

Design e Eletrônica no Projeto de Produtos Assistivos

Cláudio Luiz Salvalaio
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Fábio Pinto da Silva
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Fernando da Silva Carrion - UFRGS
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Wilson Kindlein Jr. - UFRGS
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

RESUMO

A cadeira de rodas promove mobilidade a pessoas com deficiência. Em alguns casos os assentos causam danos à saúde do usuário por pressão concentrada em pontos específicos. Para avaliação destes produtos assistivos são necessárias ferramentas, atualmente, importadas e de custo elevado. Assim, apresentam-se estudos e análises para o design de um sistema de mapeamento de pressão de contato. Os circuitos foram montados com componentes de fácil aquisição, conexão USB e software portátil. Acredita-se que este sistema possa se tornar uma importante ferramenta para o design, uma vez que permite aferir e atestar produtos com interface ao corpo humano, principalmente dos assentos personalizados para cadeiras de rodas.

Palavras-chave: Mapeamento de pressão; conforto; design e eletrônica.

ABSTRACT

The wheelchair promotes mobility for disabled people. In some cases the seats may harm the user's health by concentrated pressure on specific parts of the body. Expensive tools that are currently imported are necessary in order to evaluate these products. Thus, studies and analysis for the design of a pressure mapping system are presented. The circuits were assembled with easily found components, USB connection and portable software. It is believed that this system may become an important tool for the design, since it allows to assess and certify products with the human body, especially the custom wheelchair seats.

Palavras-chave: Mapping pressure, comfort, design and electronics.

1 INTRODUÇÃO

Produtos assistivos são desenvolvidos para auxílio de pessoas com deficiência buscando seu conforto, bem-estar e autonomia. No caso de cadeiras de rodas, a pressão exercida sobre o assento não deve ser concentrada, pois pode acarretar danos ao usuário, tais como postura inadequada; prejuízo das funções básicas; alteração no sistema circulatório; surgimento de dores. Estes danos podem refletir diretamente em aspectos psicossociais e, assim, diminuir a qualidade de vida do usuário (BURNS, 1999). A pressão localizada, fator prejudicial à saúde, relaciona-se normalmente a superfície inadequada do assento à anatomia do usuário.

Neste contexto, são necessárias ferramentas capazes de monitorar dados de pressão em tempo real para avaliação do funcionamento e da qualidade de produtos assistivos que tenham interface física ao corpo humano. Atualmente, as ferramentas utilizadas para tal medição são importadas e de custo elevado, o que reduz a aplicação tanto no projeto de produtos quanto na aferição de produtos existentes.

Este artigo apresenta os dados coletados e aplicados no projeto de um sistema-piloto nacional composto por sensores de força resistivos, circuito eletrônico e software. Com o desenvolvimento do sistema de mapeamento de pressão pretende-se introduzir e difundir tecnologias ainda pouco aplicadas em âmbito nacional. Acredita-se que este sistema possa se tornar uma importante ferramenta para o Design, uma vez que permite aferir e atestar a ergonomia, bem como a qualidade de produtos que possuam interface com o corpo humano. Produtos estes, como assentos (cadeiras, poltronas, bancos automotivos), acessórios (bolsas, mochilas, calçados), sistemas de empunhadura (maçanetas, alavancas, teclados, painéis).

2 MAPEAMENTO DE PRESSÃO

Makhsous et al. (2007) afirmam que lesões na pele, em usuários de cadeiras de rodas, são registradas mais frequentemente nas tuberosidades

isquiáticas, devido à concentração de tensão sobre as proeminências ósseas. De acordo com Matsuoka e Hanai (1988), reduzir a magnitude e distribuir a pressão são incluídas como principais especificações no design de assentos. Segundo Kochhann et al. (2004), é interessante utilizar superfícies para distribuir a pressão exercida sobre as proeminências ósseas; como afirma a Lei de Pascal, estabelecendo que o peso de um corpo sobre uma estrutura fluida faz com que a pressão exercida seja distribuída igualmente por toda superfície de contato. No entanto, torna-se difícil estabelecer a relação entre a pressão da superfície e o desconforto sentado. Dentro desse contexto, vem ganhando destaque os chamados sistemas de mapeamento de pressão.

