

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
MÁRCIO CINTRA MACHADO

ÚLCERAS POR PRESSÃO: TESTE DE TÉCNICA PARA MUDANÇA
DA PRESSÃO DE INTERFACE

MOGI DAS CRUZES, SP

2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

Universidade de Mogi das Cruzes – Biblioteca Central

Machado, Márcio Cintra

Úlcera por pressão: Teste de técnica para mudança da pressão de interface / Márcio Cintra Machado. -- 2006.

63 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade de Mogi das Cruzes, 2006.

Área de Concentração: Instrumentação Biomédica
Orientador: Dr. Marco Antônio Fumagalli

1. Úlcera de decúbito 2. Pressão de interface 3.
Prevenção e tuberosidades isquiáticas.

CDD 616.545

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
MÁRCIO CINTRA MACHADO

**ÚLCERAS POR PRESSÃO: TESTE DE TÉCNICA PARA MUDANÇA
DA PRESSÃO DE INTERFACE**

Dissertação apresentada à comissão de Pós
Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes
como pré-requisito para obtenção do Título de
Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Fumagalli

MOGI DAS CRUZES, SP

2006

*"Não deixe que a saudade sufoque, que a rotina acomode, que o medo impeça de tentar. Desconfie do destino e acredite em você. Gaste mais horas realizando que sonhando, fazendo que planejando, vivendo que esperando porque, embora quem quase morre esteja vivo, quem quase vive já morreu."
(Luiz Fernando Veríssimo)*

*"Não acrescente dias a sua vida, mas vida aos seus dias."
(Harry Benjamin)*

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, que nos deu a oportunidade de viver para alcançar os nossos objetivos e permitir que os nossos conhecimentos sejam aplicados ao desenvolvimento e melhorias técnico-científicas, em prol do bem estar físico e social da humanidade;

E também...

Aos meus pais, Paulo e Dalva que juntamente com Deus, me deram a vida e a razão de viver;

E em especial à minha esposa Caroline, pelo apoio e compreensão nos momentos em que mais precisei, e pela contribuição extremamente importante na área de Fisioterapia, sem a qual não seria possível a realização e conclusão deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que possibilitou acreditar em minha capacidade e que me deu forças e disposição para concluir este trabalho;

Em especial ao professor e orientador Marco Antônio Fumagalli, pela tarefa de aceitar e conduzir meus estudos, com paciência, compreensão e profissionalismo;

Aos professores Jean Jacques, Antônio Capistrano, Alexandre, Fernando Kock, Domingos Azevedo e Fabiano Camargo, pelas sugestões e apoio técnico;

Aos técnicos Anderson e Bruno do laboratório de engenharia mecânica e Alfeu, Paulo, Aldemar e Altair, do laboratório de engenharia elétrica, pelo apoio e alegrias que juntos possibilitaram a realização deste trabalho;

Aos alunos do curso de Tecnologia da Produção Industrial - UMC, primeiro semestre de 2004, pelo interesse e participação na confecção e montagem da estrutura do dispositivo mecânico, utilizado neste trabalho;

A todos que colaboraram diretamente e indiretamente com o trabalho elaborado;

E à Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa - FAEP e à empresa UNITEC, que possibilitaram e patrocinaram o desenvolvimento e realização deste trabalho.

RESUMO

As úlceras por Pressão são feridas que ocorrem pela obstrução do fluxo sanguíneo nos vasos capilares, pela ação de compressão do tecido humano sobre uma região de apoio e sustentação por um tempo prolongado. Indivíduos que fazem uso de cadeira de rodas ou que estão acamados e que em sua maioria são idosos com saúde debilitada são propensos ao aparecimento de úlceras por pressão. As técnicas de aplicação de almofadas com ar, com gel ou com espuma, a mudança de decúbito e o monitoramento visual da evolução da patologia são utilizados atualmente para prevenir e controlar as úlceras por pressão. Em casos avançados da patologia, as técnicas cirúrgicas e ou de aplicação de estimulação elétrica, são as utilizadas. O propósito deste estudo foi desenvolver um dispositivo experimental, para o estudo da mudança da pressão de interface que atua sobre as superfícies da região das tuberosidades isquiáticas e do apoio de sustentação da massa corpórea, na posição sentada. Os resultados mostram que é possível promover a mudança da pressão de interface pela mudança de posição do peso sobre a área de apoio. A produção das escaras depende diretamente do peso, da posição e do tempo de permanência entre as superfícies de contato. No arranjo experimental desenvolvido, a mudança da pressão de interface pode ser alcançada e monitorada pela inclinação do assento de apoio e sustentação da massa corpórea. Os testes laboratoriais realizados mostram a eficiência do dispositivo experimental em realizar a mudança da pressão de interface, mas estudos em pacientes com lesão medular, explorando as informações deste trabalho, devem ser realizados.

Palavras chave: Úlceras por pressão, pressão de interface, prevenção e tuberosidades isquiáticas.

ABSTRACT

Pressure sore occurs as a consequence of an obstruction of a blood vessel, due to the compression of the tissue under the skin for a long time. Subjects who use wheelchair or are immobilized in bed, and also frequently elderly people with health trouble have a great tendency to develop pressure sore. In order to prevent the formation of pressure sore, various techniques can be applied, among which the most frequently used are: air mattresses, silicon gel or foam padding, changing the subject's position every two hours, as well as monitoring the wound evolution. In the case of deep wound, treatment such as electric stimulation or even surgical removal may be required. The purpose of this study was to develop an experimental device, for monitoring the pressure exerted by the subject's ischial tuberosity region on the surface supporting the body weight, in the seating position. The results show that it is possible to promote a pressure decrease, by changing the subject's position on the support area. The pressure sore formation depends tightly on body weight, the position and the permanence interval in a given position. With the proposed system, the pressure monitoring and change can be achieved by tilting the padding, which supports the body weight. The laboratory tests performed showed that the system has a good efficiency; nevertheless, experimental studies must be done with post stroke subjects in order to evaluate its performance.

Key word: Pressure sore, interface pressure, prevention and ischial tuberosity.

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.1	Oxigenação, nutrição e troca de produtos residuais em células teciduais.....	8
Fig.2	Camadas que compõem o tecido humano.....	12
Fig.3	Cadeira de teste	21
Fig.4	Identificação dos planos de inclinação.....	22
Fig.5	Representação esquemática do circuito pneumático.....	23
Fig.6	Disposição dos componentes pneumáticos	25
Fig.7	Sensor de pressão do tipo capacitivo	26
Fig.8	Sensor de pressão do tipo capacitivo desenvolvido em laboratório.....	26
Fig.9	Esquema elétrico do condicionador de sinal para os sensores de pressão	27
Fig.10	Dispositivo de calibração para o sensor de pressão	28
Fig.11	Mapeamento das pressões de interface na posição sentada	29
Fig.12	Layout e identificação dos sensores sobre o tecido do assento móvel.....	29
Fig.13	Sensor de deslocamento vertical, tipo potenciômetro linear.....	30
Fig.14	Representação esquemática do ângulo de inclinação.....	30
Fig.15	Esquema elétrico do condicionador de sinal para os sensores de deslocamento	31
Fig.16	Dispositivo de calibração para o sensor de deslocamento	32
Fig.17	Diagrama em bloco do sistema de aquisição de dados	32
Fig.18	Aplicação de uma força externa, para deslocamento do sujeito	35
Fig.19	Curva de calibração do sensor de pressão.....	38
Fig.20	Curva de calibração do sensor de deslocamento.....	40
Fig.21 a)	Mapeamento das pressões : Teste 1	41
Fig.21 b)	Pressão média global para PL com almofada.....	42
Fig.22 a)	Mapeamento das pressões : Teste 2.....	43
Fig.22 b)	Pressão média global para PL sem almofada	44

Fig.23 a) Mapeamento das pressões : Teste 3.....	45
Fig.23 b) Pressão média global para PLF com almofada.....	46
Fig.24 a) Mapeamento das pressões : Teste 4.....	47
Fig.24 b) Pressão média global para PLF sem almofada	48
Fig.25 a) Mapeamento das pressões : Teste 5.....	49
Fig.25 b) Pressão média global para PL com almofada e força externa	50
Fig.26 a) Mapeamento das pressões : Teste 6.....	51
Fig.26 b) Pressão média global para PL sem almofada e força externa.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Valor medido da $P_{mín.}$, $P_{máx.}$ e da redução R, para os testes 1, 2, 3, 4, 5, e 6..... 53

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	7
1.1 Motivação e descrição do problema	7
1.2 Objetivo.....	10
1.3 Organização deste trabalho.....	11
CAPÍTULO 2 - ESTADO DA ARTE	12
2.1 Estágio e/ou classificação das úlceras por pressão	12
2.2 Dispositivos para prevenção das úlceras por pressão	14
2.3 Pressões na interface.....	15
2.4 Técnicas de prevenção	16
2.5 Limitações das técnicas de prevenção	18
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA	20
3.1 Projeto mecânico	20
3.1.1 Desenvolvimento e fabricação da cadeira	21
3.1.2 Dispositivo de inclinação do assento móvel.....	22
3.2 Sensor de pressão.....	25
3.2.1 Desenvolvimento do sensor de pressão	25
3.2.2 Esquema elétrico do condicionador de sinal para o sensor de pressão.....	27
3.2.3 Calibração do sensor de pressão	28
3.2.4 Posicionamento e identificação dos sensores de pressão	28
3.3 Sensor de deslocamento linear	30
3.3.1 Desenvolvimento do sensor de deslocamento linear.....	30
3.3.2 Esquema elétrico do condicionador de sinal para o sensor de deslocamento.....	31
3.3.3 Calibração do sensor de deslocamento linear.....	31
3.4 Sistema de aquisição de dados.....	32
3.5 Procedimentos para coleta de dados	33
3.6 Aspectos Éticos.....	37

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	38
4.1 Curvas de calibração dos sensores de pressão	38
4.2 Curvas de calibração dos sensores de deslocamento linear	39
4.3 Determinação da pressão de interface	40
4.3.1 Valor medido da pressão de interface para os testes 1, 2, 3 e 4.....	41
4.3.2 Valor medido da pressão de interface para os testes 5 e 6.....	49
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÃO.....	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57
ANEXO I.....	60
ANEXO II.....	62
ANEXO III	63

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO E DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

Escaras ou úlceras por pressão são feridas que ocorrem em indivíduos que fazem uso de cadeira de rodas ou que estão acamados, permanecendo muito tempo sem alteração da posição sobre o apoio de sustentação. A incidência das úlceras por pressão ocorre nas áreas do tecido que estão sobre as proeminências ósseas (Deliberato, 2002). De acordo com Eaglstein & Falanga (1997), estas feridas são crônicas de origem e forma infectada ou vascularmente comprimidas, e dependendo de seu grau podem atingir estruturas ósseas e até órgãos.

Henderson (1994) citou em seu estudo que a úlcera por pressão ocorre sobre a área da pele e dos tecidos subjacentes quando sob a ação de uma força (massa corpórea do próprio indivíduo), causando uma pressão localizada por um tempo de permanência prolongado sobre esta área. Quando a pressão sob os tecidos é prolongada, o processo de isquemia do tecido comprimido ocorre pela ausência de fluxo sanguíneo nos vasos capilares, diminuindo a capacidade nutricional do sistema vascular e linfático dos tecidos da pele, e subcutâneo que nutrem as células. Esta diminuição nutricional é causada devido a diversos fatores, que unidos acabam acelerando o processo de ulceração. Os vários fatores que contribuem para o processo de ulceração são: desenvolvimento da compressão acima de um valor crítico, fricção e força de cisalhamento que estejam atuando por um período longo de tempo entre a estrutura óssea e uma camada superficial do tecido humano, temperaturas elevadas, septicemia, acúmulo de produtos de “lixo” metabólico, drenagem linfática alterada, pessoas com idade avançada, nutrição incorreta, contaminação por urina e fezes. Todos esses possíveis fatores somados à ausência de mobilidade, e ao déficit sensorial do indivíduo levam à necrose do tecido.

A obstrução dos vasos capilares impossibilita a circulação sanguínea e desta forma os nutrientes e oxigênio não podem ser transportados para o interior das células bem como os produtos residuais das células também não são eliminados (Apostila 3M, 2001), como pode ser ilustrado na Figura 1.

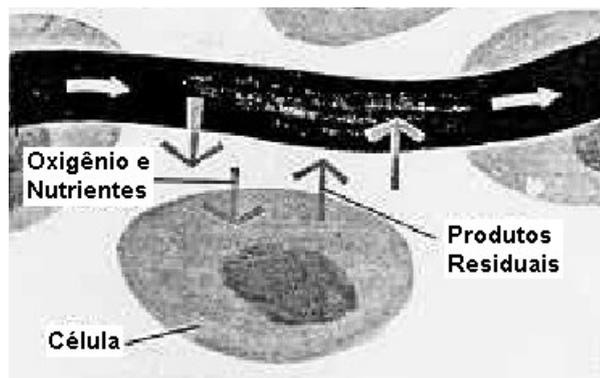


Figura 1: Oxigenação, nutrição e troca de produtos residuais em células teciduais.

Devido à má informação, à falta de orientação e aos precários atendimentos que a rede hospitalar nos fornece, muitas pessoas acabam tendo uma úlcera por pressão. E isto faz com que a cada dia mais se torne um problema de saúde pública.

De acordo com Deliberato (2002), a existência de uma úlcera por pressão, mesmo que superficial, demonstra claramente a negligência e a falta de cuidados elementares a que são submetidos os pacientes em nosso sistema de saúde, não somente na esfera pública como também na privada.

A efetiva prevenção e o tratamento têm sido uma preocupação para diversas áreas, envolvendo os cuidados de ordem neuromuscular e psicológica (Gilsdorf, 1991).

De acordo com Kanj et al (1998), as úlceras por pressão em pacientes hospitalizados em fase aguda ocorrem em média entre 1 a 5 %. Em pacientes confinados a leito ou cadeira de rodas por um período de no mínimo 3 semanas, a incidência eleva-se para 7,7%. A maioria das úlceras por pressão é desenvolvida em hospitais: aproximadamente 18% são desenvolvidas em casa sem cuidados de enfermagem, e 70% das úlceras por pressão ocorrem em pacientes idosos com média de idade em torno de 70 anos.

Se a úlcera por pressão não receber os cuidados que devem ser tomados, ela pode aumentar rapidamente. Isto é um agravante, pois o custo para o atendimento é alto, o que acaba sendo um problema já que estamos num país onde a classe predominante é de poder aquisitivo baixo.

Herman et al (1989) e Holmes et al (1987) citam que pessoas com sensibilidade e mobilidade normais não desenvolvem úlceras por pressão, porque os sistemas sensorial e motor integrados causam freqüentes mudanças de posição do corpo, mesmo que de forma

subconsciente, e assim os tecidos nunca ficam privados de fluxo sanguíneo em seus capilares por longos períodos de tempo.

Os locais comuns de ocorrência das úlceras por pressão estão localizados sobre os ossos proeminentes que pressionam os tecidos macios do paciente quando sobre um leito ou uma cadeira de rodas (Apostila 3M, 2001).

As tuberosidades isquiáticas e a região pélvica são consideradas locais com maior incidência da úlcera por pressão em usuários de cadeira de rodas.

As úlceras tendem a aumentar de tamanho se a região não for protegida adequadamente, sobretudo se não for eliminada a pressão sobre a área por meio da mudança de posição do indivíduo.

Neste estudo abordaremos as úlceras do tipo vascularmente comprimidas, desenvolvendo uma técnica para mudança das pressões de interface, para usuários que utilizam cadeira de rodas como meio de locomoção e ou descanso.

Baseado no princípio de prevenção ao aparecimento da úlcera por pressão em indivíduos com lesão medular, onde o movimento de inclinação do mesmo sobre uma cadeira de rodas é solicitado pela ação de uma outra pessoa, e em face da gravidade do problema relatado, propomos desenvolver uma técnica que possibilite a mudança da pressão de interface, entre as superfícies de contato do indivíduo e da superfície de sustentação da massa corpórea, na posição sentada.

Com este propósito, um dispositivo mecânico com acionamento pneumático foi desenvolvido para possibilitar a inclinação do assento de apoio e sustentação da massa corpórea do indivíduo sobre uma cadeira, e quantificar periodicamente a mudança da pressão de interface entre as superfícies de contato.

Esta pesquisa poderá contribuir para as áreas de engenharia biomédica, fisioterapia, enfermagem e medicina, como uma técnica de mudança das pressões de interface, na posição sentada, para indivíduos que utilizam almofadas infladas com ar, além de proporcionar um embasamento prático, direcionando caminhos para o desenvolvimento de novas pesquisas relacionadas ao assunto.

1.2 OBJETIVO

Desenvolver e testar uma técnica que possibilite a mudança da pressão de interface, entre as superfícies das tuberosidades isquiáticas de um indivíduo sem lesão medular, e a superfície de apoio e sustentação da massa corpórea na posição sentada.

Como objeto específico, desenvolver um dispositivo com acionamento pneumático para possibilitar a inclinação do assento de apoio e sustentação da massa corpórea de um indivíduo sobre uma cadeira, quantificando periodicamente a mudança da pressão de interface entre as superfícies de contato.

1.3 ORGANIZAÇÃO DESTE TRABALHO

O capítulo 2 descreve o que se tem feito para sanar o problema da úlcera por pressão, desde a forma como é identificada, através dos estágios e classificações, até as limitações das técnicas de prevenção existentes.

O capítulo 3 apresenta o desenvolvimento do projeto mecânico da cadeira e do dispositivo de inclinação do assento móvel. Mostra o desenvolvimento, calibração e posicionamento dos sensores de pressão e de deslocamento linear, e os procedimentos que foram aplicados na investigação, para a realização da coleta de dados da pressão de interface, e do ângulo de inclinação do assento móvel.

O capítulo 4 apresenta os resultados de forma objetiva e detalhada, os dados obtidos das curvas de calibração dos sensores de pressão e de deslocamento linear, bem como os dados da pressão de interface em função da posição do assento da cadeira obtidos em testes com indivíduo e a discussão em forma de considerações sobre os resultados obtidos em relação aos objetivos propostos.

Com base nos fundamentos dos dados obtidos durante o experimento e nos objetivos propostos na introdução, conclui-se com o capítulo conclusão o fechamento deste trabalho.

O desenvolvimento e a construção do dispositivo para inclinação do assento da cadeira, bem como a confecção e testes dos sensores de medida da pressão de interface e da inclinação do assento e da coleta de dados preliminares, foram realizados nos laboratórios da Engenharia Mecânica e do Núcleo de Pesquisas da Universidade de Mogi das Cruzes.

CAPÍTULO 2 - ESTADO DA ARTE

2.1 ESTÁGIO E/OU CLASSIFICAÇÃO DAS ÚLCERAS POR PRESSÃO

Dentre as técnicas de prevenção ao aparecimento e controle das úlceras por pressão, a classificação e ou estágio momentâneo da ferida pode ser considerada, como uma das principais ferramentas de identificação do processo evolutivo sobre as camadas da epiderme, derme e hipoderme do tecido humano, conforme ilustração na Figura 2.

