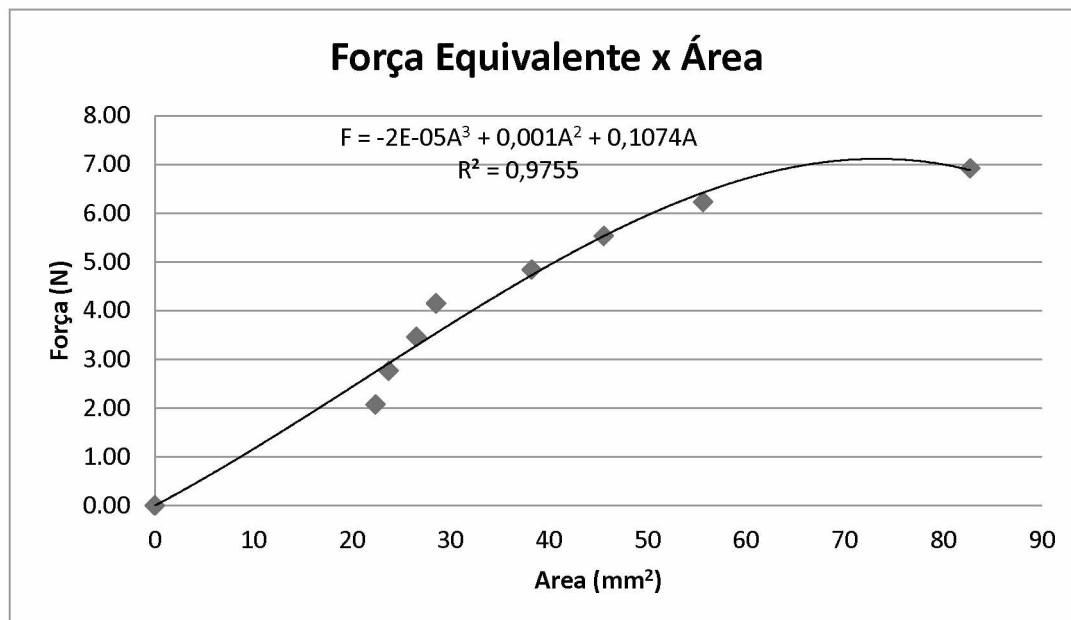


Figura 5.6. Força estimada em função da área projetada adquirida pela câmera.

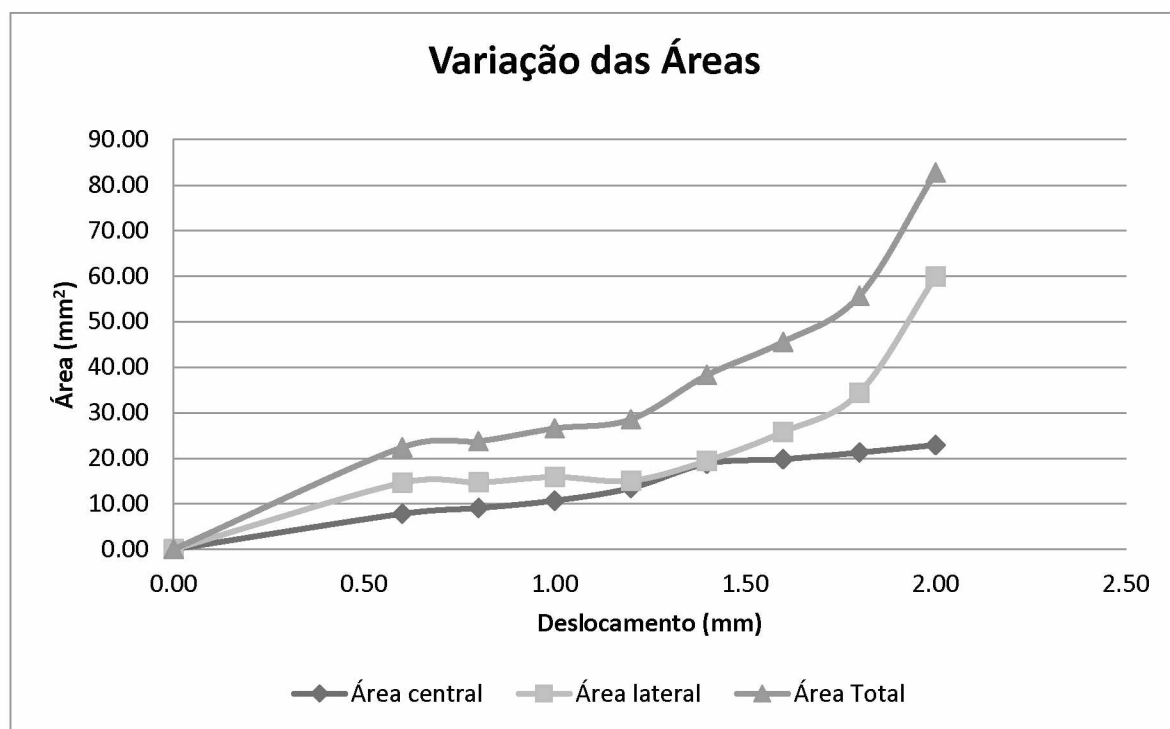


Figura 5.7. Área central e área lateral em função do deslocamento.

Deve-se destacar que a variação de pressão por unidade celular foi definida considerando os pixels de área e de pressão, conforme descrito no Capítulo IV.

Tabela 5.1. Áreas projetadas para diferentes valores de deslocamento.

















Deslocamento (mm)	Área		Cálculo Área (mm <sup>2</sup> )		
	Recortada	Contorno ImageJ	Semiesferas Laterais	Semiesfera Central	Total
<b>0,6</b>			14,59	7,79	22,38
<b>0,8</b>			14,67	9,05	23,72
<b>1,0</b>			15,86	10,68	26,54
<b>1,2</b>			15,97	13,45	28,52
<b>1,4</b>			19,43	18,80	38,23
<b>1,6</b>			25,75	19,80	45,55
<b>1,8</b>			34,38	21,24	55,62
<b>2,0</b>			59,82	22,90	82,72



Tabela 5.2. Variação da força aplicada em função da área projetada.

Deslocamento (mm)	Área (mm <sup>2</sup> )	Força (N)	Pressão MPa
0,00	0,00	0,00	-----
0,60	22,38	2,08	0,093
0,80	23,72	2,77	0,117
1,00	26,54	3,46	0,130
1,20	28,52	4,15	0,146
1,40	38,23	4,84	0,127
1,60	45,55	5,54	0,122
1,80	55,62	6,23	0,112
2,00	82,72	6,92	0,084

### 5.2.2 – Modelo Analítico para Estimativa da Pressão

A Tabela 5.3 mostra a medida da área central e da área lateral avaliada na análise experimental. Observa-se que em uma unidade celular, em média, a influência na área lateral é da ordem de 60%, considerando as condições de aplicação de força definidas na análise experimental.

A Tabela 5.4 mostra a estimativa do raio projetado por uma esfera sob carga de compressão, de acordo com o modelo de Hertz, calculado pela Equação 4.1. Nesta tabela apresenta-se o raio estimado da área central medido experimentalmente. Portanto, observa-se que o modelo não estima adequadamente o raio projetado em função da configuração da malha de semiesferas, na qual semiesferas laterais de uma unidade celular influenciam o nível de pressão atuante. Sugere-se, portanto, uma correção do Modelo de Hertz para estas condições. A Figura 5.8 mostra a relação entre o raio da área central calculada e o raio calculado analiticamente pelo modelo de Hertz. Observa-se que existe uma constante média de variação da ordem de 1,87. Portanto, o modelo de Hertz para a configuração de malha de semiesferas deve ser corrigido na Equação 5.4 da seguinte forma,

$$a^* = K * \sqrt[3]{\frac{3FR}{4E^*}} \quad 5.4$$

Onde,

$a^*$ : Raio equivalente da área de contato (mm)

$F$ : Força normal aplicada (N)

$E^*$ : Módulo de elasticidade (N/mm<sup>2</sup>)

$R$ : Curvatura relativa (mm)

$K$ : Constante de correção para a malha de semiesferas (Usar 1,87).

O raio equivalente estimado pela Equação 5.3 estima a projeção da área central considerando o modelo de Hertz. No entanto, existe ainda a influência das áreas laterais de uma unidade celular, conforme observado na análise experimental. Para levar em consideração utilizou-se como referência uma influência média da área lateral, mostrada na Tabela 5.4. A Tabela 5.5 apresenta os valores corrigidos do raio equivalente obtido pelo modelo de Hertz e as respectivas áreas corrigidas com a influência das áreas laterais. Na tabela apresenta-se a estimativa dos níveis de pressão segundo o modelo de Hertz definido na Equação 4.4.

Tabela 5.3. Influência da área lateral na área total de uma unidade celular.

Área central (mm <sup>2</sup> )	Área lateral (mm <sup>2</sup> )	Área total(mm <sup>2</sup> )	% Influencia área lateral
0,00	0,00	0,00	0,00
7,79	14,59	22,38	65,19
9,05	14,67	23,72	61,85
10,68	15,86	26,54	59,76
13,45	15,07	28,52	52,84
18,80	19,43	38,23	50,82
19,80	25,75	45,55	56,53
21,24	34,38	55,62	61,81
22,90	59,82	82,72	72,32

Tabela 5.4. Raio da área central medido experimentalmente versus raio estimado do modelo de Hertz.

a(mm)	Raio central (mm)
0,00	0,00
0,92	1,57
1,02	1,70
1,09	1,84
1,16	2,07
1,22	2,45
1,28	2,51

1,33	2,60
1,38	2,70

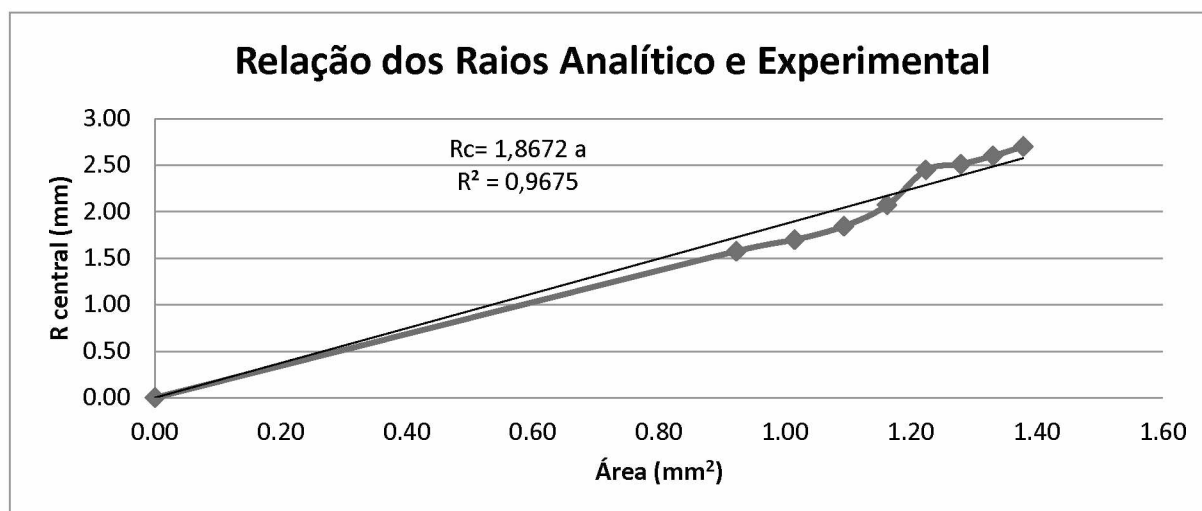


Figura 5.8. Correlação entre os raios da área central medido versus raio calculado pelo modelo de Hertz.

Tabela 5.5. Estimativa do nível de pressão na malha de semiesferas segundo modelo de Hertz.

a* (mm)	Área equivalente (mm²)	Área total equivalente (mm²)	Pressão (kgf/cm²) Modelo de Hertz
0,00	0,00	0,00	0,00
1,73	9,36	33,31	0,95
1,90	11,34	40,36	1,05
2,05	13,15	46,83	1,13
2,17	14,85	52,88	1,20
2,29	16,46	58,61	1,26
2,39	18,00	64,06	1,32
2,49	19,47	69,30	1,37
2,58	20,88	74,34	1,42
Média			<b>1,23</b>

Observa-se, portanto, considerando o modelo de Hertz adaptado para a estrutura de semiesferas de borracha, a estimativa da pressão medida analiticamente corresponde aos valores medidos experimentalmente. Na verdade, utilizamos as informações experimentais para corrigir o modelo analítico. Estes modelos analíticos poderiam ser utilizados como uma primeira estimativa de acurácia dos níveis de pressão e área projetada em diferentes

configurações geométricas (diferentes tamanhos das semiesferas, posicionamento, espessuras de malhas etc) para a malha de sensores utilizando as semiesferas de borracha.

### 5.2.3 Modelagem Numérica por Elementos Finitos

Devido à complexidade da distribuição de pressão na malha de semiesferas de borracha em contato com a placa de acrílico, desenvolveu-se um modelo tridimensional de elementos finitos considerando uma parte da malha e a condição mínima de aplicação da carga. Neste caso, utilizando uma área circular na parte superior com diâmetro 3 mm atuando na linha de centro de uma semiesfera isolada que compõe uma “Unidade Celular”, como descrito no Capítulo IV. A proposta é validar o modelo numérico de elementos finitos considerando os dados experimentais e a partir daí utilizar este modelo para entender o comportamento da pressão na malha, avaliar a resistência estrutural do conjunto e projetar diferentes configurações geométricas para a malha de sensores de semiesfera de borracha.

No modelo numérico desenvolvido considerou-se condições de modelagem com não linearidades envolvidas como contatos com atrito entre as semiesferas e a placa de acrílico e material não linear do tipo hiperelástico. Os valores de coeficiente de poisson e modulo de elasticidade da malha de elastômeros foram utilizados os da literatura. A figura 5.19 e 5.20 mostra o campo de deslocamentos na direção y para 02 níveis de força (5,54 N e 7 N).

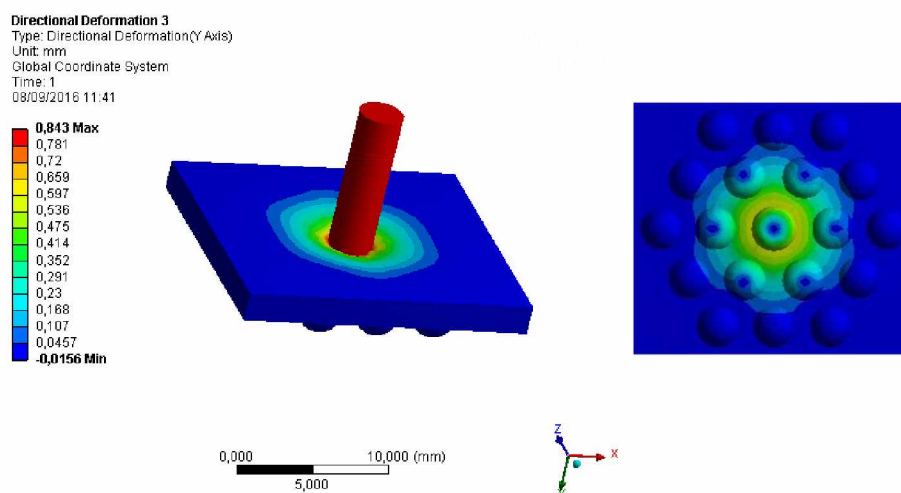


Figura 5.19 – Deslocamento na direção y para a força de 5,54 N.

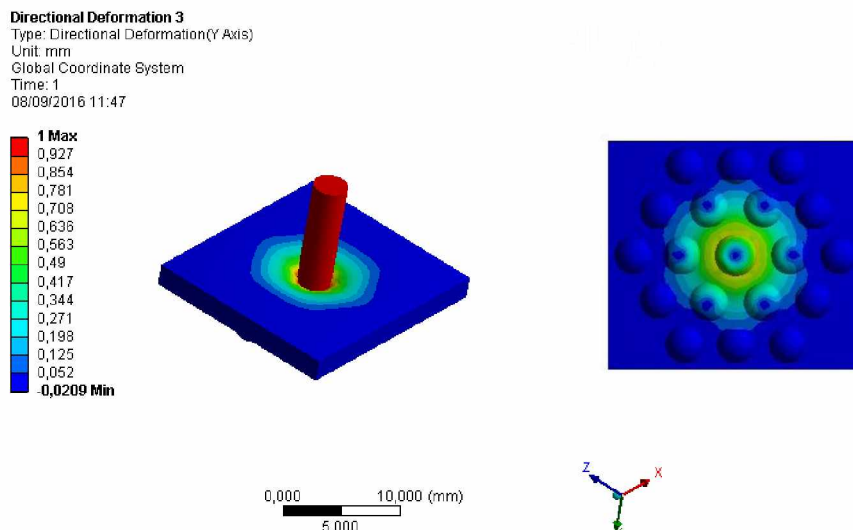


Figura 5.20 – Deslocamento na direção y para a força de 7,00 N.

As forças aplicadas neste modelo foram derivadas da análise experimental. Ao avaliar os níveis máximos de deslocamento na direção y, para estas duas forças, observa-se que os deslocamentos máximos foram da ordem de 0,843 e 1,0 mm para as duas forças analisadas, respectivamente. Na análise experimental estes deslocamentos correspondiam a 1,6 e 2,0 mm, respectivamente. Portanto, a condição de contorno relacionada ao material das semiesferas pode ser modificada visando ajustar os dois modelos. Neste caso, foram modificados o valor do coeficiente de Poisson e do módulo de elasticidade tabelados do modelo visando validar com os resultados experimentais. As figuras 5.21 e 5.22 mostra o campo de deslocamento na direção y após ajuste dos modelos. Neste caso, o módulo de elasticidade final utilizado no modelo numérico de elementos finitos foi de 1,0 MPa e o coeficiente de Poisson de 0,45.

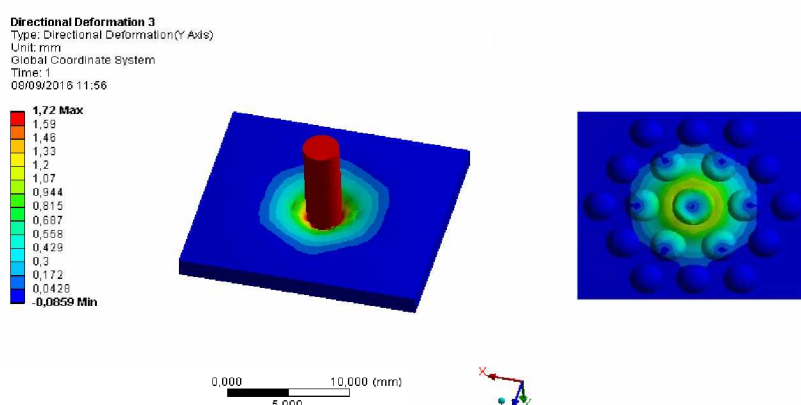


Figura 5.21 – Deslocamento na direção y para a força de 5,54 N após ajuste do modelo.

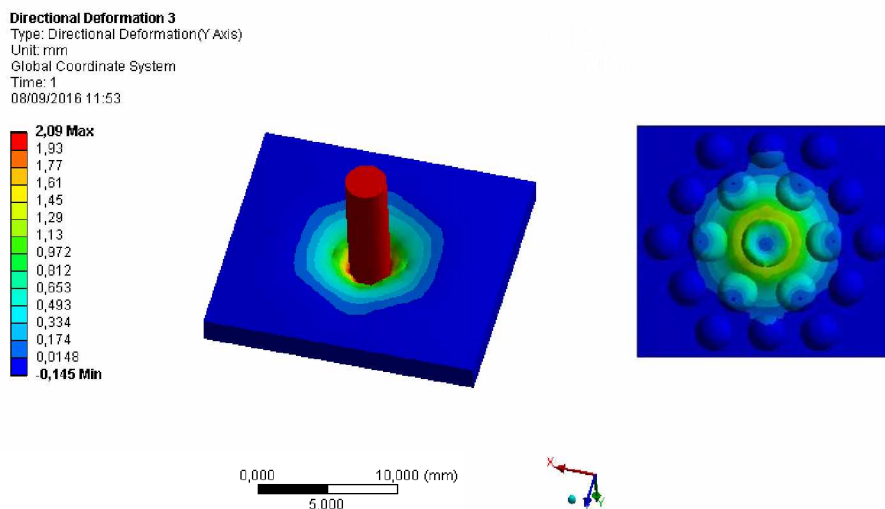


Figura 5.22 – Deslocamento na direção y para a força de 6,92 N após ajuste do modelo.