Segundo Hardwick et al. (2001), mapeamento de pressão se refere a uma ferramenta que identifica áreas de risco, auxiliando a tarefa de posicionamento do usuário no assento. O sistema utiliza uma espécie de tapete com uma matriz de sensores que medem individualmente a pressão entre o usuário e a superfície de assento. Os dados de saída são valores numéricos e um mapa codificado com cores, assim possibilitando avaliações quantitativas e qualitativas.

Os sistemas podem ser utilizados tanto estaticamente, para medir as forças gravitacionais atuantes no corpo, quanto dinamicamente, medindo as forças geradas por movimentos, por exemplo, pela propulsão de cadeiras de rodas. Cabe salientar que a maioria dos sistemas mede apenas a pressão normal à superfície, determinada pela razão entre a força aplicada e a área perpendicular a ela. Assim é possível redistribuir forças de áreas com proeminências ósseas para áreas com maior massa (FERGUSON-PELL e PARRY, 2001).

De acordo com Swain (2005), as medições de pressão mostram o efeito das mudanças de postura, tais como inclinação pra frente, propensão para um dos lados, as quais implicam em grande variação da distribuição de pressão. Em casos clínicos, essas informações podem ser utilizadas para determinar o assento adequado para cada indivíduo. A Figura 1 apresenta um

mapeamento com maior concentração de pressão junto às proeminências ósseas isquiáticas.

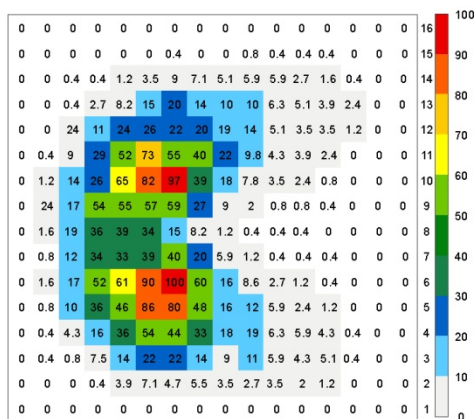


Figura 1

FIGURA 1
Mapeamento de pressão de uma pessoa sentada sobre um assento

Kyung e Nussbaum (2008) sugerem que o uso do mapeamento de pressão é mais apropriado para avaliar conforto/desconforto de curto prazo, mas não ao desconforto de longo prazo (fadiga). Zou, Mueller e Lott (2007) destacam que não sendo possível estabelecer um limite universal para os valores de pressão, acima dos quais houvesse dano tecidual, outros fatores começaram a ser pesquisados, entre eles a taxa de variação da pressão entre pontos adjacentes, ou seja, o gradiente de pressão.

3 DESIGN E TECNOLOGIA

Segundo Moura (2010), pode-se afirmar que o design tem uma estreita relação com a tecnologia, sendo esta, um dos seus pilares. Não há como se desenvolver um projeto sem a tecnologia. A tecnologia estabelece relações com o campo do design e é sempre encontrada no universo e nas definições do design. A integração da tecnologia e da arte dá sustentação aos aspectos culturais, estéticos, funcionais e de linguagem do projeto refletidos nos produtos. O design é o campo, a área por excelência que surge e atua a partir da relação com a tecnologia. Escorel (2000) relaciona o design com uma forma de expressão absolutamente sintonizada aos avanços tecnológicos de nosso tempo.

No design produz-se novas ideias para a solução de problemas através de produtos (LÖBACH, 2001) e cada vez mais produtos têm-se baseado em eletrônica. Exemplo desse estímulo tecnológico no design são os produtos (vídeo games, celulares, notebooks, tablets, câmeras digitais, players) com funções que respondem ao movimento, a aceleração, a temperatura, a luz e a pressão por meio de sensores. O avanço da tecnologia eletrônica tem provocado mudanças profundas em alguns setores. Áreas como a de Tecnologia Assistiva, de equipamentos médico-hospitalares e de análises laboratoriais tem se beneficiado do design de eletrônicos, tais como equipamentos de eletromiografia, mecanomiografia, mapeamento de pressão, posturografia, etc.