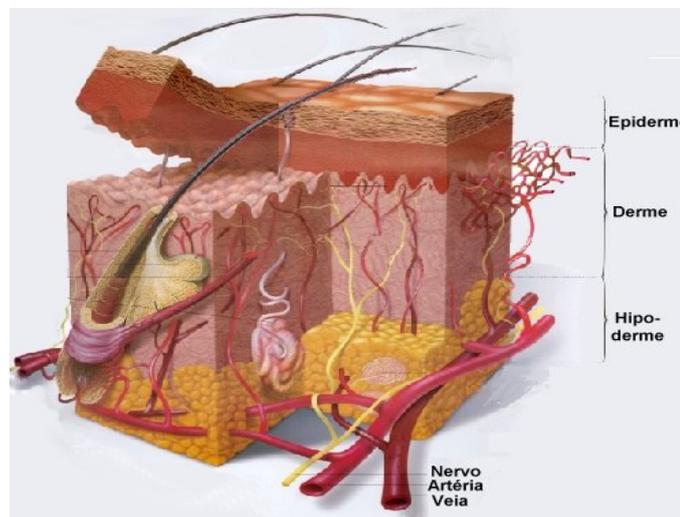


Figura 2: Camadas que compõem o tecido humano.

Como comparação das diferentes classificações das úlceras por pressão podemos destacar os sistemas de Shea, da NPUAP (National Pressure Ulcer Advisory Panel), Yarkony, Hayward & Hillman e Deliberato

A primeira escala desenvolvida foi a de Shea, em 1975, onde se considerou:

Estágio 1: Eritema, região da pele de cor avermelhada mediante uma pressão externa, com epiderme envolvida;

Estágio 2: Epiderme com derme envolvida;

Estágio 3: Tecido subcutâneo envolvido;

Estágio 4: Músculos, ossos e articulações envolvidos;

Estágio 5: Necrose do tecido com cavidade através dos músculos e ossos.

Segundo NPUAP (National Pressure Ulcer Advisory Panel) em 1989, os estágios das úlceras por pressão podem ser classificados como:

Estágio 1: Eritema sem branqueamento da pele intacta;

Estágio 2: Perda parcial do tecido da pele, podendo envolver a epiderme e a derme;

Estágio 3: Perda completa do tecido da pele que envolve o tecido subcutâneo podendo prolongar por este, mas não atravessá-lo;

Estágio 4: Perda completa do tecido da pele com envolvimento do músculo, osso, ou estruturas de suporte como tendão e ou articulações.

Estudos realizados por Yarkony et al (1990), possibilitaram o desenvolvimento de uma escala para a classificação dos estágios das úlceras por pressão:

Estágio 1: Área do tecido com hiperemia, aumento local do volume sanguíneo causado por dilatação dos pequenos vasos;

Estágio 2: Envolvimento da epiderme e derme;

Estágio 3: Tecido subcutâneo exposto;

Estágio 4: Músculo exposto;

Estágio 5: Osso exposto; Estágio 6: Envolvimento da articulação.

Ainda de acordo com Yarkony et al (1990), a área de hiperemia, que é o aumento local do volume sanguíneo causado por dilatação dos pequenos vasos, identificada no tecido da pele é considerada como o estágio 1 da classificação Yarkony, e representa a principal fase de formação inicial de uma úlcera por pressão. Quando a hiperemia persistir por mais de 30 minutos, a pressão exercida sobre esta superfície deve ser aliviada até o seu desaparecimento, e isto pode ser feito através da diminuição do tempo de apoio e do aumento da frequência de mudança da posição do indivíduo sobre a superfície de sustentação. Esta classificação identifica e possibilita a avaliação das partes afetadas com maior confiabilidade para monitorar o processo de aparecimento e evolução de uma úlcera por pressão, quando comparada à classificação Shea (1975).

No estudo de Hayward & Hillman (1990), o objetivo era desenvolver um sistema que pudesse medir exatamente a área de superfície da ferida em três dimensões. Com isso, além da identificação do volume ocupado pela úlcera por pressão, a superfície da ferida poderia ser um indicador direto da extensão anatômica da mesma. Através de um software foi possível identificar as linhas de contorno e o volume da superfície do sólido mediante a confecção de um molde.

Uma comparação realizada por Yarkony et al (1990) em seu estudo revela que, comparando os três sistemas de classificação por estágio, Shea, NPUAP e Yarkony, pode-se

dizer que as limitações são evidentes na classificação das úlceras por pressão. Primeiramente, uma avaliação adequada pode ser dificultada pela presença de uma ferida denominada úlcera por pressão. Segundo, o eritema, o qual não é comumente definido, torna-se difícil detectar quando em uma pele de pigmentação escura. Neste mesmo estudo, eles citam que muitos sistemas existem para classificar as úlceras por pressão, porém nenhum deles é satisfatório nesta tarefa.

Deliberato (2002) em seu estudo definiu a seguinte classificação:

Úlceras de grau I: presença de uma área cutânea de eritema sobre uma saliência óssea, por vezes também denominada úlceras incipientes;

Úlceras de grau II: ulcerações superficiais que se estendem pela derme;

Úlceras de grau III: aquelas que se estendem até o tecido subcutâneo, sendo consideradas moderadas em relação à sua gravidade;

Úlceras de grau IV: úlceras graves e profundas que se estendem através do tecido muscular, podendo inclusive expor o osso adjacente;

Úlceras de grau V: ulcerações profundas e severas que se estendem até a articulação ou outras cavidades corporais, como reto, vagina, intestino ou bexiga.

Na revisão deste item observamos que a classificação das úlceras por pressão é ainda a principal ferramenta para a prevenção e controle da evolução da ferida, e é um indicativo do estágio de necrose do tecido humano. A hiperemia, considerada como o primeiro estágio de classificação das úlceras por pressão, é o principal sintoma que nos permite identificar e interromper o aparecimento da ferida.

2.2 DISPOSITIVOS PARA PREVENÇÃO DAS ÚLCERAS POR PRESSÃO

De acordo com Bowker & Davidson (1979), um colchão para prevenção das úlceras por pressão na região isquiática deve atender os princípios científicos e fisiológicos que envolvam a ferida, buscando o alívio dos pontos de pressão máxima nas regiões da área de interface de maior solicitação.

Vários tipos de almofadas com diferentes tipos de fluídos são utilizados como prevenção e controle das úlceras por pressão, para indivíduos acamados e ou usuários de cadeira de rodas, para permitir a distribuição da massa corpórea e minimizar a pressão

máxima de interface sobre as proeminências ósseas, como é o caso dos colchões com água, gel e ar.

Atualmente, o uso de substâncias químicas que assumem formas no estado líquido e sólido, como no caso do gel, pode favorecer a estabilidade e o equilíbrio do indivíduo sobre o assento de uma cadeira de rodas. Mediante baixas pressões, o gel está em regime sólido e para altas pressões, o gel está em regime líquido Fowler (1987).

Rithalia (1997) diz em seu estudo que os colchões com ar, confeccionados em células comunicantes e com atuação do fluido de forma alternada, mediante um atuador pneumático, podem contribuir na distribuição e diminuição das pressões de interface sobre a superfície de contato.

Segundo Tanimoto et al (2000), nas almofadas do tipo inflável constituídas por células comunicantes, a quantidade de ar presente na almofada está proporcionalmente relacionada com a máxima pressão e inversamente proporcional com a área total de contato, e que desta forma, a quantidade de ar dentro de uma almofada, torna-se um fator importante a ser considerado, para o ajuste da quantidade de ar, para uma melhor distribuição das pressões sobre a área de contato.

Na literatura estudada, os achados estão relacionados em sua maioria a almofadas (tipos, comparações e medidas de eficiência).

2.3 PRESSÕES NA INTERFACE

Segundo Bowler & Davidson (1979), a faixa de pressão para posicionar os pacientes sentados sobre uma almofada, está sempre acima da pressão sanguínea encontrada nos capilares e células (36 – 40 mmHg) do tecido da pele.

Kanj et al (1998), Kosiak (1959 e 1985), Daniel (1981) e Falanga (1992) em seus estudos, citam que normalmente a pressão nos capilares se encontra entre 12 e 32 mmHg, e que pressões acima de 32 mmHg aumentam a pressão intersticial, comprometendo a oxigenação e a micro-circulação das células.

Em estudo realizado por Bowler & Davidson (1979), as úlceras por pressão ocorrem quando o fluxo sanguíneo é interrompido nas células da pele e tecidos subcutâneos

pela pressão contínua nos vasos capilares, e que a pressão nestes, está na faixa de 30 a 40 mmHg.

Em estudo realizado por Henderson et al (1994), verificou-se que a redução da pressão de alívio nas regiões das tuberosidades isquiática e pélvica, em pacientes com lesão medular, pode ser alcançada mediante a utilização de procedimentos de reabilitação. Dentre os tipos diferentes de posição sobre uma cadeira de rodas, a posição com o tronco totalmente inclinado para frente, pode reduzir a pressão de alívio abaixo de 60 mmHg.

Em estudo realizado por Tanimoto et al (1998), a massa corpórea do indivíduo e a máxima pressão sobre diferentes tipos de almofadas para cadeira de rodas, está relacionado diretamente com a quantidade de ar contida em uma almofada inflável. Ainda neste estudo, foi verificado que as almofadas infladas com ar, do tipo caixa de ovo (células comunicantes), possuem maior eficiência para a distribuição da pressão sobre a área total de contato e conseqüentemente, propicia menores pressões concentradas nas regiões das tuberosidades isquiáticas, e conseqüentemente menor possibilidade de formação de uma úlcera.

2.4 TÉCNICAS DE PREVENÇÃO

Em estudo realizado por Koo et al (1996), seis diferentes tipos de posições com indivíduos normais e lesados medulares, sentados sobre almofadas foram analisados:

Posição 1- Postura do tronco apoiado no encosto da cadeira;

Posição 2- Postura do tronco na posição ereta;

Posição 3- Postura do tronco inclinado à 45° para frente em relação à posição ereta;

Posição 4- Postura do tronco inclinado para trás com afastamento de 5 cm da nádega em relação ao encosto da cadeira;

Posição 5- Postura do tronco inclinado de até 20° para a esquerda em relação ao eixo central;

Posição 6- Postura do tronco inclinado de até 20° para a direita em relação ao eixo central.

Os resultados deste estudo mostram que a pressão máxima nas regiões isquiática e pélvica foram menores na posição 3, com pressões de interface entre 70 e 110 mmHg, e que a pressão máxima nas regiões isquiática e pélvica foram maiores nas posições 5 e 6, com pressões de interface entre 106 e 220 mmHg.

Segundo Kanj et al (1998), as mudanças de distribuição de massa corpórea sobre a superfície de colchões e almofadas, pode ser realizada pelo monitoramento do tempo de permanência em determinada posição do indivíduo sobre a área de contato, promovendo desta forma de tempo em tempo, a mudança de posição do paciente. As almofadas para cadeira de rodas devem promover equilíbrio, estabilidade e conforto ao paciente.

Dentre as técnicas de prevenção das úlceras por pressão, o uso de sistemas estático e ou dinâmico em colchões e almofadas, tem sido cada vez mais empregados com a finalidade principal de distribuir a massa corpórea do indivíduo, uniformemente sobre a superfície de sustentação (Rithalia e Gonsalkorale, 1998).

Kanj et al (1998) citam que existem dois tipos de sistemas usados no tratamento das úlceras por pressão: o sistema estático, onde o fluído e/ou material utilizado assume a posição de equilíbrio quando solicitado pelo movimento do indivíduo; e o sistema dinâmico, onde o fluído admite uma mudança das características física e volume dentro da almofada por meios cíclicos. Os sistemas dinâmicos devem ser utilizados por pacientes que não conseguem ter movimentos de posição sobre uma almofada ou colchão.

Kanj et al (1998) e Deliberato (2002) discutem alguns procedimentos de prevenção e tratamento das úlceras por pressão, como:

- Inspeccionar os tecidos do corpo nas regiões de maior incidência de aparecimento das úlceras por pressão, principalmente nas regiões de proeminências ósseas pelo menos uma vez ao dia;
- Manter o tecido limpo e protegido dos excessos de exposição ao sol ou ao frio, evitando assim danos ao tecido;
- Utilizar absorventes ou roupas íntimas para prevenir a umidade por incontinência urinária ou fecal em excesso;
- Mudar o indivíduo de posição sobre cama ou cadeira de rodas a cada duas horas, e manter o lençol sempre esticado sobre a superfície de apoio buscando minimizar a fricção e o cisalhamento com o tecido humano;
- Evitar pressões excessivas sobre as proeminências ósseas, tais como as tuberosidades isquiáticas e calcâneas. Isto pode ser conseguido mantendo a distribuição da massa corpórea do indivíduo pela área da superfície de sustentação.

Ainda no estudo de Haggisawa & Barbenel (1999), os cuidados preventivos como a avaliação periódica, o monitoramento contínuo incluindo a inspeção visual dos tecidos, o uso de colchões com células de ar somado à eliminação de umidade, acompanhamento e melhoria nutricional, sustentação, ausência de fricção e o uso de curativo tipo hidrocolóide nas regiões

com hiperemia, corresponderam às técnicas de prevenção utilizada de acordo com o grau de desenvolvimento das úlceras por pressão.

A distribuição da massa corpórea do indivíduo sobre a superfície de sustentação através da utilização de um sistema dinâmico, pressão intermitente, é o principal procedimento para se evitar o aparecimento de úlceras por pressão. Dentre os sistemas dinâmicos mencionados, o ar pressurizado é considerado como o fluido mais eficiente para se conseguir a distribuição das pressões sobre a superfície de sustentação. A pressão de ar interna do sistema é função direta da massa corpórea total atuante e da área de contato entre as superfícies Tanimoto et al (1998).

2.5 LIMITAÇÕES DAS TÉCNICAS DE PREVENÇÃO

Hagisawa & Barbenel (1999) abordam que nem todas as úlceras por pressão podem ser prevenidas em pacientes com saúde debilitada, porém o estudo da prevalência e incidência desta ferida em um grupo de pacientes de alto risco, pode ser considerado como o melhor procedimento para a prevenção. Pacientes com doenças neurológicas e/ou pulmonares são identificadas como grupo de alto risco, uma vez que os fatores como a sensação de fraqueza, mobilidade limitada ou falência de órgãos contribuem para a formação da úlcera por pressão.

Segundo Kanj et al (1998), a cicatrização das úlceras por pressão é baixa, resultando em alta mortalidade. Alguns estudos mostram que 50 a 70% das úlceras por pressão não são cicatrizadas após a intervenção cirúrgica em pacientes paraplégicos. Mesmo com a aplicação de procedimentos de prevenção, a cicatrização das úlceras por pressão é considerada baixa. Indivíduos que apresentam déficit sensorial, mobilidade limitada e falência de órgãos causados por problemas neurológicos e ou pulmonar dificultam o controle da evolução das úlceras por pressão.

Os processos de técnicas de prevenção como: monitoramento com inspeção visual e utilização de almofadas nos casos de pacientes usuários de cadeira de rodas com saúde debilitada, com déficit sensorial e ou até com necrose do tecido da pele, são casos em que a busca por resultados que possibilitem a ausência e ou diminuição da evolução da patologia não ocorra com sucesso na maioria dos casos e que por outro lado, resulta em aumento dos custos de manutenção das técnicas utilizadas.

Atualmente o custo de manutenção com inspeção visual e utilização de almofadas é considerado menor, se comparado com as sucessivas intervenções cirúrgicas a que um paciente com úlcera por pressão é submetido, porém, ainda pode se dizer que o custo de manutenção com inspeção visual é relativamente maior do que os custos com a utilização de sistemas de apoio da massa corpórea, tais como: almofadas com fluido estático e dinâmico.

A classificação ou estágios de evolução das úlceras por pressão, os tipos de dispositivos utilizados para a prevenção, as avaliações das pressões críticas e atuantes em diversas posições do corpo humano sobre as superfícies de sustentação, fatores fisiológico e físico, técnicas de prevenção e suas limitações, bem como as técnicas de tratamento, foram consideradas como referência no desenvolvimento de nosso trabalho de pesquisa.

Sendo assim, podemos considerar este trabalho como o precursor em utilizar um dispositivo pneumático para promover a inclinação do assento de apoio e sustentação de uma cadeira, resultando na mudança das pressões de interface.

CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA

3.1 PROJETO MECÂNICO

Muitas são as dificuldades em prevenir a presença e ou a evolução de uma úlcera por pressão em usuários de cadeira de rodas. O peso do próprio usuário sobre as superfícies do tecido humano e proeminências ósseas quando na posição sentada, é considerada em nosso trabalho como o fator determinante à presença de uma úlcera por pressão e, portanto, fazer o deslocamento deste peso sobre o apoio e sustentação da massa corpórea sobre uma cadeira, possibilitará a distribuição do peso sobre as superfícies de contato, tecido humano e apoio de sustentação, bem como resultar na mudança e diminuição das pressões de interface nas regiões onde ocorrer alívio da massa corporal.

Considerando que o usuário quando sentado sobre uma cadeira de rodas inicialmente está com o tronco na posição ereta, propor o deslocamento ou inclinação deste tronco em relação ao eixo vertical central a que o usuário se encontra, resulta no deslocamento do centro de gravidade e do peso sobre o assento da cadeira.

Baseado nesta hipótese propõe desenvolver um sistema mecânico e automático, que proporcione a inclinação do peso do usuário sobre o assento de uma cadeira, com e sem almofada, mediante o deslocamento vertical dos planos lateral e frontal do assento de apoio e sustentação de uma cadeira.

O monitoramento dos dados para a verificação da distribuição e diminuição da pressão de interface, entre o apoio de sustentação da cadeira e do tecido humano, em torno da região das tuberosidades isquiáticas, é obtido pela utilização de doze sensores de pressão do tipo capacitivo e os ângulos de inclinação deste assento da cadeira, projetados para deslocar em duas direções, lateral e frontal, é obtido por dois sensores de deslocamento vertical do tipo potenciômetro linear.

O desenvolvimento e a fabricação desta cadeira com o dispositivo de inclinação do assento da móvel, bem como a confecção e testes dos sensores para medida da pressão de interface e de identificação do ângulo de inclinação do assento móvel, foram realizados nos laboratórios de Engenharia Mecânica e Elétrica da Universidade de Mogi das Cruzes.

3.1.1 DESENVOLVIMENTO E FABRICAÇÃO DA CADEIRA

Para atingir o objetivo proposto desta pesquisa e possibilitar a inclinação do assento de apoio e sustentação de um indivíduo na posição sentada, foi desenvolvida e montada uma cadeira com características dimensionais semelhantes às de uma cadeira de rodas. Na Figura 3 é apresentada a cadeira desenvolvida e construída em laboratório, para coleta de dados.

A estrutura da cadeira foi confeccionada em tubos de aço de seção circular e retangular. O tecido de apoio do assento de sustentação, denominado assento móvel, foi confeccionado em tecido do tipo lona com dimensões de 43 x 35 cm, e para o apoio lombar, utilizou-se um material plástico do tipo vinil.

