

# SISTEMA MECÂNICO PARA EVITAR ÚLCERAS DE PRESSÃO EM USUÁRIOS DE CADEIRAS DE RODAS

*Francisco Gódke<sup>1</sup>*

*Percy Nohama<sup>2</sup>*

**Resumo.** As úlceras de pressão ou isquêmicas constituem um sério problema, afetando uma grande quantidade de pessoas que ficam confinadas a um leito ou permanecem por diversas horas sobre uma cadeira de rodas.

Como medidas preventivas à formação da úlcera isquêmica, dispositivos como colchões de água e ar, almofadas de gel, espuma ou caixa de ovo foram desenvolvidos para proporcionar um alívio das pressões exercidas sobre o corpo.

Neste trabalho, descreve-se a construção de um sistema mecânico, dinâmico, capaz de alterar os pontos de apoio sobre a região glútea, com o objetivo de prevenir ou retardar o aparecimento de úlceras de pressão em usuários de cadeira de rodas.

Para a sua avaliação dois métodos foram empregados: (1) medida de pressão usando resistores sensíveis à força e (2) mapeamento isotérmico através de termografia por infravermelho. Inicialmente os testes foram realizados em um indivíduo sadio sentado em uma cadeira de rodas sem o uso do sistema e posteriormente com a sua utilização.

Os sensores de pressão mostraram que as áreas mais acometidas são as regiões de proeminências ósseas, como cóccix e túber isquiático, e que o dispositivo mecânico, alternando periodicamente os pontos de apoio, anula as pressões exercidas nos pontos críticos.

As imagens registradas por infravermelho acentuaram áreas isquêmicas nas regiões consideradas críticas quando o indivíduo estava sentado diretamente na cadeira de rodas e apresentaram aumento na circulação periférica quando estava sobre o dispositivo mecânico.

---

<sup>1</sup> Mestre em Engenharia Elétrica e Informática Industrial pelo CPGEI da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Professor do Departamento Acadêmico de Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. *e-mail: godke@cefetpr.br*

<sup>2</sup> Doutor em Engenharia Elétrica pela Unicamp. Professor do CPGEI da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. *e-mail: percy@cpgei.cefetpr.br*

**Palavras-Chave:** Úlcera de decúbito, Prevenção, Sensores de pressão, Imagem infravermelha, Termografia.

**Abstract:** As preventive procedure to the formation of the ischemic ulcers, devices as water or air-beds and gel, foam or egg box cushions were developed to provide a relief of the pressures exercised on the body.

This paper presents the tests carried with a mechanical device developed to alternate, dynamically, the application of pressure on alive tissue. Developed to be used on wheelchairs, the goal of the mechanical device is the prevention of ischaemic ulcers. The accurate mapping of most attacked areas enables the appointment and evaluation of procedures and equipments designed to prevent and treat pressure ulceration.

Two methods have been used: (1) pressure measurement using force sensing resistor and (2) isothermal mapping by infra-red thermography. Tests were made on a healthy volunteer sitting in a wheelchair and on a mechanical device for shifting pressure support points.

Pressure sensors show that most affected parts are osseous prominence tissues, such as coccix and ischiatic tuber, and show that the mechanical device, periodically changing the supporting points, annuls pressure occurring in those critical points.

The acquired infra-red images emphasize ischemic areas in the considered critical regions when the individual was seated directly on the wheelchair and they presented the peripheral circulation increase when he was on the mechanical device.

**Keywords:** Decubitus Ulcers, Prevention, Pressure Sensors, Infra-red Image, Thermography.

## 1. Introdução

As úlceras de pressão, conhecidas também como escaras ou úlceras de decúbito, são áreas de necrose e destruição vascular devido a pressões externas suficientemente elevadas para diminuir ou interromper a circulação sanguínea local. A vasoconstrição interrompe a chegada de oxigênio e nutrientes, essenciais à manutenção do metabolismo celular, levando-as à morte nas áreas de pressão supravascular. Quando os episódios de isquemia são repetitivos, o dano ao metabolismo celular é cumulativo (Kosiak; Kottke, 1994). Este fenômeno deve-se à existência de proeminências ósseas que, ao comprimir os tecidos adjacentes (músculos, fâscias, gordura subcutânea e pele), promovem o aumento da pressão, interrompendo, então, a nutrição tecidual (Machado, 2000).