Um recurso tecnológico largamente utilizado no design de sistemas e dispositivos eletrônicos é o microcontrolador programável. Uma plataforma para desenvolvimento de protótipos eletrônicos que utiliza esta tecnologia chama-se Arduino e é baseada em hardware e software flexíveis de fácil uso. Tal plataforma foi desenvolvida sob o nome Arduino Project, em 2005 (ARDUINO, 2011). O Arduino é um minicomputador programável capaz de processar entradas e saídas, tanto analógicas quanto digitais. Sua plataforma possibilita interações entre hardware e software. A placa é composta de um microcontrolador programável marca Atmel modelo AVR, um cristal oscilador que pulsa na frequência de 20 MHz, componentes básicos e um regulador de tensão elétrica para a alimentação via porta USB, pela qual se conecta ao computador para o tráfego de dados (McROBERTS, 2011).

O microcontrolador é programado usando a linguagem Arduino. O programa (um conjunto de instruções) é enviado do computador ao chip do microcontrolador via USB, posteriormente as instruções são executadas autonomamente pelo Arduino (McROBERTS, 2011). O software Arduino consiste de um ambiente integrado para desenvolvimento (IDE) e suas bibliotecas. A linguagem de programação é baseada em Wiring. O IDE é escrito em Java e baseado no ambiente de desenvolvimento Processing. As bibliotecas são escritas em C e C++ (ARDUINO, 2011).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o design do sistema de mapeamento de pressão foram utilizados sensores do tipo FSR (Resistor Sensível a Força) modelo 402 da Interlink Electronics em plataforma open source de prototipagem eletrônica microcontrolada Arduino. Os sensores de força resistivos (FSR) tem ampla utilização na área comercial e na indústria. O FSR permite detectar a pressão física ao ser apertado. É basicamente um resistor que muda seu valor de resistência (em ohms), dependendo de quanto é pressionado. O sensor pode ser aplicado em vários campos, como na indústria automobilística, nas ciências médicas, robótica, equipamentos de lazer (ORTIGOZA et al, 2010) e em dispositivos de medição de dados do corpo humano, como no mapeamento de pressão. Alguns dados técnicos extraídos do datasheet do componente são a escala de sensibilidade de Força 0,1N a 10N, a resistência em circuito aberto maior que $1M\Omega$ e espessura 0,35mm.

A fim de verificar a precisão do sensor em função do uso, realizou-se um ensaio de repetibilidade aplicando-se pesos variados sobre uma mesma área, repetidas vezes e mensuradas as variações resistivas por meio de multímetro Minipa ET-1002.

Para a distribuição dos sensores em forma de matriz buscou-se um meio de efetuar as ligações elétricas de maneira sistemática. Optou-se, como ponto de partida, remover os terminais do sensor, diminuir seu comprimento e efetuar o contato elétrico das trilhas. Isso motivou a caracterização dos materiais poliméricos que constituem o FSR por meio de espectroscopia infravermelha (FTIR) e dos metálicos com dispersão de energia em microscópio de varredura (EDS/MEV). Para remoção da película protetora das trilhas condutivas do FSR, o primeiro ensaio consistiu na aplicação de laser com equipamento de corte e gravação a laser. O segundo ensaio foi por meio de reação química utilizando-se clorofórmio.

A montagem do hardware do sistema de mapeamento de pressão teve como

base a plataforma de código aberto para desenvolvimento de protótipos eletrônicos Arduino, modelo Duemilanove. Os sensores, em número de 240, foram montados em matriz e interligados por fio. O circuito de controle multiplexador foi montado com base no integrado CD 4067. O software para visualização dos dados capturados nos sensores foi desenvolvido em Adobe Flash e MDM (Multimedia Limited) Zinc.

Com o dispositivo piloto foram realizadas análises comparativas a um sistema de mapeamento de pressão importado, marca Vista Medical, modelo FSA. Sobre a matriz foram aplicados pesos, gradualmente, de 6 a 16kg.

5 RESULTADOS

Verificou-se o comportamento de mensuração de força do FSR no ensaio de repetibilidade (Figura 2).