Ao analisar estes resultados observa-se uma diferença máxima de 7,5% nos níveis de deslocamento considerando os carregamentos envolvidos. Portanto, considerando este modelo é possível aumentar a estrutura da malha, avaliar novos níveis de carga, modificar configurações geométricas, avaliar a resistência estrutural do conjunto da malha e até mesmo de toda a estrutura do sistema de monitoramento de pressão. A Figura 5.23 mostra a deformação total de uma unidade celular para a condição limite de deslocamento que é da ordem de 2,0 mm. Neste nível de deslocamento, as Figs 5.24 a 5.26 mostram o gradiente de tensões na malha de semiesferas, as tensões principais, máxima e as tensões normais na direção x e z.

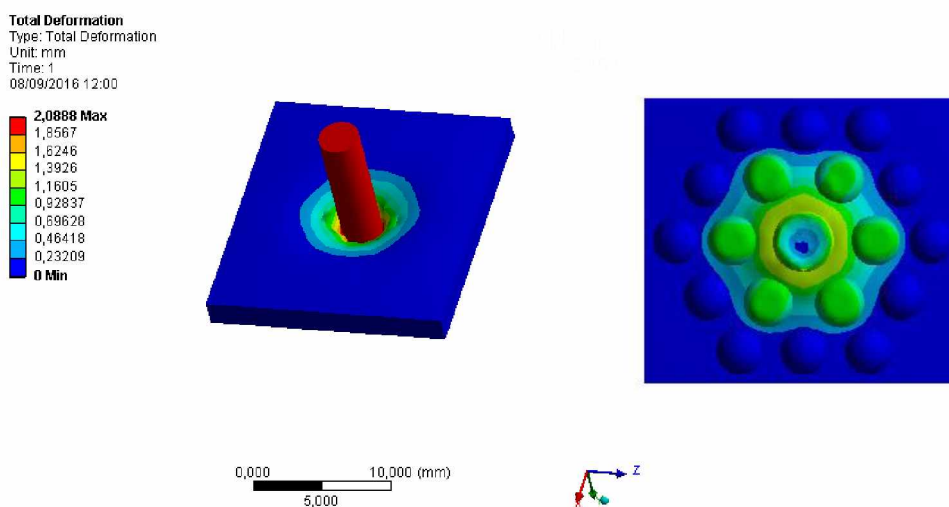


Figura 5.23 – Deslocamento total para a força de 6,92 N após ajuste do modelo.

Na figura 5.23 é possível observar a configuração de deformação das semiesferas que, para este nível de deslocamento, visualmente, é equivalente à configuração observada nas análises experimentais. Para uma validação criteriosa é importante uma estimativa da área de contato deformada na placa e que não foi realizada nas análises numéricas.

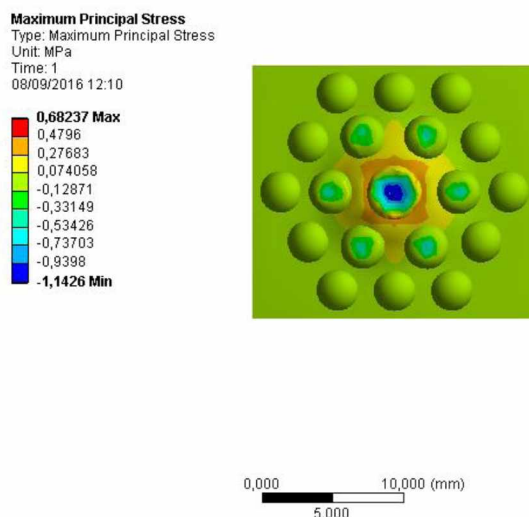


Figura 5.24 – Tensão principal máxima na malha de semiesferas.

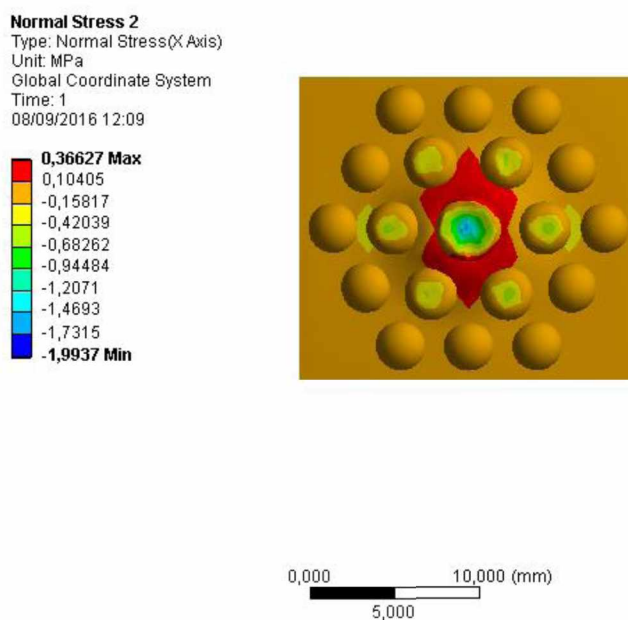


Figura 5.25 – Tensão normal na direção z na malha de semiesferas.



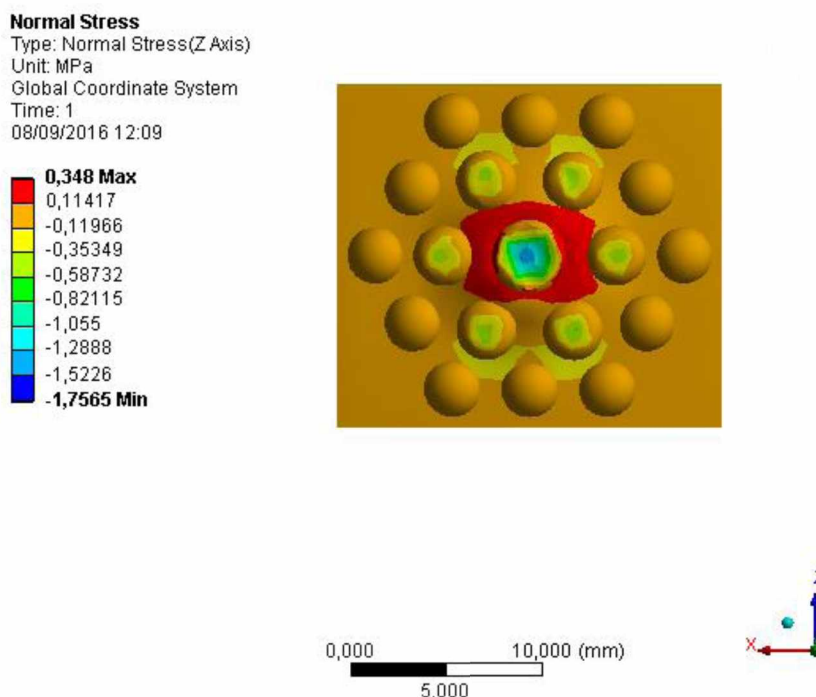


Figura 5.26 – Tensão normal na direção z na malha de semiesferas.

Os gradientes de tensão foram inferiores aos limites de tensão do material das semiesferas indicando estabilidade na condição estrutural sem risco de falha considerando o valor limite de deslocamento da ordem de 2 mm.

### 5.3 Análise da Estimativa de Pressão Utilizando a Malha de Semiesferas

Segundo a metodologia proposta na tese, para estimar a pressão instantânea definiu-se que a área projetada, utilizada para calibrar a pressão, corresponde a uma quantidade de pixels. Neste caso, é preciso definir a referência dos sensores em um ponto específico da imagem para sempre correlacionar com a resolução dos pixels, por exemplo, resolução de 1024x1280.

A malha de sensores (semiesferas de borracha) possui 18241 semiesferas ( $96 \times 96 + 95 \times 95$ ). Conforme visto, cada sensor projeta uma área máxima na placa quando aplicada a máxima pressão calibrada que é, na verdade, o fundo de escala de pressão na placa. Neste caso, observou-se que quando uma força é aplicada em uma semiesfera ocorre uma deformação de uma UC  $\phi$  (unidade celular  $\phi$  – sensor simples) e também ocorre uma deformação de sensores vizinhos que contribuem para suportar a pressão máxima. Portanto, deve-se avaliar o nível de influência destes sensores vizinhos em função da variação desta pressão.



A imagem total (área total) vai sempre corresponder a 1024 x 1280 pixels, ou seja, 1310720 pixels. Esta quantidade de pixel monitora a área total da placa que é de 376 x 376 mm (141376 mm<sup>2</sup>), logo tem-se que,

- 9 pixels/mm<sup>2</sup> ou k pixels/mm<sup>2</sup> dependendo da seleção

A análise de pressão é sempre feita pelo sensor que possui a seguinte relação,

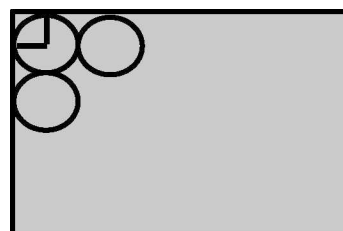
$$\frac{141376 \text{ mm}^2}{18241 \text{ sensor}} \rightarrow \boxed{7,8 \frac{\text{mm}^2}{\text{sensor}}}$$

Neste caso, cada sensor ocuparia uma área máxima de 7 mm<sup>2</sup>. Considerando os cálculos anteriores, o total seria 70 pixels/sensor, ou seja,

$$\text{Corresponde: } 9 \frac{\text{pixels}}{\text{mm}^2} 7,8 \frac{\text{mm}^2}{\text{sensor}} \cong 70 \frac{\text{pixels}}{\text{sensor}}$$

O fator de escala horizontal e

$$\text{vertical: } \begin{cases} F_x = 0,367 \text{ mm / pixel} \\ F_y = 0,294 \text{ mm / pixel} \end{cases}$$



No programa foram utilizados 22 pixels. Portanto, quando seleciona-se uma área, esta ficará coberta proporcionalmente com um número de pixels menor. Neste caso, a relação de 9 pixels/mm<sup>2</sup> não será modificada. Por exemplo, considerando 9 pixels/mm<sup>2</sup> considerando uma área selecionada de 256,9 x 249,9 (64199,3 mm<sup>2</sup>) haveria um total de 577793 pixels a serem analisados, sendo que, a região de mínima pressão corresponderia a uma área de 1 x 1 mm (9 pixels).

No processo de calibração, cada sensor (unidade celular), separadamente, pode suportar uma força máxima externa aplicada diretamente sobre a face externa da semiesfera. A pressão máxima aplicada é dada pelo valor desta força máxima pela área da seção normal em contato com a face externa da semiesfera. Se esta área fosse menor do que o diâmetro de cada semiesfera poderiam ocorrer variações de deformação e, conseqüentemente, na área projetada dependendo da posição relativa desta força aplicada na malha de sensores. Por isso, será considerada como sendo a área mínima, a área da seção transversal correlacionada com o diâmetro da semiesfera. Neste caso, a deformação direta de uma semiesfera pode ser diretamente correlacionada com a força máxima aplicada diretamente sobre a face externa de uma semiesfera.

Paralelamente, será possível estimar a pressão máxima em cada semiesfera. Indiretamente, é possível estimar a área projetada máxima de uma semiesfera quando aplicada a pressão máxima.

No processo definido de análise para os sensores, a deformação máxima está relacionada com as características geométricas da malha e com as propriedades mecânicas do material da borracha utilizada como sensor. A força máxima será avaliada como sendo a força máxima aplicada na face externa que não provoque cisalhamento do sensor ou região vizinha da semiesfera. Esta força máxima e, conseqüentemente, a pressão máxima pode ser estimada através de um ensaio mecânico. Considerando a influência de uma UC1 associada, o valor da força máxima poderá alterar dependendo da rigidez de todo o conjunto. Para avaliar esta influência, é necessário realizar ensaios mecânicos para validar o nível final de pressão máxima, ou seja,

As perguntas a serem respondidas para que as imagens feitas possam ser correlacionadas com os respectivos níveis de pressão seriam:

- 1) Qual a área máxima projetada por uma unidade celular durante a aplicação da pressão máxima?
- 2) Qual a correlação da variação de pressão em uma unidade celular com a variação da área projetada?
- 3) Qual a influência de áreas vizinhas (UC1, UC2,...) diante da variação de pressão aplicada.
- 4) Se a área é maior, evidentemente, a força aplicada externamente será maior considerando o nível máximo de pressão suportado pela semiesfera. No entanto, com a variação da área, qual seria a influência nas áreas vizinhas projetadas pelas outras unidades celulares.

Estas perguntas foram então respondidas com a análise experimental realizada no Capítulo IV e validada com os modelos de elementos finitos.

Esta análise foi feita em uma unidade celular. Se houver influência de áreas vizinhas (unidades celulares vizinhas) quando da aplicação máxima, a configuração de análise deve levar em conta a influência das áreas laterais e conseqüentemente, com um maior número de pixels.

As parcelas de áreas laterais, na verdade, indicam o erro da associação de rigidez da malha. Este processo indica que é melhor tratar a malha como pequenas regiões discretizadas separando a influência dos respectivos sensores. Quanto menor as dimensões dos sensores e conseqüentemente a quantidade de sensores, menor seria este efeito. No

entanto, a faixa máxima de pressão aplicada também seria menor para uma malha de sensores com dimensões menores.

A máxima área ( $A'$ ) coberta por cada sensor da malha é predefinida por uma determinada quantidade de pixels, ou seja (Eq. 5.5),

$$NP = 9 \frac{\text{pixels}}{\text{mm}^2} A' = k \text{ pixels} \quad 5.5$$

Portanto, na região delimitada pela área  $A'$  e coberta por  $K$  pixels, será sempre a condição máxima de análise da pressão, mesmo que, uma menor força implique em uma área menor.

Ao analisar a variação da pressão aplicada com a área projetada seria possível estimar a pressão se houvesse a determinação instantânea da área projetada. Fazendo este cálculo, um modelo de elementos finitos validado, poderia ser estimado para avaliar o projeto do sensor com diferentes tipos de malha (material e geometria).

No processo de calibração, portanto, é a importante a determinação da área projetada a cada passo de carga sobre uma UC $\phi$ . Com isso, é possível estimar a relação entre pixels com a área projetada. Neste caso, determinando-se o número de pixels, seria possível fazer o processo inverso, ou seja, estimar a área projetada ( $A'$ ) e consequentemente a pressão naquela UC $\phi$ .

Outra alternativa é o processo convencional de se estimar uma área de análise ( $A'$ ) através de  $K$  pixels. Para avaliar a pressão determina-se a relação da intensidade luminosa nestes  $K$  pixels, calibrada para a pressão instantânea aplicada. Com isso, bastaria somar os níveis de  $I_k$  em cada faixa representativa (Área projetada  $A'$ ) dada por  $K$  pixels para se obter uma estimativa dos níveis de pressão aplicada.

O modelo de elementos finitos ajustado poderia também ser utilizado para obter a distribuição de pressão média nos sensores por UC $\phi$  que poderia ser convertida em níveis de força aplicada nas semiesferas da UC $\phi$ . Neste caso, a distribuição de pressão monitorada poderia ser utilizada para desenvolver projetos de assentos moldado ou encostos padronizados, palmilhas personalizadas, etc.

#### 5.4 Calibração do Dispositivo de Monitorização da Pressão

Para calibração do dispositivo de monitorização da pressão, foi utilizada uma malha de borracha de silicone de 400 mm por 400 mm com semiesferas em uma das faces, organizadas na forma de colmeia com diâmetro de 3 mm, altura de 1 mm e distância de centro a centro de 7 mm. A iluminação fixada por toda lateral da placa de acrílico de 400 mm por 400 mm e com a espessura de 15 mm, com uma fita com LEDs de largura de 5 mm, que utiliza uma fonte de luz de 12 volts. A câmera foi posicionada no centro e paralela à placa de acrílico a uma distância de 15 cm da placa. Para aplicação de força, por meio do sistema prato-bola com o diâmetro de 46 cm<sup>2</sup>, foi utilizada a máquina de ensaios mecânicos calibrada da Marca Filizola do Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, conectada a uma célula de carga calibrada de 200 kg Marca da carga com visor digital (Fig. 5.27).

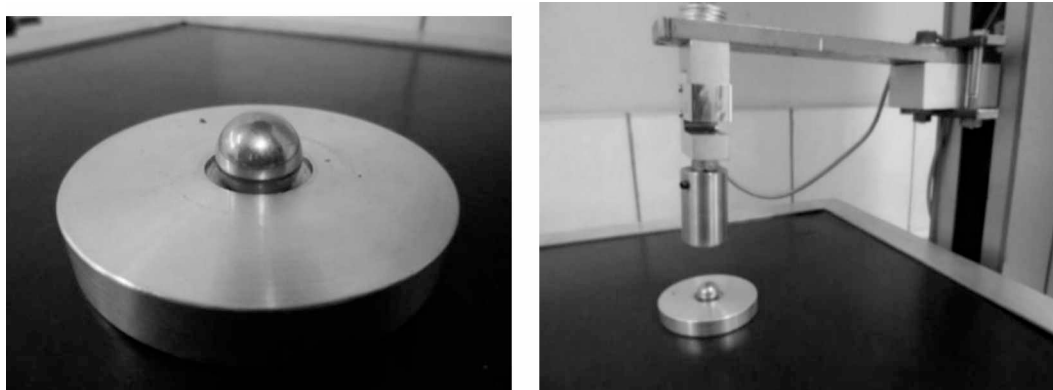


Figura 5.27. Sistema bola-prato para aplicação de força com o seu posicionamento em cima do dispositivo de pressão.

A Figura 5.28 apresenta os resultados da curva real que corresponde à força realizada no dispositivo pelo objeto dividido pela área (N/cm<sup>2</sup>), deste mesmo objeto visualizada no eixo do Y, relacionado com força em pixels, dividido pela área medida pelo dispositivo de pressão no assento apresentada no eixo do X (Pixel/área em pixel). Uma curva modelo é traçada pelo programa com a finalidade de identificar a curva que se adequa ao comportamento do dispositivo de pressão no assento.

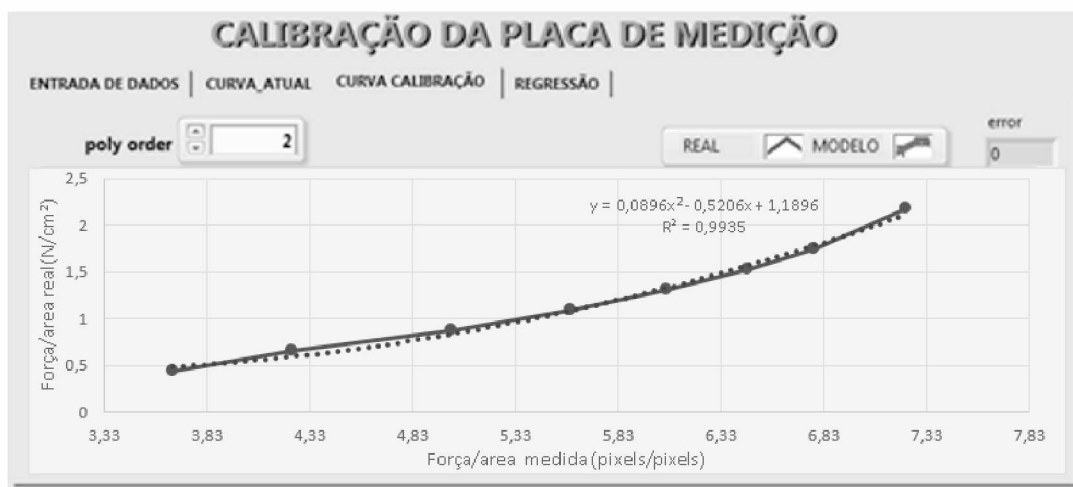


Figura 5.28. Resultados da curva real e da curva de calibração.

