

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
FACULDADE DE ARQUITETURA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN E TECNOLOGIA**

**Tecnologia Assistiva: Atributos de Design de Produto
Para Adequação Postural Personalizada na Posição Sentada**

Rafael Cavalli Prestes

Porto Alegre

2011

Rafael Cavalli Prestes

**Tecnologia Assistiva: Atributos de Design de Produto
Para Adequação Postural Personalizada na Posição Sentada**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Design como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Design, pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. **Vilson João Batista**, Dr. Eng.
Co-orientador: Prof. **Wilson Kindlein Júnior**, Dr. Eng.

Porto Alegre

2011

Rafael Cavalli Prestes

**Tecnologia Assistiva: Atributos de Design de Produto
Para Adequação Postural Personalizada na Posição Sentada**

Orientador: Prof. **Vilson João Batista**, Dr. Eng.

Departamento de Engenharia Mecânica – DEMEC/UFRGS
Programa de Pós-Graduação em Design – PGDESIGN/UFRGS
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica - PROMEC

Co-orientador: Prof. **Wilson Kindlein Júnior**, Dr. Eng.

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAT/UFRGS
Programa de Pós-Graduação em Design – PGDESIGN/ UFRGS
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalurgia e de Materiais – PPGEM/UFRGS

Banca examinadora:

Profa. Dra. Jacinta Sidegum Renner

Instituto de Ciências da Saúde – ICS – Universidade Feevale
Instituto de Ciências Exatas e Tecnológicas – ICET – Universidade Feevale

Prof. Dr. Jorge Roberto Lopes dos Santos

Instituto Nacional de Tecnologia – INT/MCT
Departamento de Artes e Design – DAD/PUC-RIO

Profa.Dra. Lauren da Cunha Duarte

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAT/UFRGS
Programa de Pós-Graduação em Design – PGDESIGN/ UFRGS

RESUMO

Tecnologia Assistiva é o termo atualmente utilizado para definir uma enorme variedade de produtos e serviços destinados a pessoas com deficiências. O design de produto de equipamentos de tecnologias assistivas segue diferentes rotas tecnológicas, com produtos fabricados em série ou personalizados. Tais equipamentos objetivam otimizar e potencializar as funções corporais alteradas e, com isso, reconduzir essas pessoas às mais variadas atividades sociais. Neste sentido, esta pesquisa teve como proposta contribuir na construção de novas rotas tecnológicas para a fabricação de assentos e encostos personalizados para pessoas deficientes e usuários cadeira de rodas. A metodologia conceitual incluiu nesta pesquisa as ferramentas de digitalização tridimensional, usinagem CNC e termografia para realizar medidas e analisar os assentos e encostos personalizados fabricados a partir de dados antropométricos individualizados. Os protótipos projetados, fabricados e sistematicamente testados geraram resultados indicativos de que os modelos personalizados propostos são válidos, visto que agregam diferenciais como; uma maior distribuição das cargas, e também pela distribuição das temperaturas corporais obtidas pelas superfícies e contornos reproduzidos pelos equipamentos segundo a anatomia de cada pessoa estudada. Assim, as principais contribuições deste estudo estão na otimização e simplificação do processo de fabricação, e no baixo custo das matérias primas utilizadas na pesquisa. Finalmente, os resultados indicam que os produtos obtidos, assentos personalizados, podem beneficiar inúmeras pessoas deficientes, mesmo que apresentem uma anatomia diferenciada, sobretudo os cadeirantes por passarem vários períodos sentados, e esta tecnologia assistiva possibilita a redução dos riscos de lesões teciduais por aumentarem a área de contato, e assim distribui com eficácia a temperatura e peso corporal.

PALAVRAS-CHAVE: Design de Produto, Desenho Industrial, Tecnologia Assistiva, Assentos e Encostos Personalizados, Cadeira de Rodas.

ABSTRACT

Assistive technology is the currently used term to define a wide range of services and products aimed at disabled persons. Design for assistive technology devices is seen in two different technology pathways, with serial and personalized products. These devices seek to optimize impaired body functions and, thus, reinsert these persons in various social activities. This study aims to contribute to the construction of new technology ruts for the production of personalized seats and backrests for wheelchairs. The methodology includes the application of the concepts of three-dimensional digitalization, CNC Machining, and thermography in order to create and analyze personalized seats and backrests produced from individualized anthropometric data. The results obtained show that the proposed models are valid, because they permit a wider distribution of bodily weight and temperature through the outlines inserted in the equipments according to each person's anatomy. The greatest contribution of this study is its simplicity of production and the low cost of materials used in the research, which may benefit numerous wheelchair users who present unique anatomies, reducing the risks of tissue lesions by enlarging the area of contact, which results in a more effective distribution of bodily temperature and weight.

KEYWORDS: Product Design, Industrial Design, Assistive Technology, Seats and Personalized Supports, Wheelchair.

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS pela iniciativa em adotar projetos interdisciplinares.

A toda equipe do LdSM que, durante o desenvolvimento desta pesquisa, me oportunizou muitos conhecimentos, além de grandes amizades.

Aos meus orientadores, professor Vilson João Batista, pelos ensinamentos, experiência e incentivo, e professor Wilson Kindlein Júnior pela oportunidade, empenho e disposição.

Aos professores Fabio Pinto da Silva, Liciane Sabadin Bertol e Cláudio Luiz Salvalaio pelas contribuições inestimáveis.

À secretária do PGDESIGN Eloisa Santana de Almeida pela competência e disposição.

À minha mulher Karine e minhas filhas Maria e Giovana pela paciência, incentivo e inspiração.

A Capes, pelo apoio financeiro.

Aos meus pais, minha inspiração de vida.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	
Mulher e filho com sequela de Poliomielite.....	21
Figura 2	
Equipamentos de tecnologias assistivas produzidos em série.	23
Figura 3	
Registro de uma gravura de uma cadeira de rodas de 525 d.c.	25
Figura 4	
Croqui da cadeira de rodas do rei Phillip II.	25
Figura 5	
Ilustração da cadeira de rodas de Stephen Farfler.	26
Figura 6	
Ilustração da cadeira de rodas desenvolvida por John Dawson em 1783.	27
Figura 7	
Cadeira de rodas ajustável com dispositivo antitombo, século XVIII.	27
Figura 8	
Cadeira de rodas com rodas de ferro e forrada com palha.	28
Figura 9	
Cadeira de rodas dobrável, desenvolvida por H.C. Jennings.	29
Figura 10	
Projeto de cadeira motorizada desenvolvido pela Toyota.	32
Figura 11	
Almofada versaform (simulador de almofadas).	34
Figura 12	
Ajustes entre ângulos do assento e encosto e do ângulo espacial.....	37
Figura 13	
a) Curvas fisiológicas da coluna vertebral; b) Escoliose	42
Figura 14	
Espuma Alveolar de escavação.....	46
Figura 15	
Molde negativo para confecção de órteses de tronco.	47
Figura 16	
Molde positivo de tronco.	48
Figura 17	
Escâner 3D de contato.	50
Figura 18	
Simulação de usinagem CNC (software EdgeCam).	53
Figura 19	
Termógrafo Sat Report	54
Figura 20	
Possíveis tonalidades de cores do termógrafo Sat Report.	55
Figura 21	
Registro termográfico (Software Sat Report).	55
Figura 22	
Digitalização das costas do sujeito	64
Figura 23	
Nuvem de pontos gerada pelo escâner móvel.....	65

Figura 24	
Aplicação de filtros e recortes na nuvem de pontos.(Software Geomagic Studio)....	65
Figura 25	
Usinagem de um bloco de PU referente à metade das costas do sujeito.....	66
Figura 26	
União dos blocos de PU das costas do sujeito.....	67
Figura 27	
Termomoldagem EVA e termomoldagem PP	68
Figura 28	
Molde em gesso para confecção do assento da cadeira de rodas.....	69
Figura 29	
Digitalização do molde em gesso do assento.....	69
Figura 30	
Usinagem CNC do assento.	70
Figura 31	
Assentos: a) Assento e encosto sem acabamento b) Assento e encosto com acabamento.	71
Figura 32	
Digitalização tridimensional de molde em gesso.	72
Figura 33	
Digitalização da almofada de posicionamento.....	73
Figura 34	
Usinagem CNC do assento da cadeira de rodas.....	73
Figura 35	
Assentos 3: a) Assento confeccionado a partir da almofada de posicionamento. b) Assento confeccionado a partir de molde em gesso.....	74
Figura 36	
Diferenças térmicas segundo o software Sat Report.(Software Sat Report).	75
Figura 37	
Termografia da cadeira de rodas do sujeito (Software Sat Report	75
Figura 38	
representação das linhas LO1 e LO2 da figura 37 (Software Sat Report).....	76
Figura 39	
Termografia do assento e encosto personalizado (Software Sat Report).....	77
Figura 40	
representação das linhas LO1 e LO2 da figura 39 (Software Sat Report).....	77
Figura 41	
Termografia do assento padrão da cadeira de rodas (Software Sat Report).....	78
Figura 42	
representação das linhas LO1 e LO2 da figura 41 (Software Sat Report).....	79
Figura 43	
Termografia do assento confeccionado a partir do molde em atadura gessada (Software Sat report).....	79
Figura 44	
representação das linhas LO1 e LO2 da figura 43 (Software Sat Report).....	80
Figura 45	
Termografia - assento confeccionado a partir da almofada de posicionamento (Software Sat report).....	80
Figura 46	
representação das linhas LO1 e LO2 da figura 45 (Software Sat Report).....	81