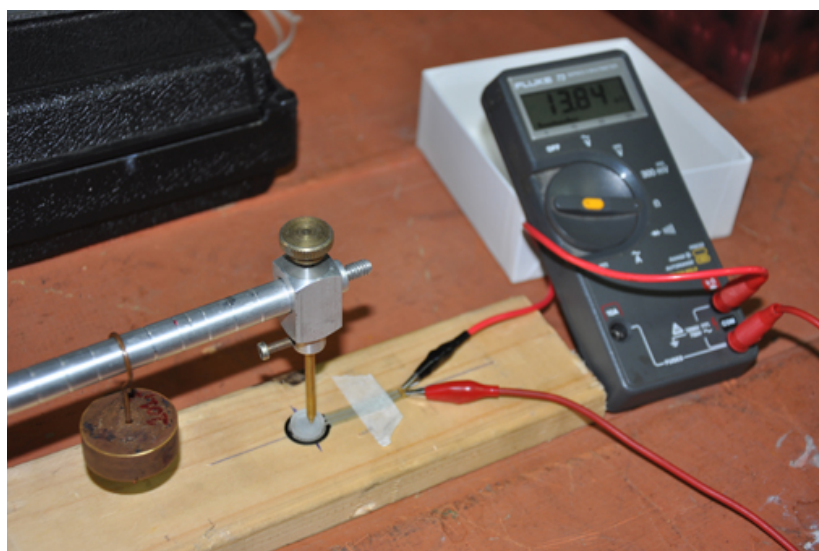


Figura 2

Em cinco ensaios de pressão foram aplicados pesos determinados sobre a área sensível. Os dados podem ser verificados na Tabela 1.

FIGURA 2
Ensaio de
repetibilidade

Peso g	Resistência medida (Ω)					Média Ω	Desvio padrão	Erro %
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5			
729	866	797	826	808	844	828	27,68	3
493	733	766	730	748	770	749	18,35	2
216	615	616	559	545	461	559	63,61	11

Tabela 1

TABELA 1

Ensaio de
repetibilidade

GRÁFICO 1

Curva de força típica
do FSR (INTERLINK,
2011)

Como resultado constatou-se a tendência do sensor em apresentar erro menor na medição quando o peso aplicado é maior. Este erro atribui-se às características do sensor especificadas pelo fabricante e verificadas na curva Força x Resistência apresentada no Gráfico 1.

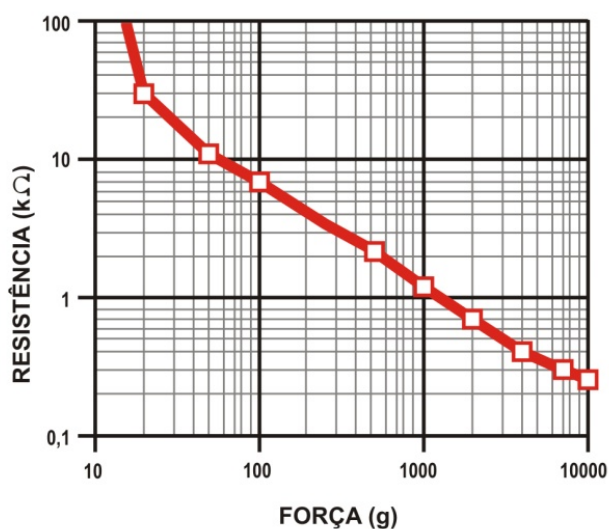


Gráfico 1

Na caracterização dos materiais do sensor identificou-se que o FSR constitui-se de trilhas condutivas recobertas por polímeros, tipo sanduíche, os quais cumprem funções específicas: como base, uma camada espessa isolante elétrica; sobre a base há um substrato flexível com eletrodos interpostos impressos, as trilhas condutivas em prata; sobre as trilhas há uma fina película de proteção e isolamento elétrico; e um substrato flexível semiconductor impresso que responde à força com a diminuição da resistência elétrica.

Por meio de análise com FTIR (Figura 3), caracterizou-se a fina película como sendo Poli(éter imida), a película espessa como Poli(sulfeto de fenileno) e o material de suporte na área sensível caracterizado como Polietileno de Alta Densidade com partículas de silício (Si), posteriormente caracterizado no EDS/MEV.