Selecionada a curva que mais se aproxima da curva real, são estabelecidos os valores de  $a = 0,08$ ,  $b = 0,50$  e  $c = 1,18$ , baseado no polinômio de 2° grau com um  $R^2 = 0,99$  por meio de uma regressão polinomial (Fig. 5.29).

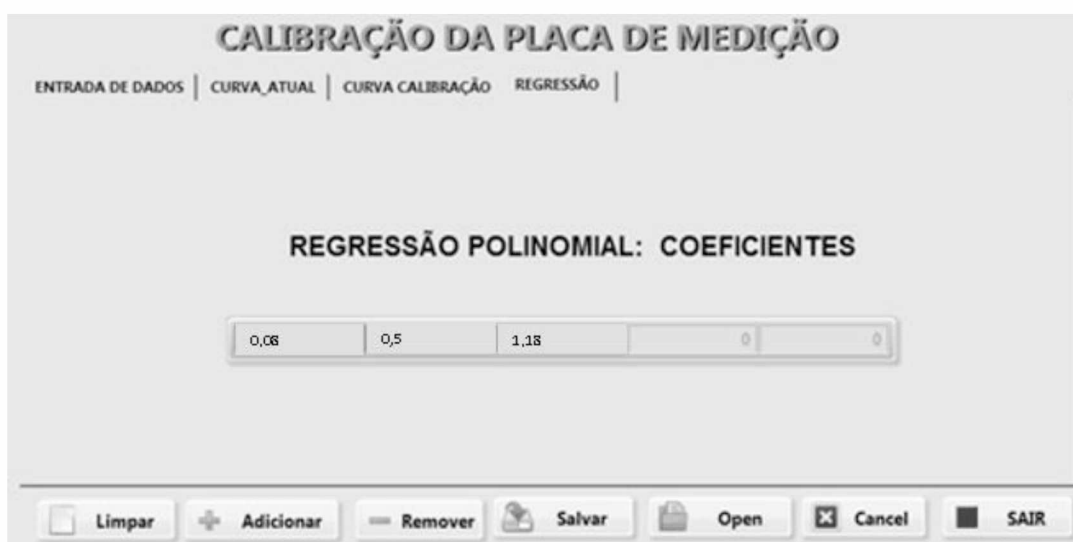


Figura 5.29. Resultados da regressão polinomial.

## 5.5 Calibração do Ergômetro

As calibrações, estáticas e dinâmicas do ergômetro ERG01 foram realizadas por (VIEIRA, 2012) na dissertação intitulada “Novo Protótipo para Condicionamento Físico de Cadeirantes e Para-atletas”, por meio de carga e descarga e o valor resultante das

calibrações considerando a média aritmética dos coeficientes das curvas de calibração. A calibração da velocidade angular foi realizada para cada nível de resistência do freio eletromagnético, sendo que, para cada rotação, foram efetuadas três repetições. Foi utilizada a variação da velocidade angular, começando em 10 rpm e aumentando em incrementos de 10 rpm até atingir 70 rpm.

## 5.6 Resultados da Dureza da Borracha

Para a amostra de borracha de silicone, o valor da dureza foi de  $33,4 \pm 0,5$  no tempo de 5s. No tempo de 10s, o valor foi de  $33,4 \pm 0,7$  e no tempo de 15s, o valor foi de  $33,4 \pm 0,8$ .

A resina flexível apresentou valores de dureza Shore A de  $65,2 \pm 0,5$  no tempo de 5s, no 10s o valor foi de  $65,2 \pm 0,7$  e no tempo de 15s, o valor foi de  $65,2 \pm 0,7$  de cinco posições aleatórias na superfície do elastômero (Tab. 5.6).

Tabela 5.6. Valores de dureza das borrachas.

Tempo (s)	Borracha de silicone		Resina flexível	
	$\bar{x} \pm S$		$\bar{x} \pm S$	
5	33,4	0,5	65,2	0,5
10	33,4	0,7	65,2	0,7
15	33,4	0,8	65,2	0,7

## 5.7 Resultados do Estudo de Caso

A amostra utilizada na pesquisa para avaliar o efeito alteração da altura do apoio dos pés na distribuição da pressão no assento em repouso e na propulsão (10 rpm, 20rpm e 30rpm) em usuários de cadeira de rodas foi constituída de 19 paraplégicos usuários de cadeira de rodas de propulsão manual com média de idade de  $39,57 \pm 10,05$  e massa de  $79,68 \pm 10,74$  Kg sendo 3 usuários de cadeira de rodas do gênero feminino e 16 do gênero masculino com 1 pessoa com diagnóstico de poliomielite, amputação e 17 pessoas por lesão medular (Tab. 5.7).

Tabela 5.7. Dados dos integrantes do estudo de caso.

Indivíduo	Diagnóstico	Massa (kg)	Idade (anos)	Gênero
1	Lesão medular	75	42	F
2	Lesão medular	71	34	M
3	Lesão medular	83	37	M
4	Lesão medular	68	35	M
5	Lesão medular	72	37	F
6	Poliomielite	114	48	M
7	Lesão medular	85	38	M
8	Lesão medular	87	35	M
9	Lesão medular	65	21	M
10	Lesão medular	81	38	M
11	Lesão medular	79	27	M
12	Amputado	87	36	M
13	Lesão medular	78	38	F
14	Lesão medular	85	33	M
15	Lesão medular	79	53	M
16	Lesão medular	72	33	M
17	Lesão medular	82	50	M
18	Lesão medular	68	54	M
19	Lesão medular	83	63	M
Total	1 Amp. 1 Polio. 17 lesados med.	79,68	39,57	3F e 16M

Os resultados mostraram que a pressão média na região isquiática aumenta significativamente ( $p < 0,05$ ) com a elevação do apoio do pé (de 46cm para 41 e para 36 cm em relação ao assento) nas pessoas com deficiência acometidas por lesão medular (Fig. 5.30). A amostra apresentou uma distribuição normal de acordo com os resultados do teste de Shapiro-Wilk.

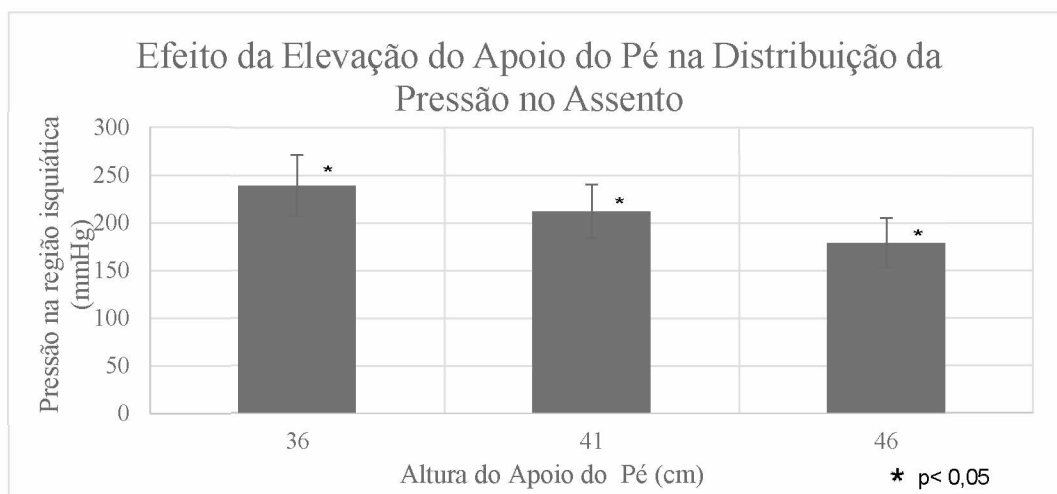
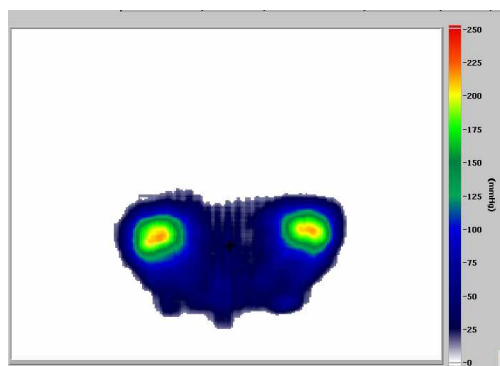


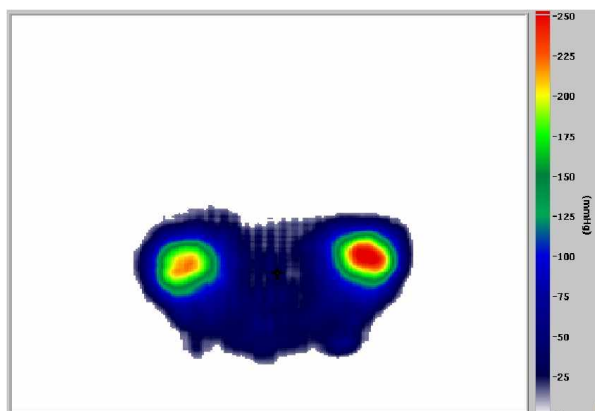
Figura.5.30. Efeito da Elevação do apoio do pé na distribuição da pressão no assento.

Uma distribuição da pressão no assento de um lesado medular em diferentes alturas de apoio do pé pode ser vista na (figura 5.31).

Apoio do pé posicionado a 46 cm abaixo da altura do assento.



Apoio do pé posicionado a 41 cm abaixo da altura do assento



Apoio do pé posicionado a 36 cm abaixo da altura do assento

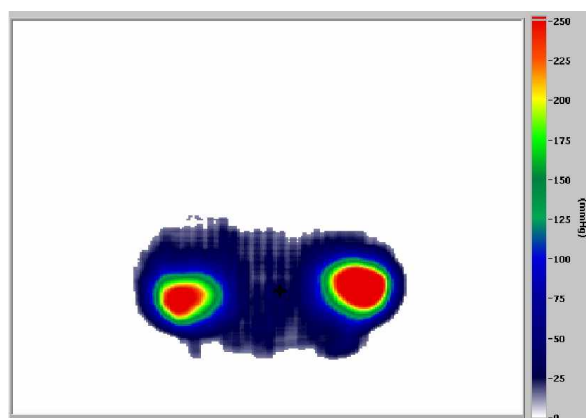


Figura 5.31 Distribuição da pressão no assento de lesado medular em diferentes alturas de apoio do pé.

A média das distribuições da pressão no assento na região isquiática apresentaram valores de  $178 \pm 26,27$  mmHg para a altura do apoio de pé a 46 cm em relação ao assento,



de  $212,70 \pm 28,17$  mmHg para 41 cm de altura e  $238,67 \pm 32,32$  mmHg na altura de 36 cm (Tab. 5.8).

Tabela 5.8. Valores médios das pressões no assento com a elevação da altura do pé.

Altura do Apoio do Pé	Pressão na Região Isquiática $\bar{x} \pm S$	Valor p
36 cm	$238,67 \pm 32,32$	0,002*
41 cm	$212,70 \pm 28,16$	0,002*
46 cm	$178,92 \pm 26,27$	0,002*
ANOVA * $p \leq 0,05$		

Comparando a pressão isquiática média em cada nível de altura do apoio do pé em repouso e com propulsão, os resultados apresentaram valores significativos quando da mudança da posição do apoio do pé de 46 cm para 36 cm e de 36 cm para 46 cm (Tab. 5.9).

Tabela 5.9. Valores médios das pressões no assento nos diferentes níveis de elevação da altura do pé.

Altura do Apoio do Pé		Intervalo de confiança de 95%		Valor p
46 cm	41 cm	-70,3187	2,8521	0,074
	36 cm	-96,2866	-23,1158	0,001*
41 cm	46 cm	-2,8521	70,3187	0,074
	36 cm	-62,5533	10,6175	0,198
36 cm	46 cm	23,1158	96,2866	0,001*
	41 cm	-10,6175	62,5533	0,198
Tukey * $p \leq 0,05$				

Resultados similares são apresentados pela literatura que aborda este assunto. Os resultados encontrados mostraram que as médias da pressão isquiática no assento aumentam com a elevação da altura do pé com a perna paralela ao assento, com elevação da perna a uma altura de 10% do comprimento da perna e 20% do comprimento perna em paraplégicos (TEDERKO P. et al., 2015). Um outro trabalho observou também um aumento da pressão na região isquiática com elevação de perna e pé com elevações de 10 e 20 graus, comparando o assento sem almofada e com almofadas de alívio de pressão Roho e

Jay (GILSDORF et al., 1990). Esses resultados evidenciam que a elevação do apoio do pé aumenta o risco de ocorrência de úlceras de pressão no assento.

No ensaio, à medida que ocorre a elevação do apoio do pé, as cargas no assento aumentam associadas a diminuição da área de contato do assento. Desta forma, ocorre uma concentração de forças em pequena área próxima à tuberosidade isquiática. Um estudo que enfocou a análise da inclinação do assento articulado na distribuição de peso evidenciou que alterações na distribuição de peso no assento é capaz de ocorrer em diversas posições e situações de inclinação do assento. (VOLPINI, 2010).

Em relação à distribuição de pressão média na região isquiática em repouso (sem propulsão) e com propulsão em diferentes velocidades (10 rpm, 20rpm e 30 rpm), observou-se que a pressão média na região isquiática diminuiu significativamente ( $p < 0,05$ ) com o aumento da velocidade de propulsão (Fig. 5.32).

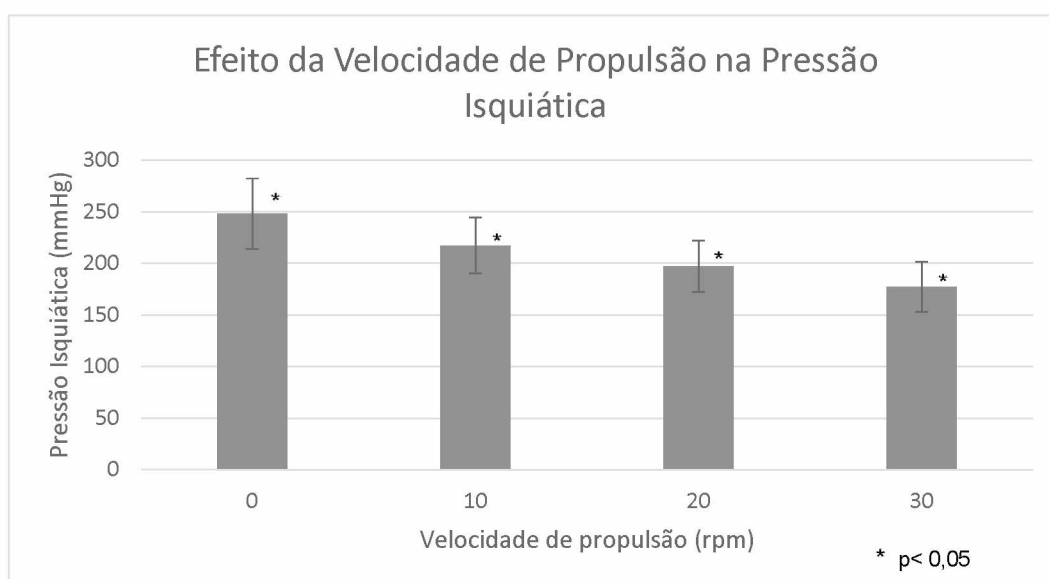


Figura 5.32. Efeito da velocidade de propulsão na pressão isquiática.

A distribuição da pressão na região isquiática obteve valores de  $248,03 \pm 33,54$  mmHg em repouso,  $217,44 \pm 27,11$  mmHg com propulsão em velocidade baixa,  $197,84 \pm 25,66$  mmHg com propulsão em velocidade média,  $177,15 \pm 24,76$  mmHg com propulsão em velocidade alta (Tab. 5.10).

Tabela 5.10. Valores médios das pressões no assento no repouso e com propulsão.

Altura do Apoio do Pé	Pressão na Região Isquiática	Valor p
	$\bar{x} \pm S$	
Sem propulsão	248,03± 33,54	0,002*
Baixa	217,44± 27,11	0,002*
Media	197,84± 25,66	0,002*
Alta	177,15± 24,76	0,002
ANOVA *p≤0,05		

Comparando a pressão isquiática em repouso (sem propulsão) e com propulsão, em velocidades baixa, média e alta, os resultados apresentaram valores significativos quando se compara o repouso e a propulsão alta e da propulsão alta para sem propulsão (Tab. 5.11).

Tabela 5.11. Valores médios das pressões no assento em repouso e em diferentes níveis de propulsão. Tukey \*p≤0,05.

Característica	Característica	Intervalo de confiança 95%		Valor p
Sem Propulsão	Baixa	14,6325	-75,8161	0,262
	Media	4,9628	95,4115	0,026
	Alta	25,6536	116,1022	0,001
Propulsão Baixa velocidade	Sem propulsão	75,8161	14,6325	0,262
	Media	25,6290	64,8197	0,626
	Alta	-4,9382	85,5104	0,092
Propulsão Media Velocidade	Sem propulsão	95,4115	-4,9628	0,026
	Baixa	64,8197	25,6290	0,626
	Alta	24,5336	65,9151	0,585
Propulsão Alta Velocidade	Sem propulsão	116,1022	-25,6536	0,001
	Baixa	85,5104	4,9382	0,092
	Media	65,9151	24,5336	0,585

Um estudo similar que comparou o movimento da tuberosidade isquiática e a redistribuição da pressão na interface, durante a propulsão manual em lesados medulares e indivíduos normais, observou que os valores de pressão estática na região isquiática são maiores que a com propulsão manual rápida (TAM et al., 2003).

Observando mais especificamente os resultados da distribuição da pressão média na região isquiática, constatou-se que a elevação da altura do apoio dos pés em lesados medulares sem realizar propulsão (em repouso) aumenta a pressão isquiática em 25% para ísquio direito e 9% para ísquio esquerdo, quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm e para 42% no ísquio direito e 26% para o ísquio esquerdo, quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm (Fig. 5.33).

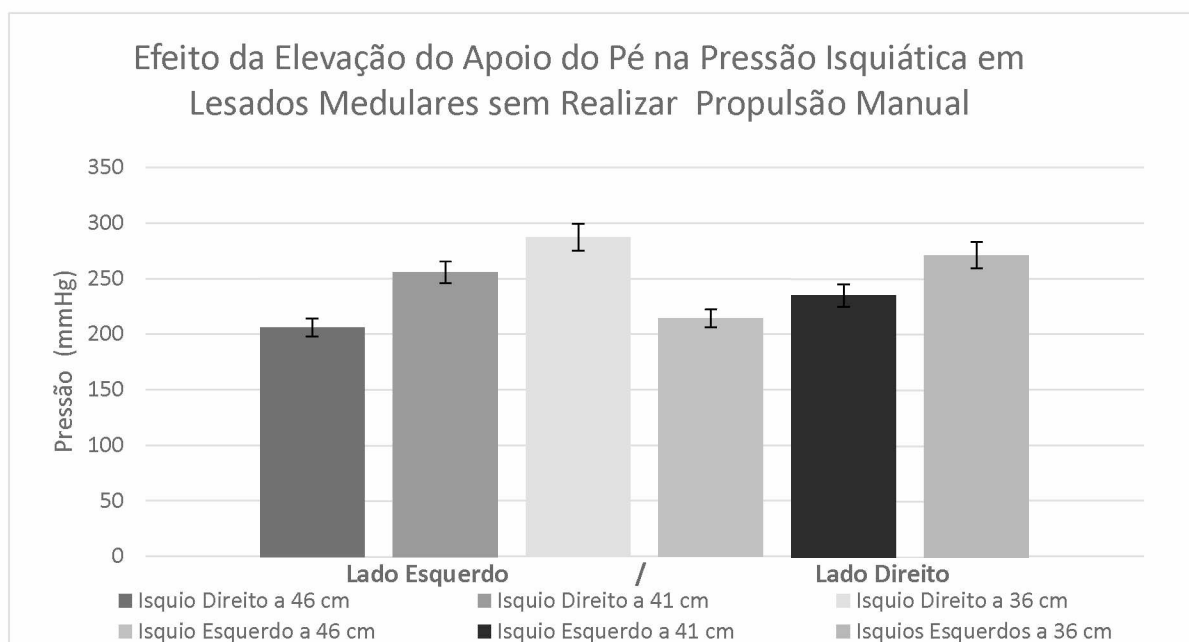


Figura 5.33. Efeito da elevação do apoio do pé na média das pressões na região isquiática em lesados medulares sem realizar propulsão manual.