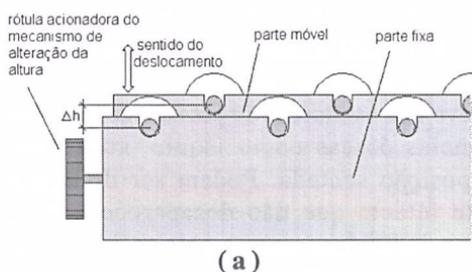
Indivíduos normais aliviam essa pressão mudando constantemente de decúbito, seja em estado de alerta ou dormindo. Qualquer falha nesse mecanismo de defesa aumenta consideravelmente o risco de lesão.

Bergstrom et al., 1992, descreve que as úlceras de pressão geralmente ocorrem nas regiões de proeminências ósseas como ísqiuo, superfície interna dos joelhos e artelhos na posição sentada. Podem ser divididas em 4 estágios: (1) eritema da pele intacta que não desaparece após a remoção da pressão, caracterizada em indivíduos com a pele mais escura, pela descoloração local (calor, edema ou endurecimento também podem ser indicadores de danos); (2) perda parcial da pele envolvendo a epiderme, derme ou ambas (a úlcera é superficial e apresenta-se como abrasão, bolha ou cratera rasa); (3) perda da pele na sua espessura total, envolvendo danos ou uma necrose do tecido subcutâneo que pode se aprofundar, não chegando até a fáscia muscular (a úlcera apresenta-se clinicamente como uma cratera profunda); (4) perda da pele na sua total espessura com uma extensa destruição ou necrose dos músculos, ossos ou estruturas de suporte como tendões ou cápsulas das articulações.

Sabendo-se que a causa das úlceras isquêmicas está relacionada com a imobilidade e a pressão exercida sobre o tecido é essencial que os pacientes estejam posicionados sobre superfícies que permitam a retirada completa da pressão por curtos períodos de tempo (Kosiak, 1959). Resultados indicam que a distribuição dinâmica da pressão é um importante parâmetro a ser considerado na prevenção de úlceras de pressão (Tam et al., 1999). Por isso, este artigo descreve o desenvolvimento e a avaliação de um sistema puramente mecânico, projetado especificamente para ser usado em cadeira de rodas, capaz de alternar os pontos de aplicação de pressão sobre a região glútea. O objetivo é não só determinar os pontos críticos de predisposição às úlceras isquêmicas em região glútea, como também verificar se a troca dinâmica da aplicação de pressão para esses pontos é capaz de evitar a formação de isquemia.

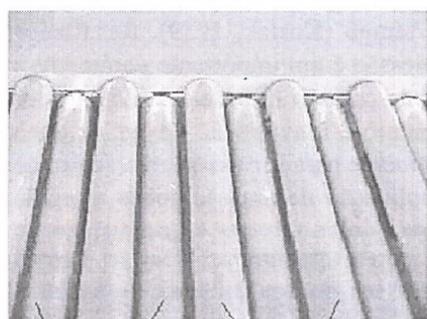
## 2. Metodologia

Primeiramente, foram definidas algumas características que deveriam incorporar o sistema mecânico: baixo peso, dimensões próximas a uma almofada utilizada em cadeira de rodas e acionamento manual pelo próprio usuário. Desta forma, a estrutura do sistema (fig. 1) ficou composta basicamente de: uma parte móvel, uma parte fixa e um mecanismo de movimentação.



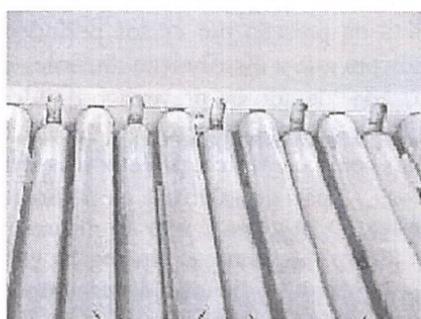
**FIGURA 1 -** Estrutura básica do sistema mecânico (a) . Sistema acoplado à cadeira de rodas (b).