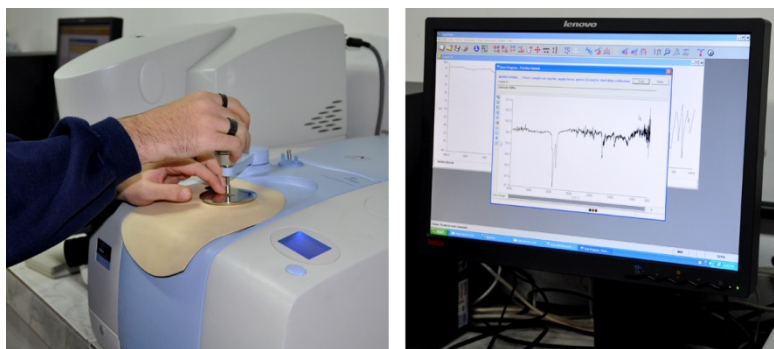


Figura 3

FIGURA 3
Caracterização dos
materiais poliméricos
do sensor por FTIR

FIGURA 4
Caracterização dos
materiais metálicos do
sensor por EDS/MEV

Os materiais metálicos que constituem as trilhas condutivas do sensor, identificados por meio do EDS/MEV (Figura 4), foram a prata (Ag) em maior quantidade, o ouro (Au) e o magnésio (Mg) em pouca quantidade. No polímero de base foi identificada uma pequena porcentagem do semicondutor silício (Si).

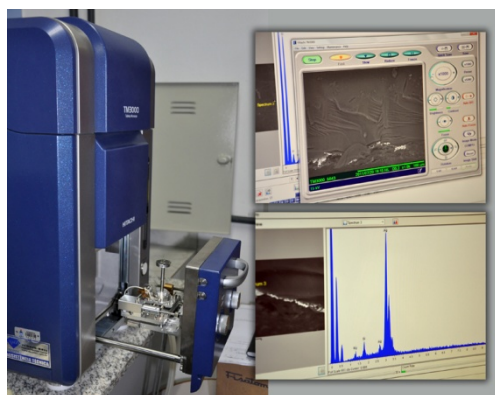


Figura 4

Sobre as trilhas condutivas do sensor há a fina película em polímero isolante.

Como primeira tentativa para união dos FSR, redução da haste e contato elétrico, foi realizado um teste de soldagem por meio de ultrassom (Figura 5). No teste foram sobrepostas as trilhas condutivas dos sensores e realizada a solda. As bases dos FSR, poliméricas, soldaram-se, porém não ocorreu contato elétrico entre as trilhas.



Figura 5

FIGURA 5

Ensaio de soldagem dos sensores por ultrassom

FIGURA 6

Ensaio para remoção da película polimérica por laser

Na segunda tentativa para união dos sensores aplicou-se laser sobre a camada em poliéster imida. O intuito era remover a película e fazer o contato elétrico entre as trilhas por meio de tinta condutiva em prata pura. A remoção foi efetiva, porém os testes com o laser afetaram também as trilhas, deteriorando-as e ocasionando o rompimento do circuito, verificado com multímetro, o que impediu o fluxo da corrente elétrica (Figura 6).

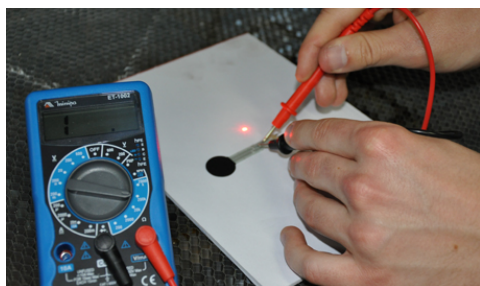


Figura 6

O ensaio seguinte foi a terceira tentativa para união dos FSR. Este ensaio foi realizado por meio da aplicação de reagentes químicos no sensor para a remoção da película. Mantinha-se o objetivo de fazer o contato elétrico

entre as trilhas com o uso de tinta condutiva em prata pura. Aplicou-se o reagente clorofórmio, o qual desencadeou o processo de deterioração da película. Porém este reagente deteriorou também os demais substratos do sensor (Figura 7).



Figura 7

Em virtude dos resultados negativos nos ensaios para remoção do substrato protetor das trilhas condutivas, manteve-se o FSR íntegro e buscou-se uma solução em layout evitando sobreposições. As ligações elétricas se deram com os próprios terminais metálicos do componente, na montagem dos 240 sensores em formato de matriz. Através de layout, a resolução máxima alcançada entre sensores foi de 3 cm x 3 cm, centro a centro da área sensível. A maleabilidade do dispositivo é a mesma do próprio sensor FSR (Figura 8), podendo ser utilizado para mensuração em áreas irregulares.