À medida que se realiza a propulsão (propulsão em baixa velocidade), associada à elevação da altura do pé, observa-se um aumento da pressão (em mmHg) em lesados medulares de 30% para o ísquio direito e 7% para ísquio esquerdo, quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm e para 39% para ísquio direito e 23% para ísquio esquerdo, quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm (Fig. 5.34)

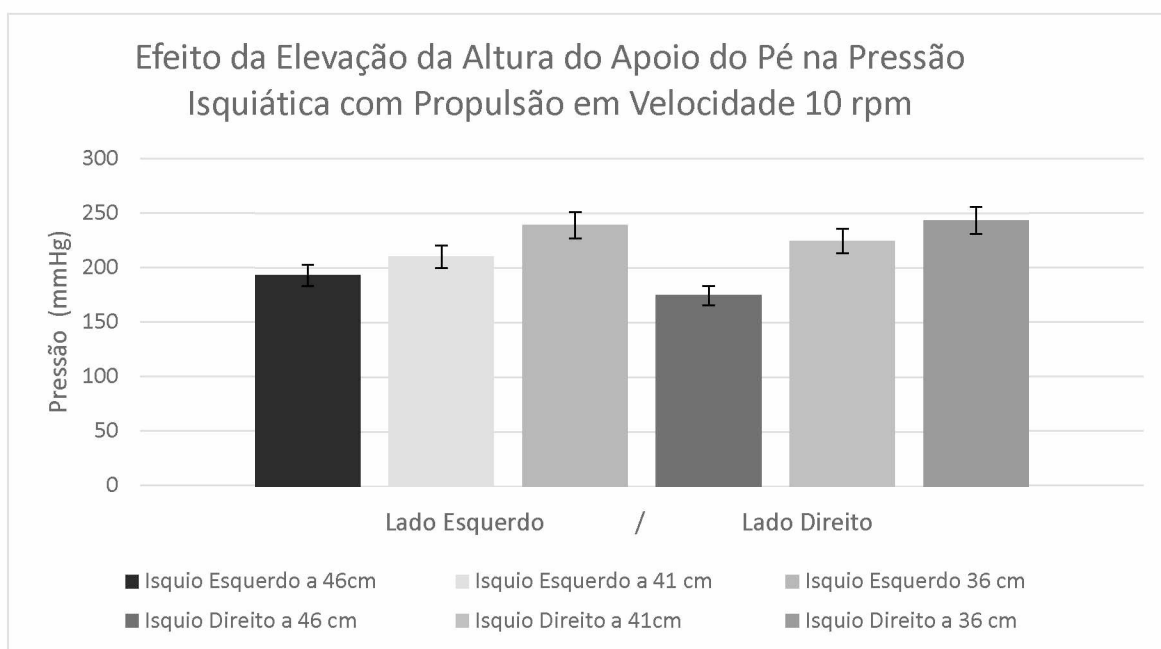


Figura 5.34. Efeito da elevação da altura do apoio do pé na pressão isquiática no assento realizando uma propulsão em uma velocidade de 10 rpm.

Com o aumento da velocidade da propulsão (velocidade baixa para média) observa-se também um aumento da pressão no ísquio direito de 22% e no ísquio esquerdo de 4%, quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm. Para ísquio direito de 40% e 16% para ísquio esquerdo, quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação ao assento (Fig. 5.35).

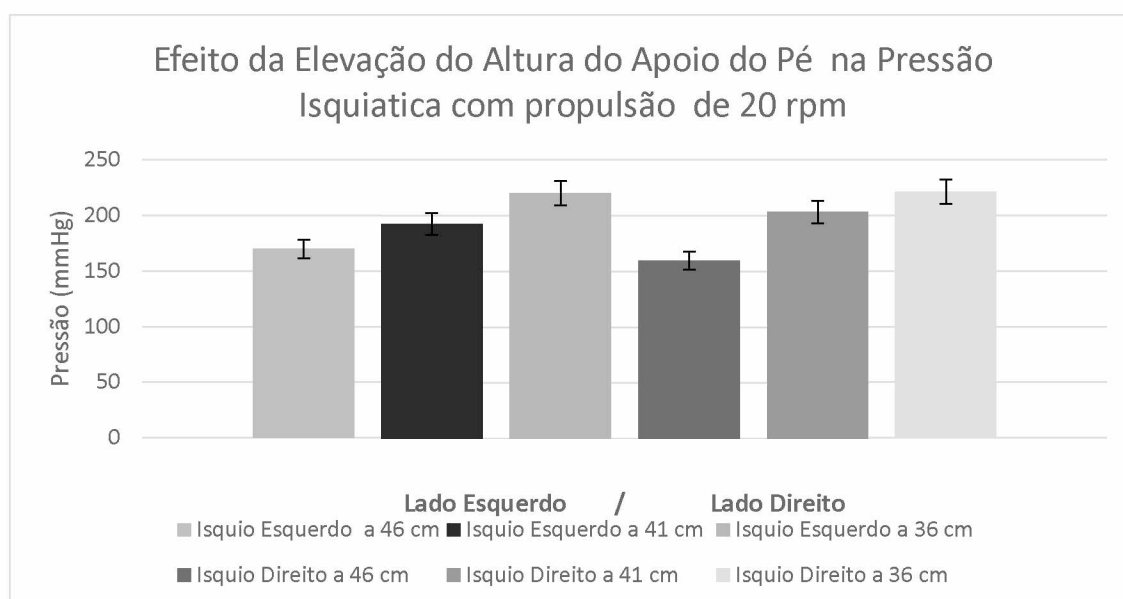


Figura 5.35. Efeito da elevação da altura do apoio do pé na pressão isquiática no assento realizando uma propulsão em uma velocidade de 20 rpm.

Na propulsão rápida, o aumento da pressão no ísquio direito foi de 18% e no ísquio esquerdo de 7%, quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm. Para ísquio direito de 43 e ísquio esquerdo 29% para ísquio esquerdo, quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação ao assento (Fig. 5.36).

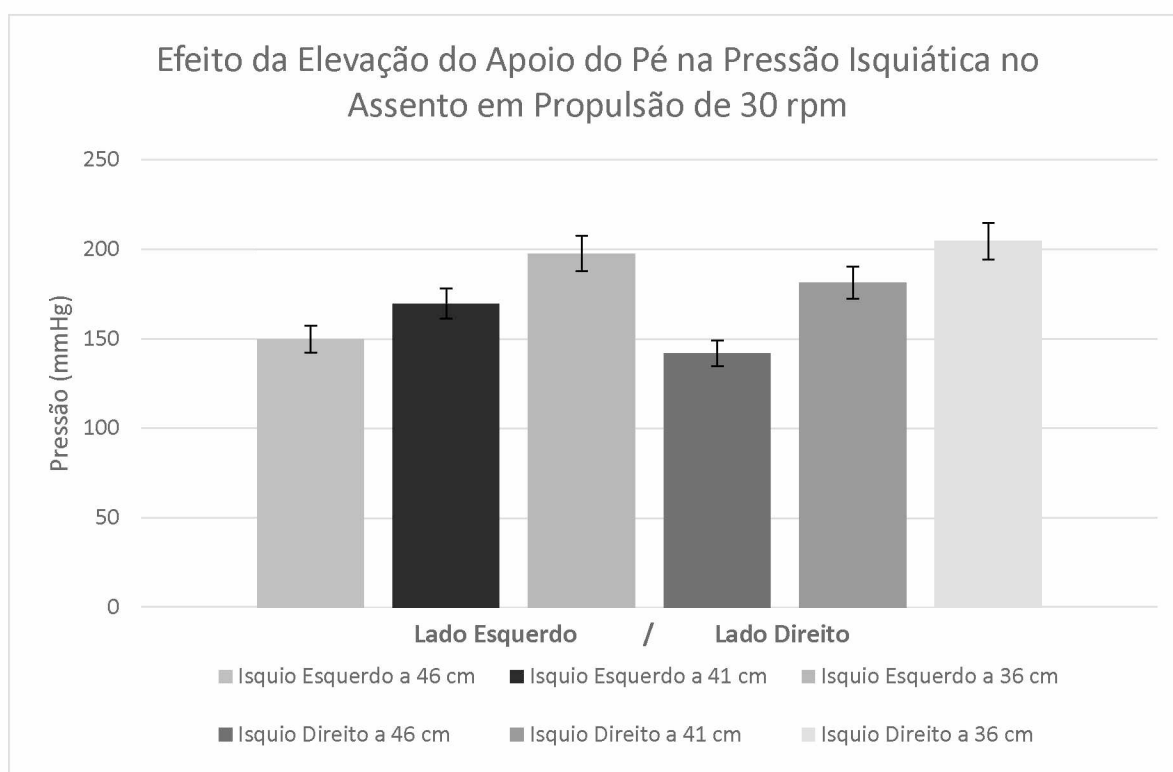


Figura 5.36. Efeito da elevação da altura do apoio do pé na pressão isquiática no assento realizando uma propulsão em uma velocidade de 30 rpm

Ao se comparar as pressões médias na região isquiática (ísquio direito e esquerdo) no repouso (sem realizar propulsão) com a realização de propulsão manual, observou-se que, com o pé posicionado a 46 cm abaixo do assento, a pressão na região isquiática é maior no repouso (sem propulsão), comparado com a propulsão manual em diferentes velocidades (baixa, média e alta velocidade). A pressão isquiática diminui 14 % para ísquio direito, 8% para ísquio esquerdo à medida que começa a propulsão (velocidade baixa), 3% para ísquio direito e 21% para ísquio esquerdo quando se realiza a propulsão média, e 30% para ísquio direito e 28% para ísquio esquerdo na propulsão rápida quando comparado às médias obtidas em repouso (sem propulsão manual) (Fig. 5.37).

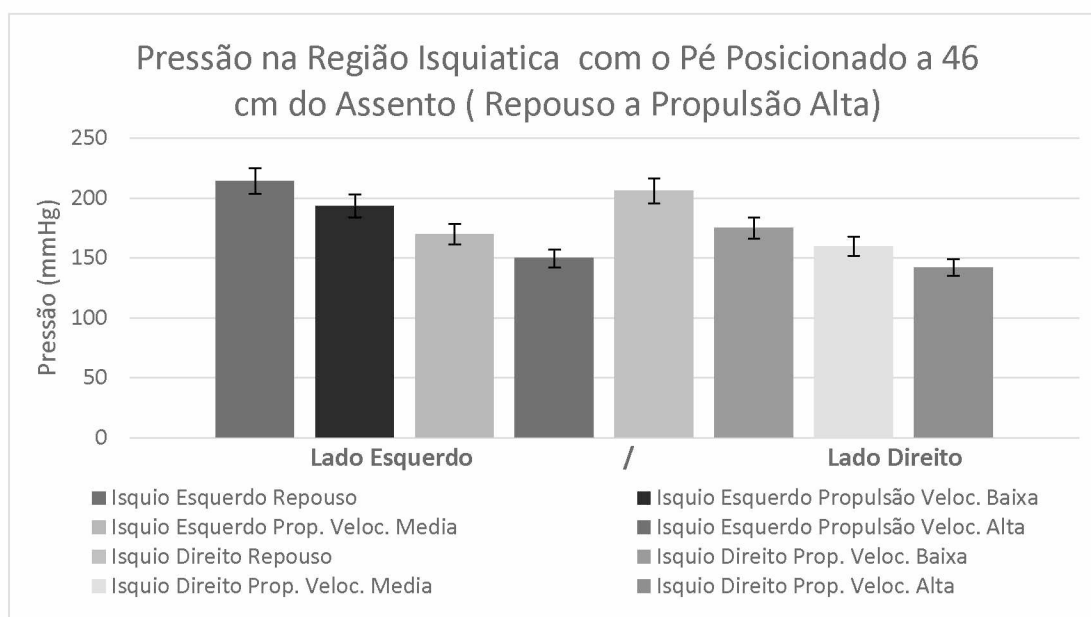


Figura 5.37. Pressão na região isquiática com o apoio do pé posicionado a 46 cm do assento do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm.

Como o pé posicionado a 41cm, a pressão isquiática diminui 11% para ísquio direito e esquerdo quando se inicia a propulsão (velocidade baixa), 19 % para ísquio direito e 17 para ísquio esquerdo em uma velocidade de propulsão média, e 28% para ísquio direito e 27 para ísquio esquerdo quando comparado às médias obtidas no repouso (Fig. 5.38).

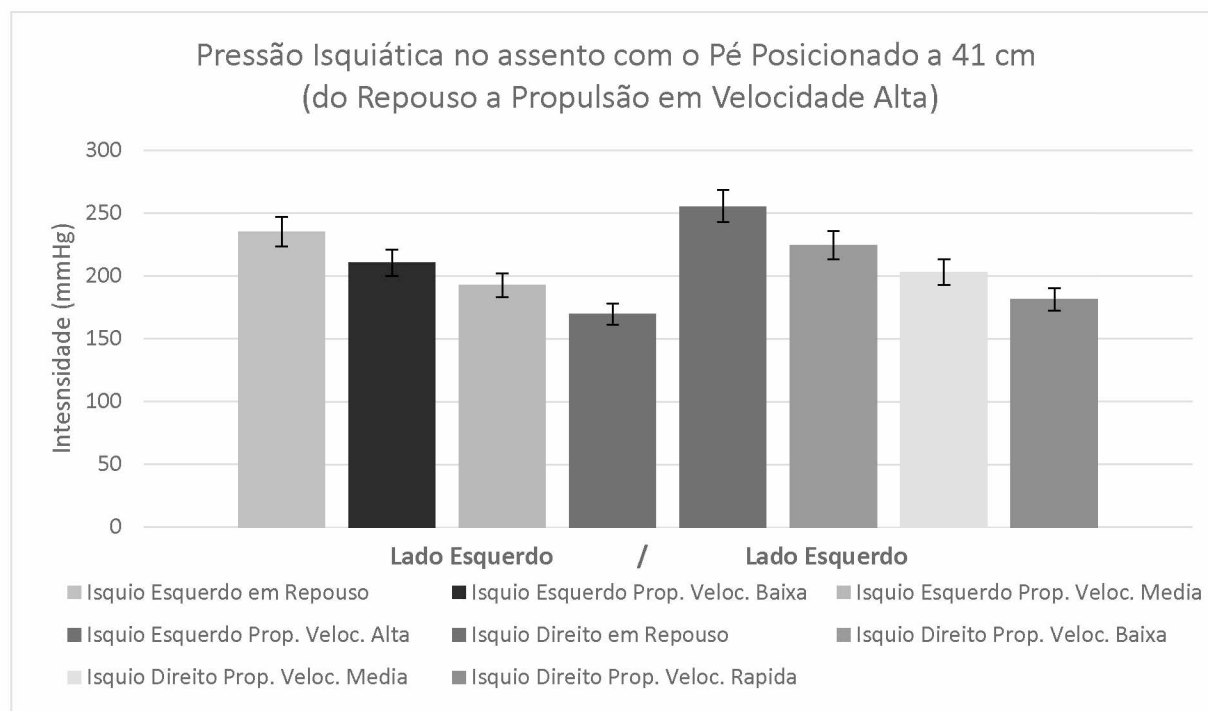


Figura 5.38. Distribuição da pressão na região isquiática com o apoio do pé posicionado a 41 cm do assento do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm.



Com o pé posicionado a 36 cm abaixo do assento observou-se, similarmente aos outros níveis de altura do apoio do pé, uma diminuição da pressão média na região isquiática com o aumento da velocidade de propulsão. As pressões isquiáticas médias diminuíram 16% para ísquio direito e 12% para ísquio esquerdo quando se inicia uma propulsão em baixa velocidade, 24% para ísquio direito e 19% para ísquio esquerdo para uma propulsão em velocidade média, 29% para ísquio direito e 27 para ísquio esquerdo para uma propulsão em velocidade alta, comparado às médias obtidas em repouso para este nível de altura do apoio do pé (Fig. 5.39).

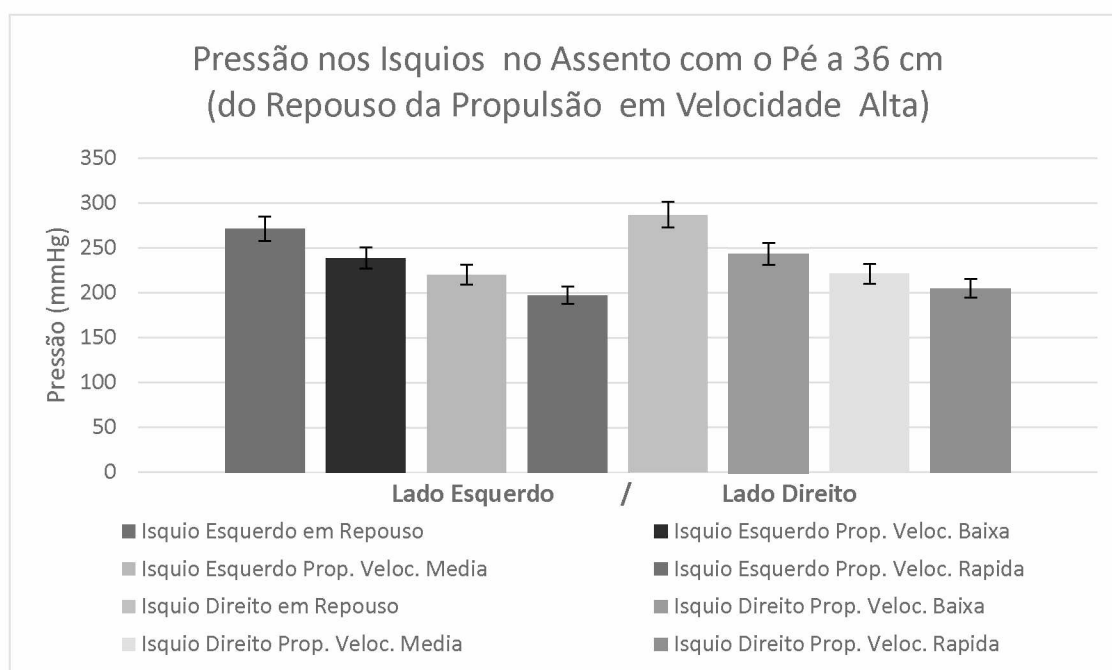


Figura 5.39. Distribuição da pressão na região isquiática com o apoio do pé posicionado a 36 cm do assento do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm.

Analisando o efeito da elevação do apoio de pé na pressão isquiática no assento (ísquio direito e esquerdo) em lesados medulares, os valores máximos das pressões na região isquiática aumentam significativamente ( $p < 0,05$ ) à medida que se eleva o pé em relação ao assento (Fig. 5.40). A amostra apresentou uma distribuição normal de acordo com os resultados do teste de Shapiro-Wilk.

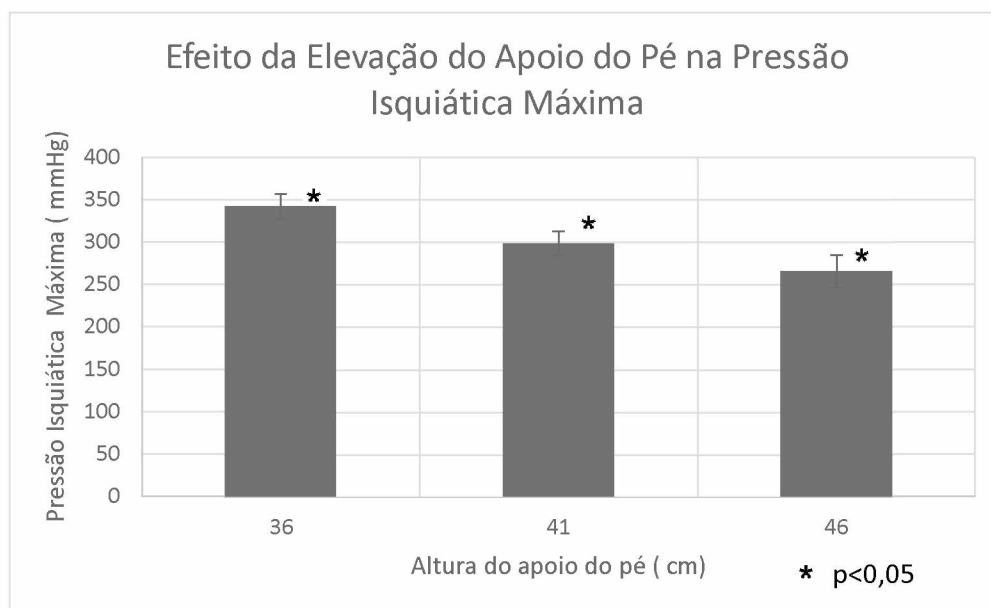


Figura 5.40. Efeito da elevação do apoio de pé na pressão isquiática máxima.