Sua superfície de apoio é composta basicamente por cilindros de alumínio acoplados em guias individuais: parte desses cilindros permanece fixa sobre o equipamento e parte movimenta-se. Sua disposição é feita de forma entrelaçada, ou seja, se um cilindro está sobre a parte fixa, seus cilindros vizinhos apoiam-se sobre as guias da parte móvel, e vice-versa. A figura 2 apresenta as posições ocupadas pelos cilindros móveis que estão apoiados sobre uma superfície de alumínio (mesa).



Cilindros fixos      Cilindros móveis em posição superior

(a)



Cilindros fixos      Cilindros móveis em posição inferior

(b)

**FIGURA 2 -** Cilindros móveis nas posições (a) máxima superior e (b) máxima inferior.

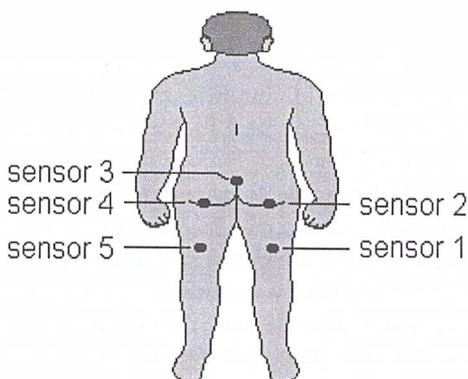
Operacionalmente, o sistema funciona pelo acionamento manual de uma rótula (manípulo). Em função da magnitude do giro a ela aplicado, promove-se a alteração da altura da parte móvel (mesa) para uma nova posição.

As medidas de largura e comprimento foram estabelecidas em função das dimensões do assento de uma cadeira de rodas de tamanho médio (recomendada para pacientes de 60 a 90 kg). Altura máxima de 65mm foi

atribuída baseada em uma altura média encontrada em colchões utilizados por cadeirantes. Com a intenção de se obter um protótipo final leve, toda a estrutura foi desenvolvida em alumínio.

A segunda etapa do projeto compreendeu a localização e fixação de sensores de pressão no sistema mecânico desenvolvido. Assim, os chamados “pontos críticos” à formação das úlceras foram determinados em função da posição anatômica que um indivíduo de porte médio ocuparia quando sentado em uma cadeira de rodas. Foram selecionados os cinco pontos mais acometidos, segundo Bergastron et al., 1992, pelas úlceras isquêmicas, apresentados na fig. 3, correspondendo a áreas de proeminências ósseas, como o cóccix (sensor 3) e o túber isquiático (sensores 2 e 4), e as áreas próximas às pregas poplíteas (sensores 1 e 5).

*FIGURA 3 - Posições anatômicas críticas para o aparecimento de úlceras de pressão.*



Em seguida, esses pontos foram mapeados no voluntário e transferidos para o dispositivo através da fixação de chapas planas de alumínio sobre os cilindros fixos nas quais os sensores foram posicionados. A figura 4 apresenta as suas localizações.

*FIGURA 4 - Posicionamento dos pontos críticos no equipamento (1 a 5 representam os sensores).*

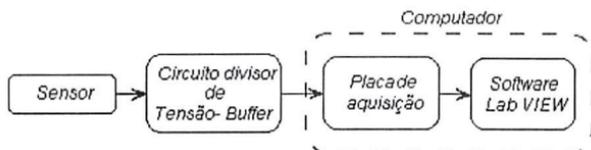


Os sensores empregados foram os resistores sensíveis à força (FSR - Force Sensing Resistor), de dimensões aproximadas 15 x 15 mm (Interlink Electronics, 1999). Esses sensores são delgados dispositivos de filme

polimérico, o que possibilitou a medição nos pontos críticos sem praticamente afetarem a anatomia do dispositivo mecânico em questão.

Os sinais dos sensores foram adquiridos através de uma placa DT300, da Data Translation®, em conjunto com o software LabVIEW, da National Instruments®. A figura 5 mostra o diagrama de blocos do sistema.

FIGURA 5 - Diagrama de blocos do sistema de sensoriamento.