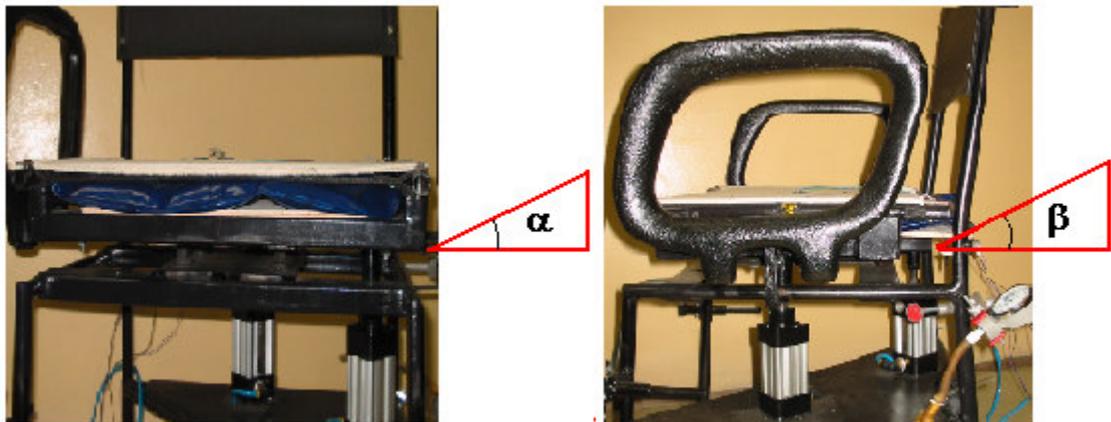
Sob o tecido do assento móvel, foi posicionada uma almofada inflada com ar, do tipo caixa de ovo, fabricada comercialmente em material plástico com dimensões de 45 x 45 cm, com capacidade de até 100 kg de peso. Este dispositivo tem como objetivo, sustentar e facilitar o deslocamento da massa corpórea sobre o tecido em lona, do assento móvel. Um manômetro analógico foi acoplado ao tubo de alimentação da almofada. Em nosso projeto de pesquisa o valor da pressão de ar dentro da almofada não será avaliado, mas será tomada como referência para a manutenção do volume de ar para todos os testes que forem realizados.



Figura 3: Cadeira de teste: 1) Assento móvel; 2) Almofada tipo caixa de ovo; 3) Tecido do assento; 4) Cilindro pneumático; 5) Manômetro analógico; 6) Apoio lombar e 7) Apoio para os pés.

O sistema de movimento do assento móvel é proporcionado por atuadores pneumáticos posicionados na base da estrutura da cadeira e atuam diretamente na superfície inferior da estrutura metálica do assento móvel, de tal maneira que a inclinação deste assento ocorra nos planos lateral e frontal, conforme aparece na Figura 4.

A distância do ponto de contato dos atuadores pneumáticos identificados como 07 e 11 (Figura 5), responsáveis pelo deslocamento vertical dos lados lateral (Figura 4 a) e anterior da cadeira (Figura 4 b) respectivamente, em relação ao eixo central da estrutura do assento móvel, corresponde a 180 mm. Esta distância é considerada como valor fixo para a identificação dos ângulos de inclinação α e β do assento móvel, utilizando-se uma equação trigonométrica, conforme apresentado na Figura 14.



a) Plano lateral direito (PL)

b) Plano frontal (PF)

Figura 4 a) e b): Identificação dos planos de inclinação

3.1.2 DISPOSITIVO DE INCLINAÇÃO DO ASSENTO MÓVEL

Para possibilitar a inclinação do assento móvel, foram utilizados componentes mecânicos posicionados à base da estrutura metálica da cadeira. Este sistema mecânico é capaz de permitir flexibilidade e sustentação do peso que será aplicado sobre o assento.

O movimento de inclinação do assento móvel foi obtido por um sistema pneumático posicionado na parte inferior da estrutura da cadeira. Neste sistema, o movimento de

inclinação do assento móvel, para os planos lateral e frontal, é proporcionado pelos atuadores 7 e 11, respectivamente, conforme representação esquemática apresentada na Figura 5.

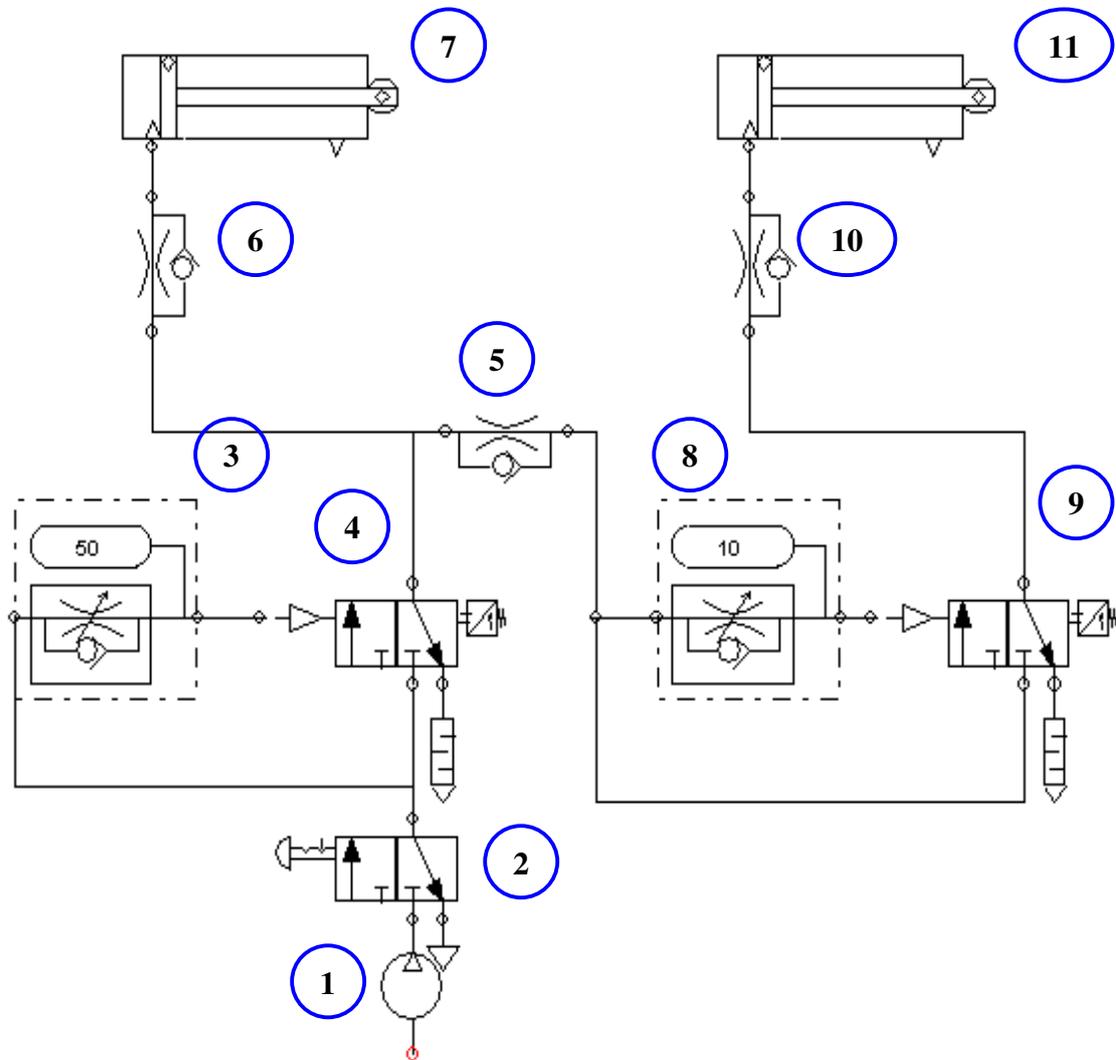


Figura 5: Representação esquemática do circuito pneumático: 1) Compressor de ar; 2) Válvula de acionamento start/stop; 3) e 8) Conjunto temporizador; 4) e 9) Válvula controle direcional; 5), 6) e 10) Válvula controle de fluxo e 7) e 11) Atuador linear simples.

Todos os componentes foram doados pela empresa UNITEC-Parker de Mogi das Cruzes, com custo estimado de aproximadamente R\$ 1.500,00.

É importante ressaltar que o sistema pneumático utilizado proporciona baixo ruído durante a realização de inclinação do assento móvel, tanto para o plano lateral como para o frontal.

O sistema pneumático é composto por tubulação em poliuretano com diâmetro externo de ¼”, conexões do tipo Tee e reta de ¼”, com rosca 1/8” NPT x tubo ¼”, e cotovelo macho com rosca 1/8” NPT x tubo ¼”, utilizados para união dos seguintes componentes pneumáticos, conforme Figura 5:

- 1) - alimentação de ar por compressor;
- 2) - válvula de acionamento start/stop, 3 vias, 2 posições, botão/trava;
- 3) e 8) - conjunto temporizador, constituído de válvula controle de fluxo e reservatório;
- 4) e 9) - válvula controle direcional 3 vias, 2 posições, piloto/mola normalmente fechado;
- 5), 6) e 10) - válvula controle de fluxo meter in;
- 7) e 11) - cilindro de capacidade de até 740 N cada, do tipo atuador linear simples ação, retorno por carga.

Conforme representação esquemática do circuito pneumático na Figura 5, apresentamos o modo operante dos atuadores linear 7) e 11), que possibilitaram a inclinação do assento móvel para o plano lateral e frontal respectivamente:

- Inclinação do assento móvel para o plano lateral: o acionamento para permitir o movimento de inclinação do assento móvel, para o referido plano, ocorreu de forma manual. Inicialmente a válvula de controle de fluxo 5) foi totalmente fechada e com uma fonte de alimentação de ar pressurizado, componente 1), acoplado ao sistema pneumático da cadeira, foi permitido a passagem do fluxo de ar mediante o acionamento da válvula start/stop, componente 2). Após vinte segundos do início da inclinação do assento móvel, o retorno deste à posição horizontal ocorreu pelo corte da alimentação de ar e pelo próprio peso do indivíduo sobre o assento. Nesta condição, o ar da linha pressurizada foi liberado para o ambiente através da válvula 4.

- Inclinação do assento móvel para os planos lateral com frontal: o acionamento para permitir o movimento de inclinação do assento móvel, para os planos lateral e frontal respectivamente, ocorreu de forma manual mediante o ajuste dos temporizadores 3) e 8), com abertura total da válvula de controle de fluxo 5). Para esta nova posição do assento móvel, o atuador linear 7) foi inicialmente acionado e posteriormente após dois segundos, iniciou-se o acionamento do atuador linear 11). Com uma fonte de alimentação de ar pressurizado, componente 1), acoplado ao sistema pneumático da cadeira, foi permitido a passagem do fluxo de ar com o acionamento da válvula start/stop, componente 2). Após vinte segundos do início da inclinação do assento móvel, o retorno deste à posição horizontal ocorreu pelo corte da alimentação de ar e pelo peso do indivíduo sobre o assento. Nesta condição, o ar da linha pressurizada foi liberado para o ambiente através das válvulas 4 e 8.

Os componentes pneumáticos: cilindros atuadores, válvulas direcionais, válvulas de controle de fluxo, reservatórios e conexões, são mostrados na Figura 6.

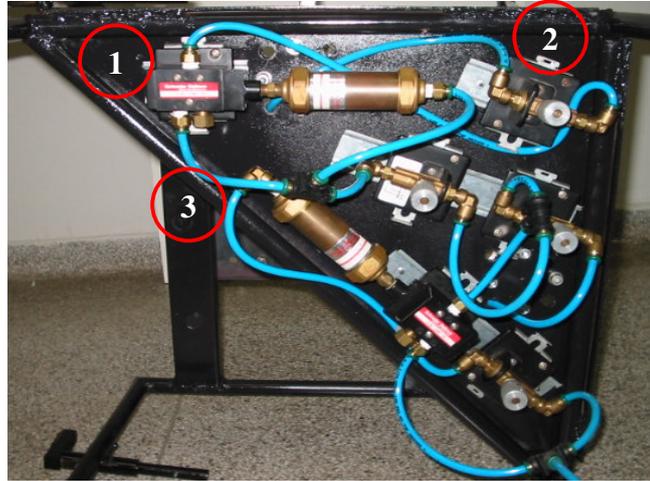


Figura 6: Disposição dos componente pneumáticos: 1) Válvula controle direcional; 2) Conjunto temporizador (válvula de controle de fluxo e reservatório) e 3) Tubulações e conexões

3.2 SENSOR DE PRESSÃO

3.2.1 DESENVOLVIMENTO DO SENSOR DE PRESSÃO

Para a identificação da pressão de interface, entre as superfícies do tecido do assento móvel e da região glútea do indivíduo, precisamente a região das tuberosidades isquiáticas, utilizou-se para aquisição das pressões, a tecnologia de sensores do tipo capacitivo, desenvolvida por Bonvent e Figueiredo (2005).

O sensor do tipo capacitivo consiste basicamente de um conjunto de duas placas de materiais condutores separadas por um material com característica dielétrica. A variação no valor nominal da capacitância ocorre pela redução da espessura do material dielétrico, mediante a ação de uma força de compressão sobre as placas condutoras. Ao submeter este sensor a um sinal de tensão elétrica, pode-se detectar a variação da pressão como uma função da variação da capacitância do sensor.

As Figuras 7 e 8 apresentam o desenho esquemático do sensor capacitivo e o sensor desenvolvido em laboratório respectivamente, para a determinação da pressão.

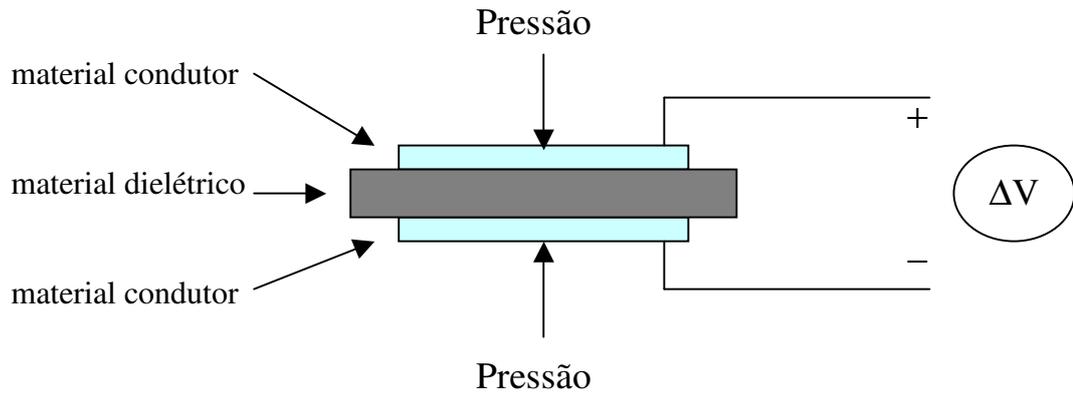


Figura 7: Sensor de pressão do tipo capacitivo.



Figura 8: Sensor de pressão do tipo capacitivo desenvolvido em laboratório.

Neste trabalho, os sensores de pressão de interface foram confeccionados em chapas laminadas de cobre com espessura de 0,06 mm, seção quadrada de 2,5 cm de lado e 6,25 cm² de área útil para a efetiva medição. A área total dos doze sensores corresponde a 75 cm², conforme layout apresentado pela Figura 12.

Como material dielétrico, foi utilizado para cada sensor, uma placa fina de borracha com espessura de aproximadamente 1 mm com seção quadrada de 3,0 cm de lado.

Uma vez que o sensor é posicionado sobre o assento móvel e em contato com a superfície dos glúteos, a alimentação aplicada ao sensor, foi definida em 20 Vac. Desta forma, procuramos proporcionar ao indivíduo, total segurança durante a realização dos testes.

3.2.2 ESQUEMA ELÉTRICO DO CONDICIONADOR DE SINAL PARA O SENSOR DE PRESSÃO

Para obtenção do sinal de alimentação do sensor, utilizou-se um gerador de frequência com 40 kHz e tensão de 20 V.

Como o sinal elétrico de entrada no sistema de aquisição e armazenamento de dados no DSP e no PC respectivamente, é do tipo DCC, e o sinal de entrada e saída do sensor de pressão é do tipo DCA, um circuito elétrico foi necessário para a realização do condicionamento destes sinais, conforme pode ser apresentado na Figura 9.

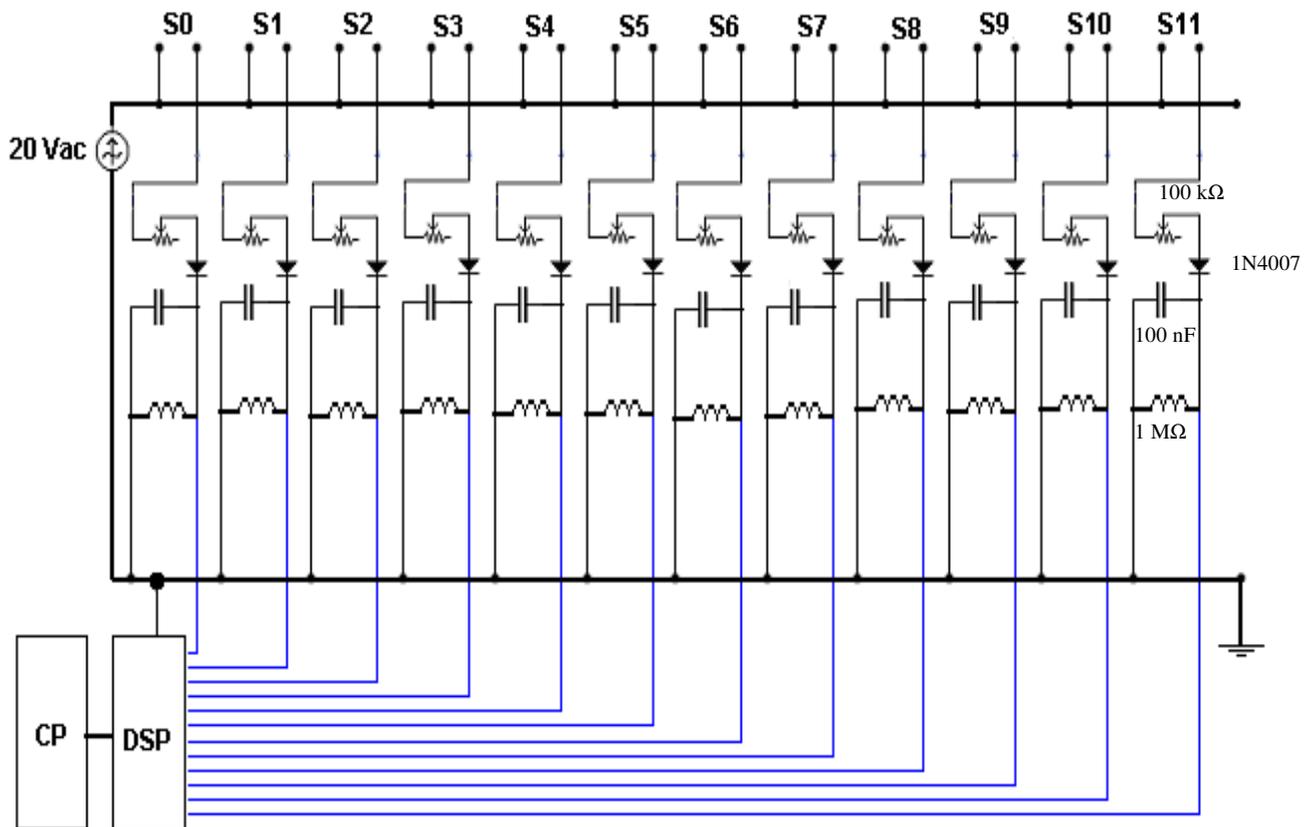


Figura 9: Esquema elétrico do condicionador de sinal para os sensores de pressão

Para cada sensor de pressão do tipo capacitivo, foi montado um circuito elétrico com os seguintes componentes: potenciômetro de 100 kΩ ; diodo 1N4007; capacitor de 100 nF e um resistor de 1 MΩ.