Os valores máximos das distribuições da pressão no assento na região isquiática apresentaram valores de  $266,36 \pm 28,16$  mmHg para a altura do apoio de pé a 46 cm em relação ao assento, de  $298,69 \pm 13,94$  mmHg para 41 cm de altura e  $341,77 \pm 14,73$  mmHg na altura de 36cm (Tab. 5.12).

Tabela 5.12. Valores da pressão na região isquiática em diferentes alturas de apoio do pé.

Altura do Apoio do Pé	Pressão na Região Isquiática $\bar{x} \pm S$	Valor p
36 cm	$341,77 \pm 14,73$	0,000*
41 cm	$298,69 \pm 13,94$	0,000*
46 cm	$266,36 \pm 18,63$	0,000*
ANOVA *p≤0,05		

Comparando a pressão isquiática máxima em cada nível de altura do apoio do pé em repouso e com propulsão, os resultados foram significativos ( $p < 0,05$ ) para todos os níveis de apoio do pé (Tab. 5.13).

Tabela 5.13. Valores máximos das pressões no assento nos diferentes níveis de elevação da altura do pé.

Altura do Apoio do Pé		Intervalo de confiança de 95%		Valor p
46 cm	41 cm	-52,3757	-12,2860	,002
	36 cm	-95,4640	-55,3743	,000
41 cm	46 cm	12,2860	52,3757	,002
	36 cm	-63,1331	-23,0434	,000
36 cm	46 cm	55,3743	95,4640	,000
	41 cm	23,0434	63,1331	,000

Tukey \*p≤0,05

Em relação à distribuição de pressão máxima na região isquiática em repouso (sem propulsão) e com propulsão em diferentes velocidades (baixa, média e alta), observou-se que os valores de pressão máxima na região isquiática aumentam a medida que a velocidade de propulsão aumenta, isto é, passa do repouso para velocidade rápida (Fig. 5.41).

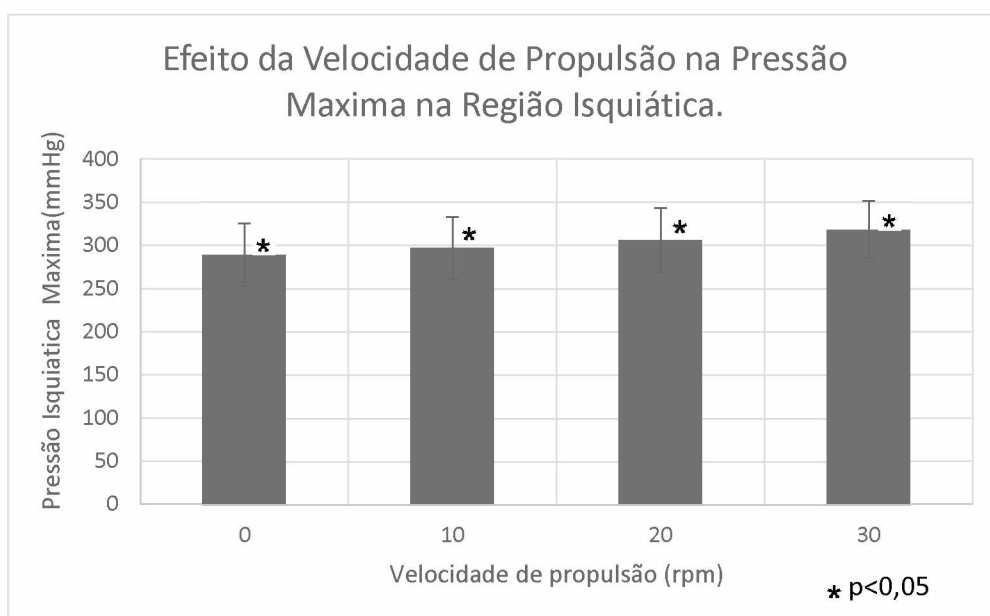


Figura 5.41. Efeito da Velocidade de propulsão na pressão máxima na região isquiática.

A distribuição da pressão máxima na região isquiática obteve valores de  $288,70 \pm 36,14$  mmHg em repouso,  $296,85 \pm 36,36$  mmHg com propulsão em velocidade baixa,

305,80± 36,61 mmHg com propulsão em velocidade média, 317,74± 33,40 mmHg com propulsão em velocidade alta (Tab. 5.14).

Tabela 5.14. Valores máximos das pressões no assento no repouso e com propulsão.

Altura do Apoio do Pé	Pressão na Região		Valor p
	Isquiática		
	$\bar{x} \pm s$		
Sem propulsão	288,70± 36,14		0,545*
Baixa	296,85± 36,36		0,545*
Media	305,80± 36,61		0,545*
Alta	317,74± 33,40		0,545*
ANOVA *p≤0,05			

Comparando a pressão isquiática máxima em repouso (sem propulsão) e com propulsão em velocidade baixa, média e alta, observou-se um aumento da pressão na região isquiática máxima do repouso para a propulsão e com o aumento na velocidade de propulsão (Tab. 5.15).

Tabela 5.15. Valores máximos das pressões no assento em repouso e em diferentes níveis de propulsão (Tukey \*p≤0,05).

Característica	Característica	Intervalo de confiança 95%		Valor p
Sem Propulsão	Baixa	-65,7660	49,4719	0,978
	Media	-74,7170	40,5209	0,839
	Alta	86,6582	28,5797	0,508
Propulsão	Sem propulsão	49,4719	65,7660	0,978
Baixa velocidade	Media	-66,5699	48,6680	0,972
	Alta	-78,5111	36,7268	0,743
Propulsão	Sem propulsão	40,5209	74,7170	0,839
Media Velocidade	Baixa	48,6680	66,5699	0,972
	Alta	69,5601	45,6778	0,937
Propulsão Alta	Sem propulsão	28,5797	86,6582	0,508
Velocidade	Baixa	36,7268	78,5111	0,743
	Media	45,6778	69,5601	0,937

Os resultados deste estudo são consistentes com a literatura prévia que avaliou a distribuição da pressão no assento em pessoas normais e com deficiência e mostrou que os picos de pressão são maiores, variando em torno de 42% na propulsão, comparado aos valores do repouso. Com o aumento da velocidade ocorre um deslocamento do tronco e mais especificamente da pelve no sentido anterior e posterior acarretando valores maiores de pressão na região isquiática (TAM et al., 2003). Especificamente, em relação aos valores máximos da pressão na região isquiática, na posição de repouso (sem realizar propulsão), ao se realizar a elevação do apoio do pé, observou-se um aumento da pressão no ísquio direito de 22% e no ísquio esquerdo de 6% quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm. Estes níveis passaram para 33%, no ísquio direito e de 28% para o ísquio esquerdo quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação à altura do assento (Fig. 5.42).

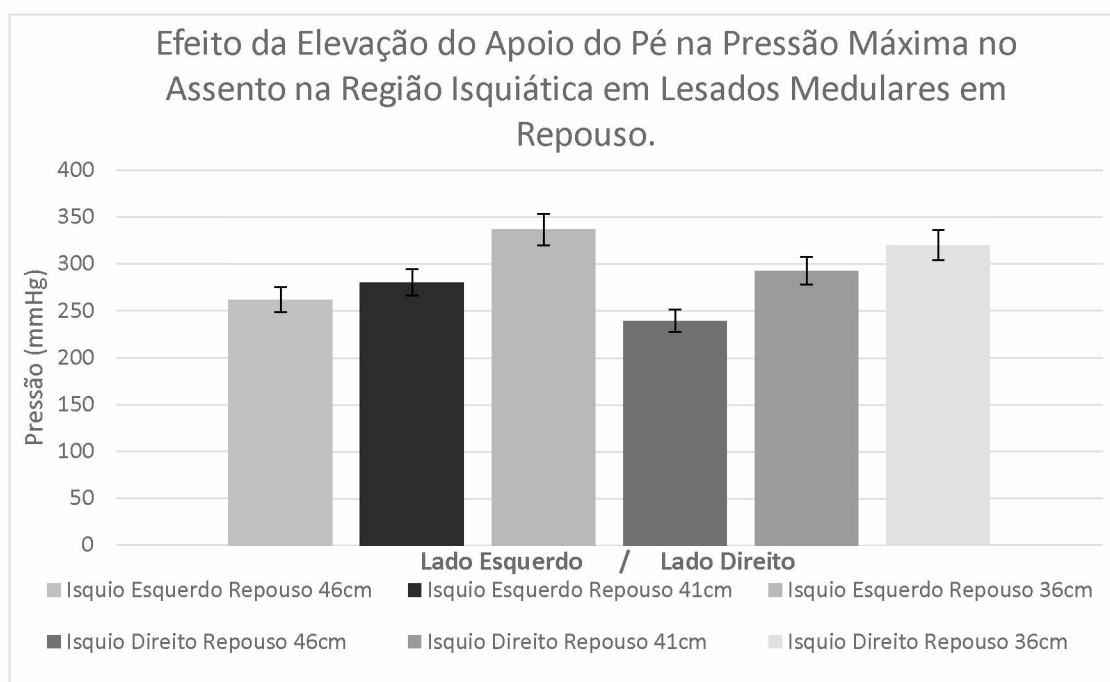


Figura 5.42. Efeito da elevação do apoio do pé na pressão máxima no assento na região isquiática em lesados medulares em repouso.

Ao se realizar a propulsão (propulsão em baixa velocidade de 10 rpm), observa-se que os valores máximos das pressões no assento na região isquiática aumentam com a elevação do apoio do pé. A pressão máxima no ísquio direito aumentou para 23% para ísquio direito de e 4% para ísquio esquerdo do repouso quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm e aumenta 33% para ísquio direito de e 27% para ísquio

esquerdo quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação à altura do assento (Fig. 5.43).

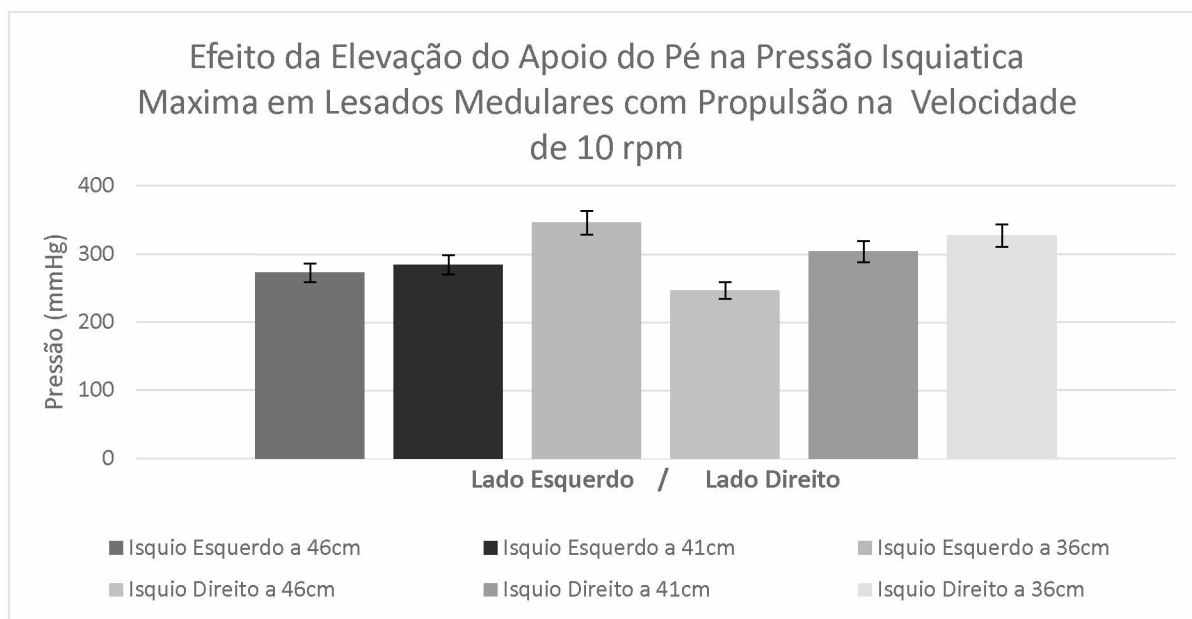


Figura 5.43. Efeito da elevação do apoio do pé na pressão máxima no assento na região isquiática em lesados medulares com propulsão na velocidade de 10 rpm.

Em uma velocidade de propulsão media (velocidade de 20 rpm), a pressão isquiática máxima ao se elevar a altura do pé aumenta 21% nos ísquios direito e 4% no esquerdo quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm e 31% para ísquio direito de e 26% para ísquio esquerdo quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação ao assento (Fig. 5.44).

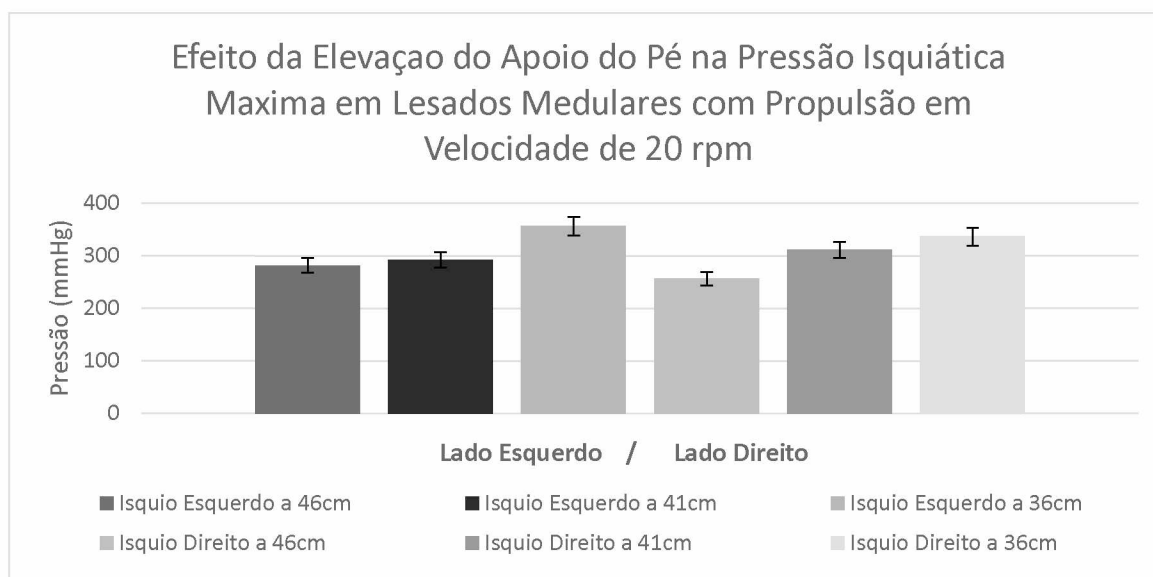


Figura 5.44 Efeito da elevação do apoio do pé na pressão máxima no assento na região isquiática em lesados medulares com propulsão na velocidade de 20 rpm.

Em uma velocidade de propulsão alta (velocidade de 30rpm), ao se elevar a altura do pé, observou-se um aumento da pressão isquiática máxima de 17% nos ísquios direito e 2% no esquerdo, quando o apoio de pé passa da posição de 46 cm para 41 cm e 25% para ísquio direito e 23% para ísquio esquerdo, quando o apoio do pé passa da posição 46 para 31 cm em relação ao assento (Fig. 5.45).

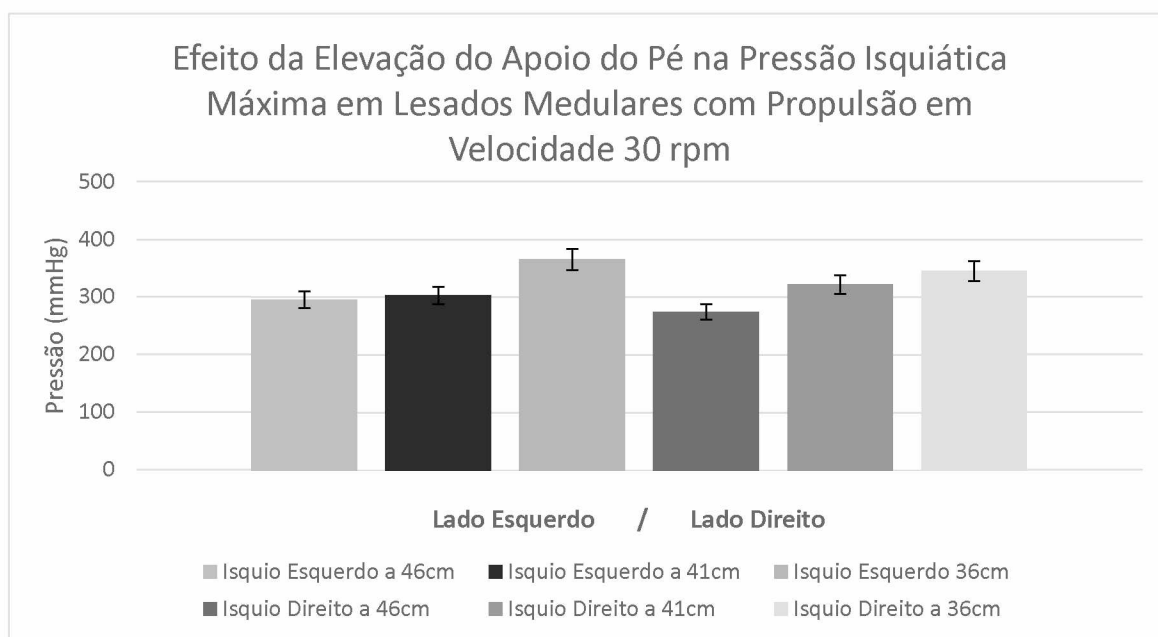


Figura 5.45. Efeito da elevação do apoio do pé na pressão máxima no assento na região isquiática em lesados medulares com propulsão na velocidade de 30 rpm.

Ao se comparar os valores das pressões máximas na região isquiática com o apoio do pé a 46cm abaixo do assento, observa-se que, à medida que o lesado medular realiza a propulsão manual (nas velocidades baixa, média e alta), ocorre um aumento dos valores máximos na região isquiática (ísquio direito e esquerdo). A pressão aumenta 1% no ísquio direito e 3% no ísquio esquerdo quando se realiza uma propulsão baixa, 4% no ísquio direito e 5% no ísquio esquerdo para uma propulsão em velocidade média, 7% para ísquio direito e 8% para ísquio esquerdo para uma propulsão em velocidade alta, comparado às médias obtidas em repouso para este nível de altura do apoio do pé (Fig. 5.46).