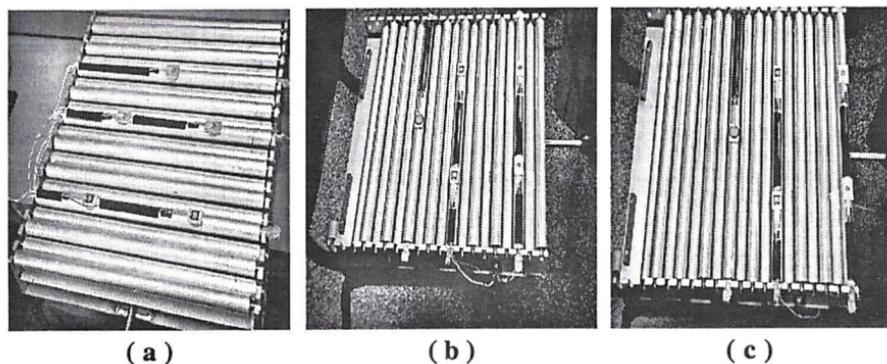


No intuito de se obter uma resposta adequada à aplicação, foi implementado um circuito simplificado para o tratamento do sinal, composto por um divisor resistivo com o FSR e o sinal passado por buffer para proteção à placa de aquisição.

A linearização da resposta, função inversa do sinal  $V_{out}$ , assim como a calibração do sistema, foi implementada via software. Os sinais oriundos dos sensores, após inversão, são multiplicados por um ganho global. Posteriormente, cada sinal é multiplicado por um ganho,  $G_i$ , e subtraído por uma constante para ajuste de zero,  $Z_i$ . O ganho e o ajuste de zero de cada canal foram aferidos com pesos padrões de 100 g e 500 g sobre cada sensor.

Com a intenção de se confirmar se os pontos demarcados correspondiam realmente aos pontos críticos, foram realizados testes com os sensores distribuídos em diferentes posições (avançados em relação aos pontos correspondentes às proeminências ósseas). A figura 6 ilustra essas novas posições dos sensores.

FIGURA 6 - Posicionamento inicial (a), primeiro posicionamento avançado (b) e segundo posicionamento avançado (c) dos sensores.



Os testes foram realizados em um indivíduo sadio, do sexo feminino, 23 anos, 78 kg, sentado nos sensores para identificar quais as áreas mais acometidas por pressão.

A opção de não realizar os testes em um lesado medular deve-se à dificuldade de se quantificar o estado funcional do tecido da região glútea, já que o indivíduo com paralisia desenvolve, ao longo do tempo, modificações no tecido conjuntivo, levando a diferentes estágios de comprometimento pela própria falta de movimento (Seymour; Lacefield, 2000).

Para avaliação do sistema mecânico por meio do sensoriamento eletrônico, antes do posicionamento do voluntário sobre o equipamento, os cilindros móveis foram deslocados, através do acionamento do manípulo, para a sua posição inferior. Desta forma, os cilindros fixos (que continham os sensores) ficaram como superfície de apoio inicial. Com o voluntário já posicionado, a rótula para alterar a altura dos cilindros móveis (deslocando-os de sua posição mínima inferior para máxima superior) foi acionada. Neste intervalo de tempo, foram registrados as variações de pressões sobre os sensores.

Para avaliação clínica do indivíduo, utilizou-se da termografia com o objetivo de relacionar a maior ou menor circulação nos microcapilares cutâneos. A câmara de infravermelho utilizada foi uma AGEMA550 (Flir Co., Boston, USA), resfriada com nitrogênio líquido, de faixa espectral de 3,5~5,4mm, com resolução espacial máxima de 0,1mm e resolução térmica de 0,1°C. A câmera permite identificar os pontos de maior ou menor temperatura, que correspondem ao grau de circulação tecidual na posição sentada. Os sinais adquiridos são convertidos em imagem térmica em um computador acoplado à câmera. Cada temperatura foi representada através de uma paleta de cores do tipo iron, onde cores mais claras indicam as regiões mais irrigadas e, as mais escuras, as menos irrigadas.

Em um ambiente climatizado a 22°C, foram realizados um termograma inicial, antes do voluntário sentar, e um termograma final, após ter permanecido sentado, imóvel durante uma hora, na cadeira de rodas sem o dispositivo mecânico. Decorrido o período, o voluntário postou-se imediatamente em pé, momento em que se registrou o termograma final.

Na seqüência, algum tempo após o voluntário ter se re-estabelecido, os procedimentos de teste foram repetidos com o emprego do dispositivo mecânico sobre a cadeira de rodas com troca de pressões a cada 2 min. Efetuou-se, então, uma subtração de imagens, entre o termograma inicial e o final, de ambos os testes, para determinação dos diferenciais térmicos (DT).