3.2.3 CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO

Para obtenção da curva de calibração do sensor de pressão, utilizou-se um dispositivo pneumático desenvolvido no Laboratório do Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da Universidade de Mogi das Cruzes e um multímetro digital. O sensor de pressão foi posicionado sobre a plataforma de ensaio do dispositivo pneumático, e através da pressão aplicada à superfície do sensor (Figura 10), pode-se obter, mediante a leitura do multímetro digital, a variação da tensão em função da pressão aplicada, possibilitando o levantamento da curva de calibração.

Com esta curva, foi possível determinar a equação de avaliação e identificação dos sinais de pressão coletados durante a realização dos testes com indivíduo.

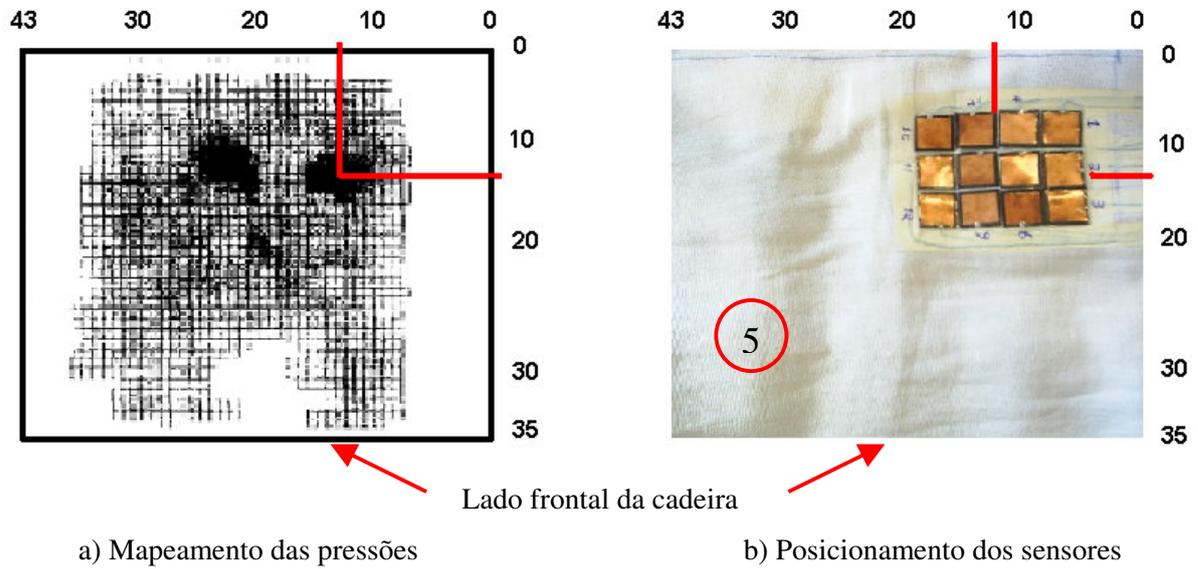


Figura 10: Dispositivo de calibração: 1) Painel de controle (válvulas de ajuste de pressão e acionamento dos pistões); 2) Dispositivo pneumático com pistões; 3) Sensor de pressão e 4) Multímetro digital.

3.2.4 POSICIONAMENTO E IDENTIFICAÇÃO DOS SENSORES DE PRESSÃO

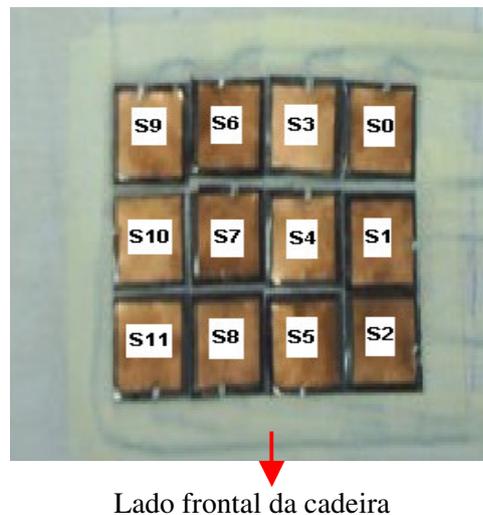
Com o assento móvel da cadeira na posição horizontal, e uma vez conhecido o mapeamento das pressões resultantes da massa corpórea de uma pessoa sobre o assento de uma cadeira de rodas, Tanimoto et al (1998 e 2000), Figura 11 a), doze sensores de pressão do tipo capacitivo foram posicionados diretamente sobre a superfície do tecido do assento móvel, em volta da região da tuberosidade isquiática, lado esquerdo da região glútea do sujeito

participante, para monitoramento e aquisição da pressão de interface conforme apresentado nas Figuras 11 a) e b).



Figuras 11 a) e b): Mapeamento das pressões e posicionamento dos sensores de pressão sobre o tecido do assento móvel

O layout da distribuição e identificação dos sensores sobre o tecido do assento móvel é apresentado na Figura 12, possibilitando assim a análise dos resultados das pressões a partir da leitura dos referidos sensores de pressão.



Figuras 12: Layout e identificação dos sensores sobre o tecido do assento móvel

3.3 SENSOR DE DESLOCAMENTO LINEAR

3.3.1 DESENVOLVIMENTO DO SENSOR DE DESLOCAMENTO LINEAR

Na Figura 13, é apresentado o sensor de deslocamento vertical do tipo potenciômetro linear, de resistência 10 K Ω e tensão de alimentação de 3 V_{dc}. O sensor foi utilizado para adquirir e monitorar o ângulo de inclinação do assento móvel tanto para o plano lateral como para o plano frontal, conforme mostrado nas Figuras 4 a) e b).

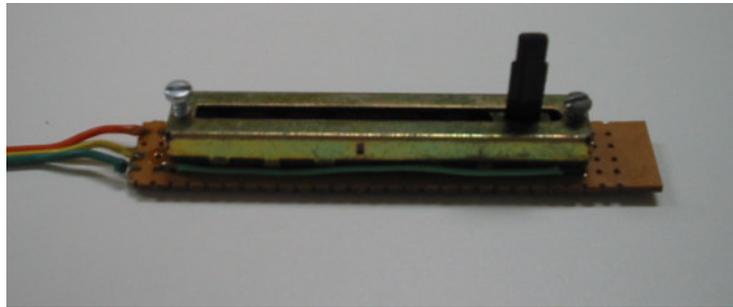


Figura 13: Sensor de deslocamento vertical, tipo potenciômetro linear.

Com os dados de deslocamento vertical do assento móvel, obtido pelo sensor de deslocamento linear, e a dimensão fixa do ponto de contato do atuador pneumático até o eixo central do assento móvel, foi possível identificar os ângulos de inclinação do assento, mediante o cálculo da tangente do ângulo, conforme equação trigonométrica: $\text{tag } \alpha = \text{cateto oposto} / \text{cateto adjacente}$, conforme mostrado na Figura 14.

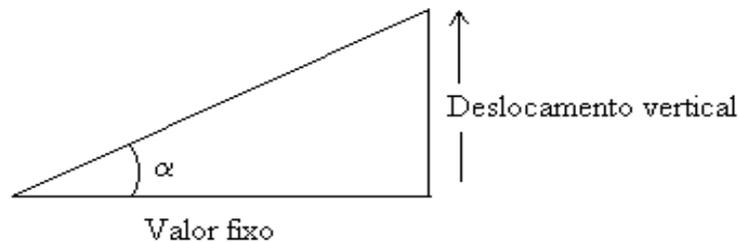


Figura 14: Representação esquemática do ângulo de inclinação

onde: α : ângulo de inclinação do assento móvel;
 cateto oposto: valor de deslocamento vertical obtido pelo sensor;
 cateto adjacente: valor fixo.

3.3.2 ESQUEMA ELÉTRICO DO CONDICIONADOR DE SINAL PARA O SENSOR DE DESLOCAMENTO LINEAR

O sinal de saída do sensor de deslocamento vertical gerado pelo movimento do assento móvel, também é adquirido e armazenado pelos sistemas DSP e PC respectivamente, conforme pode ser apresentado na Figura 15.

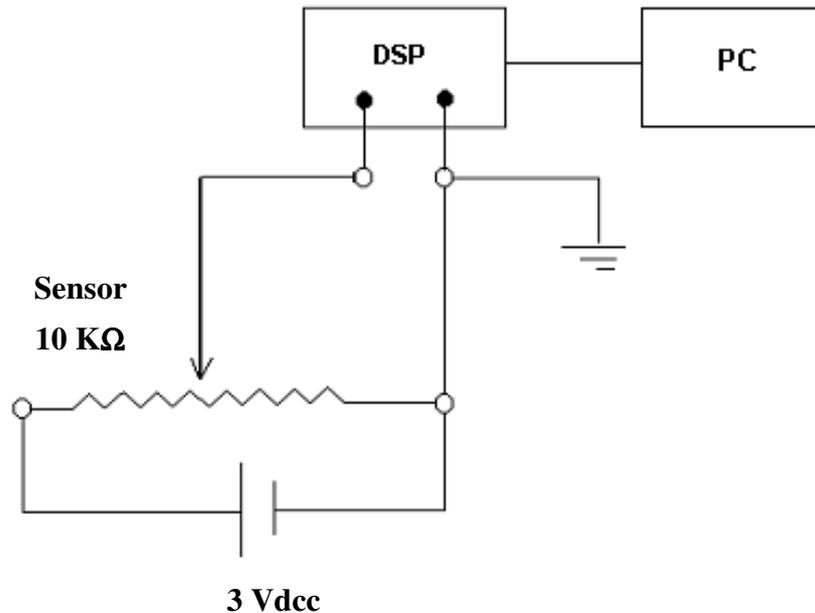


Figura 15: Esquema elétrico do condicionador de sinal para os sensores de deslocamento linear

3.3.3 CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE DESLOCAMENTO LINEAR

Para obtenção da curva de calibração do sensor de deslocamento vertical, foi utilizada uma fonte de corrente contínua, um paquímetro e um multímetro digital. A base do sensor, bem como o paquímetro, foram fixados a um dispositivo mecânico conforme mostrado na Figura 16.

Através do deslocamento da haste do paquímetro digital, de modo manual, pode-se obter mediante a leitura do multímetro, a variação da tensão em função do deslocamento da haste do sensor, possibilitando desta forma, a obtenção da curva de calibração.

Com esta curva, foi possível determinar a equação de avaliação e identificação dos sinais de deslocamento do assento móvel durante a realização dos testes com o indivíduo.

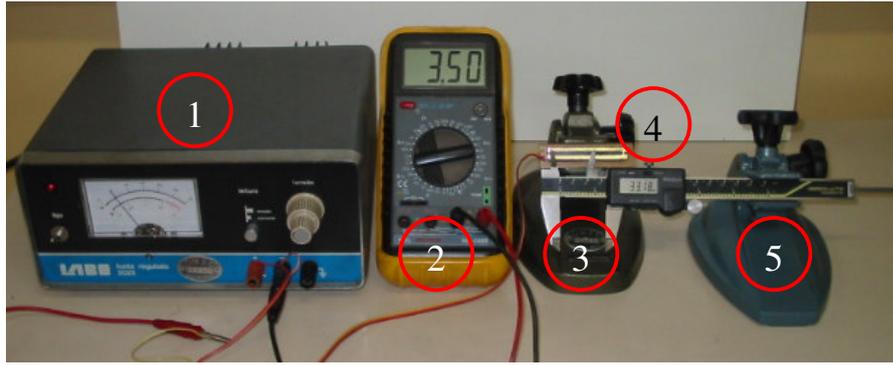


Figura 16: Dispositivo de calibração: 1) Fonte de alimentação; 2) Multímetro digital; 3) Paquímetro digital; 4) Sensor de deslocamento e 5) Base de apoio.

3.4 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

Os sinais da pressão de interface e do deslocamento vertical do assento móvel foram condicionados mediante a utilização do sistema DSP e programação em C, conforme diagrama de blocos apresentado pela Figura 17.

O sistema DSP é apresentado por um kit de Desenvolvimento Texas composto pelo chip TMS 320 F 2812, contendo 16 A/D de 12 bit, com taxa máxima de amostragem de 12 M samples por segundo.

Foi desenvolvida uma programação em C, a qual foi adquirida todos os sinais da pressão de interface a cada variação de 1 mm do deslocamento vertical do assento móvel, tanto para o lado lateral como para o frontal.

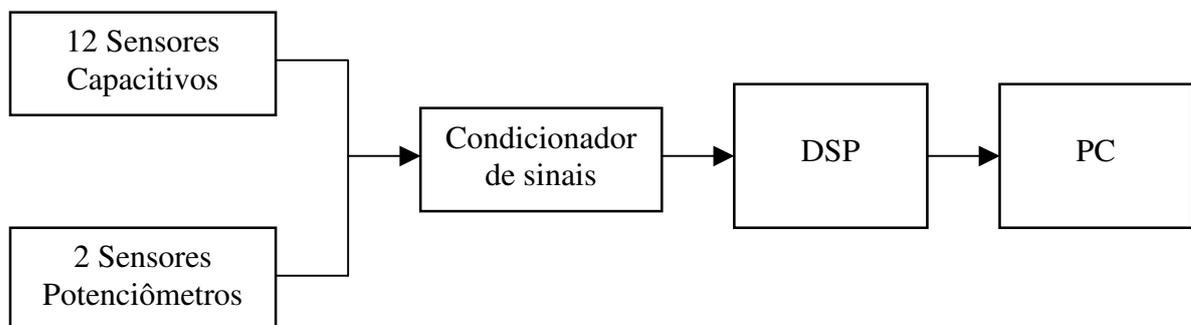


Figura 17: Diagrama em bloco do sistema de aquisição de dados

3.5 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

Sujeitos participantes

Em atendimento ao cronograma do projeto e em função do tempo para a obtenção da aprovação do projeto de pesquisa pela Comissão de Ética em Pesquisa – CONEP, a eficiência do aparato foi verificada comente com pessoas sem lesão medular.

As medidas da pressão de interface e dos ângulos de inclinação do assento móvel foram coletadas a partir de resultados adquiridos com um único sujeito (sexo masculino, com peso corpóreo de 70 Kg e estatura de 1,70 metros), sem nenhum tipo de incapacidade.

Planos de inclinação do assento móvel

Para a coleta das medidas da pressão de interface sobre as superfícies de contato, entre o tecido de apoio e sustentação do assento móvel e o tecido da pele da região glútea, precisamente na região das tuberosidades isquiáticas, diferentes planos de atuação do assento móvel da cadeira foram definidos, os planos horizontal, lateral e lateral com frontal simultâneo.

O plano horizontal (PH) é definido como a posição inicial do assento móvel em relação à estrutura da cadeira, conforme pode ser mostrado na Figura 4.

O plano lateral (PL) é definido como o plano de inclinação do assento móvel para o lado esquerdo, tomando como ponto de referência a vista de frente da cadeira, conforme pode ser apresentado na Figura 4 a.

O plano frontal (PF) é definido como a posição de inclinação do assento móvel para a posição frontal, tomando como ponto de referência a vista de lateral da cadeira conforme pode ser apresentado na Figura 4b.

O plano lateral e frontal simultâneo (PLF) é definido como a posição de inclinação do assento móvel, para o lado esquerdo e frontal, tomando como ponto de referência a vista de frente da cadeira.

Sistema de monitoramento da inclinação do assento móvel

Para a identificação e registro do ângulo de inclinação do assento móvel, foram posicionados à estrutura rígida da cadeira dois sensores do tipo potenciômetro linear, com o objetivo de efetuar as medidas do deslocamento vertical do assento móvel. O ângulo de

inclinação do assento para PL foi identificado como ângulo (α), e o ângulo de inclinação do assento para PF foi definido como ângulo (β) conforme mostrado nas Figuras 4 a) e b).

Sistema complementar para apoio e sustentação da massa corpórea

Como componente integrante deste projeto, a almofada inflável do tipo caixa de ovo, foi posicionada entre o tecido em lona do assento móvel, e a base de fixação do mesmo. Durante a aquisição dos dados da pressão de interface, o volume de ar da almofada foi considerado o mesmo para as sessões de testes realizadas. Neste trabalho, o manômetro analógico mostrado na Figura 3, foi utilizado simplesmente para a verificação do escape de ar da almofada.

Sensores e forma de mapeamento das pressões

Para a realização das medidas da pressão na interface, doze sensores do tipo capacitivo foram posicionados sobre a superfície do tecido em lona do assento móvel, precisamente em torno da região das tuberosidades isquiáticas, conforme mapeamento das pressões realizado por Tanimoto et al (1998 e 2000) - (Figuras 11 a) e b), com as seguintes identificações: (S-0), (S-1), (S-2), (S-3), (S-4), (S-5), (S-6), (S-7), (S-8), (S-9), (S-10) e (S-11), conforme é mostrado na Figura 12.

Protocolo de teste

É importante ressaltar que os testes foram realizados após o indivíduo ser posicionado sobre o assento móvel da cadeira, de forma segura e confortável. Em nosso trabalho, os resultados das pressões de interface foram coletados e analisados conforme protocolo de testes definido a seguir:

O aparato foi testado com quatro aquisições dos sinais para cada teste proposto, e as pressões resultantes de cada teste são obtidas como a média das quatro aquisições.

Teste 1: Inclinação do assento para PL com almofada e com os pés do sujeito sobre o apoio da cadeira;

Teste 2: Inclinação do assento para PL sem almofada e com os pés do sujeito sobre o apoio da cadeira;

Teste 3: Inclinação do assento para PLF com almofada e com os pés do sujeito sobre o apoio da cadeira;

Teste 4: Inclinação do assento para PLF sem almofada e com os pés do sujeito sobre o apoio da cadeira.

Testes complementares baseados na aplicação de uma força externa, em substituição ao deslocamento da massa corpórea pelo sistema pneumático da cadeira, simulando os procedimentos que um usuário de cadeira de rodas deve realizar, para obter o alívio das pressões de interface nas regiões das tuberosidades isquiáticas, foram realizados. Estes testes complementares são interessantes para comparar os resultados das medidas de pressão obtidos na realização dos testes 1, 2, 3 e 4. Foram realizados dois testes com a intenção de verificar e analisar as medidas da pressão de interface, mediante o deslocamento do membro superior do sujeito, precisamente na região lateral do ombro esquerdo, por uma força externa promovida por uma pessoa na posição em pé, conforme pode ser apresentado na Figura 18.

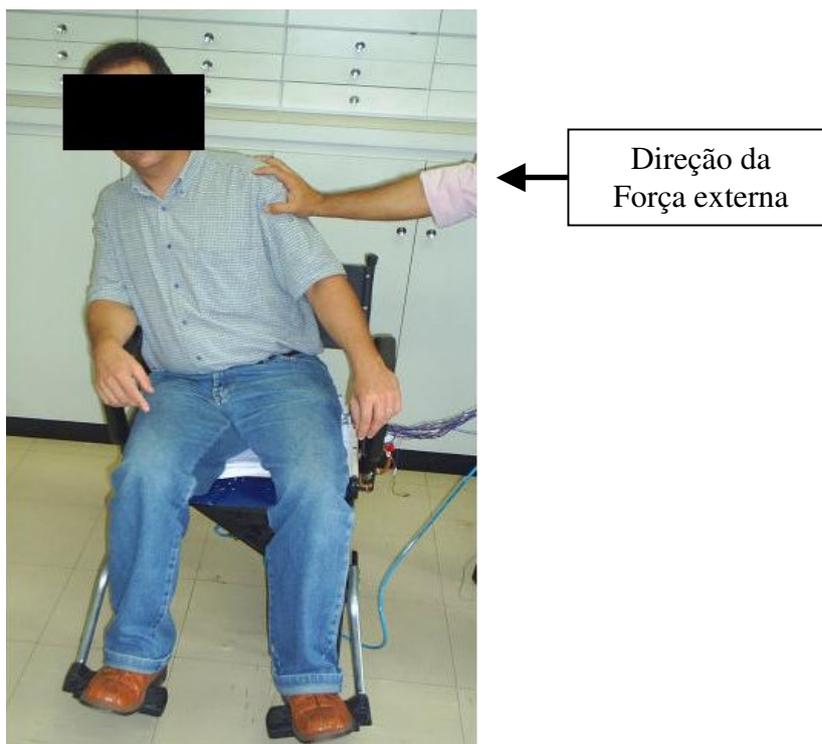


Figura 18: Aplicação de uma força externa para deslocamento do sujeito.