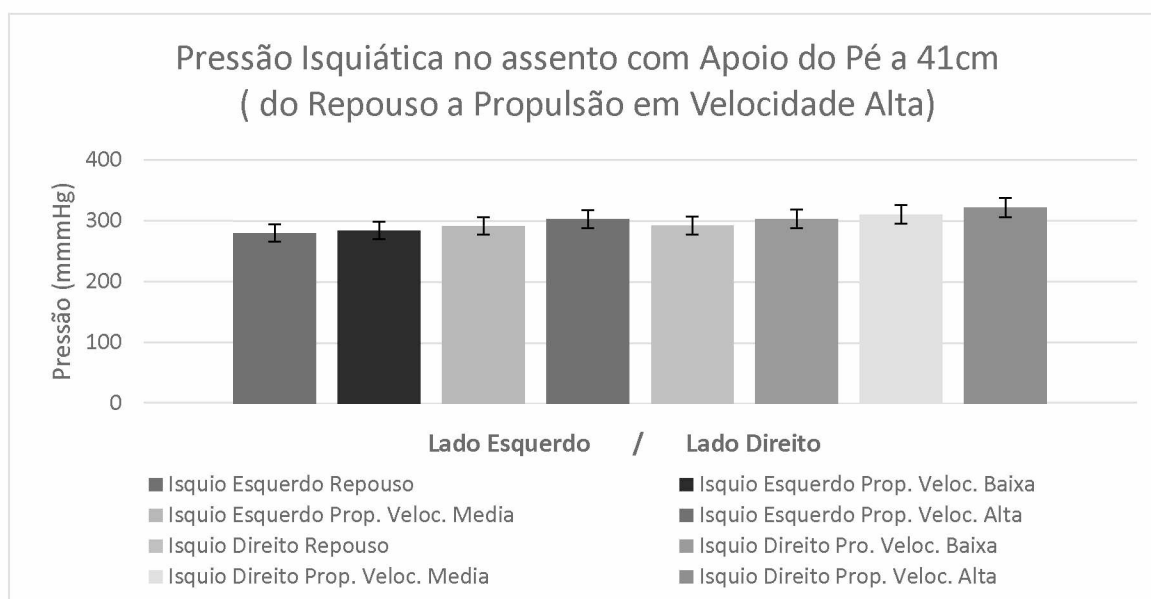


Figura 5.46. Pressão na região isquiática máxima com o apoio do pé posicionado a 46 cm do assento (do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm).

Ao analisar as pressões máximas no repouso e com grupo de lesados medulares em propulsão, com o pé posicionado a 41 cm abaixo do assento, pode-se observar que a pressão isquiática direita e esquerda aumentam com o aumento da velocidade de propulsão. A pressão aumenta 3% para ísquio direito e 1% em ísquio esquerdo quando se inicia a propulsão (velocidade baixa), 6% para ísquio direito e 4% para ísquio esquerdo em uma velocidade de propulsão media, e 9% para ísquio direito e 8% para ísquio esquerdo para propulsão alta quando comparado às médias obtidas no repouso (Fig. 5.47).

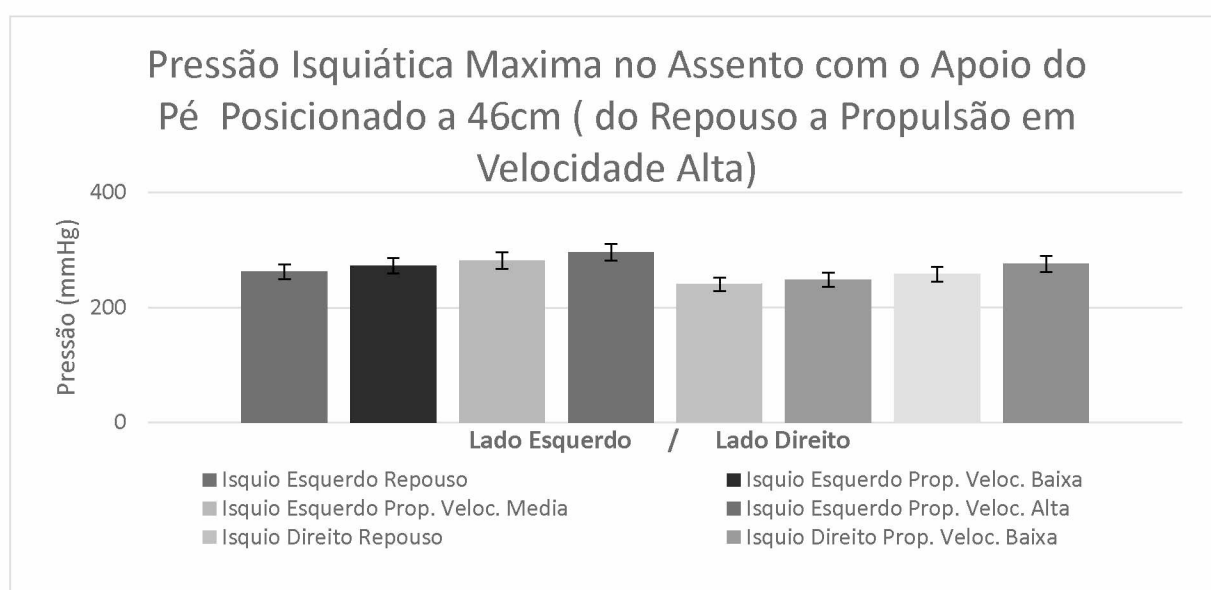


Figura 5.47. Pressão na região isquiática máxima com o apoio do pé posicionado a 41 cm do assento (do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm).



Com o pé posicionado a 36 cm abaixo do assento, observou-se, similarmente aos outros níveis de altura do apoio do pé, um aumento da pressão máxima na região isquiática com o aumento da velocidade de propulsão. As pressões isquiáticas médias diminuíram 2% para ísquio direito e esquerdo quando se inicia uma propulsão em baixa velocidade, 5% para ísquio direito e esquerdo para uma propulsão em velocidade média, 8% para ísquio direito e esquerdo para uma propulsão em velocidade alta, comparado às médias obtidas em repouso para este nível de altura do apoio do pé (Fig. 5.48).

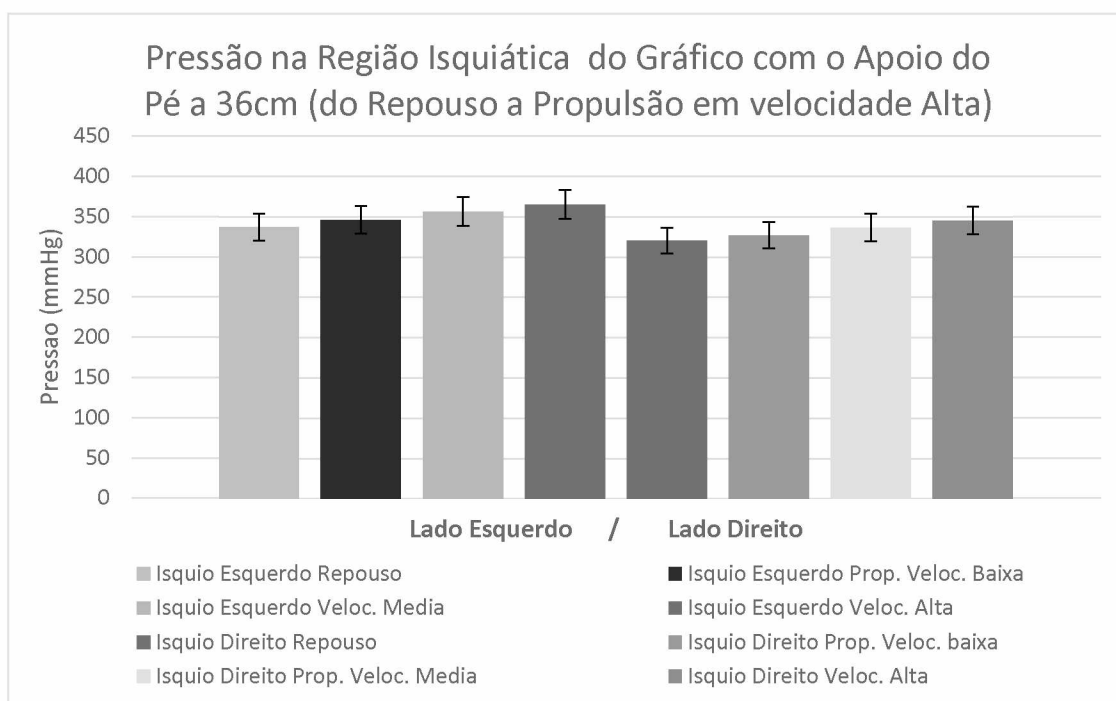


Figura 5.48. Pressão na região isquiática máxima com o apoio do pé posicionado a 36 cm do assento (do repouso a propulsão em velocidade de 30 rpm).

À medida que se eleva a altura do apoio de pé, isto é o apoio do pé fica mais próximo do assento, um aumento da pressão na região isquiática máxima ocorre devido a diminuição da área pressionada próxima a região dos ísquios direito e esquerdo. Este aumento da pressão isquiática máxima também aumenta com o aumento da velocidade de propulsão.

## CAPÍTULO VI

### CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Foi desenvolvido um novo método de monitoramento da pressão no assento de ergômetro para cadeirantes utilizando o princípio de deformação de semiesferas de elastômeros e a imagem processada destas deformações de baixo custo (aproximadamente R\$ 2.000,00 - dois mil reais)

Os aplicativos em ambiente LabVIEW, Master Pressure Wiew e Master Exam Wiew desenvolvidos, associados ao módulo de monitoramento da pressão, utilizando a imagem da deformação de elastômeros podem ser utilizados para aquisição, análise e monitoramento da imagem do mapeamento dos níveis de pressão.

O módulo do dispositivo de monitoramento da pressão, utilizando a imagem da deformação das semiesferas de elastômeros, associado aos aplicativos desenvolvidos, implantado no assento do ergômetro para cadeirantes, possibilita o monitoramento da distribuição da pressão estática e dinâmica decorrente das alterações da configuração da cadeira de rodas em pessoas com deficiência. Para uma validação completa do novo dispositivo de monitoramento será necessário um aprofundamento na caracterização das propriedades mecânicas do material dos sensores, bem como, o estudo e análise de novas geometrias de sensores.

Aspectos ergonômicos individualizados, ajustados no ergômetro ajustável, poderão ser avaliados e analisados pelo novo dispositivo de mapeamento de pressão por imagem de forma confiável e, principalmente, com um sistema de baixo custo com uso de equipamento de simples utilização.

O dispositivo de pressão no assento apresenta uma faixa nominal de uso com pressão mínima de  $0,119^{+0,03}$  MPa  $\sim 1,2^{+0,3}$  Kgf/cm<sup>2</sup> e máxima de 7N para cada semiesfera.

Configurações do equipamento com a câmera posicionada com menos de 150 mm da placa de acrílico não permitem a visualização total da área utilizada no dispositivo adaptado no assento do ergômetro.

O mapeamento da pressão por imagem no assento desta tese, mostrou ser uma ferramenta importante na avaliação da ergonomia da configuração de uma cadeira de rodas, o dispositivo apresentou potencial para desenvolver novas pesquisas na área de ergonomia da performance na área de pessoas com deficiência e usuários de cadeira de rodas. Com associação ao ergômetro ERG01, foi possível avaliar os efeitos da adequação postural na distribuição da pressão no assento, com o objetivo de aperfeiçoar a customização da cadeira de rodas e desenvolver estratégias de prevenção das complicações secundárias para usuários de cadeira de rodas de propulsão manual.

Analisando o efeito da elevação do apoio de pé na pressão isquiática no assento (ísqiuo direito e esquerdo) em lesados medulares, os valores médios e máximos das pressões na região isquiática aumentam significativamente ( $p < 0,05$ ) à medida que se eleva o pé em relação ao assento. A pressão isquiática média apresentou valores de  $178 \pm 26,27$  mmHg para a altura do apoio de pé a 46 cm em relação ao assento, de  $212,70 \pm 28,17$  mmHg para 41 cm de altura e  $238,67 \pm 32,32$  mmHg na altura de 36cm. A pressão máxima no assento na região isquiática apresentaram valores de  $266,36 \pm 28,16$  mmHg para a altura do apoio de pé a 46 cm em relação ao assento, de  $298,69 \pm 13,94$  mmHg para 41 cm de altura e  $341,77 \pm 14,73$  mmHg na altura de 36cm.

A pressão média na região isquiática em repouso (sem propulsão) e com propulsão em diferentes velocidades (10 rpm, 20rpm e 30 rpm) diminui significativamente com a elevação do apoio do pé. A pressão na região isquiática obteve valores de  $248,03 \pm 33,54$  mmHg em repouso,  $217,44 \pm 27,11$  mmHg com propulsão em velocidade baixa,  $197,84 \pm 25,66$  mmHg com propulsão em velocidade média,  $177,15 \pm 24,76$  mmHg com propulsão em velocidade alta.

A pressão isquiática máxima em cada nível de altura do apoio do pé em repouso e com propulsão, os resultados foram significativos para todos os níveis de apoio do pé. As pressões máximas no assento na região isquiática apresentaram valores de  $266,36 \pm 28,16$  mmHg para a altura do apoio de pé a 46 cm em relação ao assento, de  $298,69 \pm 13,94$  mmHg para 41 cm de altura e  $341,77 \pm 14,73$  mmHg na altura de 36cm.

A pressão isquiática máxima em repouso (sem propulsão) e com propulsão em velocidade de baixa (10 rpm), média (20 rpm) e alta (30 rpm) aumenta com o aumento na velocidade de propulsão. A distribuição da pressão máxima na região isquiática obteve valores de  $288,70 \pm 36,14$  mmHg em repouso,  $296,85 \pm 36,36$  mmHg com propulsão em

velocidade baixa,  $305,80 \pm 36,61$  mmHg com propulsão em velocidade média,  $317,74 \pm 33,40$  mmHg com propulsão em velocidade alta

### **Sugestões para Trabalhos Futuros:**

- Desenvolver a tecnologia para a utilização da avaliação dos mapas da distribuição de pressão para a confecção de almofadas por meio de impressoras 3D, com a finalidade de redistribuir a pressão no assento, prevenir o aparecimento e proporcionar a cura de úlceras de pressão:
- Avaliar o dispositivo de pressão em atividades de vida diária, transferências e realizando propulsão.
- Projetar dispositivos de pressão adaptados para encosto, colchoes, equipamentos paradesportivos e outras áreas industriais.
- Avaliar o impacto da temperatura e envelhecimento do elastômeros utilizados como sensores no dispositivo de pressão no assento.
- Avaliar as incertezas no processo e projeto do dispositivo de pressão no assento do ergômetro.
- Uso da otimização para encontrar os ajustes ótimos com a finalidade de personalização de cadeiras de rodas ou para diminuir ou melhorar a distribuição da pressão no assento.
- Estudar, utilizando a análise dimensional, relacionando deslocamento, força e material da malha.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDUL RAZAK, A. H. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. **Sensors**, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

ALMASSRI, A. M. et al. Pressure Sensor: state of the art , design , and application for robotic hand. **Journal of Sensors**, v. 1, p. 1–12, 2015.

ALTMANN, V. C. et al. The impact of trunk impairment on performance of wheelchair activities with a focus on wheelchair court sports: a systematic review. **Sports Medicine**, v. 1, n. 1, p. 6, 2015.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standart test method for rubber property-durometer hardnessASTM Standarts**Pensilvânia, 2000.

ARCAN, M.; BRULL, M. A. A fundamental characteristic of the human body and foot, the foot-ground pressure pattern. **Journal of Bomechanics**, v. 9, n. 7, p. 453–457, 1976.

ARCAN, M.; BRULL, M. A. An experimental approach to the contact problem between flexible and rigid bodies. **Mechanics Research Communications**, v. 7, n. 3, p. 151–157, 1980.

ARMSTRONG, W. et al. **Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings**. Switzerland: WHO Press, 2008. v. 1

BARNET, C. H. A plastic pedograph. **The Lancet**, v. 2, p. 273, 1954.

BENTO, S. et al. Recondicionamento ao esforço na lesão medular. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Fisica e Reabilitação**, v. 28, n. 1, p. 22–28, 2016.

BETTS, R. P. et al. Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopaedics. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 18, n. 5, p. 674–684, 1980a.

BETTS, R. P. et al. Critical light reflection at a plastic/glass interface and its application to foot pressure measurements. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 4, n. 3, p. 136–142, 1980b.

BOAS, N. V.; DOCA, R. H.; BISCUOLA, G. J. **Temas de Física 2**. São Paulo: Editora Saraiva, 2001.

BORGHARDT, A. T. et al. Pressure ulcers in critically ill patients: incidence and associated factors. **Revista brasileira de enfermagem**, v. 69, n. 3, p. 460–7, 2016.

BOWER, D. I. **An introduction to polymer physics**. United Kingdom: Cambridge University Press, 2002.

BURTON, M. et al. Systematic design customization of sport wheelchairs using the Taguchi method. **Procedia Engineering**, v. 2, n. 2, p. 2659–2665, 2010.

BURTON, M.; FUSS, F. K.; SUBIC, A. Sports wheelchair technologies. **Sports Technology**, v. 3, n. June 2014, p. 154–167, 2010.

CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Materials science and engineering: an Introduction**. 9. ed. United States of America: Wiley, 2013. v. 9

CARLSON, M. Wheelchair Seating: preventing and treating decubitus ulcers with friction, shear, and pressure management. **White Paper**, v. 1, n. July, p. 1–12, 2010.

CHÉNIER, F.; BIGRAS, P.; AISSAOUI, R. An orientation estimator for the wheelchair's caster wheels. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, v. 1, n. 1, p. 1–10, 2010.

CLARK, M. et al. **Science and Practice of Pressure Ulcer Management**. Pisa: Springer, 2006.

COGGRAVE, M. J.; ROSE, L. S. A specialist seating assessment clinic: changing pressure relief practice. **Spinal Cord**, v. 41, p. 692–695, 2003.

COOK, A. M.; POLGAR, J. M. **Assistive Technologies**. 4. ed. St.Louis, Missouri: Elsevier, 2008.

COOPER, R. A. **Wheelchair selection and configuration**. 1. ed. New York: Demos Medical Publishing Inc, 1998.

DICIANNO, B. E. et al. Resna position on the application of tilt, recline, and elevating legrests for wheelchairs. **Assistive technology**, v. 21, n. 1, p. 13–22, 2009.

ELFTMAN, H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. **The Anatomical Record**, v. 59, n. 4, p. 481–491, 1934.

ELLIS, M. Understanding the latest guidance on pressure ulcer prevention. **Wound Care**, v. 30, n. 4, p. 29–36, 2016.

ENGSTROM, B. **Ergonomic seating a true challenge**. 1. ed. Suecia: Posturalis Book, 1993.

FASSARELLA, L. Lei de Snell generalizada. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 29, n. 2, p. 215–224, 2007.

FERGUSON-PELL, M. et al. Applying ISO 16840-2 standard to differentiate impact force dissipation characteristics of selection of commercial wheelchair cushions. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 52, n. 1, p. 41–52, 2015.

FINLEY, M. A et al. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 41, n. 3B, p. 385–395, 2004.

FOX, M. Optical Properties of Solids. **American Journal of Physics**, v. 70, n. 12, p. 1–25, 2001.

FRANKS, C. I. Calibration of optical foot pressure systems. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 35, n. 1, p. 69–72, 1997.

FRANKS, C. I.; BETTS, R. P. Selection of transducer material for use with “optical” foot

pressure systems. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 10, n. 4, p. 365–367, 1988.

GASSMAN, E.; GRIES, A. **Electronic pressure measurement**. Germany: Die Bibliothek der Techni, 2010.

GEFEN, A. Pressure-Sensing Devices for Assessment of Soft Tissue Loading Under Bony Prominences: Technological Concepts and Clinical Utilization. **Wounds**, v. 19, n. 12, p. 350–362, 2007.

GENTLE, C. R. Optical mapping of pressures in tyre contact areas. **Optics and Lasers in Engineering**, v. 4, n. 3, p. 167–176, 1983.

GHORAYEB, N.; DIOGUARDI, G. S. **Tratado de Cardiologia Exercício e do Esporte**. 1ª edição ed. São Paulo: Atheneu, 2007.

GIACOMOZZI, C. **Assessment of pressure measurement devices ( PMDs ) for their appropriate use in biomechanical research and in the clinical practice**. Congress. Anais Rome: Sanità, Instituto Superior di, 2010.

GIACOMOZZO, C. Potentialities and Criticalities of Plantar Pressure Measurement in the Study of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies and Applications. **Biomechanics in Applications**, v. 9, p. 249–274, 2011.

GILSDORF, P. et al. Sitting forces and wheelchair mechanics. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 27, n. 3, p. 239–246, 1990.

GIMENEZ, R. L. **Área de hemiesferas de borracha contra uma superfície de vidro**. [s.l.] Tese de mestrado, Universidade de São Paulo, 2010.

GOOSEY-TOLFREY, V. L. Supporting the paralympic athlete: Focus on wheeled sports. **Assistive Technology Research Series**, v. 26, n. 26, p. 385–387, 2010.