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Definições tempos e valores das deficiências	20
---	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1 Definições e nomenclaturas relativas à deficiência	19
2.2 Relações entre a sociedade e as pessoas com deficiências	21
2.3 Princípios de fabricação de equipamentos de TA.....	23
2.4 Evolução do design das cadeiras de rodas	24
2.5 O atual mercado de cadeira de rodas.....	30
2.6 Diferenças em sistemas de adequação postural sentada	32
2.7 Recursos complementares à adequação postural sentada	36
2.8 Princípios biomecânicos da adequação postural sentada.....	38
2.9 Alterações posturais da coluna vertebral	40
2.10 Lesões teciduais atribuídas à pressão.....	43
2.11 Adaptação do usuário ao sistema de adequação postural	45
2.12 Obtenção de dados antropométricos para confecção de equipamentos de TAs	45
2.13 Digitalização tridimensional	49
2.14 Usinagem CNC	51
2.15 Desenvolvimento de programas de usinagem CNC.....	52
2.16 Termografia.....	53
3 MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1 Amostra.....	57
3.1.1 Estudo de caso 1	57
3.1.2 Estudo de caso 2.....	59
3.2 Materiais e equipamentos.....	60
3.3 Etapas da pesquisa	60

3.3.1 Etapa 1: conhecer a realidade diária dos sujeitos.....	60
3.3.2 Etapa 2: coleta dos dados antropométricos	61
3.3.3 Etapa 3: confecção do dispositivo.....	61
3.3.4 Etapa 4: avaliação termográfica.....	62
3.3.5 Etapa 5: análise dos resultados	62
4 RESULTADOS.....	63
4.1 Fabricação dos sistemas de adequação postural personalizados	63
4.1.1 Estudo de caso 1	63
4.1.2 Estudo de caso 2.....	71
4.2 Análise termográfica dos sistemas de adequação postural	74
5 DISCUSSÃO	82
6 CONCLUSÕES	87
6.1 Sugestões para trabalhos futuros	89
REFERÊNCIAS.....	90
APENDICE 1	96
APENDICE 2.....	97

LISTA DE NOMENCLATURAS

ATD – Atividades da Vida Diária

CAD – Computer Aided Design

CAE – Computer Aided Engineering

CAM – Computer Aided Manufacturing

CNC – Comando Numérico Computadorizado

DEMAT – Departamento de Engenharia de Materiais

DEMEC – Departamento de Engenharia de Mecânica

E.V.A – Etil Vinil Acetato

EUA – Estados Unidos da América

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

LdSM – Laboratório de Design e Seleção de Materiais

LACER – Laboratório de Materiais Cerâmicos

OMS – Organização Mundial da Saúde

PC – Paralisia Cerebral

PGDESIGN – Programa de Pós-Graduação em Design e Tecnologia

PP – Polipropileno

PU – Poliuretano

TA – Tecnologia Assistiva

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UP – Úlcera de pressão

1 INTRODUÇÃO

A evolução tecnológica vem facilitando o cotidiano dos seres humanos nas mais variadas situações, buscando promover conforto e comodidade ao homem. Pessoas com deficiências têm sido beneficiada através do uso de equipamentos cada vez mais sofisticados a fim de adquirir maior autonomia, conforto e segurança em seu cotidiano.

Tecnologia Assistiva (TA) é o termo, atualmente, utilizado para definir uma enorme diversidade de recursos e serviços destinados a pessoas com deficiências. Esses usuários necessitam de serviços especializados de áreas distintas para facilitar sua inclusão nas mais variadas atividades sociais. Inúmeros destes serviços são ofertados por equipes interdisciplinares sendo estas composta por diversos profissionais envolvidos no processo de reabilitação como: médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, fonoaudiólogos, psicólogos, designers, arquitetos, engenheiros, entre outros.

O termo Tecnologia Assistiva (TA) foi criado no ano de 1988 como um elemento jurídico para a legislação norte-americana conhecida como *Public Law 100-407* e renovado no ano de 1998 da seguinte maneira, *Assistive Technology Act de 1998 (P.L. 105-394, S.2432)* (BERSCH, 2009). Existem inúmeras aplicações dos recursos destinados às tecnologias assistivas os quais visam auxiliar as atividades de vida diária destes usuários. Vimieri et al (2004) definem a TA como qualquer item, peça, equipamento, produtos ou sistema de adquirido comercialmente ou desenvolvido artesanalmente, produzido em série, modificado ou feito sob medida. Estes produtos são utilizados para aumentar, manter ou melhorar habilidades de pessoas com limitações funcionais, sejam físicas ou sensoriais.

De acordo com Moraes (2009), além dos serviços oferecidos pela TA, uma importante área são os produtos ou sistemas que substituem estruturas e funções ausentes ou perdidas, sendo dividida em várias áreas, onde uma delas são os sistemas de adequação postural.

Uma das maiores dificuldades encontradas por pessoas com deficiências que apresentam algum tipo de alteração postural é a aquisição de recursos de TA, pois muitos destes equipamentos são pré-fabricados ou fabricados em escala industrial. Desta forma, a utilização destes recursos fica comprometida diante de uma

anatomia diferenciada. Um exemplo disto são os encostos e assentos de cadeira de rodas.

Atualmente o mercado brasileiro oferece uma grande diversidade de equipamentos destinados à adequação postural sentada. No caso dos assentos e encostos para cadeira de rodas, pode-se verificar que, de maneira geral, as indústrias apresentam características comuns em seus projetos, como a utilização de materiais, design destes produtos, numerações, entre outros aspectos.

De acordo com Watson e Woods (2005), existem poucos trabalhos científicos que possam afirmar qual é o modelo ou sistema de adequação postural sentada preferível. Até o momento, tem-se pouca informação sobre quais os dispositivos que podem ofertar os máximos benefícios aos seus usuários.

Com a finalidade de contribuir com o estudo de adequação postural para posição sentada, a proposta deste trabalho foi analisar o design e o processo de fabricação de alguns modelos de assentos e encostos de cadeiras de rodas utilizados por pessoas com deficiências. A partir destas análises, foram propostas novas rotas tecnológicas para a fabricação personalizada destes dispositivos.

A utilização e a concepção das cadeiras de rodas mudaram significativamente a partir da metade do século XX, o que permitiu maior independência e inclusão social de seus usuários. Dentre as inúmeras inovações, o que mais se destacou foi ações dos dispositivos de adequação postural sentada (WATSON E WOODS, 2005).

De acordo com Chaves et al (2004), a cadeira de rodas é verdadeiramente uma extensão do corpo do usuário; portanto ela deve satisfazer as expectativas e preferências de acordo com suas necessidades físicas e funcionais de seus usuários, proporcionando interações com o meio onde vive. Filho (2002) salienta que a cadeira de rodas é o meio de socialização e transporte de maior utilização por pessoas com alguma deficiência física, seja essa congênita ou adquirida.

A postura pode ser definida como uma posição característica de sustentação do corpo no espaço, tendo uma relação direta entre as partes corporais e a linha do centro de gravidade, (TACHDJAN, 2001, p. 326; KISNER e COBY, 1998, p. 521). Cada indivíduo apresenta suas próprias características com relação à sua postura, influenciada pela idade e por diversos outros fatores tais como obesidade, frouxidão ligamentar, hábitos posturais inadequados, alterações nos sistemas respiratório, muscular, ósseo, entre outros.

Segundo Bienfait (1995, p. 24), para que o corpo apresente condições de equilíbrio, qualquer tipo de desequilíbrio deverá ser compensado por um desequilíbrio inverso, de mesmo valor e no mesmo plano.

As principais deformidades da coluna vertebral podem ser divididas em três tipos, escoliose, cifose e lordose.

A escoliose é uma curva que pode ser observada tanto no plano frontal (desvios laterais) como no plano horizontal (desvios rotacionais) e pode ocorrer em todos os segmentos da coluna. É sempre patológica, não tendo parâmetros segundo os quais possa ser considerada uma curva fisiológica. A cifose é uma curva observável no plano sagital (desvio posterior); é considerada uma curva fisiológica do segmento torácico, sua angulação normal se encontra entre 35° e 40°. O aumento ou a diminuição desses valores são considerados patológicos, assim como quando é encontrada fora do segmento torácico. A lordose é também observável no plano sagital (desvio anterior), sendo uma curva fisiológica do segmento cervical e lombar; considera-se normal a angulação entre 35° e 40°, não podendo ser encontrada fora desses segmentos.

Atualmente existe uma grande carência no desenvolvimento de tecnologias destinadas a pessoas com deficiências físicas. De acordo com o último censo demográfico brasileiro realizado pelo IBGE no ano de 2000, o número de habitantes com deficiência chega a 14,5% de toda população, cerca de 25 milhões de brasileiros; destes, cerca de 930 mil são usuários de cadeiras de rodas (NERI, 2003).

Pessoas com deficiências físicas têm utilizado as Tecnologias Assistivas a fim de facilitar o regresso às suas atividades de vida diária. Segundo Moraes (2009), a atenção à pessoa com deficiência tem adquirido crescente importância em nossa sociedade, sendo objeto de diversas políticas públicas que buscam promover a inclusão e a participação através de medidas como acessibilidade, trabalho, educação, transporte e atendimento de saúde. Chaves et al (2004) afirmam que a cadeira de rodas é um meio com o qual se pode auxiliar a participação de pessoas com deficiências em inúmeras atividades, proporcionando maior independência tanto em casa como na comunidade.

O tema desta dissertação surgiu da necessidade de desenvolver um dispositivo personalizado para adequação postural sentada para pessoas que não

deambulam (caminham) e/ou são portadoras de deformidades musculoesqueléticas da coluna vertebral, sendo estas estruturadas ou não estruturadas.

Do ponto de vista acadêmico, este trabalho visa a contribuir com a elaboração de novas rotas tecnológicas para o desenvolvimento de equipamentos destinados a pessoas com deficiências, assim como proporcionar maiores informações sobre estes usuários e equipamentos.

Com relação à relevância em termos de aplicação, o estudo objetiva empregar técnicas de obtenção de dados antropométricos de usuários de cadeiras de rodas para conformar assentos e/ou encostos personalizados que mantenham a forma anatômica do usuário a fim de reduzir as pressões impostas por esses equipamentos.