Teste 5: Aplicação de uma força externa para deslocamento lateral do sujeito que está sentado sobre o assento móvel, com a almofada inflada e com os pés no apoio da cadeira;

Teste 6: Aplicação de uma força externa para deslocamento lateral do sujeito que está sentado sobre o assento móvel, sem a almofada e com os pés no apoio da cadeira.

Para possibilitar o monitoramento e a aquisição das medidas da pressão durante a realização dos testes 5 e 6, definiu-se 4 pontos de medida, ou seja, 4 posições de inclinação do tronco do sujeito, iniciando a inclinação a partir da posição central em que se encontrava o tronco, até uma posição final e limite a que o sujeito suporta, como mostrado na figura 18.

Procedimentos para coleta de dados

- 1) Posicionamento inicial do sujeito sobre o assento móvel;
- 2) Após um minuto do posicionamento inicial, as primeiras medidas da pressão de interface foram coletadas, ainda com o assento na posição PH;
- 3) Após a aquisição das medidas realizadas no item 2), o sistema pneumático foi acionado e as medidas da pressão de interface foram coletadas a cada intervalo da variação da altura de 1 mm, e registradas durante a inclinação do assento móvel;
- 4) Simultaneamente às coletas das medidas da pressão de interface, item 3), foram coletados os ângulos de inclinação do assento;
- 5) Ao final do deslocamento vertical do assento móvel, a alimentação do sistema pneumático foi interrompida e permitiu o retorno total do assento móvel à posição PH.

Critérios de análise das medidas coletadas

Para análise das medidas das pressões de interface obtidas durante a realização dos testes, será verificado o aumento ou redução de cada sensor.

Para uma visão mais global de cada teste e também como forma de análise dos dados coletados será verificada a pressão média dos doze sensores em cada intervalo da inclinação do assento móvel. Definimos esta pressão como a pressão média global (PMG). Ainda como forma de análise dos dados coletados, serão verificadas a pressão, mínima e máxima da média global definidas respectivamente como pressão mínima (Pmin.) e pressão máxima (Pmax.), bem como o valor R, definido como sendo a redução em porcentagem da pressão máxima para a pressão mínima, ao final da inclinação do assento móvel.

3.6 ASPECTOS ÉTICOS

O trabalho de pesquisa em questão envolve seres humanos, e desta forma foi necessária a apresentação de um Projeto de Pesquisa ao Comitê de Ética da Universidade de Mogi das Cruzes, para aprovação.

Nesta etapa, o Projeto de Pesquisa foi previamente apresentado com as seguintes informações: apresentação, introdução, método, plano de análise de dados, cronograma físico e financeiro, referências bibliográficas, termo de consentimento livre e esclarecido aos participantes, bem como o formulário de identificação do sujeito e o registro de dados.

O termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), para participação do sujeito na pesquisa a ser realizada, é considerado como um dos principais documentos necessários para a aprovação do Projeto de Pesquisa pelo Comitê de Ética. Neste documento o sujeito é informado do objetivo proposto, bem como das condições que deverá ser submetido para a obtenção dos dados. O sujeito participante é informado das melhorias que a técnica a ser desenvolvida poderá somar a novos estudos e que a participação do mesmo é de forma voluntária, podendo sair da pesquisa quando desejar, por livre e espontânea vontade, Anexo 1.

Com a aprovação do Projeto de Pesquisa pelo Comitê de Ética da Universidade de Mogi das Cruzes, e uma vez que o trabalho se encontra no grupo I, área temática especial da saúde, conforme Resolução. CNS. 196/96, o projeto foi encaminhado ao Comitê Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP do Ministério da Saúde e de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o projeto foi aprovado conforme Anexo III, parecer CONEP número 1555/2005.

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo apresentamos a aplicação da montagem proposta e desenvolvida para o estudo de uma técnica de mudança da pressão de interface entre as superfícies do tecido humano e do apoio e sustentação da massa corpórea, para uma pessoa sentada em uma cadeira de rodas, e discutiremos a seguir alguns pontos relacionados aos experimentos realizados.

4.1 CURVAS DE CALIBRAÇÃO DOS SENSORES DE PRESSÃO

A variação do sinal elétrico na saída do sensor é uma função do aumento ou diminuição da pressão aplicada. A Figura 19 apresenta a curva de calibração de um dos doze sensores de pressão, mediante a plotagem da média dos dados experimentais coletados, para quatro ensaios realizados sobre a superfície do sensor.

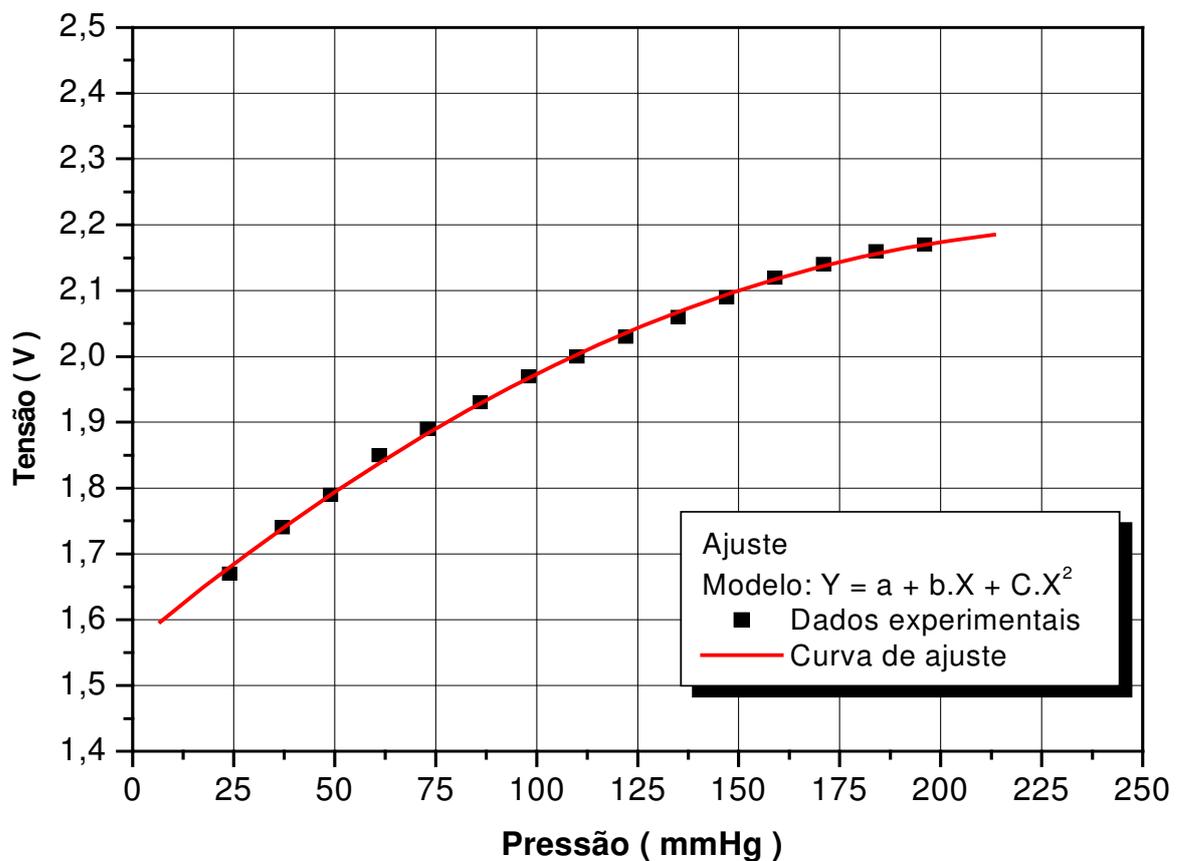


Figura 19: Curva de calibração do sensor de pressão.

Como forma de interpretação dos sinais de saída dos doze sensores, os resultados da pressão de interface tanto para o aumento como para a diminuição das pressões, foram identificados pela equação de ajuste da curva experimental relacionada a seguir:

$$Y = 1,5617 + 0,0052X - 1,0E^{-0,5} X^2 \quad \text{Equação 1}$$

A curva de ajuste obtida possui boa repetibilidade dos dados coletados, bem como pequeno desvio padrão, o que é confirmado pela relação R^2 igual a 0,9992.

O desenvolvimento do sensor capacitivo foi realizado por Figueiredo & Bonvent (2005). Inicialmente foi utilizado como material condutor do sensor capacitivo, uma lâmina de papel alumínio de 0,1 mm de espessura. A confecção do sensor capacitivo neste trabalho utilizando como material condutor, uma lâmina de cobre de 0,06 mm de espessura, produziu um aumento da sensibilidade e homogeneidade do sensor, bem como facilitou o processo de soldagem dos fios. Com isso conseguimos melhorar de forma significativa o sensor como pode ser visto pela sua curva de calibração, mostrada na Figura 19.

4.2 CURVAS DE CALIBRAÇÃO DOS SENSORES DE DESLOCAMENTO LINEAR

Na Figura 20, estão apresentadas as curvas de calibração dos sensores 1 e 2, referentes à variação do sinal elétrico na saída de cada sensor e em função do deslocamento linear aplicado. Para a calibração de cada sensor, foram levantadas 3 curvas com dados experimentais, tanto para o acréscimo quanto para o decréscimo do deslocamento.

Como forma de interpretação dos sinais de saída dos sensores, o resultado do deslocamento linear, foi identificado e avaliado pela equação da reta, para possibilitar o ajuste da curva experimental.

A linearidade obtida pela calibração dos sensores de deslocamento 1 e 2, pode ser descrita pelas expressões a) e b) respectivamente:

$$\text{a) } T = -0,23 + 0,12.D$$

$$\text{b) } T = 0,12 + 0,12.D$$

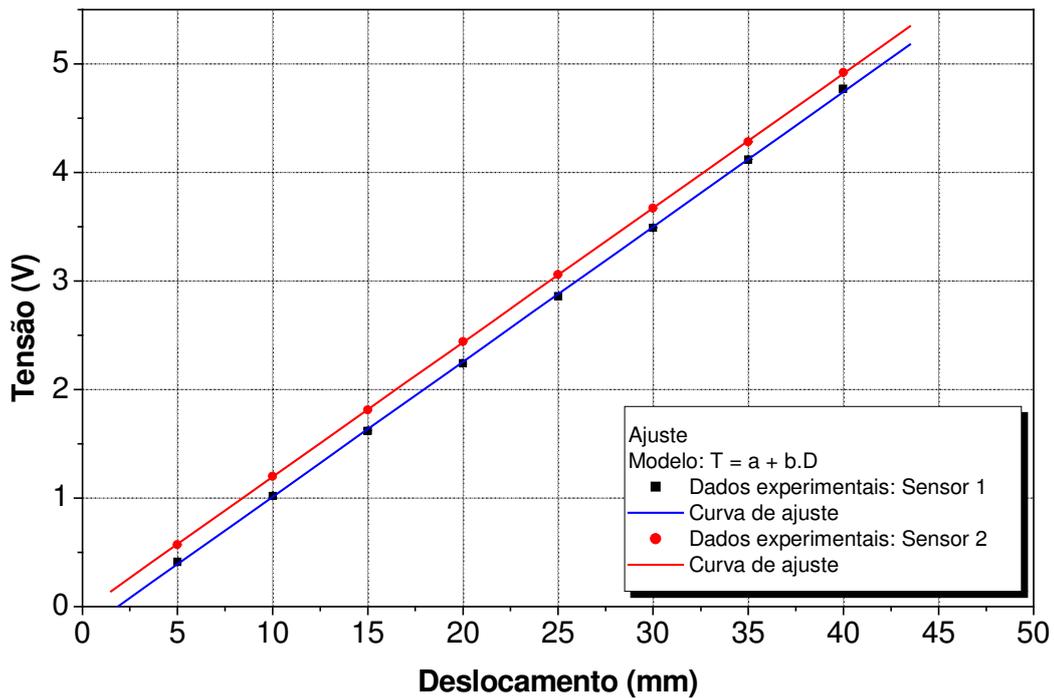


Figura 20: Curvas de calibração: sensores de deslocamento linear 01 e 02.

Observa-se na Figura 20 da curva de calibração dos sensores de deslocamento linear, que a repetibilidade das medidas coletadas, ocorreu em todas as curvas e para todos os sensores, tanto para o aumento quanto para a diminuição do movimento vertical do assento móvel.

O ajuste das curvas experimentais, correspondentes às calibrações realizadas para os sensores de deslocamento 1 e 2, mostram um coeficiente de determinação R^2 , consistente para a avaliação das curvas de calibração encontradas para os dois sensores. Em todos os sensores testados foi observada a presença de ótima linearidade entre as medidas de deslocamento linear do paquímetro digital e o sinal da tensão de saída.

4.3 DETERMINAÇÃO DA PRESSÃO DE INTERFACE

Os valores medido da pressão de interface durante a inclinação do assento móvel da cadeira, são apresentados a seguir conforme protocolo de testes definido no capítulo 3.5.

As medidas de pressão obtidas no PLF serão apresentadas somente em função do ângulo α , uma vez que durante a inclinação do assento para PL e PF simultâneos, as medidas dos valores dos ângulos foram idênticas.

Os resultados obtidos com cada tipo de técnica foram agrupados na Tabela 1.

4.3.1 VALOR MEDIDO DA PRESSÃO DE INTERFACE PARA OS TESTES 1, 2, 3 e 4.

As pressões de interface obtidas pelos doze sensores de pressão para PL com almofada em função da inclinação do assento móvel, são mostradas na Figura 21 a).

TESTE 1:

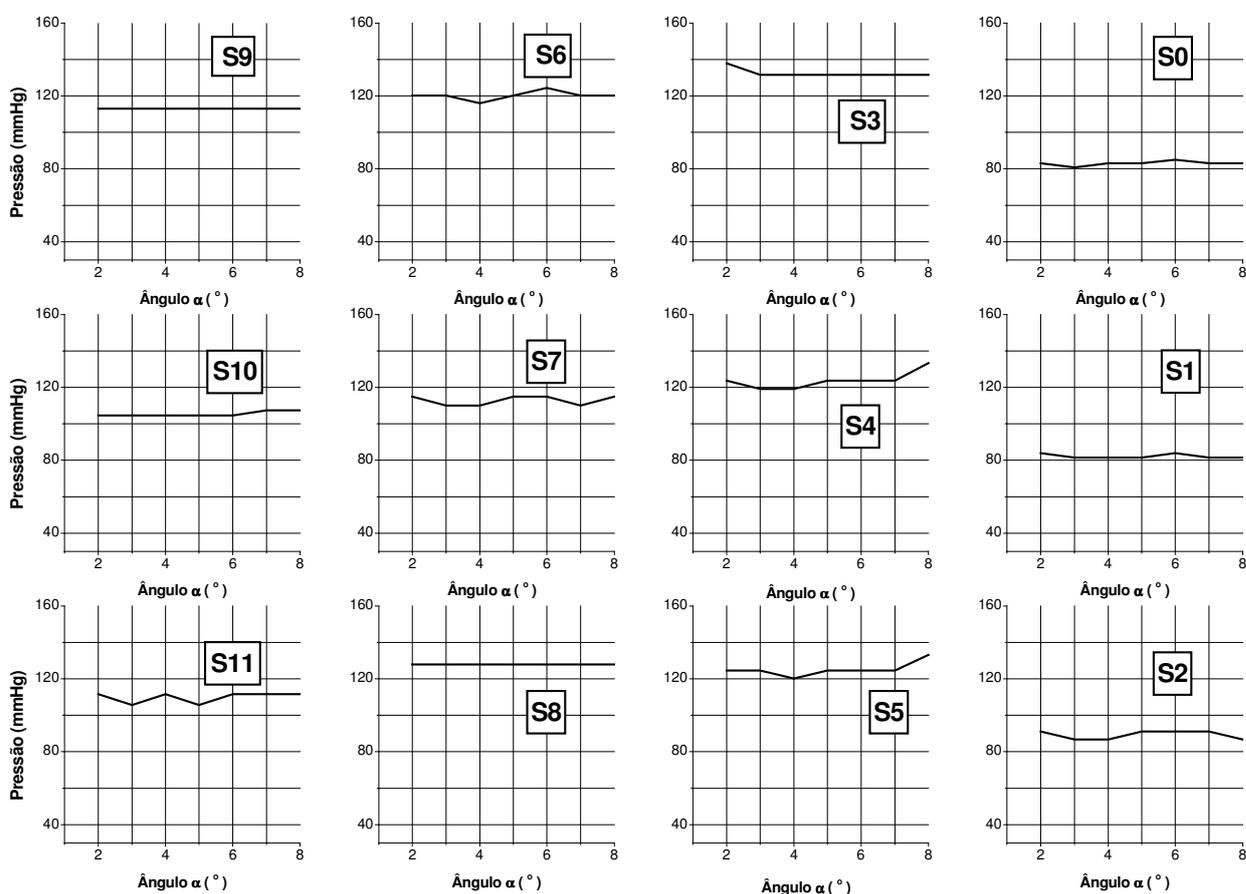


Figura 21 a): Mapeamento das pressões: Teste 1 com a inclinação para PL com almofada.

Observa-se no teste acima, que há uma distribuição homogênea das pressões sobre a região mapeada e que os valores das medidas de pressão em cada sensor se mantiveram praticamente constantes durante a inclinação do assento móvel para PL. No teste 1, a região

mapeada com menor pressão de interface encontra-se no sensor S-0 igual a 80,83 mmHg e de maior pressão no sensor S-3 igual a 137,80 mmHg.

A Figura 21 b) resume a média de todas as pressões dos doze sensores, aqui denominados como pressão média global (PMG).