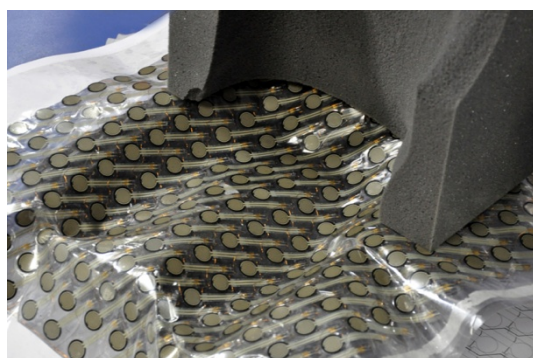


Figura 8

A montagem da matriz de sensores foi manual, o que tornou o processo demasiadamente lento. O circuito não oferece risco de choque por operar

FIGURA 7

Ensaio para remoção da película por reação química

FIGURA 8

Matriz com os 240 sensores FSR

em corrente contínua de baixa tensão, porém foram necessários cuidados para manter a condutividade do circuito e o isolamento elétrico a fim de se evitar mau funcionamento dos sensores.

Para os circuitos eletrônicos foram montados vários protótipos sobre protoboard (Figura 9a) até se obter o melhor e mais confiável resultado na leitura dos sensores. O circuito multiplexador para leitura dos FSR foi montado com componentes de baixo custo, de fácil aquisição e demonstrou-se eficiente no envio dos sinais ao computador. O tráfego de dados e a alimentação do circuito é via USB. A programação do controlador foi em linguagem Arduino, a interface gráfica em Adobe Flash (Figura 9b), o código-fonte em Actionscript e a comunicação serial em MDM Zinc. O software desenvolvido para interface do sistema é do tipo portátil, ou seja, não necessita instalação.

FIGURA 9

Protótipo do circuito eletrônico (a) e códigos do software (b)

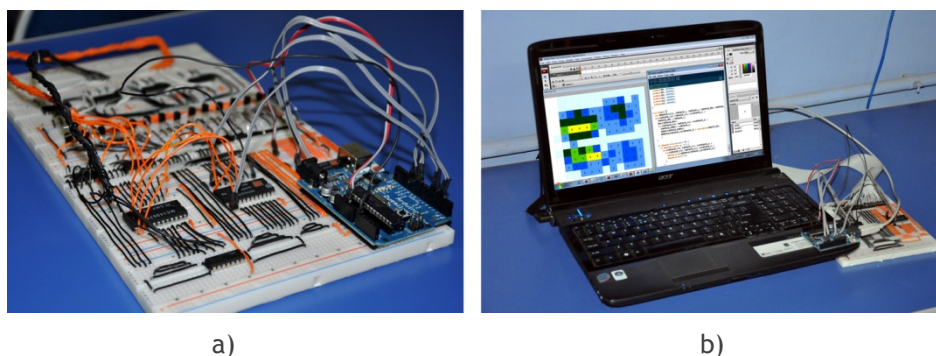


Figura 9

O sistema completo, intitulado Sistema de Mapeamento de Pressão LdSM/UFRGS, foi submetido a análise comparativa com o sistema importado FSA. O modo de visualização no software importado permite interpolação entre sensores, mas os valores na matriz apresentam-se de forma muito semelhante ao sistema desenvolvido (Figura 10). Salienta-se que o ato de sentar dificilmente ocorre da mesma maneira, ou seja, visualizam-se mapas diferentes.

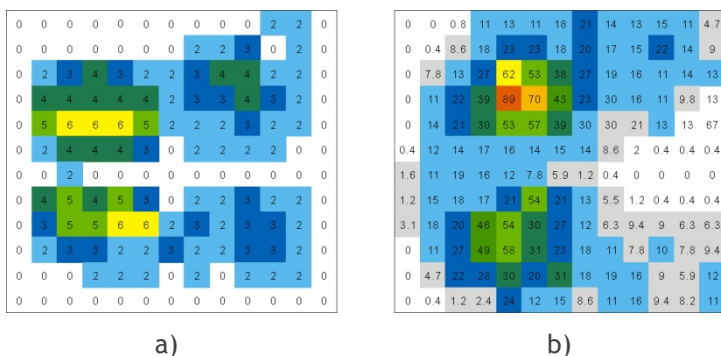


Figura 10

FIGURA 10
Comparativo entre
interfaces. Software
desenvolvido (a) e o
importado (b)

FIGURA 11
Análise comparativa
entre o sistema
LdSM/UFRGS (a) e o
importado FSA (b)

Além da semelhança em área superficial na medição, a quantificação da pressão em escala gradual de cores também se mostrou semelhante (Figura 11).