Em sua maioria, as cadeiras de rodas prescritas para pessoas com alterações posturais são montadas a partir módulos pré-fabricados de acordo com as necessidades de cada pessoa. No entanto, muitas vezes esses equipamentos não atendem às exigências individuais. Nesse tipo de sistema, busca-se uma combinação entre a adequação (ou sustentação) postural e uma base móvel para formar um sistema dinâmico de mobilidade adaptada. A adequação postural é realizada através de dispositivos auxiliares que mantêm contato com as diversas partes corporais, objetivando melhorar a postura do indivíduo. Entre esses dispositivos incluem-se apoio para, cabeça, tronco, quadris, joelhos, pés, entre outras. A base móvel consiste em uma estrutura onde são inseridos todos os mecanismos de adequação postural; geralmente é constituída de uma estrutura tubular com apoio para braços, pés e rodas (O`SULLIVAN e SCHMITZ, 2004).

Pessoas com deficiências físicas incapazes de se locomover independentemente que apresentem – ou não – problemas posturais, muitas vezes utilizam a cadeira de rodas como meio de transporte. Esses indivíduos, em diversas situações, necessitam de dispositivos que auxiliem a cadeira de rodas para a manutenção postural. Usuários de assentos personalizados geralmente têm movimentos articulares limitados, deformidades ósseas, instabilidade articular e uma anatomia diferenciada (WATSON E WOODS, 2005).

Bertoncello e Gomes (2002) afirmam que no Brasil o desenvolvimento de produtos destinados a pessoas portadoras de deficiência é extremamente lento, estando vinculado ao atraso no tratamento destes indivíduos e a outras questões

relacionadas à deficiência. Tal quadro se deve à escassez de investimentos e ao atual estágio qualitativo projetual dos produtos existentes.

De maneira geral, as cadeiras de rodas são fabricadas em tamanho padrão, o que dificulta a adaptação de indivíduos com posturas tão peculiares. Mesmo as mais sofisticadas – equipadas com regulagens e acessórios especiais – não permitem que o ajuste se molde a deformidades já instaladas (RIBAS, 2006).

A partir desta realidade, pode-se formular o seguinte problema de pesquisa: *como desenvolver dispositivos de adequação postural sentada personalizada para usuários de cadeiras de rodas confeccionados a partir de sua antropometria?*

Sendo assim, o objetivo geral deste estudo teve por finalidade desenvolver dispositivos de adequação postural sentada personalizado para pessoas com alterações posturais.

Houve ainda contribuições específicas no desenvolvimento de técnicas de escaneamento a laser para obtenção de dados antropométricos de pessoas com alterações posturais, técnicas de usinagem cnc em espumas poliméricas, desenvolvimento de dispositivos de adequação postural sentada personalizados e análise termográfica destes produtos.

O local escolhido para a realização da pesquisa foi o Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, localizado na avenida Osvaldo Aranha nº 99, 6.º andar, sala 604, centro de Porto Alegre. O Laboratório forneceu os materiais e maquinários necessários para a realização da pesquisa, contando com o apoio do Laboratório de Materiais Cerâmicos (LACER) localizado no mesmo prédio, na sala 705C. A pesquisa foi desenvolvida de 07/02/2009 a 12/01/2011.

Nesta pesquisa o primeiro capítulo é dedicado a uma revisão sobre questões relevante às pessoas com deficiências; neste sentido, foram abordados temas como histórico das deficiências, evolução dos dispositivos de adequação postural sentada, o atual mercado destes produtos, a postura normal e patológica, lesões teciduais atribuídas à pressão, aos princípios de fabricação de produtos de Tecnologias Assistivas, à digitalização tridimensional, usinagem CNC e termografia.

O segundo capítulo apresenta a amostra da pesquisa composta de dois estudos de caso. No primeiro, foi fabricado um dispositivo de adequação postural sentada composto de assento e encosto; no segundo, foram fabricados dois assentos confeccionados a partir da digitalização tridimensional, um obtido através

de molde de ataduras gessadas e outro através de uma almofada de posicionamento. Além disso, este capítulo contempla os materiais utilizados e as etapas percorridas durante o desenvolvimento deste estudo.

No terceiro capítulo, são apresentados os resultados obtidos na pesquisa, onde os equipamentos fabricados no estudo foram analisados juntamente com seus usuários a fim de avaliar a distribuição térmica no equipamento, para isso utilizou-se um termógrafo da marca Sat Report, modelo HY6800.

No quarto capítulo, é discutida a metodologia proposta para fabricação de assentos e encostos destinados a pessoas com alteração posturais e os atuais equipamentos utilizados pelos sujeitos.

O quinto capítulo apresenta as conclusões obtidas e as sugestões para trabalhos futuros.

Na parte final deste estudo, são apresentadas as referências bibliográficas, o termo de consentimento livre e esclarecido e a avaliação realizada com os sujeitos do estudo a fim de conhecê-los e propor a metodologia desta pesquisa.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Definições e nomenclaturas relativas à deficiência

Segundo Amiralian et al (2000), existem imprecisões nos conceitos pertinentes à deficiência, pois ocorrem variações entre o modelo social e o modelo médico, resultando em dificuldades na utilização e aplicação do conhecimento produzido.

Riesser (1995) relata que o modelo médico está vinculado à dependência, que considera a pessoa como um problema. Por sua vez, o modelo social coloca as desvantagens das pessoas com deficiências como uma discriminação institucional.

Conforme Ribas (1999), a literatura médica considera a existência de três tipos de deficiência:

- a) Deficiência física de origem motora, amputações, malformações ou sequelas de diversos tipos.
- b) Deficiência sensorial, auditiva (surdez total ou parcial), visuais (cegueira total ou parcial).
- c) Deficiências mentais, de diferentes graus, e de origem pré, peri ou pós-natal.

Sassaki (2003) afirma que jamais existirá um termo correto para designar pessoas com deficiências. O que acontece é que a cada época a nomenclatura é modificada de acordo com os valores vigentes na sociedade, como mostra a ilustração no quadro 1.

Quadro 1 – Adaptado de Sasaki (2003) – Definições tempos e valores das deficiências.

Época	Termo	Valor da Pessoa
Início da história	Os inválidos	Inútil, peso morto à sociedade, fardo à família.
Sec. XX, até ± 1960	Os incapacitados	Sociedade reconhece a pessoa com deficiência que poderia ter capacidade.
De ± 1960 até ± 1980	Os defeituosos Os deficientes Os excepcionais	Focalizam as deficiências; difundia-se o movimento em defesa dos direitos das pessoas superdotadas.
De 1981 até ± 1987	Pessoas deficientes	Foi atribuído o valor “pessoas”, igualando em direitos e dignidade.
De ± 1988 até ± 1993	Pessoas portadoras de deficiência	“Portar uma deficiência” passou a ser um valor agregado à pessoa.
De 1990 até hoje	“Pessoas com necessidades especiais” “Portadores de necessidades especiais” “Pessoas especiais”	Apenas um novo termo. “Necessidades especiais” passou a ser valor agregado à pessoa com ou sem deficiência.
Em julho de 1994	Pessoas com deficiência	Pessoas que fazem parte do grande segmento dos excluídos.
Em maio de 2002	Portadores de direitos especiais	Não há valor agregado com a utilização deste termo.
De ± 1990 até hoje e além	Pessoas com deficiência	Empoderamento. Contribuir com seus talentos para mudar a sociedade rumo à inclusão.

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), em sua NBR 9050:2004 define deficiência como “redução, limitação ou inexistência das condições de percepção das características do ambiente ou de mobilidade e de utilização de edificações, espaço, mobiliário, equipamento urbano e elementos, em caráter temporário ou permanente” (ABNT, 2004).

Já a convenção da ONU sobre direitos de pessoas com deficiências define que “pessoas com deficiência são aquelas que têm impedimentos de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, os quais, em interação com diversas barreiras, podem obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade, em igualdade de condições com as outras pessoas” (BRASIL, 2007).

2.2 Relações entre a sociedade e as pessoas com deficiências

Ao longo da história da humanidade, existem poucos relatos sobre a relação entre a sociedade e as pessoas com deficiências. Evidências arqueológicas do antigo Egito de mais de cinco mil anos mostram que pessoas com deficiências integravam as diferentes e hierarquizadas classes sociais (faraó, nobres, altos funcionários, artesões, agricultores, escravos).

No Museu Ny Carlsberg Glyptotek, em Copenhagen, Dinamarca, existe uma pequena placa de calcário que ilustra uma mulher e seu filho com seqüela de poliomielite fazendo uma oferenda à deusa Astarte, da mitologia fenícia, ilustrado na figura 1.

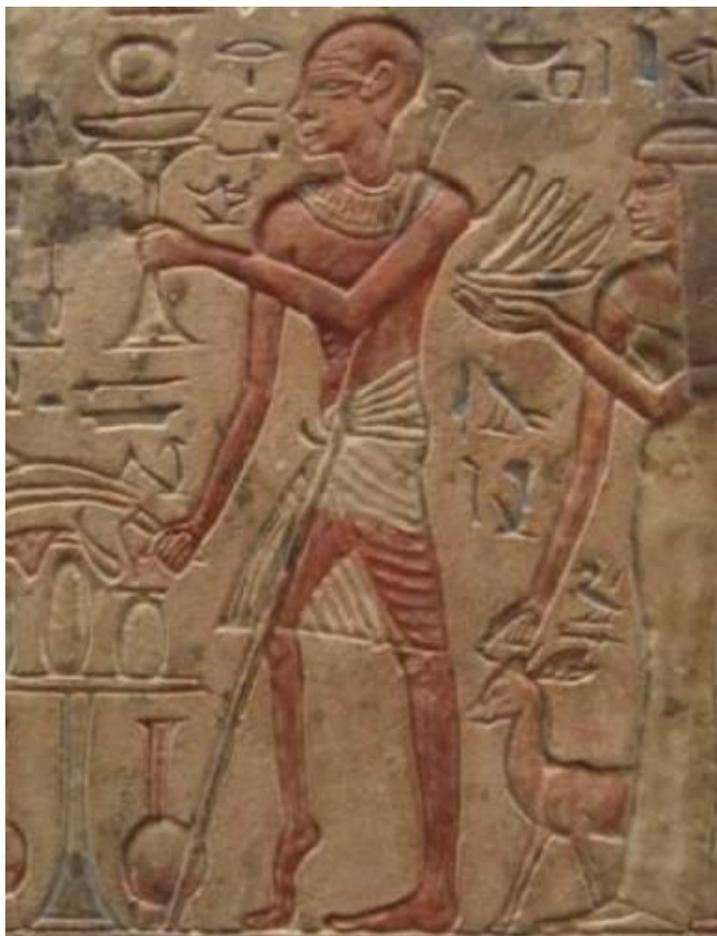


Figura 1: Mulher e filho com seqüela de Poliomielite.
Fonte: Gugel (2010).