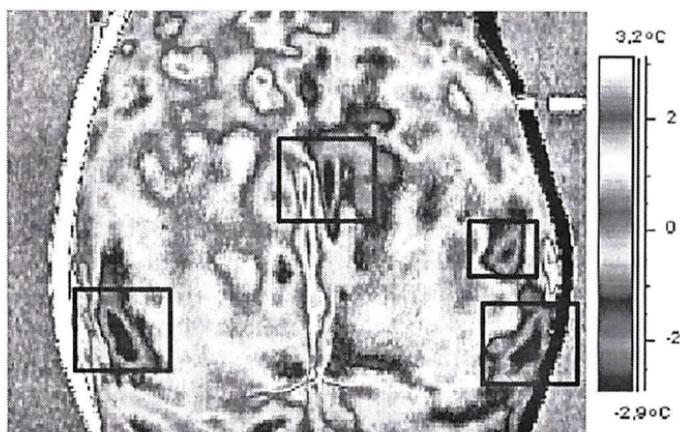
### **3. Resultados**

Os testes realizados com imagem infravermelha confirmaram que os pontos demarcados anatomicamente como críticos estão corretos. O cóccix foi a principal região acometida pela isquemia, seguida pelas regiões dos túberes

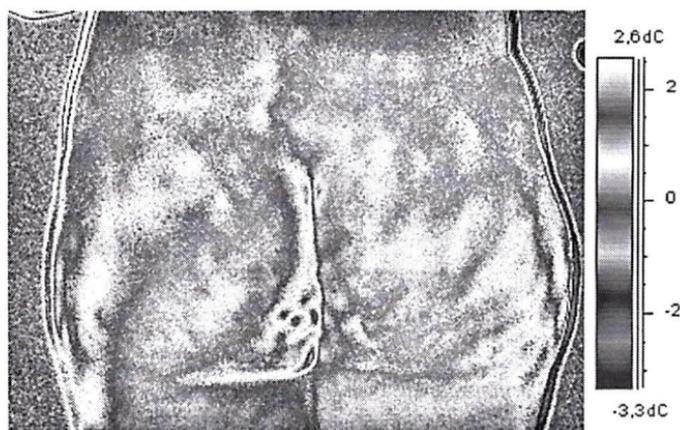
isquiáticos, como demonstrado na figura 7. A coloração escura demonstra a baixa temperatura nas regiões indicadas, caracterizando deficiência na circulação sanguínea.

Com a utilização do sistema mecânico de troca dos pontos de pressão, essas áreas não apresentaram isquemia mas, pelo contrário, um aumento na circulação local, explicada pelo fenômeno conhecido por bomba periférica. Esta bomba é acionada por movimentos como a deambulação e outros mecanismos que exerçam pressões sucessivas sobre partes moles vascularizadas, aumentando a nutrição tecidual, importantíssima para usuários de cadeira de rodas, pois possuem deficiências circulatórias regionais (Guyton; Hall, 1997). A figura 8 apresenta essas alterações.

*FIGURA 7 - Pontos acometidos pela isquemia.*



*FIGURA 8 - Imagem termográfica da região glútea com a utilização do dispositivo mecânico.*