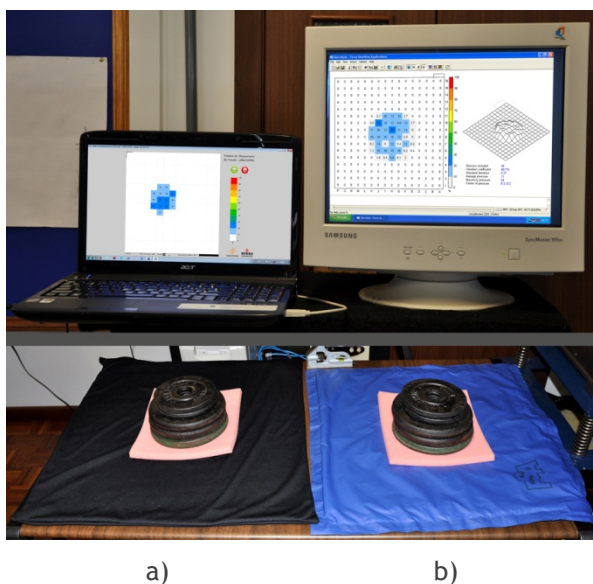


Figura 11

5 CONCLUSÕES

O design do Sistema de Mapeamento de Pressão LdSM/UFRGS com sensores FSR em plataforma Arduino e software em Adobe Flash mostrou-se exequível e viável. No ensaio de repetibilidade observou-se que o sensor tende a apresentar um erro menor na medição com a aplicação de pesos próximos a

seu limite de leitura (10N). Identificou-se na caracterização com FTIR dos materiais do sensor um “sanduíche” de polímeros (Poliéter imida, Polissulfeto de fenileno e Polietileno de Alta Densidade), os quais cumprem funções específicas na sensibilidade à força. Na caracterização dos materiais metálicos do sensor por EDS/MEV foram identificadas que as trilhas condutivas constituem-se de prata, principalmente. Identificou-se também uma pequena porcentagem de silício, material semicondutor, em um dos polímeros.

As tentativas de redução da haste e soldagem do FSR por meios de interferência (soldagem por ultrassom, remoção de substratos a laser e remoção por reagentes químicos) não obtiveram sucesso. Todos os processos acabaram por impedir o fluxo da corrente elétrica nas trilhas condutivas. Por fim, manteve-se os sensores íntegros, interligados por fio em formato de matriz, em uma resolução de 3 cm x 3cm evitando-se sobreposições. O dispositivo é maleável e pode ser aplicado em áreas irregulares, como é o caso dos assentos personalizados.

O circuito eletrônico do sistema foi montado com componentes de baixo custo e de fácil aquisição, o que possibilita sua produção a nível nacional. Apenas os sensores FSR foram importados, a fim de se reduzir os custos de montagem do protótipo. O sistema conecta-se ao computador via USB e o software de interface é portátil. Ainda em uma versão beta, o software não apresenta interpolação visual entre sensores e necessita de calibração para medições mais precisas, atributos plenamente possíveis através do software. Com os resultados obtidos nas análises e nos ensaios, bem como com o desenvolvimento do sistema de mapeamento de pressão, pretende-se introduzir e difundir tecnologias ainda pouco aplicadas em âmbito nacional. Acredita-se que este sistema possa se tornar uma importante ferramenta para o Design, uma vez que permite aferir e atestar a ergonomia, bem como a qualidade de produtos que possuam interface com o corpo humano. No desenvolvimento de assentos personalizados espera-se contribuir na avaliação e validação destes produtos para uma melhor distribuição das pressões de contato entre usuário e assento. Este processo iterativo

possibilitará melhorias significativas na qualidade de vida de pessoas com deficiência que permanecem muito tempo sobre assentos de cadeiras de rodas.