HALLIDAY, D.; WALKER, J. **Fundamentos de física**. Livros Téc ed. Rio de Janeiro: John Wiley & Sons, Inc, 2008.

HANSON, D. et al. Pressure mapping: a new path to pressure ulcer prevention. **Wound Care**



**Advisor**, v. 1, n. 1, p. 15–19, 2012.

HUET, M.; MORAES, A. DE. Medidas de pressão sob a pelve na postura sentada em pesquisas de ergonomia. **Ergonomia**, v. 4, p. 438–444, 2003.

HUTZLER, Y. Anaerobic fitness testing of wheelchair users. **Sports Medicine**, v. 25, n. 2, p. 101–113, 1998.

IBGE. Censo: pessoas com deficiência nos censos populacionais e educação inclusiva. **Camara dos deputados**, v. 1, n. 1, p. 43, 2014.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARTION. **Rubber vocabulary**, 2008.

JAN, Y. et al. Effect of wheelchair tilt-in-space and recline angles on skin perfusion over the ischial tuberosity in people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 100, n. 2, p. 130–134, 2016.

JÄRBRINK, K. et al. Prevalence and incidence of chronic wounds and related complications: a protocol for a systematic review. **Systematic Reviews**, v. 5, n. 1, p. 152, 2016.

JYOTHI, G.; SUSHMA, C.; VEERESH, D. S. S. Luminance Based Conversion of Gray Scale Image to RGB Image. **International Journal of Computer Science and Information Technology Research**, v. 3, n. 3, p. 279–283, 2015.

KAKANI, S. L.; KAKANI, A. **Material science**. 1 edição ed. Nova Deli: New age int, 2004. v. 1

KAMEGAYA, T. Influence of sacral sitting in a wheelchair on the distribution of contact pressure on the buttocks and back and shear force on the ischial region. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, p. 2830–2833, 2016.

KRICHELDORF, H. R.; NUYKEN, O.; GRAHAMSWIFT. **Handbook of polymer synthesis**. Nova York: Marcel Dekker, 2004.

KUMAR, S. **Ergonomics for rehabilitation professionals**. 1. ed. New York: CRC Press, 2009.

KUMAR, T.; VERMA, K. A theory based on conversion of RGB image to gray image. **International Journal of Computer Applications**, v. 7, n. 2, p. 5–12, 2010.

LANDIS, E. Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin. **Heart**, v. 15, p. 195–202, 1930.

LIU, H. et al. Evaluation of aluminum ultralight rigid wheelchairs versus other ultralight wheelchairs using ANSI/RESNA standards. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 47, n. 5, p. 441–455, 2010.

LUZ, S. R. et al. Úlceras De Pressão. **Geriatrics & Gerontologia**, v. 4, n. 1, p. 36–43, 2010.

LYDER, C. H. Pressure Ulcer Prevention and Management. **The Journal of the American Medical Association**, v. 289, n. 2, p. 223–226, 2003.

MACGREGOR, L. Pressure , Shear , Friction and Microclimate in Context: a Consensus Document. **Wounds International**, p. 1–25, 2010.

MAIOR, I. M. M. DE L. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: Comitê de Ajudas Técnicas., 2009.

MAK, A. F. T.; ZHANG, M.; TAM, E. W. C. Biomechanics of pressure ulcer in body tissues interacting with external forces during locomotion. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 12, p. 29–53, 2010.

MASON, B. et al. Effects of camber on the ergonomics of propulsion in wheelchair athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 2, p. 319–326, 2011.

MASON, B. **The Ergonomics of Wheelchair Configuration for Optimal Sport**. [s.l.] Loughborough University, 2011.

MASON, B. S.; VAN DER WOUDE, L. H. V; GOOSEY-TOLFREY, V. L. The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. **Sports Medicine**, v. 43, n. 1, p. 23–38, 2013.

MEHTA, C. R.; TEWARI, V. K. Seating discomfort for tractor operators - A critical review.

**International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 25, n. 6, p. 661–674, 2000.

MENDONCA, C. R. et al. Demonstrações de Reflexão Total Interna para Alunos do Segundo Grau. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 20, n. 3, p. 296–300, 1998.

MORENO, J. et al. Design of a controllable wheelchair ergometer for simulation of real life conditions. **Gerontechnology**, v. 7, n. 2, 2008.

MORTON, D. J. Structural factors in static disorders of the foot. **American Journal of Surgery**, v. 9, p. 315–326, 1930.

NIESING, R. et al. Computer-controlled wheelchair ergometer. **Rehabilitation Engineering**, v. 18, n. July, p. 329–338, 1990.

NISHAD, P. M.; MANICKA CHEZIAN, R. Various Colour Spaces and Colour Space Conversion. **Journal of Global Research in Computer Science**, v. 4, n. 1, p. 44–48, 2013.

NOVAIS, D. V. **Projeto de construção de um ergômetro para cadeirantes**. Tese de mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, 2010.

PARETTE, P.; DIKTER, D. **Assistive technology outcomes and benefits**. Illinois: Assistive Technology Industry Association, 2004.

QUEIROZ, J. E. R. DE; GOMES, H. M. Introdução ao processamento digital de imagens. **Revista de informática teórica e aplicada**, v. 8, n. 1, p. 1–31, 2001.

RABBANI, K. S. et al. Improvisation of an optical pressure sensor based dynamic foot pressure measurement system. **Bangladesh Journal of Medical Physics**, v. 4, n. 1, p. 51–58, 2011.

REENALDA, J. et al. Analysis of healthy sitting behavior: interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 46, n. 5, p. 577–586, 2009.

RICHTER, W. M. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: A quasi-static model-based approach. **Medical Engineering and Physics**, v. 23, n. 10, p.

707–712, 2001.

RICHTER, W. M. et al. Consequences of a Cross Slope on Wheelchair Handrim Biomechanics. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 76–80, 2007.

ROBERTSON, R. N. et al. Pushrim force and joint kinectics durin wheelchair propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, n. September, p. 856–864, 1996.

RODGERS, M. M. et al. Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 5, p. 505–511, 2001.

SASAKI, M. et al. Simulator for Optimal Wheelchair Design. **J Robotics and Mechatronics**, v. 20, n. 6, p. 854–855, 2008.

SCHOFIELD, R.; PORTER-ARMSTRONG, A.; STINSON, M. Reviewing the literature on the effectiveness of pressure relieving movements. **Nursing Research and Practice**, v. 2013, p. 124095, 2013.

SHIELDS, R. K.; COOK, T. M. Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure. **Physical Therapy**, v. 68, n. 11, p. 1682–1686, 1988.

SILVA, A. P.; SILVA, E. DOS A. DA. Processo de queratinização no desenvolvimento do Sistema tegumentar em mamíferos. **Revista Saude e Pesquisa**, v. 1, n. 1983–1870, p. 201–207, 2008.

SLOWIK, J. S. et al. The influence of speed and grade on wheelchair propulsion hand pattern. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 9, p. 927–932, 2015.

SMITH, A. **Pressure ulcer prevention**. [s.l.] Worcester Polytechnic Institute, 2011.

SMITH, M. E. B. et al. Pressure ulcer treatment strategies. **Annals of Internal Medicine**, v. 159, n. 1, p. 39–50, 2013.

SOLTAU, S. L. et al. An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 3, n. June, p. 3–8, 2015.

STROBL, W. M. Seating. **Journal of Children's Orthopaedics**, v. 7, n. 5, p. 395–399, 2013.

TAM, E. W. et al. Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, n. October, p. 1466–1472, 2003.

TEDERKO P. et al. Influence of wheelchair footrest height on ischial tuberosity pressure in individuals with paraplegia. **Spine Cord**, v. 1, n. 57, p. 471–475, 2015.

TOMLINSON, J. D. Managing maneuverability and rear stability of adjustable manual wheelchairs: an update. **Physical Therapy**, v. 80, n. 9, p. 904–911, 2000.

TORHAUG, T. et al. Arm crank and wheelchair ergometry produce similar peak oxygen uptake but different work economy values in individuals with spinal cord injury. **BioMed Research International**, v. 2016, 2016.

VAN DER SLIKKE, R. et al. Push characteristics in wheelchair court sport sprinting. **Procedia Engineering**, v. 147, n. 0, p. 730–734, 2016.

VAN DER WOUDE, L. H. et al. Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. **Ergonomics**, v. 29, n. 12, p. 1561–1573, 1986.

VAN DER WOUDE, L. H. V.; DE GROOT, S.; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: research and innovation in sports and daily life. **Science & Sports**, v. 21, n. 4, p. 226–235, 2006.

VAN DER WOUDE, L. H. V et al. Seat height: Effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 41, n. 3, p. 143–149, 2009.

VAN DER WOUDE, L. H. V; FORMANOY, M.; DE GROOT, S. Hand rim configuration: Effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? **Medical Engineering and Physics**, v. 25, n. 9, p. 765–774, 2003.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; THOMPSON, W. R. **Handbook of sports medicine and science: the paralympic athlete**. Oxford: Blackwell Science Ltd, 2000.

VANLANDEWIJCK, Y.; THEISEN, D.; DALY, D. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. **Sports Medicine**, v. 31, n. 5, p. 339–367, 2001.

VIEIRA, S. A. A. **Ergo1: novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas**. Tese de mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, 2012.

VOLPINI, M. R. **Análise da Influência da inclinação do assento articulado na distribuição de peso**. Tese de mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, 2010.

VOS, G. A. et al. Postural versus chair design impacts upon interface pressure. **Applied Ergonomics**, v. 37, n. 5, p. 619–628, 2006.

WEI, J. et al. Fisheye video correction. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 18, n. 10, p. 1771–1782, 2012.

WILLIS, K. J.; SCHNEIDER, J. B.; HAGNESS, S. C. Amplified total internal reflection: theory, analysis, and demonstration of existence via FDTD. **Optics Express**, v. 16, n. 3, p. 1903–1914, 2008.

YU, C. H. et al. Development of a modularized seating system to actively manage interface pressure. **Sensors**, v. 14, n. 8, p. 14235–14252, 2014.

ZAGATTO, A. M.; PAPOTI, M.; GOBATTO, C. A. Comparação entre ergômetros específico e convencionais na determinação da capacidade aeróbica de mesatenistas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 15, n. 3, p. 204–208, 2009.

# ANEXOS

## 1 - APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA PARA PESQUISA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** A configuração da pressão na distribuição da pressão no assento em usuários de cadeira de rodas de propulsão manual

**Pesquisador:** Cleudmar Amaral Araujo

**Área Temática:** Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;

**Versão:** 5

**CAAE:** 44462715.4.0000.5152

**Instituição Proponente:** Faculdade de Engenharia Mecânica

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.315.970

#### Apresentação do Projeto:

Os autores desta pesquisa argumentam que quando a postura assentada é assumida na cadeira de rodas, a maioria do peso do corpo é colocado nas tuberosidades isquiáticas da pelve e tecidos moles circunvizinhos; deste modo, essas estruturas tornam-se o principal ponto de descarga de peso em contato com as superfícies do assento. À medida que a pressão sobre a tuberosidade isquiática e tecidos moles aumenta, o fluxo de sangue para os tecidos da região pode ser obstruído à medida que a pressão excede a pressão hidrostática capilar ocasionando as úlceras de pressão. Os efeitos de uma compressão por um longo tempo podem ser percebidos inicialmente como dor e desconforto local podendo progredir para lesões teciduais que se caracterizam por isquemia localizada, inflamação tecidual, anoxia tecidual que pode evoluir para necrose tecidual denominada por úlceras pressão. Atualmente o mapeamento da pressão na interface em tempo real do assento é uma tecnologia disponível para monitorização da distribuição da pressão e de direcionamento das condutas preventivas de ajuste da postura e de distribuição de pressão em usuários de cadeiras de rodas ou ainda, para direcionar o ajuste da configuração da cadeira de rodas e customização das cadeiras de rodas. Para resolver este problema, várias pesquisas observaram a configuração da cadeira de rodas para um melhor desempenho nas atividades de vida diária e em esportes é dependente diversos fatores com centro de gravidade, cambagem,

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.315.970

altura e inclinação do encosto, assento e apoio do pé. Entretanto, pouco tem se focado no papel da configuração da cadeira de rodas associado com a avaliação da distribuição da pressão. Neste projeto de pesquisa propõe-se avaliar o efeito de aspectos da configuração da cadeira de rodas como centro de gravidade, cambagem, altura e inclinação do encosto, assento e apoio do pé na distribuição da pressão no assento da cadeira de rodas de propulsão manual.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

##### **Objetivo Geral:**

Avaliar o efeito de aspectos da configuração da cadeira de rodas como centro de gravidade, cambagem, altura e inclinação do encosto, assento e apoio do pé na distribuição da pressão no assento da cadeira de rodas de propulsão manual.

##### **Objetivos específicos:**

- Identificar como aspectos da configuração de uma cadeira de rodas se relacionam com a distribuição da pressão no assento.
- Desenvolver condutas preventivas de lesões, de melhora da independência funcional, e de performance esportiva para usuários de cadeira de rodas de vida diária e atletas de esportes paraolímpicos em cadeira de rodas de propulsão manual;
- Estabelecer parâmetros de configuração baseado nos estudos de distribuição da pressão para customização de cadeira de rodas para esportes paraolímpicos e de vida diária.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo os pesquisadores:

**Riscos:** Os riscos envolvidos na pesquisa estão relacionados a alterações ergonômicas que podem aumentar a descarga no assento associado indivíduos com alterações de sensibilidade como os lesados medulares e os acometidos por mielomeningocele.

**Benefícios:** O conhecimento de aspectos chaves da configuração da cadeira de rodas podem ajudar no desenvolvimento de condutas preventivas, de melhora da mobilidade e independência funcional nas atividades de vida diária, pode direcionar ações de treinamento e performance esportiva para usuários de cadeira de rodas de vida diária e atletas de esportes paraolímpicos em cadeira de rodas de propulsão manual e ainda estabelecer parâmetros ergonômicos de desempenho para customização de cadeiras de alto desempenho.

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br





Continuação do Parecer: 1.315.970

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa de relevância social.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os documentos estão adequados.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

As pendências apontadas no parecer consubstanciado número 1.290.013, de 21 de Outubro de 2015, foram atendidas.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: Dezembro de 2015.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12 ) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.315.970

íntegra, por ele assinado.

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

**O presente projeto, seguiu nesta data para análise da CONEP e só tem o seu início autorizado após a aprovação pela mesma.**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_429697.pdf	26/10/2015 09:54:11		Aceito
Outros	Pendencias.docx	26/10/2015 09:52:53	Deny Gomes de Freitas	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Detalhado.pdf	26/10/2015 09:43:46	Deny Gomes de Freitas	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_de_Assentimento.pdf	26/10/2015 09:43:19	Deny Gomes de Freitas	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Modelo_TCLE.pdf	09/10/2015 08:35:33	Deny Gomes de Freitas	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorização da Instituição Participante.pdf	24/04/2015 17:06:52		Aceito

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
UBERLÂNDIA/MG



Continuação do Parecer: 1.315.970

Outros	Instrumento de Coleta de dados.pdf	09/04/2015 12:15:48		Aceito
Outros	Solicitacao_do_pesquisador_para_a_ins tituicao Cleudmar UFU.pdf	07/04/2015 14:47:31		Aceito
Outros	Termo de compromisso equipe executora.jpg	24/03/2015 14:15:18		Aceito
Outros	Pesquisadores Curriculo Lattes.pdf	24/03/2015 10:37:46		Aceito
Folha de Rosto	Plataforma Brasil doc assinado.pdf	23/03/2015 10:24:57		Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Sim

UBERLÂNDIA, 10 de Novembro de 2015

---

Assinado por:

Sandra Terezinha de Farias Furtado  
(Coordenador)

## 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO UTILIZADO NA PESQUISA

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada “Efeito da Configuração da Cadeira de Rodas de Propulsão Manual na Distribuição da Pressão no Assento”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Deny Gomes de Freitas e Cleudmar Amaral de Araújo.

Nesta pesquisa nós estamos buscando entender identificar como os aspectos do ajuste de uma cadeira de rodas (centro de gravidade e altura do apoio do pé) relacionam-se com a distribuição da pressão no assento. O trabalho visa desenvolver condutas preventivas, de melhora da independência funcional e de desempenho esportivo de usuários de cadeira de rodas e atletas de esportes paralímpicos que participam de competições em esportes em cadeira de rodas e ainda estabelecer parâmetros ergonômicos de desempenho para customização de cadeiras de alto desempenho e de vida diária.

Para recrutamento dos participantes da pesquisa será realizado uma busca ativa de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual nos membros da Associação de Paraplégicos de Uberlândia (APARU) situada na rua Juvenal Martins Pires, nº281, bairro Jardim Patrícia na cidade de Uberlândia no cep. 38414-186. Após os usuários de cadeira de rodas serem selecionados na de acordo com os critérios de inclusão será marcado um encontro na APARU com os pesquisadores Deny Gomes de Freitas e Cleudmar Amaral de Araújo para assinatura de termo de consentimento livre e esclarecido de acordo com a disponibilidade de cada participante da pesquisa

Os experimentos de mensuração da distribuição da pressão no assento com alteração do centro de gravidade e altura dos pés serão realizados nas dependências da Associação de Paraplégicos de Uberlândia (APARU) situada na rua Juvenal Martins Pires, nº281, bairro Jardim Patrícia na cidade de Uberlândia. Os participantes da pesquisa irão utilizar a transporte adaptado disponível para realizar as atividades de fisioterapia, terapia Ocupacional, psicologia na associação.

Na sua participação você ira realizar uma entrevista inicial e uma avaliação física com a finalidade de coleta de dados pessoais e da sua condição de saúde. Depois você será posicionado em uma cadeira de rodas regulável (ergômetro) ajustada com várias configurações da cadeira onde será realizada a mensuração da distribuição da pressão no assento em repouso e ao realizar a propulsão manual em três velocidades diferentes. Para participar da pesquisa você deverá dispor de 20 minutos em apenas um dia de coleta de dados. Você será filmado e todas as informações relacionadas ao estudo após a transcrição serão apagadas.

Os riscos da participação no experimento são mínimos pois a intensidade da distribuição da pressão será monitorada todo o tempo impedindo possíveis danos. O benefício para você em participar do estudo está na oportunidade de poder conhecer qual é influência da configuração da sua cadeira na distribuição da pressão no assento e desta forma poder contribuir para melhoria do conforto, segurança, eficiência e a mobilidade de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual. Você pode deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você. Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: e Aluno de Doutorado Deny Gomes de Freitas e o Professor Cleudmar Amaral de Araújo telefones (31) 9159 0186 ou (34) 32394083 na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) na avenida João Naves de Ávila 2121 Bloco 1M Campus Santa Monica. Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131.

---

Assinatura dos pesquisadores

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

---

Participante da pesquisa

### 3 - TERMO DE ASSENTIMENTO UTILIZADO NA PESQUISA

#### TERMO DE ASSENTIMENTO PARA MENOR

Prezado (a) senhor(a), o(a) menor pelo qual o(a) senhor(a) é responsável, está sendo convidado(a) para participar da pesquisa “Efeito da Configuração da Cadeira de Rodas de Propulsão Manual na Distribuição da Pressão no Assento”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Deny Gomes de Freitas e Cleudmar Amaral de Araújo.

Nesta pesquisa estamos buscando identificar como os aspectos dos ajustes de uma cadeira de rodas (centro de gravidade e apoio do pé) relacionam-se com a distribuição da pressão no assento. O trabalho visa desenvolver condutas preventivas, de melhora da independência funcional e de desempenho esportivo de usuários de cadeira de rodas e atletas de esportes paralímpicos que participam de competições em esportes em cadeira de rodas e ainda estabelecer parâmetros ergonômicos de desempenho para customização de cadeiras de alto desempenho e de vida diária.

Para recrutamento dos participantes da pesquisa será realizado uma busca ativa de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual nos membros da Associação de Paraplégicos de Uberlândia (APARU) situada na rua Juvenal Martins Pires, nº281, bairro Jardim Patrícia na cidade de Uberlândia no cep. 38414-186. Após os usuários de cadeira de rodas serem selecionados de acordo com os critérios de inclusão será marcado um encontro na APARU com os pesquisadores Deny Gomes de Freitas e Cleudmar Amaral de Araújo para assinatura de termo de consentimento livre e esclarecido de acordo com a disponibilidade de cada participante da pesquisa.