Segundo Aranha (2001), na cidade grega Esparta, os imaturos, os fracos e os defeituosos eram propositalmente eliminados; já os romanos desfaziam-se de suas

crianças que apresentavam alguma deformidade em esgotos que, ironicamente, localizavam-se no lodo do templo da piedade.

Os livros *A República*, de Platão, e o *A Política*, de Aristóteles, tratam do planejamento das cidades gregas, onde os “disformes” (pessoas com deficiências) eram eliminadas através de exposição, abandono, ou eram atiradas de uma cadeia de montanhas chamada Taygetos (GUGEL, 2010).

A criação de alguns aparelhos ortopédicos utilizados no tratamento de pessoas com fraturas, luxações e deformidades congênitas têm sido atribuídos ao médico grego Hipócrates, considerado por muitos o pai da Medicina. Outro relato histórico foi descrito pelo médico grego Galeno, o qual escreveu sobre órteses para o tratamento de escolioses no Século II depois de Cristo (EDELSTEIN & BRUCKNER, 2006).

Na Bíblia, são encontradas referências a indivíduos com deficiências, como cegos, mancos e leprosos (ARANHA, 2001).

Na Idade Média, a população acreditava que quando nascia alguma criança que com algum tipo de deficiência, isso era sinal de um castigo de deus (GUGEL 2010).

O rei Luís IX (1214-1270) fundou o primeiro hospital para cegos, o Quinze-Vingts, que significa $15 \times 20 = 300$, que era o número de cavaleiros cruzados que tiveram seus olhos vazados na 7ª cruzada (GUGEL 2010).

Gerolamo Cardano (1501-1576), médico e matemático, inventou um código para ensinar pessoas surdas a ler e escrever, influenciando o monge beneditino Pedro Ponce de Leon (1520-1584) a desenvolver um método de educação para pessoas com deficiência auditiva, por meio de sinais (GUGEL 2010).

No século XV, o príncipe alemão de Anhalt desafiou publicamente o reformador religioso Martinho Lutero, não cumprindo sua ordem de afogar crianças com deficiência mental. Lutero afirmava que estas pessoas eram usadas por maus espíritos, bruxas, fadas e duendes (GUGEL 2010).

Após as duas guerras mundiais, nos Estados Unidos e na Europa, existia um grande número de pessoas com deficiências físicas, auditivas e até mesmo mentais. No Brasil, o crescimento do número de pessoas com deficiências não se deu exclusivamente pelas guerras, mas sim pelo aumento da violência urbana, acidentes de trânsito, pobreza, doenças degenerativas entre outros (CARVALHO, 2007).

2.3 Princípios de fabricação de equipamentos de TA

Ao se projetar um produto, objetiva-se satisfazer uma determinada população de consumidores, atendendo às suas necessidades e expectativas atuais e/ou futuras (SLACK, et al, 2007). Para obter-se sucesso no desenvolvimento de produtos, é necessário um conjunto de atividades objetivando atingir as especificações de um projeto e de seu processo de produção, gerados a partir das necessidades do mercado, assim como das possibilidades e restrições tecnológicas (ROZENFELD et al, 2006).

Os equipamentos de tecnologias assistivas têm o objetivo de proporcionar melhor qualidade de vida e inclusão social aos seus usuários através da manutenção, aumento ou até mesmo da restituição das capacidades funcionais às pessoas com deficiências. Tais equipamentos podem ser produzidos em série, em grande escala, como talheres com maior área de contato para as mãos, copos recortados ou com alguma adaptação, escovas que podem ser fixadas na parede e muitos outros equipamentos como mostra a figura 2.



Figura 2: Equipamentos de tecnologias assistivas produzidos em série.

Além disso, os produtos de tecnologias assistivas também podem ser fabricados a partir da antropometria do usuário, ou seja, feitos sob medida, como próteses, órteses, sistemas de adequação postural em cadeira de rodas, etc.

Moraes (2009) afirma que itens de consumo produzidos em massa têm um custo menor no produto final. Isso se deve à produção em série e sua padronização, diferentemente de produtos de tecnologias assistivas, que em muitas situações exigem soluções diferenciadas, individualizadas.

Devemos "diferenciar" e entender que as pessoas com deficiência podem precisar de uma condição ou recurso diferenciado para que tenham a mesma oportunidade que as outras pessoas. É necessário diferenciar para igualar em direitos, diferenciar para produzir oportunidades, com instrumentos específicos (BERSCH, 2009).

Fazendo uso das tecnologias atualmente disponíveis, é possível confeccionar sistemas de adequação postural personalizados em larga escala, de forma que o custo final seja reduzido. Existem diversas formas e diferentes equipamentos utilizados na obtenção de dados antropométricos, os quais poderiam ser enviados por correspondência eletrônica de diferentes regiões a centros especializados em confecções de equipamentos de tecnologias assistivas, utilizando sistemas como a usinagem CNC e prototipagem rápida. Deste modo, é possível produzir dispositivos de adequação personalizada em larga escala. Dentre eles, especificamente neste estudo sobre adequação postural personalizada para posição sentada, cabe uma revisão histórica sobre a temática.

2.4 Evolução do design das cadeiras de rodas

O primeiro registro encontrado sobre dispositivos de mobilidade sentada foi descrito por volta do século VI, escavado em uma pedra encontrada em um sarcófago chinês. Nesse documento, é sugerida a utilização de uma cadeira de rodas, como mostrado na figura 3 (COOPER, 1998; SAWATZKY, 2002; GUGEL, 2010).



Figura 3: Registro de uma gravura de uma cadeira de rodas de 525 d.c.
 Fonte: Sawatzky (2002).

Em 1595, Lhermite Jehan desenvolveu uma cadeira de rodas mais sofisticada, com encosto, apoios móveis para pés e braços e acolchoada com pelos de cavalo, a qual foi fabricada exclusivamente para o rei da Espanha, Phillip II, ilustrada na figura 4 (SAWATZKY, 2002; FIELDS, 2009; GUGEL, 2010).



Figura 4: Croqui da cadeira de rodas do rei Phillip II.
 Fonte: Sawatzky (2002).

Na Alemanha no ano de 1655, o relojoeiro paraplégico Stephen Farfler, aos 22 anos de idade, desenvolveu sua própria cadeira de rodas. Seu modelo foi considerado bastante confortável para a época, era movimentado por seus braços e acionado por manivelas giratórias como ilustra a figura 5. (SAWATZKY, 2002; GUGEL, 2010).



Figura 5: Ilustração da cadeira de rodas de Stephen Farfler.
Fonte: Sawatzky (2002).

Em 1783, John Dawson, residente da cidade de Bath, Inglaterra, inventou um modelo de cadeira de rodas com duas grandes rodas traseiras e uma pequena roda dianteira. Esse modelo dominou o mercado do século XIX. A figura 6 ilustra tal afirmação (SAWATZKY, 2002; GUGEL, 2010).

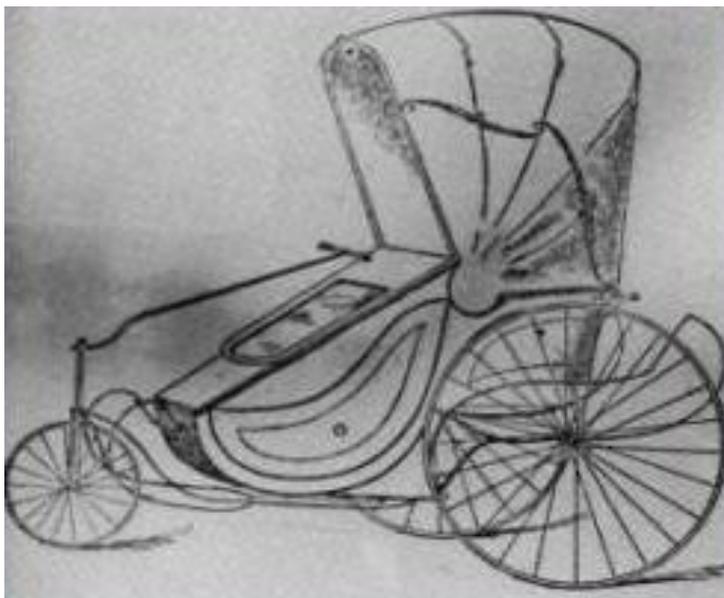


Figura 6: Ilustração da cadeira de rodas desenvolvida por John Dawson em 1783.
Fonte: Sawatzky (2002).

No século XVIII, houve uma evolução no design. Nesta época, as configurações das cadeiras de rodas foram dispostas com duas rodas grandes dianteiras de madeira e uma roda traseira pequena (antitombo). Buscava-se conforto para as pessoas com deficiência. A cadeira tinha o encosto reclinável e ajustes para pés, conforme ilustração na figura 7 (SAWATZKY, 2002; GUGEL, 2010).