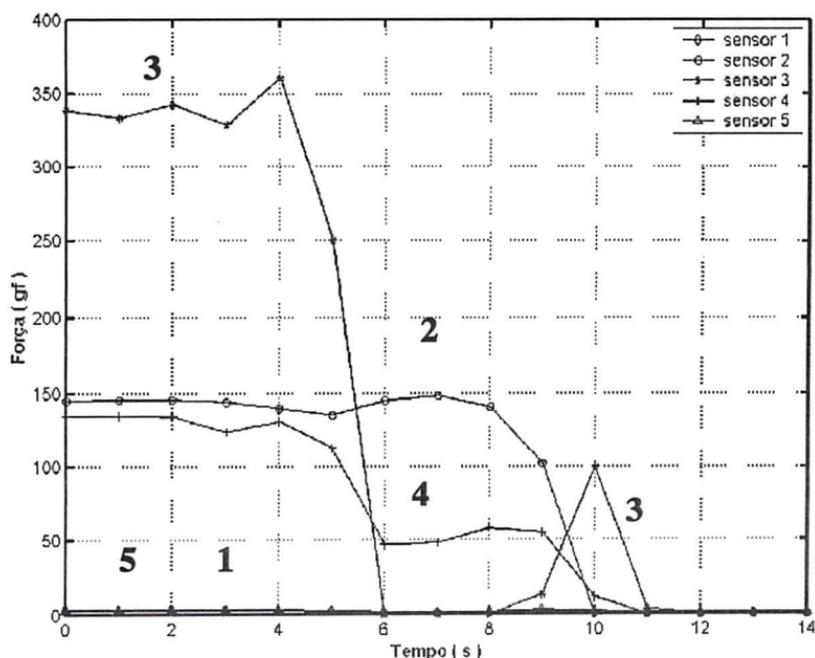
Os valores transcritos na tabela 1 correspondem às variações médias de temperatura para as regiões críticas analisadas com o voluntário sentado, durante uma hora, sem o uso do dispositivo mecânico e, posteriormente, para o mesmo intervalo de tempo, utilizando-se o sistema. Verifica-se que a deficiência circulatória ocorrida sem o emprego do sistema, promoveu, em média, uma redução de 1,3 °C na temperatura das regiões consideradas. Sentada sobre o protótipo, essa redução média foi de 0,4 °C

*TABELA 1 - Diferenciais térmicos (em °C).*

Região anatômica	Cadeira normal	Dispositivo mecânico
Cóccix	-1,3±0,9	-0,4±0,5
Túber esquerdo	-1,2±1,0	-0,0±0,4
Túber direito	-1,5±1,0	-0,7±0,3

No primeiro teste realizado com os sensores de pressão (sensores posicionados nos pontos críticos à formação de úlceras), registraram-se os maiores valores de pressão no sensor 3 (cóccix), seguido pelos sensores 2 e 4 (túberes isquiáticos) e, 1 e 5 (próximo às pregas poplíteas), como ilustra o gráfico da figura 9. Embora o sinal fosse bem mais tênue para os dois últimos sensores, esta resposta era esperada pelo fato das regiões das coxas possuírem maior massa muscular e não apresentarem proeminências ósseas significativas (Bergstrom et al., 1994). Até os 2 s iniciais, não ocorreu qualquer variação nos valores de força registrados pelo fato dos cilindros móveis estarem ainda em posição inferior aos cilindros fixos. Após este tempo, o voluntário passou a ser apoiado gradativamente pelos cilindros móveis fazendo com que os valores de força registrados pelos sensores 2, 3 e 4 comesçassem a ser atenuados. Para o sensor 3, percebe-se que houve uma oscilação do sinal nos intervalos de 3 a 4 s e 8 a 11 s, isto acontecendo em razão da própria movimentação do voluntário durante o acionamento manual do manípulo e, durante o intervalo de 4 a 6 s, este sinal foi completamente atenuado. Já para os sensores 2 e 4, a atenuação completa dos sinais ocorreram em um intervalo maior de tempo (2 a 11 s), evidenciando o efeito da presença de maior quantidade de massa muscular na região do túber isquiático em comparação com a região do cóccix.

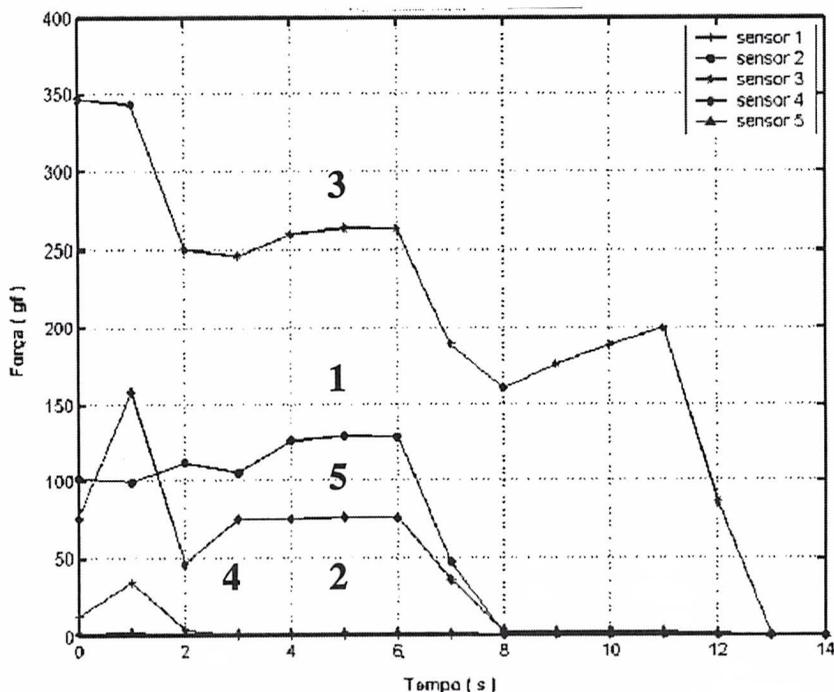
**FIGURA 9 - Alteração de pressão com sensores posicionados sobre os "pontos críticos": cóccix (3), túberes isquiáticos (2 e 4) e pregas poplíteas (1 e 5).**