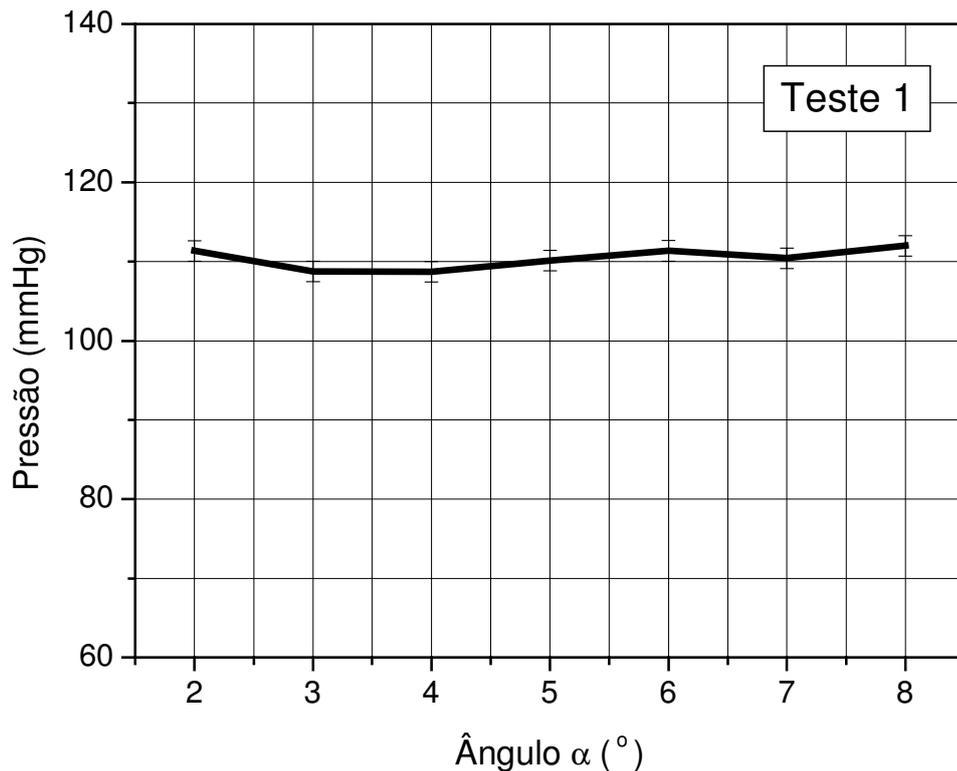


Figura 21 b): Pressão média global para PL com almofada.

Analisando a Figura 21 b) observa-se que a PMG mantém um comportamento homogêneo e constante do início ao fim da inclinação do assento móvel com almofada para PL. A distribuição homogênea das pressões é uma característica do sistema de almofada inflada com ar, segundo estudos de Tanimoto et al (1998).

Neste teste a PMG obtida foi de 110,38 mmHg, valor aproximado à faixa de pressão obtida no estudo de Kool et al (1996), onde foi identificado uma pressão de interface entre 106 e 146 mmHg, em inclinações de até 20 graus.

As Figuras 22 a) e b) apresentam o mapeamento e a PMG respectivamente, das pressões de interface obtidas pelos sensores de pressão para PL sem almofada em função da inclinação do assento móvel.

TESTE 2:

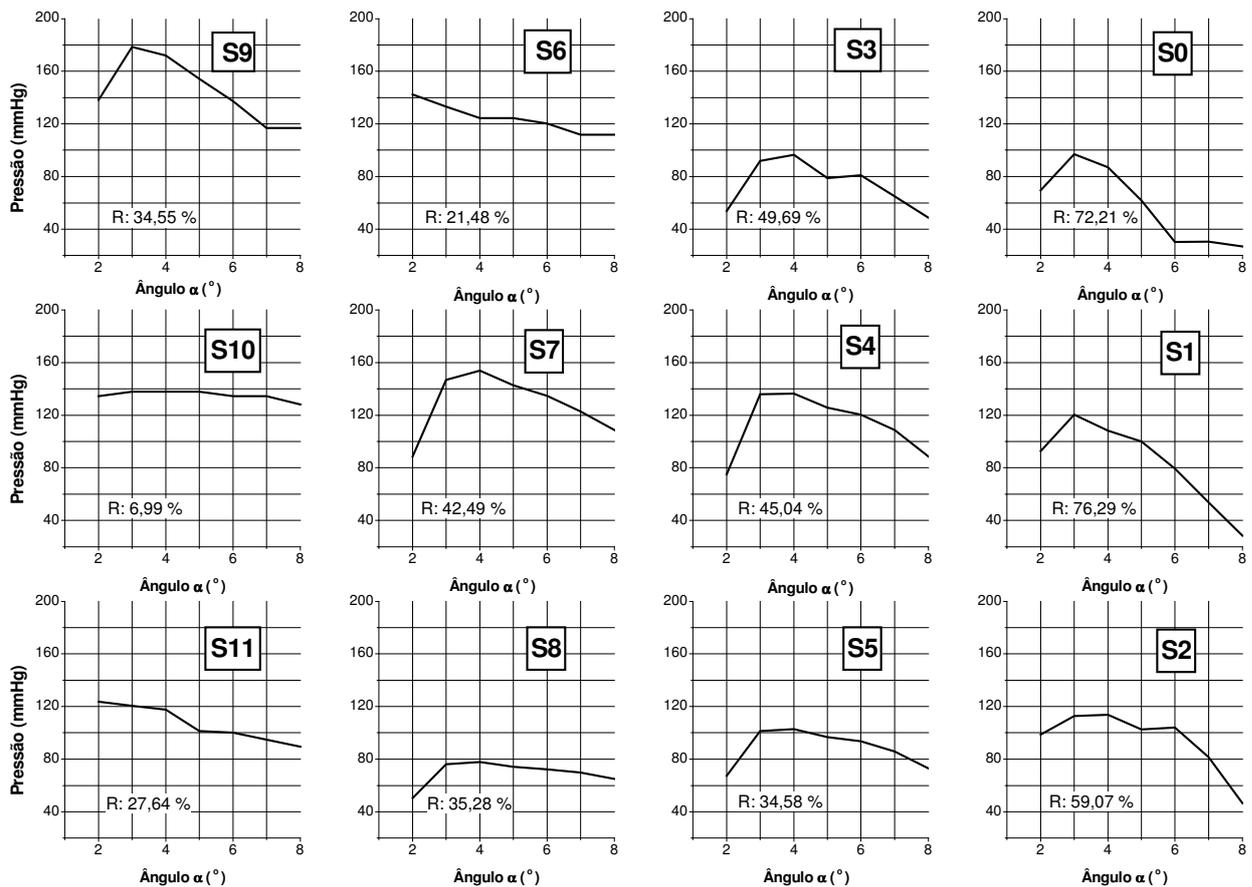


Figura 22 a): Mapeamento das pressões: Teste 2, com inclinação para PL sem almofada.

Analisando o teste acima, pôde-se observar que a distribuição das pressões sobre a região mapeada também apresenta um comportamento homogêneo, porém com mudança dos valores das medidas de pressão em todos os sensores. No teste, a região mapeada com menor pressão de interface encontra-se no sensor S-1 (26,94 mmHg) e de maior pressão no sensor S-9 (178,61 mmHg).

A Figura 22 b) apresenta a pressão média global para PL sem a utilização da almofada.

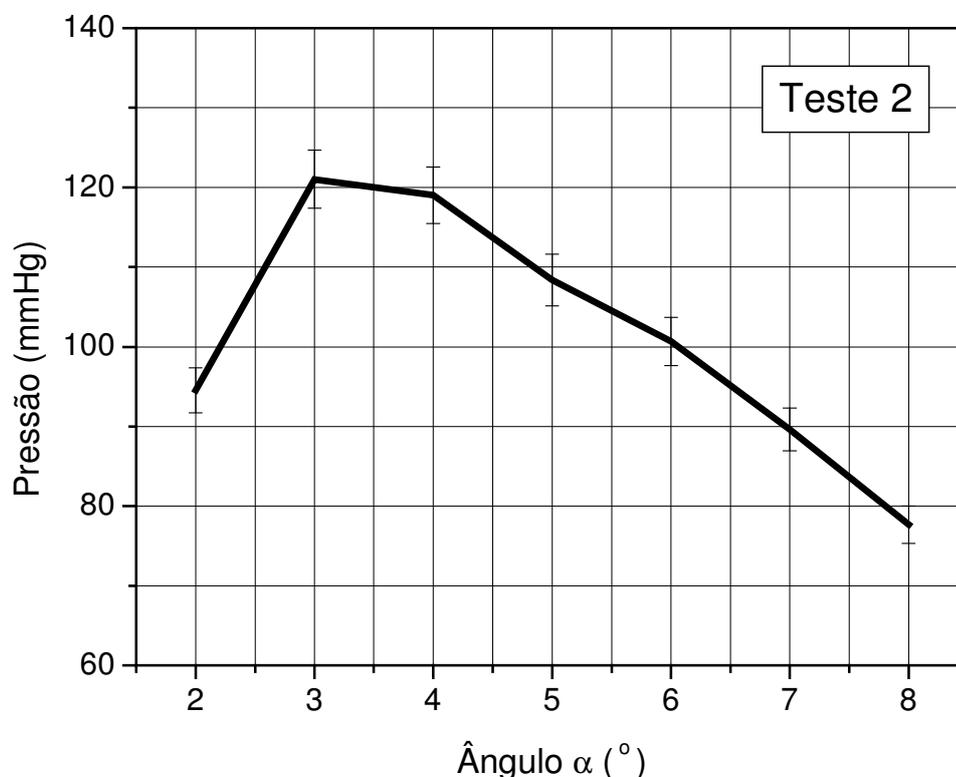


Figura 22 b): Pressão média global para PL sem almofada.

Observando a Figura acima, é evidente a queda de pressão média obtida no teste. Nesta figura pode se mostrado que após o início da inclinação, houve um pico de pressão (121,03 mmHg) e que a partir deste ponto, uma mudança e diminuição da pressão de interface ocorreu de forma proporcional em função da inclinação do assento móvel para PL até a pressão de 77,67 mmHg. A presença deste pico de pressão pode ser explicada talvez, pelo deslocamento de posição da protuberância óssea da tuberosidade isquiática sobre a região mapeada.

O comportamento das medidas coletadas no teste 2, apresenta após 4 graus de inclinação, uma certa linearidade entre as medidas de pressão e de deslocamento vertical do assento móvel. Baseado em cálculos trigonométricos verificou-se que com aproximadamente 12 graus de inclinação do assento móvel, isto é, uma redução de 20 mmHg a cada alteração de 2° da inclinação do assento, é possível obter a pressão de 30 mmHg, pressão esta, ideal para manter o fluxo sanguíneo nos vasos capilares, Bowkler & Davidson (1979).

As Figuras 23 a) e b) apresentam o mapeamento e a PMG respectivamente, das pressões de interface obtidas pelos sensores de pressão para PLF com almofada em função da inclinação do assento móvel.

TESTE 3:

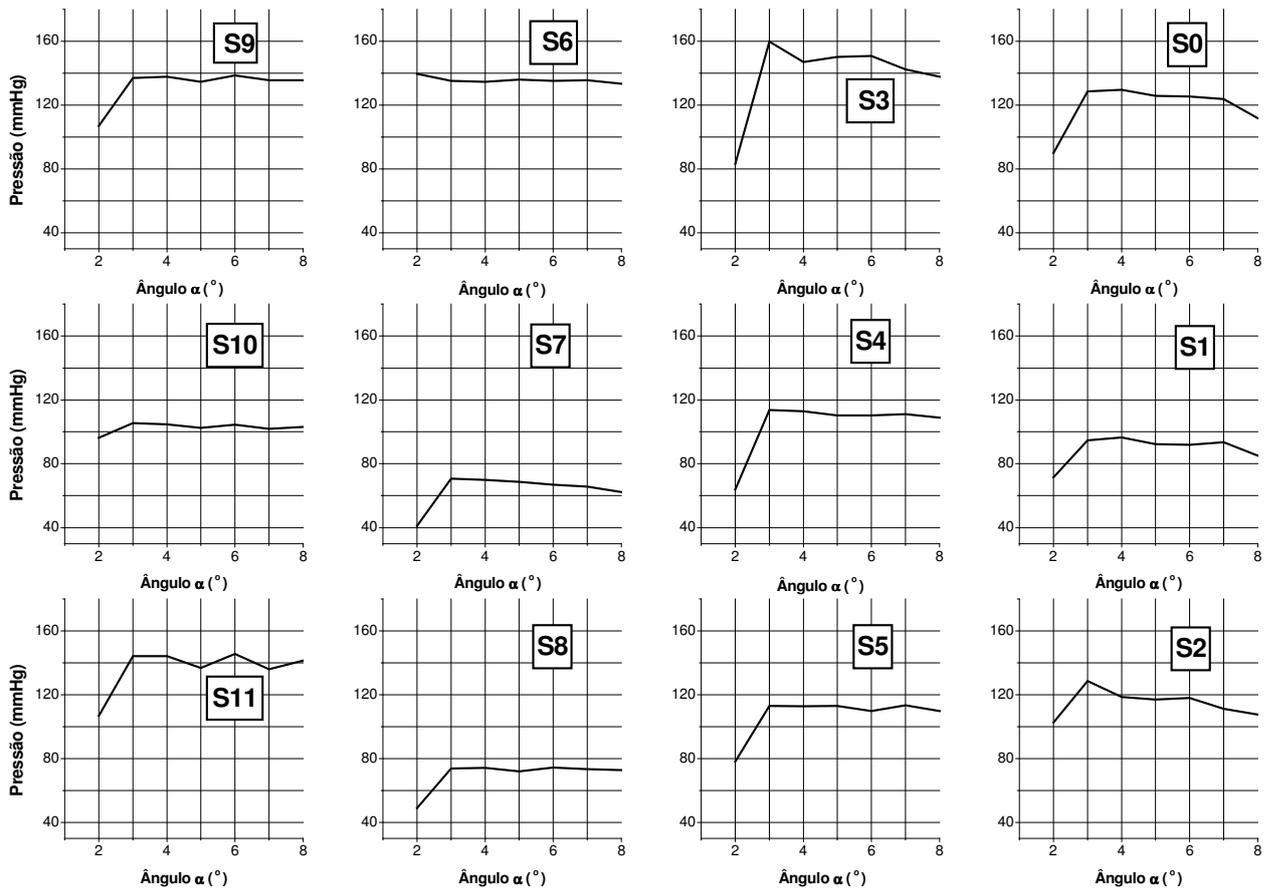


Figura 23 a): Mapeamento das pressões: Teste 3, com inclinação para PLF com almofada

Para este mapeamento, os valores das medidas de pressão tiveram sensível mudança e diminuição a partir da região central do mapeamento para posições distantes desta região em função da inclinação do assento móvel para PLF com a utilização da almofada. Este tipo de distribuição das pressões em torno da região das tuberosidades isquiáticas é confirmado em estudos realizados por Tanimoto et al (1998 e 2000). Ainda pode-se observar que os valores das medidas de pressão coletados, variaram entre 41,03 mmHg para o sensor S-7 (pressão mínima) e 159,73 mmHg para o sensor S-3 (pressão máxima). Os valores de alta pressão coletados pelos sensores S-0, S-3, S-6 e S-9 correspondem à nova posição assumida pela proeminência óssea da tuberosidade isquiática.

A Figura 23 b) apresenta a pressão média global para PLF com a utilização da almofada.

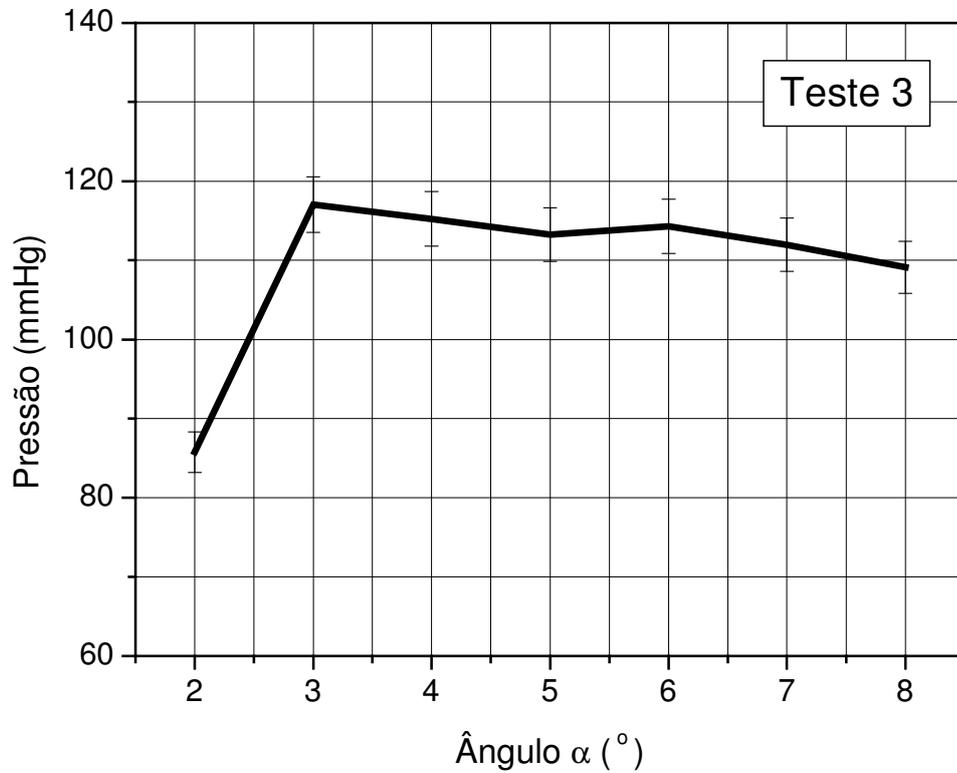


Figura 23 b): Pressão média global para PLF com almofada.

Na Figura acima, observou-se que após o início da inclinação do assento móvel, as pressões de interface tiveram um rápido aumento e a partir deste ponto, se mantiveram constantes, com uma leve queda na pressão até o final do teste. Portanto mantendo-se uma PMG em torno de 110 mmHg.

As Figuras 24 a) e b) apresentam o mapeamento e a PMG respectivamente, das pressões de interface obtidas pelos sensores de pressão para PLF sem almofada em função da inclinação do assento móvel.

TESTE 4:

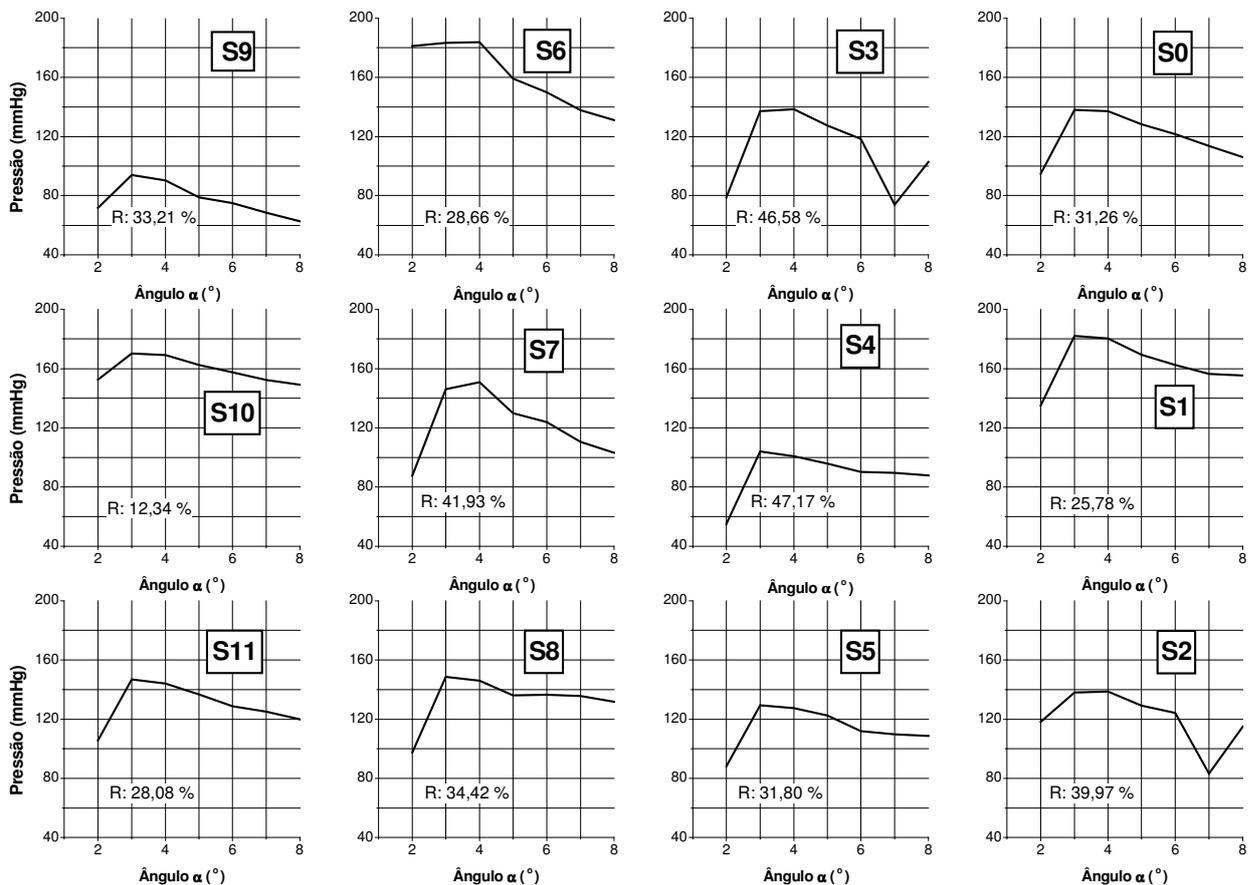


Figura 24 a): Mapeamento das pressões: Teste 4, com inclinação para PLF, sem almofada

De acordo com a Figura 24 a) observamos que o comportamento das pressões de interface coletadas são semelhantes ao teste anterior, porém, neste mapeamento foi obtido valores de pressão maiores do que o teste anterior. A pressão mínima obtida pelo sensor S-4 (54,99 mmHg), posicionado na região central do mapeamento e a pressão máxima pelo sensor S-6 (183,70 mmHg), posicionado na região posterior da proeminência óssea da tuberosidade isquiática. O valor da redução para cada sensor está demonstrado com a letra R, como por exemplo, temos uma redução de R=31,26 % no sensor S-0. Para este cálculo de redução tomou-se o valor máximo da pressão e o valor final.