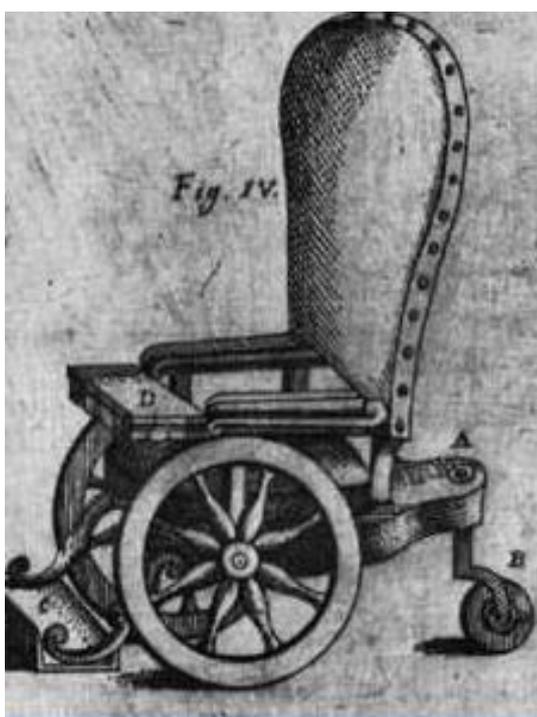


Figura 7: Cadeira de rodas ajustável com dispositivo antitombo, século XVIII.
Fonte: Sawatzky (2002).

No século XIX, houve uma tentativa de melhorar o design das cadeiras de rodas utilizando novos materiais, trocando as madeiras pesadas por palha, objetivando torná-las mais leves. Porém, a palha não suportava as tensões imposta pelo uso diário. As rodas eram fabricadas com aço; o assento e o encosto eram feitos com palha (FIELDS, 2009). Este modelo de cadeira era comercializado sob encomenda, pois não existiam produções sistemáticas desse dispositivo, ilustrado na figura 8 (SAWATZKY, 2002; GUGEL, 2010).

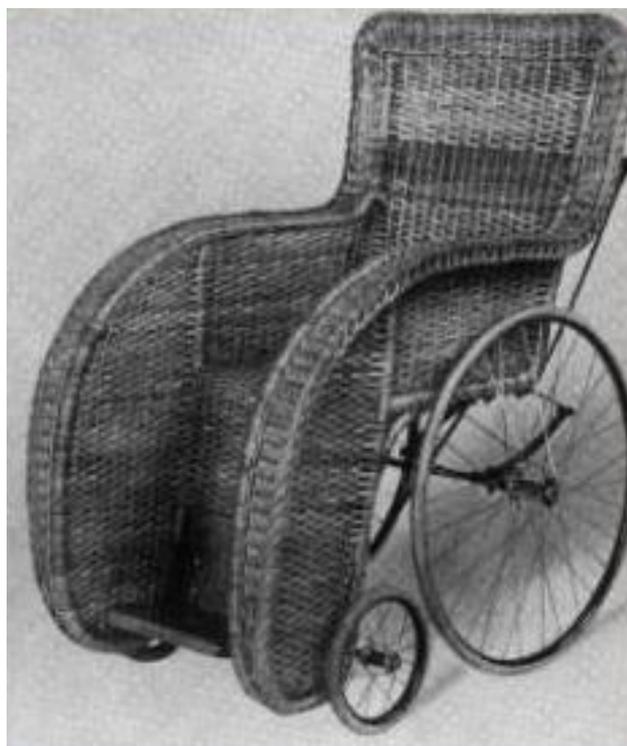


Figura 8: Cadeira de rodas com rodas de ferro e forrada com palha.
Fonte: Sawatzky (2002).

Em 1933, o engenheiro norte americano Herbert A. Everest, o qual se tornou tetraplégico em um acidente de mineração, estava insatisfeito com o tamanho e a desconfortabilidade das cadeiras de rodas de madeira. Assim, juntamente com seu amigo Harry Jennings, um engenheiro mecânico, desenvolveu a primeira cadeira de rodas dobrável (ilustrada na figura 9) na empresa que fundaram com o nome de Everest & Jennings. Apesar de tanto tempo decorrido desde o desenvolvimento do projeto, esse modelo ainda é muito utilizado hoje em dia. Por volta dos anos 1950, esta empresa desenvolveu a primeira cadeira de rodas motorizada (SAWATZKY, 2002; FIELDS, 2009; GUGEL, 2010).



Figura 9: Cadeira de rodas dobrável, desenvolvida por H.C. Jennings.
Fonte: Sawatzky (2002).

As cadeiras de rodas com sistemas de adaptação postural surgiram quase que simultaneamente em diversos países como Canadá, Inglaterra, Alemanha, Holanda e Estados Unidos da América (EUA) em serviços de atendimento a crianças. Atribui-se este fato a diversos trabalhos sobre úlceras de pressão, publicados no final dos anos de 1950. Outro motivo bastante relevante é o efeito da utilização da talidomida, um sedativo amplamente prescrito pelos médicos do Canadá e da Europa. Este medicamento foi bastante utilizado por mulheres grávidas a fim de combater enjoos, passando a ser responsável pelo surgimento de inúmeras deformidades congênitas (WATSON E WOODS, 2005).

O primeiro sistema especial de assento desenhado para crianças com déficit neuromotor foi o Mulholland and Gunnell Systems, elaborado por uma fisioterapeuta especializada no atendimento de crianças com paralisia cerebral (GALVÃO, 2006).

Na América do Norte, os engenheiros eram incentivados a trabalhar com órteses e próteses antes de trabalhar com bioengenharia. Deste modo, quando voltaram sua atenção para assentos personalizados destinados a crianças com deficiência física, as técnicas e soluções do produto foram influenciadas por esse treinamento. Estes profissionais enfrentaram inúmeros problemas como a maneira

trabalhar com formas corporais não convencionais, como adaptá-las a uma posição funcional, como evitar novas deformidades ósseas e como acompanhar o crescimento desses indivíduos (WATSON E WOODS, 2005).

O desenvolvimento histórico do design das cadeiras de rodas, embora tenha sido lento e seguindo a necessidade de cada época, apresenta acelerados avanços ocorridos nos últimos anos com a aplicação de tecnologia, materiais diferenciados e a qualidade dos equipamentos. Ainda assim, muitos usuários permanecem fazendo uso de cadeiras de rodas tradicionais, modelo padrão (GALVÃO, 2006).

2.5 O atual mercado de cadeira de rodas

Atualmente existe uma infinidade de modelos de cadeiras de rodas. Suas configurações são de acordo com o tipo de usuário, o tipo de terreno em que a cadeira será utilizada e atividades específicas, como esportes. Porém, os projetos de cadeiras de rodas não apresentam grandes inovações, se comparados a outros segmentos industriais.

De acordo com Moraes (2009), a fabricação e comercialização de artigos de adequação postural sofrem restrições de ordem econômica, o que limita a viabilidade do desenvolvimento intensivo de pesquisas pelo setor privado. Além disso, este mercado é relativamente pequeno e apresenta poucas opções aos seus usuários. Segundo Chaves et al (2004), a cadeira de rodas é, provavelmente, a tecnologia de mobilidade mais importante existente. Por outro lado, é o dispositivo que mais encontra barreiras durante seu uso.

No Brasil, existem poucas indústrias que fabricam cadeiras de rodas com sistemas de adequação postural personalizado. Além disso, não existem normas que regulamentem as dimensões desses produtos, levando cada empresa a confeccionar seus dispositivos em formas e tamanhos diferenciados. Consequentemente, os consumidores são prejudicados, pois ficam dependentes da marca que adquiriram, não podendo utilizar módulos de diferentes empresas na mesma cadeira.

De acordo com Ribas C G (2006), existem algumas empresas brasileiras que fabricam cadeiras de rodas especiais para crianças com múltiplas deficiências.

Esses usuários, no entanto, encontram inúmeras dificuldades em sua utilização, pois a confecção é realizada em escala industrial, tornando estas cadeiras de rodas especiais em modelos padrão e não atendendo à demanda de crianças com alterações motoras mais peculiares.

Encostos e assentos personalizados confeccionados a partir da antropometria do usuário, com medidas obtidas através da digitalização de partes corporais, ficam restritas a entidades de atendimento a pessoas com deficiência, não sendo disponível à maior parte dos usuários brasileiros de cadeiras de rodas.

Nesse contexto, as cadeiras de rodas personalizadas, cujo assento, encosto – ou ambos – são fabricados sob medida de acordo com a anatomia do usuário, pode potencializar suas funções através de pontos de apoio e pontos de fixação a fim de melhorar a distribuição de pressão em áreas de contato entre o corpo e o equipamento, promovendo assim maior conforto e consequentemente auxiliando a postura na posição sentada.

Algumas empresas estão começando a entender a importância de bons projetos para cadeiras de rodas. O conceito empregado na cadeira *i-real* da Toyota baseia-se na mobilidade do usuário. O modelo utiliza duas rodas dianteiras e uma roda traseira. No modo de baixa velocidade é reduzida a distância entre os eixos, permitindo que o usuário fique em uma altura proporcional à da visão; no modo de alta velocidade é aumentada a distância entre os eixos, e sua velocidade pode chegar a 18 km por hora, pois esta é a velocidade máxima permitida para estes veículos no Japão. Este modelo é ilustrado na figura 10 (TOYOTA, 2010).



Figura 10: Projeto de cadeira motorizada desenvolvido pela Toyota.
Fonte: Toyota (2010).