Assim, pôde-se constatar as trocas de pressões ocorridas durante as alterações dos pontos de apoio do dispositivo. Ao final da aquisição, pôde-se observar, principalmente, que houve completo alívio da pressão sobre todos os sensores.

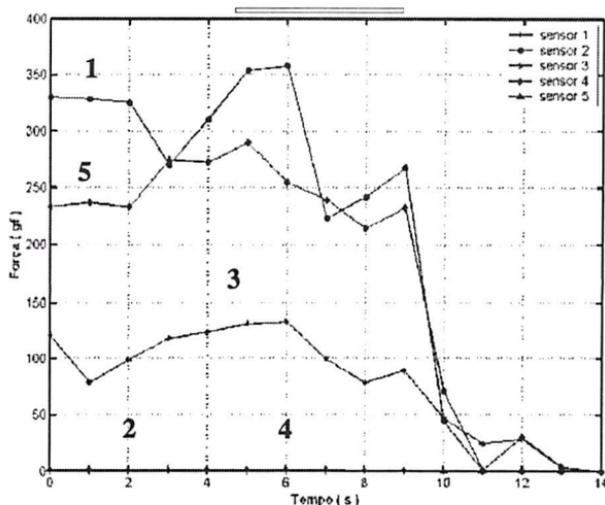
Com todos os sensores avançados dois cilindros à frente em relação aos seus posicionamentos iniciais, houve uma resposta atenuada do sensor 3, demonstrando que não mais se encontrava posicionado logo abaixo do cóccix e, sim, de uma região com maior presença de massa muscular, já que o tempo para completa atenuação de seu sinal foi 5 s maior comparado a atenuação dos sinais dos sensores 1 e 5 e aproximadamente 11 s maior comparado ao ensaio anterior. Como os sensores 1 e 5 passaram a ser posicionados ainda mais próximos às pregas poplíteas, ocorreu uma melhor resposta para esses sinais, sendo completamente atenuados em 8 s. Os sensores 2 e 4 ( túberes isquiáticos) tiveram seus sinais extremamente atenuados, pois estavam sob a região das coxas que contém mais massa muscular. Oscilações de força sobre a área dos sensores, no intervalo 0 a 2 s, ocorreram devido à alteração dos pontos de pressão ter sido realizada manualmente. A figura 10 ilustra tais variações.

*Figura 10 - Alteração de pressão sob o primeiro posicionamento avançado dos sensores: cóccix (3), pregas poplíteas (1 e 5) e túberes isquiáticos (2 e 4).*



Avançando-se os sensores mais dois cilindros à frente, verifica-se uma atenuação ainda maior no sensor 3 (cóccix), já que para essa nova posição, por ser único e centrado em relação aos demais sensores, não encontrava-se mais sobre regiões de grande massa muscular ou contendo proeminências ósseas. Ao contrário, os sensores 1 e 5, ao se aproximarem ainda mais das pregas poplíteas, tiveram seus valores de pressão mais acentuados. Percebe-se ainda que no intervalo de 2 a 9s ocorreram maiores oscilações nos valores das pressões registradas por esses sensores. Este fato é explicado em razão dos mesmos estarem posicionados na extremidade anterior do sistema mecânico, onde o voluntário, ao exercer movimentação manual do manípulo, também se movimentava sobre o sistema. A retirada completa da pressão para essa região ocorreu no intervalo de 2 a 13s, quando os cilindros móveis passaram a apoiar por completo o indivíduo. A figura 11 mostra ainda que os sinais oriundos dos sensores 2 e 4 (túberes isquiáticos) nada variaram nessa nova posição.