A Figura 24 b) apresenta a pressão média global para PLF sem a utilização da almofada.

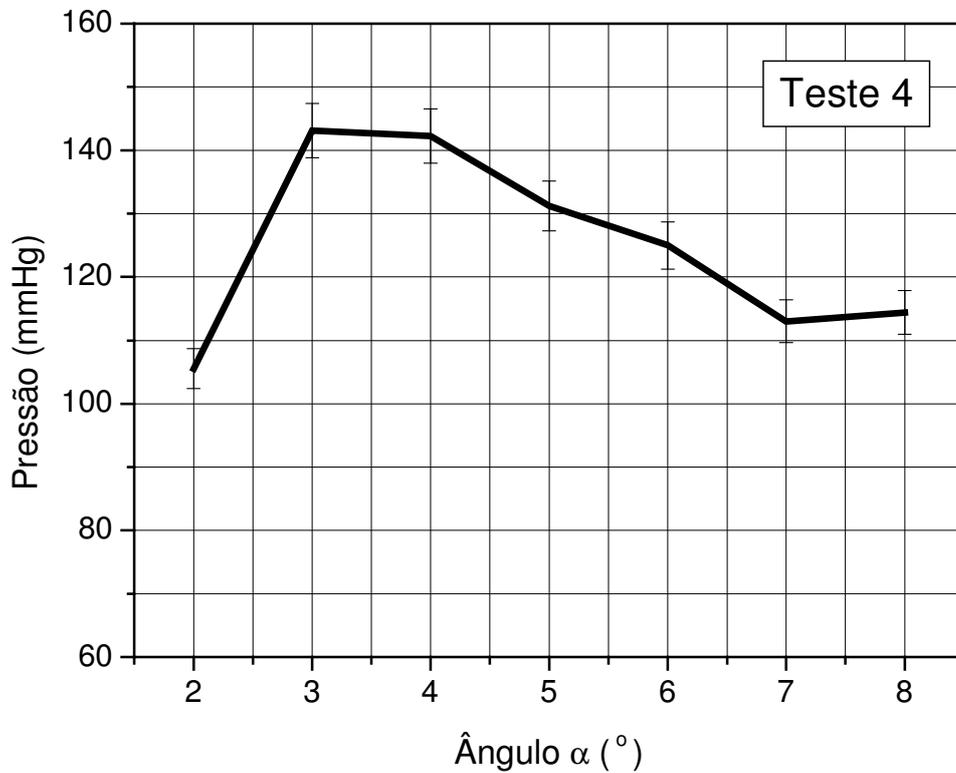


Figura 24 b): Pressão média global para PLF sem almofada.

O mapeamento da PMG mostrado na figura acima apresenta as mesmas características e comportamento do teste com inclinação para PLF com almofada, uma elevação de pressão entre 2 e 3 graus de inclinação do assento móvel com registro de pressão máxima igual a 143,11 mmHg, e com queda da pressão gradativa até o final do teste, para uma pressão de 105,11 mmHg.

4.3.2 VALOR MEDIDO DA PRESSÃO DE INTERFACE PARA OS TESTES 5 E 6 .

As Figuras 25 a) e b) apresentam o mapeamento e a PMG respectivamente, das pressões de interface com o deslocamento do sujeito, por uma força externa. A inclinação ocorreu para PL com utilização da almofada. A pressão de interface foi obtida em função da posição do tronco do sujeito sobre a cadeira.

TESTE 5:

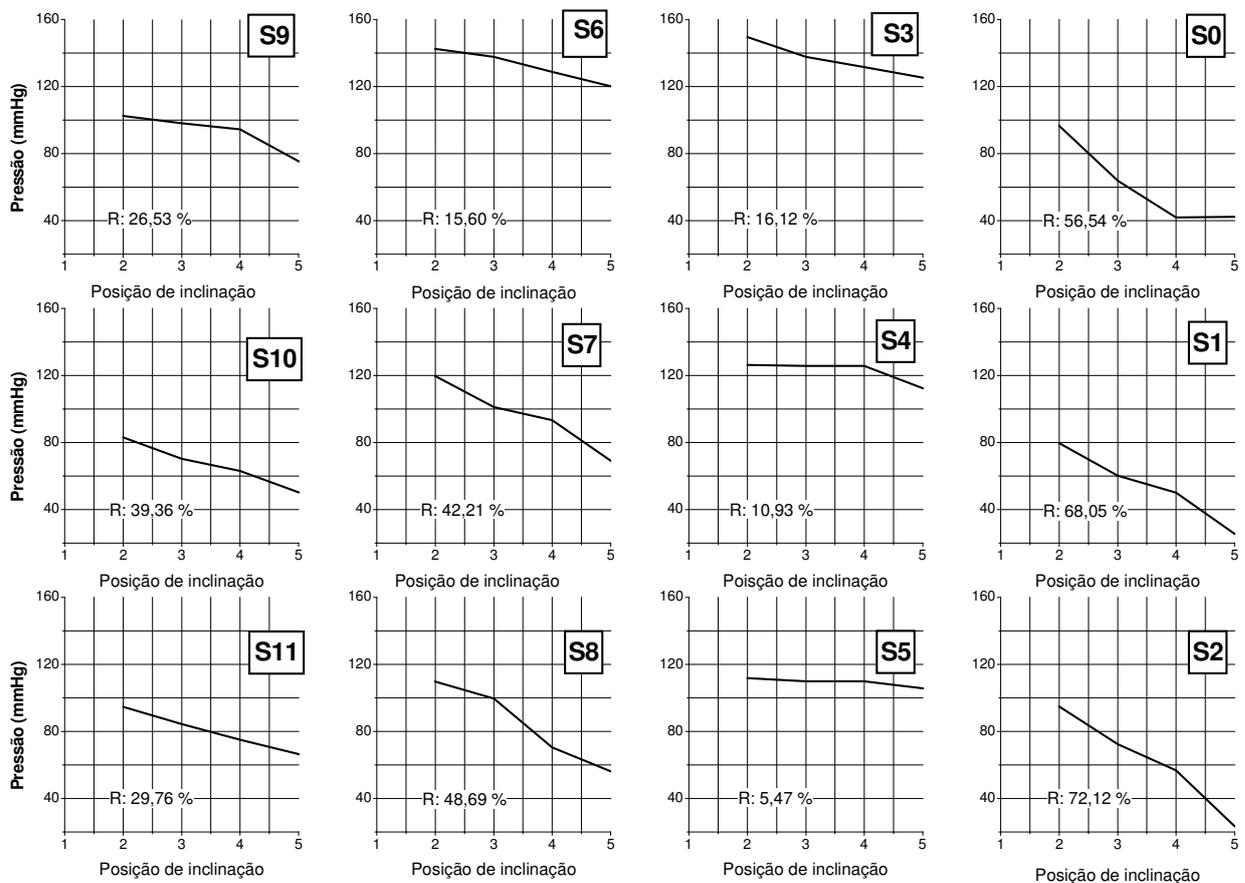


Figura 25 a): Mapeamento das pressões: Teste 5, com inclinação para PL , com almofada

Observa-se na Figura 25 a) uma distribuição com comportamento decrescente das pressões de interface em todas as regiões mapeadas. Neste teste após o início da inclinação do assento, não há presença do pico de pressão e a partir da primeira posição de inclinação a mudança e diminuição das pressões ocorrem de forma progressiva e proporcional à inclinação do assento. As medidas de pressão tiveram diminuição em todos os pontos monitorados pelos sensores em torno da tuberosidade isquiática. O sensor S-2 registrou a menor pressão (23,60

mmHg) e o sensor S-3, a maior pressão (149,53 mmHg). O valor da pressão mínima apresentada vem de encontro com os estudos realizados por Bowkler & Davidson (1979), onde pressões na faixa de 30 a 40 mmHg possibilitam o fluxo sanguíneo dentro dos vasos capilares das células.

A Figura 25 b) apresenta a pressão média global para PL com almofada e força apresenta externa.

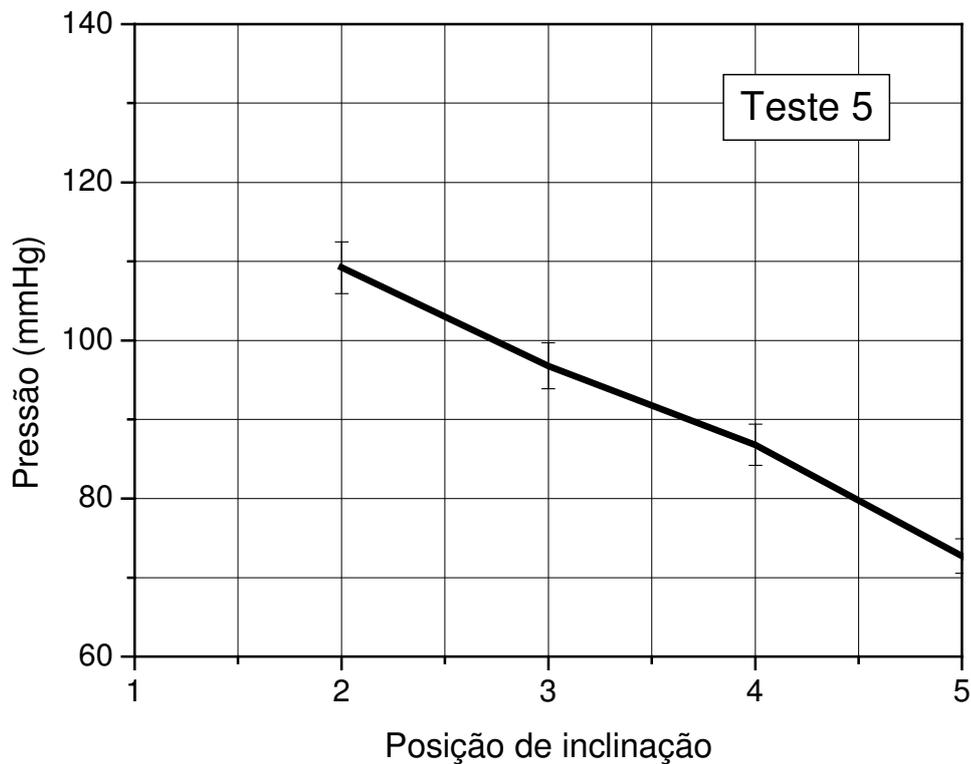


Figura 25 b): Pressão média global para PL com almofada e força externa.

Na Figura 25 b) é evidente a existência de uma proporcionalidade entre os valores das medidas de pressão e a posição de inclinação do sujeito sobre o assento da cadeira. Este teste vem confirmar a eficiência do deslocamento da posição do sujeito usuário de cadeira de rodas por outra pessoa, quando as superfícies em contato são afastadas, o que pode ser verificado pelos estudos realizados por Kanj et al (1998) e Deliberato (2002).

As Figuras 26 a) e b) apresentam o mapeamento e a PMG respectivamente, das pressões de interface com o deslocamento do sujeito, por uma força externa. A inclinação ocorreu para PL sem utilização da almofada. A pressão de interface foi obtida em função da posição do tronco do sujeito sobre a cadeira.

TESTE 6:

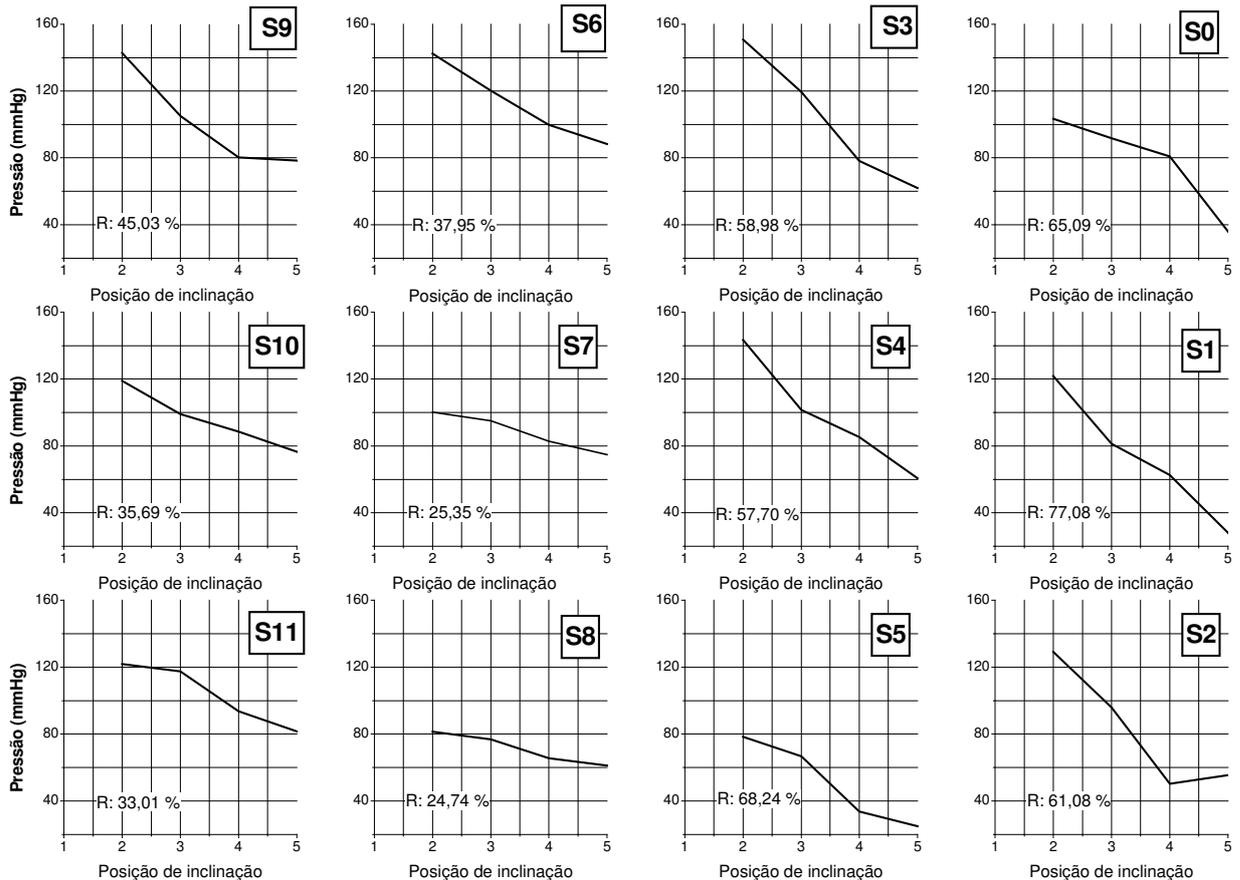


Figura 26 a): Mapeamento das pressões: Teste 6, com inclinação do sujeito para PL sem almofada

Observa-se também que na Figura 26 a) uma distribuição com comportamento decrescente das pressões de interface em todas as regiões mapeadas. Como aconteceu no teste anterior, após o início da inclinação do assento, não há presença do pico de pressão e a partir da primeira posição de inclinação, a mudança e diminuição das pressões ocorrem de forma progressiva e proporcional à inclinação do assento. As medidas de pressão apresentam diminuição em todos os pontos monitorados pelos sensores em torno da tuberosidade isquiática. Neste teste os valores das pressões mínima e máxima foram anotadas para o sensor S-5 (24,84 mmHg) e para o sensor S-3 (150,86 mmHg) respectivamente. O valor da pressão

mínima apresentada vem ao encontro dos estudos realizados por Bowkler & Davidson (1979), onde pressões na faixa de 30 a 40 mmHg possibilitam o fluxo sanguíneo dentro dos vasos capilares das células.

A Figura 26 b) apresenta a pressão média global para PL sem almofada e força externa.

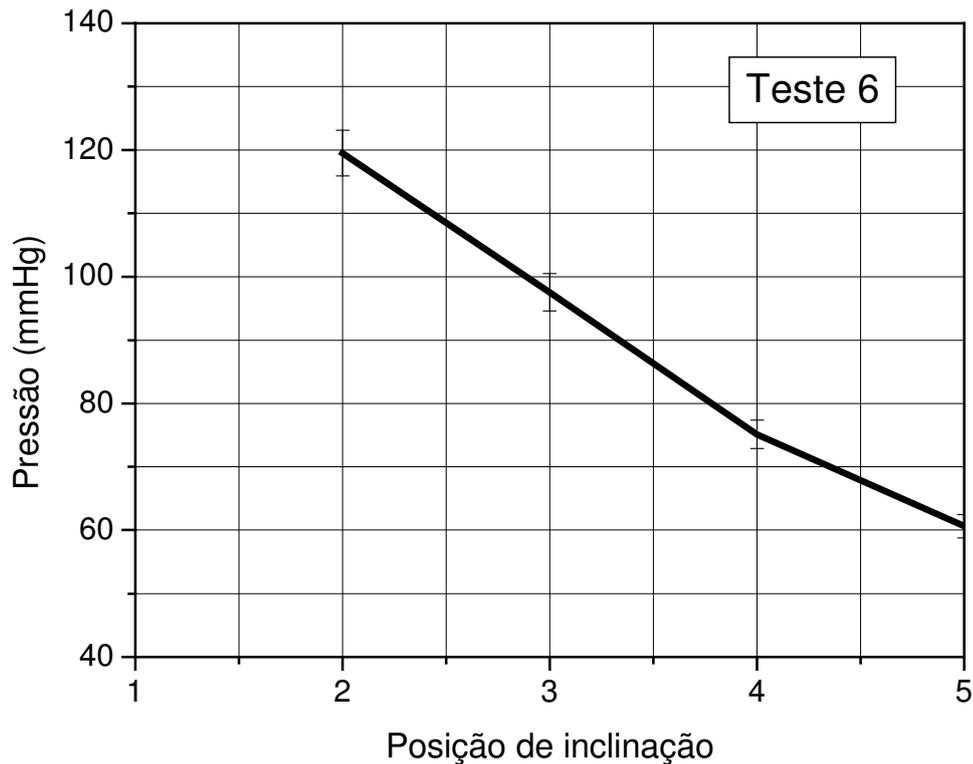


Figura 26 b): Pressão média global para PL com almofada e força externa.