2.6 Diferenças em sistemas de adequação postural sentada

O assento é uma das invenções que muito contribuiu para modificar o comportamento do ser humano. Muitas pessoas podem passar mais de 20 horas na posição sentada e deitada (IIDA 2005). Para tornar menos desconfortável tal condição, o design de uma cadeira deve buscar a melhor postura sentada, de maneira que o usuário que irá acomodar-se possa utilizá-la por longos períodos com o melhor arranjo biomecânico, devendo ainda permitir uma postura secundária que, embora menos adequada, possa ser adotada por curtos períodos, favorecendo o descanso dos segmentos musculoesqueléticos mais envolvidos na sustentação da postura principal (RIO e PIRES, 2001).

Existe uma grande discussão sobre a classificação da cadeira de rodas como órtese ou prótese. De modo geral, pode-se afirmar que é uma órtese, pois esta não objetiva substituir partes corporais, mas sim auxiliar o corpo durante sua locomoção.

Lianza (1994) divide as cadeiras de rodas em quatro grupos: cadeira de rodas de armação rígida, utilizadas exclusivamente em interiores; cadeira de rodas dobráveis, com propulsão manual, podendo ser utilizadas tanto internamente como

externamente; cadeira de rodas motorizadas, utilizadas por tetraplégicos e cadeiras de rodas esportivas, confeccionadas em materiais ultraleves e com desenhos aerodinâmicos.

Teixeira et al (2003) classificam as cadeiras de rodas de acordo com o modo de propulsão em manuais ou motorizadas. Os modelos manuais são subdivididos em cadeira de rodas padrão, indicadas para indivíduos capazes de manejá-las de forma independente; cadeira de rodas reclinável, para indivíduos com déficit de controle de tronco e cervical sem prognóstico de melhora; cadeira de rodas esportiva, melhorando o desempenho de atletas com características de acordo com a modalidade esportiva; cadeira de rodas higiênica, para realização de higiene pessoal; cadeira de rodas manual *stand-up*, com propulsão manual que permite a posição ortostática.

Os modelos motorizados dividem-se em cadeira de rodas padrão, para indivíduos com lesões altas, nível C4 (quarta vértebra da coluna cervical) ou pacientes que queiram maior autonomia de locomoção; cadeira de rodas *stand-up*, que permite o ortostatismo, semelhante ao modelo manual; e *scooters*, veículos motorizados para pacientes que necessitam de maior autonomia na locomoção (TEIXEIRA et al, 2003).

Estes mesmos autores diferenciam os modelos de assentos para cadeira de rodas de acordo com a patologia do usuário. Para indivíduos com diagnóstico de mielomeningocele, o assento deverá ser confeccionado em uma base rígida, plana e com diferentes densidades, sendo que no terço distal das coxas deve apresentar maior densidade, e na região dos glúteos, menor densidade.

Para pessoas com paralisia cerebral são indicados dois modelos. O primeiro é denominado assento anatômico com base rígida, confeccionado com compensado de madeira e forrado com espuma, em formato anatômico; a parte anterior deve ser cerca de 50% mais alta que a posterior. O segundo é chamado de assento digitalizado, confeccionado a partir da usinagem da espuma de acordo com a antropometria do paciente mensurada a partir de simulador de almofadas (figura 11) que proporciona maior contato corporal (TEIXEIRA et al, 2003). Essa almofada foi, originalmente, desenvolvida para ser usada como assento e/ou encosto de cadeira de rodas, é revestida de polivinil, preenchida de pequenos grânulos de polietileno e contém uma válvula externa onde pode ser acoplada uma bomba de vácuo para retirar o ar e modelar a forma do usuário.



Figura 11: Almofada versaform (simulador de almofadas).
Fonte: Moraes, 2009.

Basicamente, existem quatro tipos de encostos. Com base rígida, plano e alto (5 cm acima da cabeça); com base rígida plano e baixo (2 cm abaixo do bordo inferior da escápula); digitalizado; e reclinável variando o ângulo do encosto (TEIXEIRA et al, 2003).

Existem diversos modelos de almofadas desenvolvidas para serem utilizadas como assento da cadeira de rodas. Algumas destas utilizam um, dois ou mais materiais em sua composição, como poliuretano de alta densidade, que dá o formato do assento, forrado com tecido e gel; almofadas de polímeros, que podem ser infladas com água, ar ou gel; almofadas de silicone; almofadas com células separadas (designadas de células inteligentes), as quais, quando pressionadas pelo corpo, tornam-se planas, devido a cada célula bloquear a entrada de ar para outra célula quando pressionada.

Apesar de se diferenciarem em alguns aspectos, a maioria dos sistemas de adequação postural sentada é confeccionada em espumas de polímeros, sendo o poliuretano (PU) o material mais utilizado. O processo de conformação destes dispositivos é realizado através da moldagem por injeção, onde o material é amolecido e injetado sob pressão em moldes para adquirir seu formato final, assim estes componentes não apresentam grandes variações e o usuário precisa se adaptar às medidas destes dispositivos.

Cooper (1998) afirma que a altura do encosto deve ser suficientemente baixa para não empurrar as escápulas anteriormente; alta o bastante para proporcionar apoio adequado para a região lombar. De acordo com Medola et al (2009), usuários de cadeiras de rodas que apresentam diminuição ou ausência de controle de tronco têm um comprometimento do equilíbrio e da estabilidade da postura sentada. Usualmente, percebe-se que, em indivíduos com controle de tronco, a altura do encosto vai até a metade da escápula; indivíduos sem controle de tronco e cabeça necessitam de encostos altos com apoio para a cabeça.

O`Sullivan e Schmitz (2004) relatam que o maior contato corporal com o sistema de adequação postural aumenta o conforto e o controle do usuário, além de diminuir a pressão sobre proeminências ósseas. Dicianno et al (2008), por seu lado, afirmam que sistemas estáticos de assentos podem restringir uma variedade de posturas, podendo manter o corpo em uma posição prejudicial. A única maneira eficaz de se manter com funcionalidade e produtividade por longos períodos de tempo é mudar constantemente o posicionamento.

Até o momento, não existem evidências científicas de que uma superfície de suporte seja mais adequada do que outra (CULLUM et al, 2000). O objetivo dessas superfícies é distribuir a pressão exercida sobre as proeminências ósseas; como afirma a Lei de Pascal, estabelecendo que o peso de um corpo sobre uma estrutura fluida faz com que a pressão exercida seja distribuída igualmente por toda a superfície de contato (KOCHHANN et al, 2004).

Trombly e Radomsky (2005) relatam que um dispositivo de adequação postural sentada engloba vários fatores como promoção da postura, conforto, manutenção fisiológica e proteção dos tecidos corporais, aumento da possibilidade de visão e função dos membros superiores, melhora da aparência estética e aceitação social.

O dispositivo para adequação postural sentada pode ainda oferecer apoios para as coxas a fim de estabilizar a pelve, dispondo os membros inferiores em posição neutra, assim como os apoios para o tronco que têm o objetivo de estabilizá-lo, minimizando – ou neutralizando – a instalação de deformidades ou até mesmo acomodando deformidades existentes (TEIXEIRA, 2003).

Segundo Trombly e Radomsky (2005), o estofamento do assento e do encosto pode ser confeccionado em um ou mais materiais, como espumas de diferentes densidades: plásticos em favo de mel, ar, gel, contorno sob medida e

sistemas para alterar as pressões. Além disso, o material utilizado para forração deve levar em consideração alguns fatores como calor, umidade, fricção, durabilidade e estática.

Os materiais utilizados na forração de assentos devem ter características antiderrapantes, a capacidade de dispersar o calor e suor e, portando, a utilização de plásticos lisos e impermeáveis não é indicada para este fim (IIDA 2005).

2.7 Recursos complementares à adequação postural sentada

A escolha do modelo de uma cadeira de rodas mais apropriado a cada indivíduo depende de vários fatores. Frequentemente o custo é um dos fatores decisivos nesta escolha (COOPER et al, 1996). Segundo Trombly e Radomsky (2005), ao decidir-se por um modelo de cadeira de rodas, deve-se considerar alguns fatores como as necessidades e os objetivos do usuário; ambiente doméstico, de trabalho e outros na comunidade; estado físico e mental, assim como a evolução das deficiências; recursos financeiros; estética; interface do sistema de cadeira de rodas com outras tecnologias assistivas.

A maioria dos dispositivos de adequação postural sentada é desenvolvida em cadeira de rodas, as quais podem apresentar-se em diferentes modelos utilizando diferentes materiais e densidades. De acordo com Trombly e Radomsky (2005), superfícies planas são indicadas para indivíduos que necessitam de pouco ou nenhum suporte postural e àqueles que são capazes de reposicionar-se com independência para manter o equilíbrio e o conforto. Este autor diz ainda que as superfícies do assento e encosto influenciam diretamente o controle postural, como no caso do ângulo de assento-encosto e do ângulo no espaço ilustrado na figura 12.

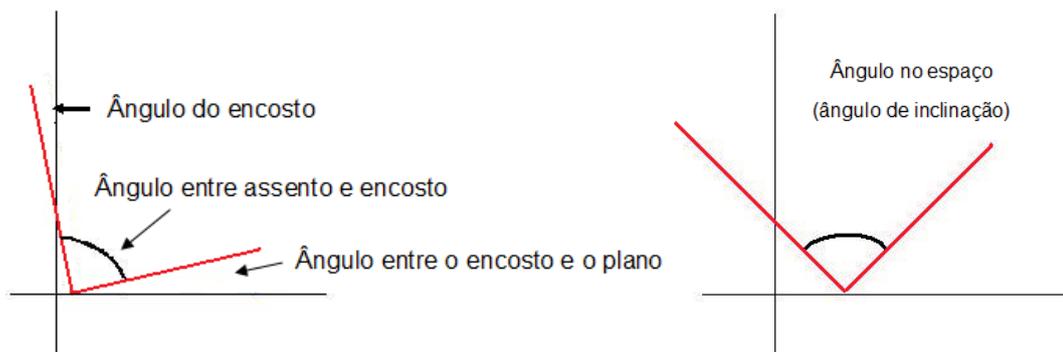


Figura 12: Ajustes entre ângulos do assento e encosto e do ângulo espacial.
Fonte: Trombly e Radomsky (2005).