**FIGURA 11 - Alteração de pressão sob o segundo posicionamento avançado dos sensores: pregas poplíteas (1 e 5), cóccix (3) e túberes isquiáticos (2 e 4).**



#### 4. Conclusões

A pesquisa experimental mostrou que os pontos de proeminências ósseas da região glútea são responsáveis pelo aumento de pressão na região quando o indivíduo está sentado, predispondo-os às úlceras isquêmicas.

Demonstrou-se também a eficácia do dispositivo mecânico desenvolvido tanto para a prevenção das úlceras isquêmicas como também no incremento do efeito de bomba periférica do usuário de cadeira de rodas, fato não previsto inicialmente mas que resulta num ganho significativo para a irrigação da área sujeita ao aparecimento de úlceras, em pessoas paraplégicas ou com imobilizações. Esse sistema, por ser de fácil portabilidade, pode ser acoplado também em cadeiras ou assentos convencionais, presentes na residência ou ambiente de trabalho do usuário. Para sua construção, os materiais utilizados são de fácil usinagem, não requerendo máquinas operatrizes de grande precisão nem mão-de-obra altamente especializada. Sua montagem e manuseio para funcionamento é facilitado. Sua manutenção está reduzida à lubrificação periódica dos rolamentos. Os demais componentes, em função de sua robustez, não requerem manutenção. A preocupação maior está relacionada ao peso (15 kg) e à assepsia do sistema. Para tanto, estudos estão sendo desenvolvidos para substituição de todo material metálico por material polimérico. O sistema pode ainda ser automatizado, acoplando-se um motor elétrico para realizar a troca das posições dos cilindros, assim como um temporizador para possibilitar que o usuário estabeleça o intervalo para que as trocas ocorram.

O estudo indica, ainda, que ambas as metodologias empregadas (mediada de pressão ou termografia infravermelha possibilitam obter-se resultados extremamente semelhantes apesar da termografia propiciar uma análise de perfusão, já que contém informações clínicas sobre o estado da saúde do indivíduo naquela região.

## 5. Referências

BERGASTROM, N.; ALLMAN, R.N.; CARLSON, C.E.: Pressure Ulcers in Adults: Prediction and Prevention. **Clinical Practice Guideline**. Quick reference Guide for Clinicians, n. 3. Rockville, MD :US. Department of Health and Human Service, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. AHCPR, Publication n. 92-0050, May, 1992.

BERGSTROM, N. et al.: Treatment of Pressure ulcers, **Clinical Practice Guideline** Number 15, U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. Publication n. 95-0652, Dec, 1994.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.: A Microcirculação e o Sistema Linfático: Trocas de Líquido no Capilar, Líquido Intersticial e Fluxo de Linfa. In: **Tratado de Fisiologia Médica**, v. 1, 9. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 167 – 179, 1997.

INTERLINK ELETRONICS: **FSR, integration guide and evaluation parts catalog**. Disponível em: <<http://www.interlinkelec.com>>. Acesso em: 13/04/2001.

KOSIAK M.; KOTTKE F. J.: Prevenção e Reabilitação de Úlceras Isquêmicas. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**, v. 2, 4. São Paulo: Manole, p. 967-978, 1994.

MACHADO, W. C. A.: Tempo, Espaço e Movimento: A “(d) eficiência” física, a reabilitação e o desafio de sobreviver com o corpo partido, Rio de Janeiro, Papel Virtual, 2000.

SEYMOUR, R.J.; LACEFIELD, W.E.: Wheelchair cushion effect on pressure and skin temperature. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**, n. 66, p. 103-108, 1985. Apud: FERRARIN, M.; LUDWIG, N.: Analysis of thermal properties of wheelchair cushions with thermography. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 38, p.31-34, 2000.

TAM, E.; MAK, A.; EVANS, J.; CHOW, Y.: Interface pressure and pelvic movement during wheelchair propulsion. **Annual Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Proceedings**, v. 1, p. 662, 1999.

## 8. Nota de responsabilidade

Os autores são os únicos responsáveis pelo material impresso incluído neste artigo.