Os experimentos de mensuração da distribuição da pressão no assento com alteração do centro de gravidade e altura dos pés serão realizados nas dependências da Associação de Paraplégicos de Uberlândia (APARU) situada na rua Juvenal Martins Pires, nº281, bairro Jardim Patrícia na cidade de Uberlândia. Os participantes da pesquisa irão utilizar a transporte adaptado disponível para realizar as atividades de fisioterapia, terapia Ocupacional, psicologia na associação.

O menor irá realizar uma entrevista inicial e uma avaliação física com a finalidade de coleta de dados pessoais e da sua condição de saúde. Em seguida o menor será posicionado em uma cadeira de rodas regulável (ergômetro) ajustada com várias configurações da cadeira onde será realizada a mensuração da distribuição da pressão no assento em repouso e ao realizar a propulsão manual em três velocidades diferentes. Para participar da pesquisa cada usuário deverá dispor de 20 minutos em apenas um dia de coleta de dados

Os riscos da participação no experimento são mínimos pois a intensidade da distribuição da pressão será monitorado todo o tempo impedindo possíveis danos a saúde. O benefício para o menor em participar do estudo está na oportunidade de poder conhecer qual é influência da configuração da sua cadeira na distribuição da pressão no assento e desta forma poder contribuir para melhoria do conforto, segurança, eficiência e a mobilidade de usuários de cadeira de rodas de propulsão manual. O (A) menor é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. Os resultados da pesquisa serão publicados e a identidade do menor será preservada. O(A) menor não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com o(a) senhor(a), responsável legal pelo(a) menor. Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, o(a) senhor(a), responsável legal pelo(a) menor, poderá entrar em contato com o aluno de Doutorado Deny Gomes de Freitas ou com o Professor Cleudmar Amaral de Araújo pelo telefone (34) 32394083 na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) no laboratório de Projetos Mecânicos na avenida João Naves de Ávila 2121 Bloco 1M Campus Santa Monica. Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131

Uberlândia, ..... de .....de 200.....

\_\_\_\_\_  
Assinatura dos pesquisadores

Eu, responsável legal pelo(a) menor \_\_\_\_\_, consinto na sua participação no projeto citado acima, caso ele(a) deseje, após ter sido devidamente esclarecido.

\_\_\_\_\_  
Responsável pelo(a) menor participante da pesquisa

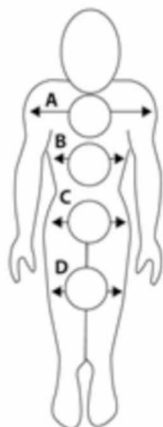
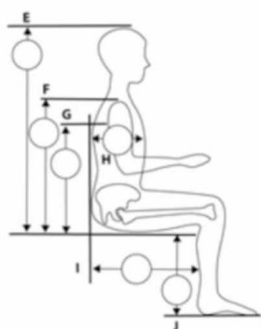
## 4 - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS UTILIZADO NOS EXPERIMENTOS

### Instrumento de Coleta de dados

Pesquisa: Efeito da Configuração da Cadeira de Rodas de Propulsão Manual na Distribuição da Pressão no Assento

Numero do avaliado		
Diagnostico		
Patologias Associadas		
Pratica esporte	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
Qual		
Já teve ulceras de pressão?	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
Quanto tempo		
Utiliza almofada especial para prevenir ulceras de pressão?	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
Tipo de almofada		
Região acometida:		

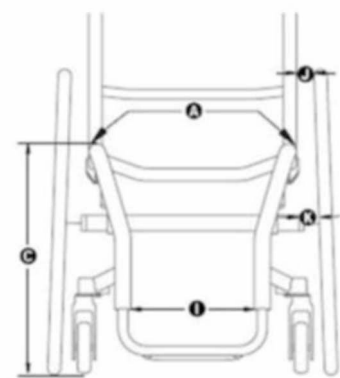
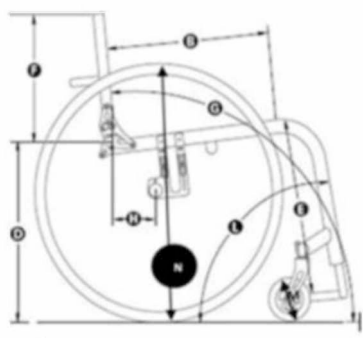
#### Exame Físico



#### Antropometria


Largura dos ombros (A)		cm
Largura da coluna (B)		cm
Largura do quadril (C)		cm
Largura das coxas (D)		cm
Do assento ao topo da cabeça (E)		cm
Do assento ao topo da ombro (F)		cm
Do assento ao topo da axila (G)		cm
Comprimento do peito (H)		cm
Comprimento da coxa (I)		cm
Comprimento da perna (J)		cm

Avaliação da Cadeira de Rodas



Configuração da Cadeira		
Largura do assento (A)		cm
Profundidade do assento (B)		cm
Altura do assento ao chão anterior(C)		cm
Altura do assento ao chão posterior(D)		cm
Altura do assento ao apoio de pés (E)		cm
Altura do encosto ao assento (F)		cm
Ângulo de encosto em relação ao chão (G)		cm
Centro de gravidade das rodas traseiras (H)		cm
Largura do apoio dos pés (I)		cm
Cambagem da roda traseira (J)		graus
Distância da roda ao quadro (K)		cm
Ângulo da inclinação da parte frontal (L)		graus
Diâmetro padrão das rodas dianteiras (M)		cm
Diâmetro padrão das rodas traseiras (N)		cm

## 5- RELATÓRIO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DA PRESSÃO NO ASSENTO

SCI FOOT TECHNOLOGIES		
	<b>SCI FOOT</b>	
Laboratório de Projetos Mecânicos		
 Núcleo de Habilitação / Reabilitação em Esportes Paralímpicos		
Responsável: Cleudmar Amaral de Registro:		
ENDEREÇO: Rua Jose Naves de	No. 2121	Compl. Bloco 1M
BAIRRO: Santa Monica	CIDADE: Uberlandia	ESTADO: MG
PAÍS: BRASIL	CEP: 38408100	
E-MAIL:	denyfreitas@hotmail.com	
WEB:	<a href="http://www.nhresp.com/">http://www.nhresp.com/</a>	
TEL:	34 32394084	CELULAR:
CNPJ:		
<div> <div>Page 1 of 8</div> <div>Copyright (c) Vladimir Avelar Macedo : vladimir@techsteel.com.br</div> <div>Created On 15/01/2015 15:44:19</div> </div>		



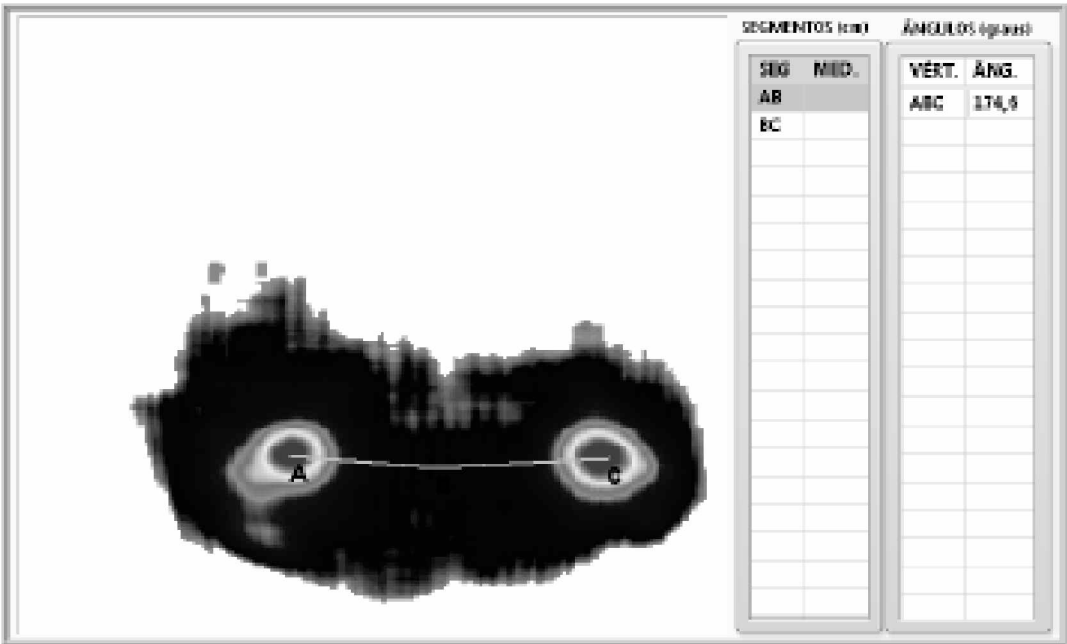
## CADASTRO DO PACIENTE

PACIENTE:	Marcos Roberto da Silva		
NASCIM.:	31/12/03	GÊNERO:	MASC.
LOGRAD.:	Avenida Afonso Pena		
No.:	150	COMPLEMENTO:	
BAIRRO:	Centro		
CIDADE:	Uberlândia	ESTADO:	MG
PAÍS:	Brasil	CEP	38 408
RG.:	M 5 667 565	CPF:	8876 8978 87
E-MAIL:	marcosrob@hotmail.com		
PHONE:	34 99894565		
CELULAR:	BRASIL		
CONVENIO:		MATRIC.	
OBS:			
DATA:	18/01/16 14:58:11		

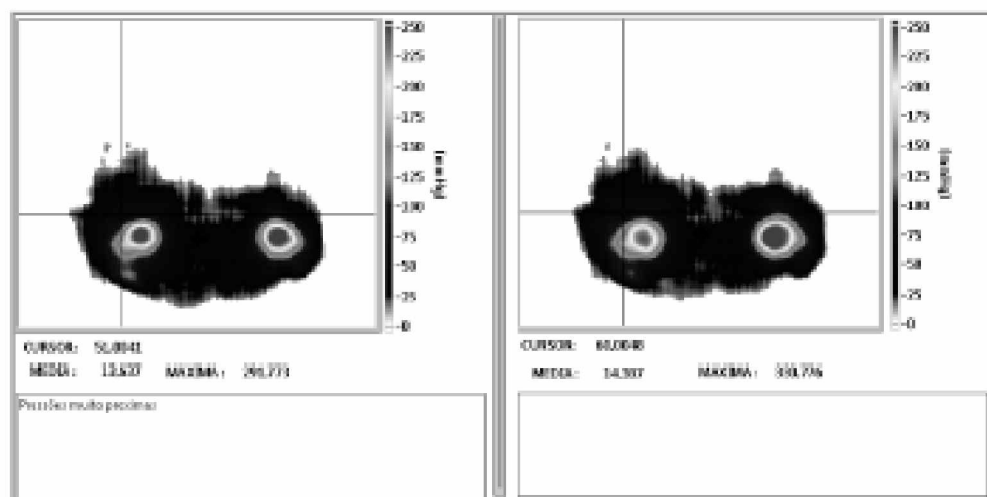
## CADEIRA DE RODAS

Largura do assento (cm)	37,0
Profundidade do assento (cm)	45,0
Inclinação do assento (graus)	10,0
Altura do encosto(cm)	10,0
Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	35,0
Inclinação do apoio dos pés (graus)	10,0
Extensão do afundamento da coxa (cm)	10,0
Extensão do afunilamento da perna (cm)	15,0
Centro de gravidade (cm)	12,0
Largura do apoio dos pés (cm)	12,0
Curvatura da roda traseira (graus)	0,0
Distância da roda ao quadro (cm)	1,0
Diâmetro das rodas traseiras (cm)	16,0

GRÁFICO DE MEDIÇÃO

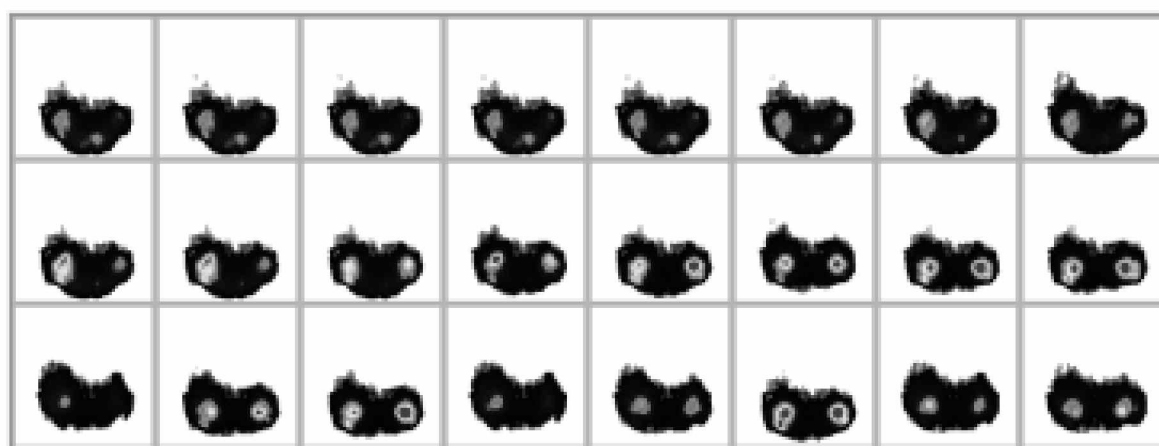


## COMPARAÇÃO



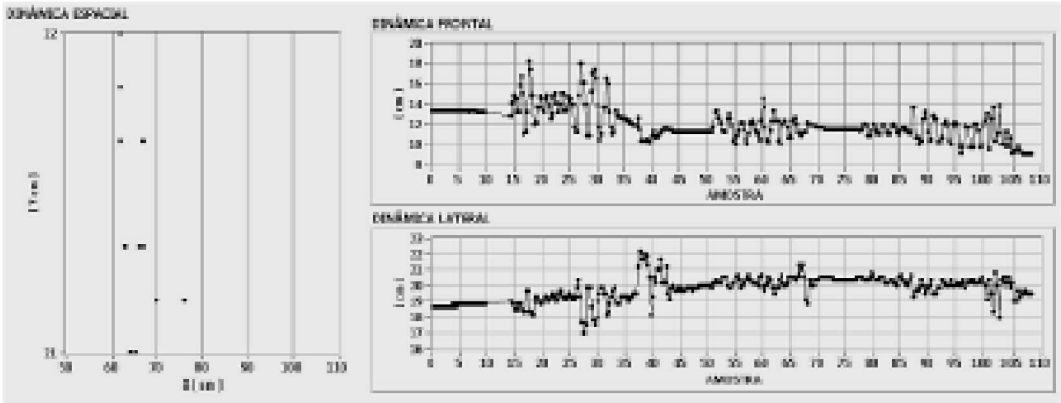
Diferença de isquio para o centro de gravidade.

### MAPA DE MEDIÇÕES



Diferença de isquio para o centro de gravidade.

DINAMICA CENTRO MASSA



Diferença de isquio para o centro de gravidade.

## 6- REGISTRO DE DEPÓSITO DE PATENTE DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DA PRESSÃO NO ASSENTO

« Uso exclusivo do INPI »

**INPI** INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

17/02/2016 00:41:00:00129  
15 41 00:00

BR 10 2016 003326 8

Esopo reservado para o protocolo

Esopo reservado para a requisa

Esopo reservado para o código QR




**INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL**

Sistema de Gestão da Qualidade

Diretoria de Patentes

<p><b>DIRPA</b></p> <p>Título de Documento</p>	Tipo de Documento:	DIRPA	Página:
	Formulário		1/3
	Depósito de Pedido de Patente		Código: FQ001 Versão: 2 Procedimento: DIRPA-PQ006

**Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:**  
O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. **Depositante (71):**
  - 1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
  - 1.2 Qualificação: Instituição Pública de Ensino, Pesquisa e Extensão
  - 1.3 CNPJ/CPF: 25.649.387/0001-18
  - 1.4 Endereço Completo: Av. João Naves de Ávila 2121, Reitoria, Uberlândia-MG
  - 1.5 CEP: 38400-100
  - 1.6 Telefone: (341)-3239-4978
  - 1.7 Fax:
  - 1.8 E-mail: diretoria@intelecto.ufu.br

☐ continua em folha anexa

2. **Natureza:** ☐ Invenção ☒ Modelo de Utilidade ☐ Certificado de Adição

3. **Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54):**  
 \*DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO ESTATICO E DINAMICO DE PRESSÃO E INDIRETAMENTE DO PESO NO ASSENTO DE ERGÔMETRO AJUSTÁVEL\*

☐ continua em folha anexa

4. **Pedido de Divisão:** do pedido N° Data de Depósito:

5. **Prioridade:** ☐ Interna (66) ☐ Unionista (30)

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou Organização do depósito	Número de depósito (se disponível)	Data de depósito

**INPI** INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

17/02/2016 00:41:00:00129  
15 41 00:00

52400.021536/2016-25

Esopo reservado para a requisa

Esopo reservado para o código QR

☐ continua em folha anexa


**INPI**  
 INSTITUTO NACIONAL  
 DA PROPRIEDADE  
 INDUSTRIAL

 INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
 Sistema de Gestão da Qualidade  
 Diretoria de Patentes

 Título do Documento:	Tipo de Documento: <b>Formulário</b>	DIRPA	Página: 3/3
		Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: <b>DIRPA-PQ006</b>	

**Depósito de Pedido de Patente**
**11. Documentos Anexados:**

(Assinale e indique também o número de folhas).

(Deverá ser indicado o número total de somente uma das vias de cada documento).

	Documentos Anexados		folhas
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1	Guia de Recolhimento da União (GRU).	1
<input type="checkbox"/>	11.2	Procuração.	
<input type="checkbox"/>	11.3	Documentos de Prioridade.	
<input type="checkbox"/>	11.4	Documento de controle de trabalho.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.5	Relatório descritivo.	5
<input checked="" type="checkbox"/>	11.6	Reivindicações.	1
<input checked="" type="checkbox"/>	11.7	Desenho(s) (se houver). Sugestão de figura a ser publicada com o resumo: nº. _____ por melhor representar a invenção (sujeito à avaliação do INPI).	1
<input checked="" type="checkbox"/>	11.8	Resumo.	1
<input type="checkbox"/>	11.9	Listagem de sequências em arquivo eletrônico: _____ nº de CDs ou DVDs (original e cópia).	
<input type="checkbox"/>	11.10	Código de controle alfanumérico no formato de código de barras referente às listagem de sequências.	
<input type="checkbox"/>	11.11	Listagem de sequências em formato impresso.	
<input type="checkbox"/>	11.12	Declaração relativa à Listagem de sequências.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.13	Outros (especificar) Anexo I, Declaração do inventor(es), Portaria UFG	5

**12. Total de folhas anexadas:** 14 fls.

**13. Declaro, sob as penas da Lei que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.**

Uberlândia, 16 de fevereiro de 2016

Local e Data

 Universidade Federal de Uberlândia  
 Prof. Eduardo Vazco Gonçalves  
 Reitor em Exercício  
  
 Assinatura e Carimbo



1/1

**Anexo I****(Referente aos itens marcados do Formulário FQ001)**

---

**3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade(54):****“DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO ESTÁTICO E DINÂMICO DE PRESSÃO E INDIRETAMENTE DO PESO NO ASSENTO DE ERGÔMETRO AJUSTÁVEL”**

---

**6. Inventor (72)****6.1 Nome: DENY GOMES DE FREITAS****6.2 Qualificação: aluno de pós-graduação UFU****6.3 CPF: 806.494.086-91****6.4 Endereço completo: Rua José Miguel Saramago 110 apto 202, Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG****6.5 CEP: 38408-222****6.6 Telefone:****6.7 Fax:****6.8 E-mail: denyfreitas@hotmail.com**

---

**6.1 Nome: VLADIMIR AVELAR MACEDO****6.2 Qualificação: pesquisador independente****6.3 CPF: 526.102.416-15****6.4 Endereço completo: Rua Pedra Bonita 1235, Bairro barroca, Belo Horizonte-MG****6.5 CEP: 30431-085****6.6 Telefone:****6.7 Fax:****6.8 E-mail:**

---