Alguns assentos permitem variações no ângulo entre o encosto e a base do assento (função *recline*) e a orientação espacial de todo o sistema – incluindo os suportes de pés e de cabeça (função *tilt-in-space* ou simplesmente *tilt*). Essas variações são úteis por permitirem uma alternância temporária de posturas e são usadas para redistribuir o peso do usuário, objetivando maior conforto e alívio de pontos de pressão, além de acomodar variações de tônus muscular e facilitar atividades funcionais dos membros superiores e cabeça (MORAES, 2009).

Dicianno et al (2008) relatam a existência de dois tipos de forças que agem sobre os tecidos. A primeira é denominada força normal e atua perpendicularmente à superfície da pele. A segunda é chamada de força de cisalhamento, agindo tangencialmente à pele e aos tecidos mais profundos; seu efeito se percebe geralmente quando o peso da pessoa está apoiado em uma superfície inclinada, mas também no contato entre o corpo e o assento quando ambos se deformam sob o peso aplicado (SMITH, 2003). O atrito é um exemplo de força de cisalhamento entre a pele e a superfície de contato; quando ocorre o atrito, a carga necessária para causar uma isquemia da pele é reduzida pela metade. Tanto a força normal como a de cisalhamento podem obstruir o sistema sanguíneo e linfático (DICIANNO et al, 2008).

Segundo Trombly e Radomsky (2005), as almofadas têm o papel de reduzir as pressões de pico associadas a referências ósseas, assim como distribuir a pressão uniformemente sobre a maior área em contato com a pele. Nesse sentido, as forças de cisalhamento que interferem na circulação podem ser reduzidas com a utilização de almofadas com formato apropriado ao usuário ou almofadas com ciclagem contínuas entre altas e baixas pressões. Outro mecanismo utilizado para alívio das pressões é a inclinação espacial (*tilt-in-space*).

Ao se considerar o design do assento e do encosto em relação à pressão dos discos intervertebrais, assim como às atividades musculares, pode-se afirmar que as melhores condições para a redução destas pressões e atividades musculares ocorrem quando existe uma inclinação do encosto em relação ao assento entre 110° e 120° em relação à horizontal (20° a 30° da vertical) (KROEMER e GRANDJEAN, 2005).

A utilização de suportes adequados para braços pode ajudar significativamente em tarefas de transferência e deslocamento de peso, reduzindo em até 20% a pressão e o peso sobre os ísquios tibiais, sustentando o peso dos membros superiores e mantendo o equilíbrio do tronco. É ainda aconselhável que os braços sejam removíveis, pois isto facilita as transferências do usuário (COOPER, 1998).

Alguns estudos indicam que uma das principais contradições existentes no uso de assentos se refere a um adequado equilíbrio entre distribuição de pressão, firmeza do suporte postural e conforto (MORAES, 2009).

2.8 Princípios biomecânicos da adequação postural sentada

Segundo Tanaka (1997), a postura é o arranjo entre os segmentos corporais e o espaço em determinada posição, proporcionando conforto, harmonia e sustentação do corpo, que prepara o indivíduo para a realização de qualquer movimento.

De acordo com Cooper (1998), a adequação postural sentada deve ser feita a partir do posicionamento correto da pelve, respeitando as alterações posturais musculoesqueléticas e promovendo uma forma segura da manutenção postural. A pelve é a estrutura responsável pelo suporte corporal; quando estabilizada, proporciona controle de tronco que, conseqüentemente, otimizará o desempenho funcional dos membros superiores. Para um bom alinhamento pélvico, é necessária a manutenção da amplitude de movimento articular, devendo estar centralizada, nivelada e em posição neutra, o que pode ser observado pelo alinhamento das cristas ilíacas (TEIXEIRA et al, 2003).

Burns (1999) salienta que a pelve é a principal estrutura envolvida no alinhamento corporal na posição sentada, devendo estar na linha média, evitando rotações e inclinações, melhorando a distribuição de peso sobre as tuberosidades isquiáticas.

Além disso, a pelve tem um importante papel na manutenção da postura estática e dinâmica do corpo. As cristas ilíacas funcionam como um braço de alavanca para as cadeias musculares do tronco e dos membros inferiores. Desta maneira, a pelve é um elo entre as partes do corpo. Qualquer alteração em sua biomecânica ocasionará compensações em outras estruturas corporais (BRACCIALLI, 2008).

O`Sullivan e Schmitz (2004) afirmam que as relações angulares entre as superfícies das articulações do quadril e joelhos devem ser obtidas com a mensuração da amplitude de movimento no exame físico. Tais informações permitem que as intervenções planejadas se ajustem às limitações da amplitude de movimento, garantindo o melhor alinhamento dos segmentos corporais, além de minimizar as pressões nas articulações distais.

A adequação postural na cadeira de rodas é realizada com o auxílio do assento, encosto e de diversos outros componentes adicionais, que devem ser prescritos depois de uma avaliação individualizada, como os suportes para tronco, pelve, pernas, pés, braços e até mesmo para cabeça. Todos esses componentes visam melhorar a postura dos indivíduos na utilização da cadeira de rodas, proporcionando uma base estável de sustentação.

Para Teixeira et al (2003), o alinhamento corporal na postura sentada deve respeitar certos limites. O ângulo do quadril pode variar entre 90° e 100°, os joelhos entre 90° e 105° e os tornozelos em 90°, assim distribuindo o peso e proporcionando maior estabilidade.

Cabe ressaltar que não existe uma postura ideal, pois o corpo humano é dinâmico, mudando continuamente sua disposição até mesmo em posturas estáticas, como no caso da postura sentada.

Kroemer e Grandjean (2008) relatam que a recomendação ortopédica de manter a postura ereta do tronco na posição sentada a fim de manter as curvas fisiológicas da coluna vertebral, entra em conflito com recomendações resultantes de outros estudos; esses afirmam que a posição sentada ligeiramente à frente ou reclinada reduz os esforços musculares, o que aumenta o conforto.

O posicionamento adequado na cadeira de rodas ocasiona aumento na mobilidade, na autonomia, no conforto e na segurança. Consequentemente, melhora a postura sentada, favorecendo funções básicas como respiração, nutrição e fluxo sanguíneo, prevenindo dores e melhorando a sociabilidade (BURNS, 1999). O mau posicionamento na cadeira de rodas, por sua vez, pode levar o indivíduo a ter problemas como rigidez, contraturas, deformidades, restrição do movimento e úlceras de pressão, além de comprometer o desenvolvimento emocional e intelectual do usuário (RATLIFFE, 2000).

Ao comparar a postura sentada com a postura ortostática (em pé), observa-se um menor esforço e menor gasto energético, porém quando esta posição é mantida por muito tempo, ou até mesmo por alguns anos, que é o caso de muitos cadeirantes, ocorre o enfraquecimento dos músculos abdominais e aumento da cifose torácica, o que pode aumentar o risco de problemas de desgaste dos discos intervertebrais (DELIBERATO, 2002).

O alinhamento corporal é extremamente importante para adultos e crianças portadores de escoliose estruturada ou não estruturada, estando diretamente envolvidos na manutenção dos órgãos vitais envolvidos nas diferentes funções fisiológicas (DICIANNO et al, 2008).

2.9 Alterações posturais da coluna vertebral

A coluna vertebral é constituída de 33 vértebras, sendo 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 coccígeas. Entre dois corpos vertebrais encontra-se o disco intervertebral, formado por uma parte central, o núcleo pulposo e outra parte periférica, o anel fibroso, composto por anéis concêntricos de tecido colágeno. As articulações facetárias, juntamente com os discos intervertebrais, proporcionam aproximadamente 80% da capacidade da coluna resistir a torções rotacionais e ao cisalhamento (HALL, 2000).

A estabilização estática da coluna vertebral é dada pelos ligamentos longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelo, capsulares e os inter e supra-espinhosos. Os músculos da coluna vertebral (estabilizadores dinâmicos) têm um

papel importante na manutenção da estabilidade, no equilíbrio e na movimentação dos membros.

Sobrecargas contínuas em compressão sobre os discos intervertebrais ocasionam perda de água, fazendo com que absorvam sódio e potássio para prevenir maiores perdas hídricas. Após longos períodos de sobrecarga, a coluna pode sofrer uma diminuição de até dois centímetros em sua altura. Quando se eliminam essas sobrecargas, os discos intervertebrais rapidamente reabsorvem água normalizando seus volumes e altura (HALL, 2000).

Para Dicianno et al (2008), a movimentação dinâmica traz muitos benefícios para a coluna vertebral, inclusive os movimentos passivos no dispositivo de adequação postural sentada podem ajudar a prevenir dores nas costas.

Segundo Kroemer e Grandjean (2005), quando se repousam as costas em uma superfície inclinada, uma porção significativa do peso da parte superior do corpo é transferida para o apoio, reduzindo os esforços nos músculos da coluna e nos discos intervertebrais. O equilíbrio, ou estabilidade postural, pode ser definido como a capacidade de manter o centro de massa dentro dos limites da base de apoio, denominados limites de estabilidade. Estes limites não são fixos e mudam conforme a tarefa, a biomecânica individual e os diversos aspectos ambientais (MEDOLA et al, 2009).

A cifose é uma curvatura fisiológica do segmento torácico, anteriormente côncava. Pode ser considerada normal a angulação entre 35° e 45°. Alguns autores consideram o aumento desses parâmetros como hipercifose e retificação quando o segmento é encontrado sem angulações.