REFERÊNCIAS

ARDUINO, Arduino. **Website**, 2011. Disponível em: <<http://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 27 nov. 2011.

BRUYÈRE, Susanne M. (Editor). *Assistive Technology, Accommodations, and the Americans with Disabilities Act*. Brochure. Series on human resources practices and workplace accommodations for persons with disabilities. Arlington, USA: **Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)**, 2001.

EDELSTEIN, J. E ; BRUCKNER, J. **Órteses: abordagem clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara Kooban, 2006.

EITZEN, I. Pressure mapping in seating: a frequency analysis approach. In: **Arch Phys Med Rehabil**, n. 85, p.1136-1140, 2004.

ESCOREL, Ana Luisa. **O efeito multiplicador do design**. São Paulo: Senac, 2000.

FERGUSON-PELL, Martin; PARRY, Emma. Pressure Mapping - Uses and Abuses. In: **17th International Seating Symposium**, Orlando, USA, p. 73-76, 2001.

FERNANDES, M. V. (et al). Adequações posturais em cadeira de rodas: prevenção de deformidades na paralisia cerebral. **Revista Neurociência**, 2007.

HARDWICK, Karen; HANSON, Susan; NICHOLS Roxane; YEAGER, Christy. The Use of Technological Advances to Evaluate Seating and Positioning in Individuals with Severe Orthopedic and Developmental Disabilities. In: **17th International Seating Symposium**, Orlando, USA, p. 123-126, 2001.

INTERLINK. FSR 400 Data Sheet: **FSR 400 Series Round Force Sensing Resistor**. Interlink Electronics - Sensor Technologies. Camarillo, USA, 2011.

KYUNG, G., NUSSBAUM, M. A. Driver sitting comfort and discomfort (part II): Relationships with and prediction from interface pressure In: **International Journal of Industrial Ergonomics**, n. 38, p. 526-538, 2008.

KOCHHANN, A R S; CANALI, N; SERAFIM, M A P. Comparação de Picos de Pressão em Assento Flexível em Portadores de Lesão Medular e Indivíduos Normais: Uma Avaliação por Interface de Pressão. In: **ACTA FISIATR**, 2004.

LÖBACH, B. **Design Industrial**. São Paulo: Edgard Blücher, 2001.

MAKHSOUS, M.; ROWLES, D. M.; RYMER, W. Z.; BANKARD, J.; NAM, E. K.; CHEN, D.; LIN, F. Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 88, n. 7, p. 862-870, 2007.

MAKHSOUS, M.; ROWLES, D. M.; RYMER, W. Z.; BANKARD, J.; NAM, E. K.; CHEN, D.; LIN, F. Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 88, n. 7, p. 862-870, 2007.

MALDONADO, T. *Definição de design*. 1961.

MATSUOKA, Y., HANAI, T. Study of comfortable sitting posture. In: *SAE Report*, n. 880054, 1988.

McROBERTS, M. *Arduino básico*. Tradução Rafael Zanolli. Novatec: São Paulo, 2011.

MOURA, M. *Design, Arte e Tecnologia*. Artigo. 2010.

NIDRR. *State Grants Program for Technology-Related Assistance for Individuals with Disabilities*. The National Institute on Disability and Rehabilitation Research, Office of Special Education and Rehabilitative Services, U.S. Department of Education. 1989.

NIEMEYER, L. *Design no Brasil: origens e instalação*. Rio de Janeiro: 2AB, 1997.

ORTIGOZA, A. G.; SINGH, S.; BAGDATLI, M. *Sensor Workshop at ITP: Reports / Force Sensor Resistor*. Website, 2010.

STOCKTON, Lesley; RITHALIA, Shyam. Pressure-reducing cushions: Perceptions of comfort from the wheelchair users' perspective using interface pressure, temperature and humidity measurements. In: *Journal of Tissue Viability*, n. 18, p. 28-35, 2009.

SWAIN, I. The Measurement of Interface Pressure. In: *Pressure Ulcer Research*, Berlin: Springer (Ed.), p. 51-71, 2005.

ZOU, D.; MUELLER, M. J.; LOTT, D. J. Effect of peak pressure and pressure gradient on subsurface shear stresses in the neuropathic foot. In: *Journal of Biomechanics*, v.40, n. 4, p. 883-890, 2007.