Neste teste, também é possível verificar a existência de uma proporcionalidade entre os valores das medidas de pressão e a posição de inclinação do sujeito sobre o assento da cadeira, como pode ser mostrado pela Figura 26 b). A PMG registrada neste teste foi de 88,21 mmHg. Mais uma vez, pode-se dizer que este teste vem confirmar a eficiência do deslocamento da posição do sujeito usuário de cadeira de rodas por outra pessoa, o que pode ser verificado pelos estudos realizados por Kanj et al (1998) e Deliberato (2002).

Os resultados obtidos nos testes das Figuras, 21 b), 22 b), 23 b), 24 b), 25 b) e 26 b), estão sumarizados a seguir na tabela 1. Esta tabela mostra os valores máximos e mínimos da pressão global média (PMG), isto é a média dos doze sensores em uma determinada altura do assento da cadeira. É mostrada também a redução em porcentagem destas pressões.

Tabela 1: Valor medido da Pmín. e Pmáx. global e da redução R, para os testes 1, 2, 3, 4, 5 e 6.

Testes	Discriminação dos testes	Pressão de interface (mmHg)		Redução
		Pmáx.	Pmín.	(%)
1	Inclinação para PL com almofada	111,98	108,71	2,92
2	Inclinação para PL sem almofada	121,03	77,67	35,83
3	Inclinação para PLF com almofada	117,03	85,76	26,72
4	Inclinação para PLF sem almofada	143,11	105,11	26,55
5	Força externa PL com almofada	109,21	72,72	33,41
6	Força externa PL sem almofada	119,52	60,64	49,26

Em concordância com os estudos realizados por Henderson et al (1994) e Tanimoto et al (1998), foi observado com exceção do teste 1, o alívio da pressão de interface pela mudança dos valores de máxima pressão próximo à região das tuberosidades isquiáticas e mínima pressão distanciando desta região, durante a inclinação do assento móvel tanto para o PL quanto para o PLF.

Como já era de se esperar, os testes 5 e 6 promovem uma grande redução da pressão máxima inicial atuante na região das tuberosidades isquiáticas, e isto ocorre pelo maior afastamento das superfícies de contato durante o deslocamento da região glútea do sujeito pela atuação de uma força externa.

Observou-se que as reduções de pressão máxima para mínima nos testes que não utilizaram a almofada, foram maiores do que nos testes que utilizaram a almofada. A presença da almofada inflada com ar propicia a homogeneização das pressões, porém, durante o deslocamento da massa corpórea sobre a superfície da almofada, foi observado que as

pressões sobre a superfície não assumem mudanças significativas, uma vez que a pressão interna da almofada não é aliviada para o ambiente.

Observa-se então, que mediante o acionamento pneumático do assento móvel da cadeira os valores das medidas de pressão obtidos nos testes 1, 2, 3 e 4, a posição PL sem almofada (teste 2), é a que mais evidencia a nossa proposta, pois vem ao encontro do nosso objetivo, que era de mudar a pressão de interface, e que neste caso, conseqüentemente conseguimos também diminuir as pressões médias atuantes em até 36%.

Em comparação com os testes 5 e 6, o teste 2, se adequa melhor às condições de movimento do sujeito, por apresentar maior conforto e segurança durante o deslocamento do sujeito e por gerar maior independência para o usuário de cadeira de rodas.

Os resultados apresentados na tabela 1 vêm, portanto, em concordância com o objetivo proposto por este projeto de pesquisa, pois, foi possível a realização da mudança da pressão de interface na região das tuberosidades isquiáticas, mediante o deslocamento do peso do indivíduo sobre o assento o dispositivo experimental desenvolvido, de forma segura e confortável.

Propostas de trabalhos futuros

Pelo que foi exposto acima, podemos concluir que muito deve ser feito até que a técnica de mudança da pressão de interface entre o contato das superfícies do tecido humano e do apoio de sustentação seja considerada dominada.

Esta técnica apresentada contribuirá para outros experimentos que possam ser realizados, ajudando a elucidar os problemas relacionados a esta técnica e otimizando seus resultados.

Propomos em trabalhos futuros:

- Utilizando a técnica desenvolvida, verificar as pressões atuantes nas regiões das tuberosidades isquiáticas com lesados medular. Possivelmente os resultados a serem coletados, diferenciarão dos resultados coletados em nosso estudo, pois, dependendo do tipo e intensidade da lesão, o sujeito não apresentará sensibilidade ao deslocamento de inclinação, não permitindo desta forma, impor resistência ao movimento de inclinação aplicado pelo dispositivo experimental;
- Monitorar as pressões de interface com sujeitos com diferentes tipos de lesão medular e características físicas: sexo, idade, peso e altura;

- As pressões de interface são influenciadas pela posição das tuberosidades isquiáticas sobre o tecido de sustentação e apoio do assento móvel durante a inclinação do mesmo, desta forma é importante também verificar o deslocamento do tronco do lesado medular em outras direções não verificadas em nosso estudo, promovendo a inclinação deste assento de forma simultânea e independente.
- Verificação da influência da velocidade de deslocamento vertical, durante a inclinação do assento móvel;
- Como os valores obtidos no teste 2 apresentam linearidade entre a pressão de interface e a inclinação do assento móvel, propõe-se verificar as pressões de interface mediante alterações mecânicas do sistema de acionamento e sustentação do dispositivo experimental desenvolvido, para possibilitar aumento da inclinação do assento móvel de 8 para 12 graus, permitindo desta forma, verificar as pressões de interface resultantes.

CAPÍTULO 5 - CONCLUSÃO

Neste trabalho, nos propusemos a desenvolver um dispositivo mecânico para o estudo e teste da técnica para mudança da pressão de interface.

Construímos uma cadeira com características e dimensões semelhantes à de uma cadeira de rodas, que possibilitou a realização dos movimentos de inclinação do assento de apoio e sustentação da massa corpórea de um indivíduo, na posição sentada.

Também projetamos e montamos um sistema pneumático para o acionamento do assento móvel. O sistema se mostrou de fácil operação, capaz de produzir os movimentos desejados e propostos em nosso estudo, além de propiciar total segurança e ausência de ruídos. O sistema foi capaz de suportar o peso, manter o equilíbrio do sujeito sobre o assento e permitir a inclinação do assento em torno do eixo central da cadeira.

Para possibilitar a coleta de dados proposta neste estudo, confeccionamos sensores do tipo capacitivo para medir a pressão de interface entre superfícies de contato. O sensor mostrou alta sensibilidade e homogeneidade quando na realização das medidas. Utilizamos ainda, sensores do tipo potenciômetro linear, para medir deslocamento linear. O sensor mostrou excelente sensibilidade e repetibilidade.

A aquisição e armazenamento dos sinais da pressão de interface e dos ângulos de inclinação do assento móvel da cadeira foram realizados pelo sistema DSP através da programação em C. Este sistema de aquisição de dados foi capaz de promover a aquisição e armazenamento dos dados dos quatorze sensores em tempo real.

De acordo com os testes realizados neste estudo, podemos afirmar que o dispositivo aqui desenvolvido atingiu seu objetivo, conseguindo produzir uma mudança e diminuição da pressão de interface.

Muitos testes foram realizados para que se pudesse achar a melhor posição e a melhor forma de atingir este objetivo. Entre os testes realizados, destaca-se inclinação da posição lateral sem almofada, que com estudos mais detalhados, pode chegar a média de pressão de interface citada na literatura estrangeira e uma redução média de até 36%.

A partir dos resultados colhidos neste trabalho, podemos afirmar que esta pesquisa é um novo caminho para que novos trabalhos possam surgir com pessoas lesadas, melhorando ainda mais a qualidade de vida daqueles indivíduos portadores de lesão medular, confinados a uma cadeira de rodas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGRAWAL, B.K.; TOBY, A.; VICICH, I. Web-belt loop for relief of pressure on buttocks. **Archive Physics Medical Rehabilitation**, v. 59, p. 346–349, abr.1978.

BOWKER, B.; DAVIDSON, L.M. Development of a cushion to prevent ischial pressure sores. **British Medical Journal**, v.2, p. 958–961, jun.1979.

DANIEL, R.K.; PRIEST, D.L.; WHEATLEY, D.C. Etiologic factors in pressure sores: an experimental model. **Archive Physics Medicine Rehabilitation**, v. 62, p. 492–498, out.1981.

EAGLSTEIN, W.H.; FALANGA, V. Chronic wounds. **Surgical Clinics of North America**, v. 77, p. 689-700, jun.1997.

FALANGA, V. Chronic wounds: pathophysiologic and experimental considerations. **Archive Dermatology**, v. 26, p. 1–8, out.1992.

FIGUEIREDO, M.R, BONVENT, J.Q. Análise da força aplicada durante a tração manual na coluna vertebral (segmento lombar) e da manutenção da postura pós-tração. **Dissertação de mestrado (Engenharia Biomédica) – Universidade de Mogi das Cruzes**, v.1, p. 40-53, abr.2005.

FORDYCE, W.E.; SIMONS, B.C. Automated training system for wheelchair pushps. **Public Health Rep.**, v. 83, p. 527-531, set.1968.

FOWLER, E.M. Equipment products used in management and treatment of pressure ulcers. **Nursing Clinical North American**, v. 22, p. 449–461, jun.1987.

GILSDORF, P.; PATTERSON, R.; FISHER, S. Thirty-minute continuous sitting force measurements with different support surfaces in the cord injured and able-bodied. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 28, p. 33–38, jun.1991.

HAGISAWA, S.; BARBENEL, J. The limites of pressure sore prevention. **Journal o f the Royal Society of Medicine**, v. 92, p. 576–578, nov.1999.

HAYWARD, P.G.; HILLMAN, G.R. Surface area measurement of pressure sores using wound molds and computerized imaging. **Journal American Geriatric Society**, v. 41, p. 238–240, mar.1993.

HENDERSON, L.J.; PRICE, S.H.; BRANDSTATER, M.E.; MANDAC, B.R. Efficacy of three measures to relieve pressure in seated persons with spinal cord injury. **Archive Medical Rehabilitation**, v. 75, p. 535–539, mai.1994.

HERMAN, L.E.; ROTHMAN, K.F. Prevention, care and treatment of pressure (decubitus) ulcers in Intensive Care Unit patients. **Journal Intensive Care Med**, v. 4, p. 117–123, nov.1989.

HOLMES, R.; MACCHIANO, K.; JHANGIANI, S.S.; AGARWAL, N.R.; SAVINO, J.A. Nutrition know-how: combating pressure sores nutritionally. **American Journal Nursing**, v. 87, p. 1301–1303, out.1987.

KANJ, L. F; WILKING, S. V. B.; PHILIPS, T. J. Continuing medical education. **Journal of the American Academy of Dermatology**, v. 38, p. 517–532, jun.1998.

KOO, T.K.K; MAK, A.F.T; LEE, Y. L. Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions. **Archive Medical Rehabilitation**, v. 77, p. 40–47, jan.1996.

KOSIAK, M.; KUBICEK, W.G.; OLSON, M. Evaluation of pressure as a factor in the production of ischial ulcers. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 39, p. 623–629, abr.1985.

KOSIAK, M. Etiology and pathology of ischemic ulcers. **Archive of Ph Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 40, p. 60–69, ago.1959.

RITHALIA, S.V.S. Assessment of pressure relief characteristics in alternating pressure air cushions. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 20, p. 205–208, ago.1997.

RITHALIA, S.V.S.; GONSALKORALE, M. Assessment of alternating air mattresses using a time-based interface pressure threshold technique. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 35, p. 225–230, jun.1998.

SHEA, J.D. Pressure sores classification and management. **Clinic Orthopedic**, v. 112, p. 89–100, set.1975.

STAAS, W.E.; LAMANTIA, G. Decubitus ulcers and rehabilitation medicine. **International Journal Dermatology**, v. 21, p. 437–444, nov.1982.

TANIMOTO, Y.; TAKECHI, H; NAGAHATA, H; YAMAMOTO, H. The study of pressure distribution in sitting position on cushions for patient with spinal cord injury. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 47, p. 1239–1243, out.1998.

TANIMOTO, Y.; TAKECHI, H; NAGAHATA, H; YAMAMOTO, H. Pressure measurement of air Cushion for SCI patients. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 49, p. 666–670, jun.2000.

YARKONY, G.M.; KIRK, P.M., CARLSON, C; ROTH, E.J.; LOVELL, L.; HEINEMANN, A. KING, R.; LEE, M.Y.; BETTS, H.B. Classification of pressure ulcers. **Archive Demartology**, v. 126, p. 1218–1219, set.1990.

3M DO BRASIL. Prevenção e tratamento de escaras ou úlceras de decúbito. **Departamento de Procedimentos Médicos**, Sumaré, São Paulo. apostila/impressa, ago.2001.

DELIBERATO, P.C.P. Fisioterapia preventiva: Fundamentos e aplicações. **Editora Manole Ltda, 1º edição**, v.1, p. 65–69, set.2002.

NPUAP (The National Pressure Ulcer Advisory Panel). Pressure ulcers prevalence, cont and risk assessment: consensus development conference statement. **Decubitus Department**, v. 2, p. 24–28, abr.1989.

OLLIVER, J. Cuidados com as costas, um guia para terapeutas. **Editora Manole Ltda, 1º edição**, v. 77, fev.1999.

ANEXO 1

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Para obter um maior conhecimento sobre úlceras por pressão presentes em indivíduos usuários de cadeira de rodas, os pesquisadores da Universidade de Mogi das Cruzes-UMC estão convidando o(a) senhor(a) (_____ nome do participante _____) , para participar do desenvolvimento da pesquisa científica, “Úlceras por pressão: Teste de técnica para mudança da pressão de interface”.

As úlceras por pressão são feridas que comprometem a saúde, o bem estar e o conforto do usuário de cadeira de rodas, refletindo diretamente em altos custos de tratamentos, seja estes por via medicamentosa e ou cirúrgica, ou por meio de técnicas de prevenção, tais como: a ação de mudança da posição do indivíduo, e a utilização de almofadas infladas com ar ou com gel sobre o assento da cadeira.

Com base nestas informações e para melhor conhecer como prevenir as úlceras por pressão, propomos como objetivo de nossa pesquisa, desenvolver e testar uma técnica, que possibilite a mudança da pressão de interface entre as superfícies das nádegas de um indivíduo e a superfície do assento de uma cadeira, na posição sentada.

Como benefício desta pesquisa, esperamos que a pressão de interface seja diminuída na região das nádegas, promovendo desta forma a ausência das úlceras por pressão em usuários de cadeira de rodas.

Para a realização desta pesquisa, uma cadeira com estrutura e dimensões semelhantes a de uma cadeira de rodas foi construída. A cadeira possui um sistema pneumático que permite a inclinação do assento para os lados lateral e frontal, em até 10 graus.

O procedimento de coleta dos dados deverá seguir o seguinte protocolo:

- 1- com o sistema de aquisição da pressão posicionado sobre o assento da cadeira, e este na posição horizontal, o sujeito participante será posicionado;
- 2- a inclinação do assento da cadeira ocorrerá de forma individual para os planos lateral, frontal e lateral com frontal e o
- 3- tempo total que o participante terá que dispor será de cinco (05) minutos.

Os dados coletados serão identificados no laboratório por um código formado por números e letras, assegurando e preservando a identidade e privacidade do participante voluntário. A eventual inclusão dos resultados em publicação científica será feita de modo a manter o anonimato do indivíduo participante.

A obtenção dos dados da pressão não implicarão em riscos durante a aquisição dos mesmos. Durante a realização dos estudos, um acompanhante do participante voluntário poderá presenciar os testes, e para assegurar total assistência, segurança e conforto ao participante, um profissional da área de fisioterapia estará presente durante a realização da coleta.

O local para a realização dos procedimentos desta pesquisa, será na Clínica de Fisioterapia da Universidade de Mogi das Cruzes – Campus II, situado à Avenida Mariano de Souza Melo, nº 600, Bairro Mogilar, Mogi das Cruzes – SP. Será aproveitada uma das visitas regulares do paciente à clínica

É necessário esclarecer que não existem quaisquer benefícios ou direitos financeiros a receber sobre os eventuais resultados decorrentes desta pesquisa.

Esta pesquisa foi autorizada pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP-MS (parecer nº.....) e pelo Comitê de Ética em Pesquisa CEP-UMC (parecer nº.....).

Em caso de dúvidas, sobre este TCLE e ou sobre a pesquisa, ou algo que não tenha sido esclarecido, solicita-se a gentileza de entrar em contato com a Comissão de Ética em Pesquisa - CEP da Universidade de Mogi das Cruzes, pelo telefone 4798-7085 ou com os pesquisadores responsáveis: Marco Antônio Fumagalli (orientador), telefone 11-4798-7028,

RG: 10.597.904, residente à Rua Francisco Franco, nº 146 – Mogi das Cruzes - SP e Márcio Cintra Machado (aluno), telefone 11-4790-1605, RG: 16.529.453, residente à Avenida Francisco Rodrigues Filho, nº 2001 – Mogi das Cruzes - SP.

A participação do sujeito no desenvolvimento desta pesquisa é de caráter voluntário e, portanto, mesmo tendo consentido em participar, tem liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado.

Com as eventuais dúvidas esclarecidas, considerando que o participante está suficientemente informado após a leitura deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE e que concorda voluntariamente em participar desta pesquisa, o participante assina o presente documento em duas vias, ficando uma das vias em sua posse.

Poderá ter acesso aos dados globais da pesquisa se assim o desejar.

Estando suficientemente esclarecido sobre a pesquisa “Úlceras por pressão: Teste de técnica para mudança da pressão de interface”, e de acordo com o explicitado no presente termo, declaro concordar com o mesmo.

Mogi das Cruzes, ____ de _____ de 2005

(nome e RG)

Participante voluntário ou seu representante

(nome e RG)

Pesquisador orientador

(nome e RG)

Pesquisador aluno

(nome e RG)

Testemunha

ANEXO 2

Formulário de identificação do sujeito

Nome do participante: (opcional) _____
 Nº de registro para acompanhamento: _____

Medidas para coleta de dados:

Sessão de testes n°: _____

A : pressão máxima de interface;
 B: pressão mínima de interface;
 α e β : ângulos de inclinação do assento móvel.

pressão inicial da almofada: _____

Posições do assento móvel para coleta de dados:

PH - Plano Horizontal;
 PL - Plano inclinado lateral;
 PLF- Plano inclinado lateral com frontal simultâneo

Medidas	Pressão de interface (mmHg) - Plano Lateral											
	S0	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
PH (max)												
PH (min)												
PL (max)												
PL (min)												

α (max): _____

Medidas	Pressão de interface (mmHg) - Plano Lateral com frontal simultâneo											
	S0	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
PH (max)												
PH (min)												
PLF (max)												
PLF (min)												

α (max): _____

β (Max): _____

ANEXO 3

Parecer CONEP 1555/2005

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)