Basicamente existem duas terminologias utilizadas para aumentos dos ângulos da coluna torácica: a cifose juvenil (ou dorso curvo juvenil) e a doença de Sheuermann. A cifose juvenil está geralmente associada ao descompromisso do jovem com sua postura. É uma curva flexível, não sintomática, que o próprio indivíduo pode corrigir quando solicitado. A doença de Sheuermann é uma curvatura rígida que pode estar acompanhada de dor e contratura muscular. Ocorre um acunhamento anterior dos corpos vertebrais e diminuição dos espaços intervertebrais (HERBERT, 2004).

A lordose é uma curvatura fisiológica do segmento cervical e lombar, posteriormente côncava. Na coluna lombar, consideram-se parâmetros normais a angulações entre 35° e 45°. O aumento dessa angulação é denominado

hiperlordose, que na coluna lombar pode estar associada ao encurtamento muscular de isquiotibiais e flacidez dos músculos abdominais. Em alguns casos, pode ocorrer flexão patológica dos quadris ou espondilolistese (HERBERT, 2004).

Diferente da cifose e da lordose, que são curvaturas de segmentos da coluna e que dentro de certos parâmetros são consideradas curvas fisiológicas, a escoliose é sempre patológica. Trata-se de uma curvatura lateral que pode estar associada a rotações. Na figura 13a, podem-se visualizar as curvas fisiológicas da coluna vertebral, cifose (segmento torácico) e lordose (segmento cervical e lombar), e na figura 13b, pode-se visualizar a curvatura patológica lordose.

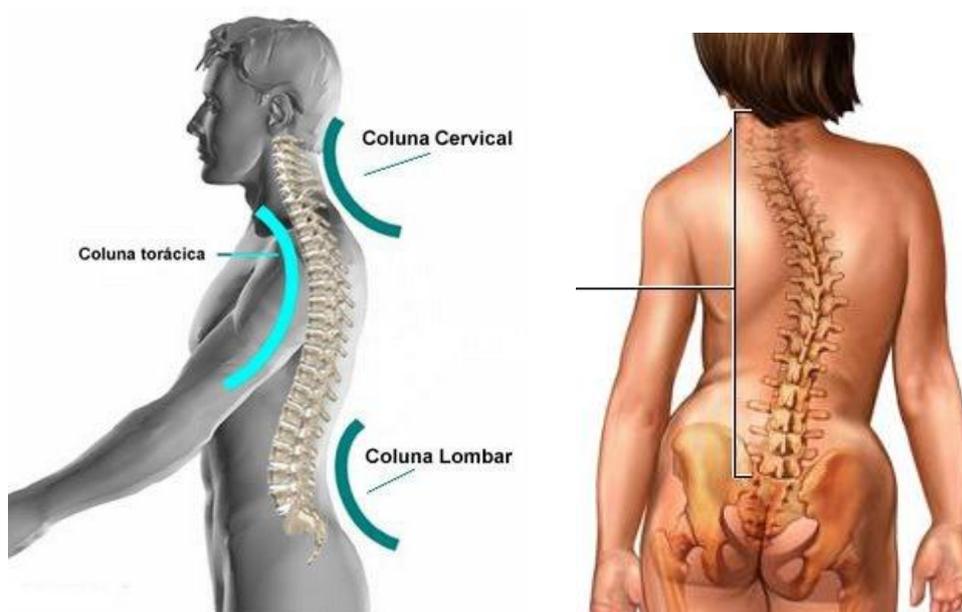


Figura 13: a) Curvas fisiológicas da coluna vertebral; b) Escoliose
Fonte: a) Brasil, (2010); b) Affleap, (2010).

Na escoliose adicionam-se às forças compressivas forças de torção e lateralização, que levam à descompensação do tronco; conseqüentemente, à piora da escoliose. O avanço dependerá da ação da gravidade e das forças musculares, o que explica a rápida progressão nos casos de deformidades parálíticas. A associação de forças deformantes leva, mais frequentemente, ao desenvolvimento de cifo escoliose, podendo também ocorrer a lordo escoliose.

2.10 Lesões teciduais atribuídas à pressão

A pele é o maior órgão do corpo humano. Suas principais funções são fornecer uma barreira física protetora entre o corpo e o ambiente, impedir a passagem para dentro e para fora de água e eletrólitos, reduzir a penetração de produtos químicos destrutivos, além de proporcionar a regulação térmica ao corpo (ARCHER, 2010).

Existem inúmeras definições para as lesões teciduais por pressão. Rodrigues et al (2008) relatam algumas como uma área localizada de necrose tissular que se desenvolve quando a pele é comprimida entre o osso e uma superfície dura; uma ferida causada por pressão prolongada que resulta em lesão nos tecidos adjacentes; lesões provenientes de hipóxia tissular, levando à necrose tecidual que ocorre quando a pressão que é aplicada na pele é maior que a pressão capilar normal (32 mmHg/arteríolas e 12 mmHg / vênulas) em um período de tempo.

A National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) em conjunto com a European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP) define as úlceras de pressão (UP) como lesão localizada na pele ou tecido subjacente geralmente sobre alguma proeminência óssea, causada por pressão ou por uma combinação de pressão e cisalhamento (NPUAP, 2010).

Costa et al (2005) ainda referem outros agravantes na formação de UP como alterações no reflexo de dor em lesados medulares (tetraplégicos, paraplégicos ou hemiplégicos), doentes crônicos, idosos e pacientes debilitados. Nos pacientes com trauma medular, existe lesão das fibras nociceptivas aferentes, responsáveis pelo estímulo doloroso que leva à mudança de decúbito, isquemia devida à oclusão de vasos capilares. A perturbação da microcirculação linfática e o acúmulo de metabólitos tóxicos são fatores que, comprovadamente, contribuem para a necrose tecidual (SMITH, 2003).

Blanes et al (2004) divide as causas da formação de UP em intrínsecas e extrínsecas ao paciente. Existem quatro fatores extrínsecos no surgimento dessas lesões: a pressão, o cisalhamento, a fricção e a umidade. Já os fatores intrínsecos são a idade, o estado nutricional, a perfusão tecidual, o uso de alguns medicamentos e as doenças crônicas como diabetes mellitus e doenças cardiovasculares. Segundo este mesmo autor, o diagnóstico é feito por meio de

métodos visuais que também classificam as úlceras em estágios, importantes na elaboração de estratégias terapêuticas.

Uma das maiores dificuldades encontradas por profissionais da área da saúde é o diagnóstico dos estágios iniciais de UP em pessoas de pele escura. Por este fato em 1998 a NPUAP criou as seguintes definições para o estágio inicial:

Estágio 1: Alteração observável na pele relacionada à pressão, onde se visualizam uma ou mais alterações da pele adjacente ou contralateral:

- A) Temperatura da pele (calor ou frio);
- B) Consistência do tecido (rígida ou flácida);
- C) Sensação (dor ou coceira);
- D) Alteração referente à coloração da pele, apresentado-se avermelhada em pele clara e roxa ou azulada em pele escura.

A University of Ghent, na Bélgica, desenvolveu um programa no qual figuram diversas informações sobre as UP, inclusive a classificação em graus, descrita abaixo por Tom et al (2010):

Grau 1: Eritema não branqueável em pele intacta. Descoloração da pele, calor, edema; induração ou rigidez podem também ser utilizados como indicadores, particularmente em indivíduos com pele escura.

Grau 2: Flictena. Destruição parcial da pele envolvendo a epiderme, derme ou ambas. A úlcera é superficial e apresenta-se clinicamente como um abrasão ou flictena.

Grau 3: Úlcera Superficial. Destruição total da pele envolvendo necrose do tecido subcutâneo que pode estender-se, mas não através da fáscia subjacente.

Grau 4: Úlcera profunda. Destruição extensa, necrose tecidual; ou dano muscular, ósseo ou das estruturas de suporte com ou sem destruição total da pele.

De acordo com esses autores, a classificação das UP por graus é útil apenas para definir a máxima profundidade de tecido envolvido. A classificação inversa por graus nunca deve ser utilizada para descrever a cicatrização de uma UP. A cicatrização das úlceras UP deve ser documentada com parâmetros objetivos tais como tamanho, profundidade, quantidade de tecido necrosado, quantidade de exsudado, presença de tecido de granulação, etc.

2.11 Adaptação do usuário ao sistema de adequação postural

Segundo Trombly e Radomsky (2005), ao se iniciar o uso de um novo modelo de sistemas de adequação postural sentada, deve-se monitorar a pele do usuário a fim de detectar a tolerância do corpo ao novo dispositivo. Deste modo, deve-se instaurar um programa progressivo de períodos na posição sentada, juntamente com a inspeção da pele. A tolerância às pressões impostas aos tecidos corporais depende de diversos fatores, como o tipo de deficiência, posicionamento anatômico, idade, nutrição, temperatura, umidade e presença de incontinência (DICIANNO et al, 2008).

De acordo com Edelstein & Bruckner (2006), a duração do período de adaptação depende das condições físicas do usuário e do tamanho do dispositivo. Inicialmente o sistema deve ser utilizado por curtos períodos de tempo, não ultrapassando meia hora; em seguida, deve-se remover o dispositivo e, imediatamente, inspecionar a pele. Qualquer área avermelhada deve ser reexaminada após dez minutos para averiguar se sua coloração retornou ao normal. No caso de aparecimento de bolhas ou feridas, deve-se interromper imediatamente a utilização do dispositivo e procurar o profissional que a prescreveu ou o que a confeccionou. O período de utilização do dispositivo deve ser aumentado gradualmente, sempre inspecionando a pele do indivíduo. Desta forma, a tolerância ao uso do equipamento pode ser aumentada até que se possa utilizá-lo por tempo integral.

2.12 Obtenção de dados antropométricos para confecção de equipamentos de TAs

Existem diferentes técnicas utilizadas para a obtenção de dados antropométricos de usuários de tecnologias assistivas. Uma das mais simples consiste em mensurações, realizadas com fitas métricas, de circunferências, diâmetros, comprimento de membros e outras medidas referentes ao tipo de equipamento que se deseja fabricar. No caso dos assentos e encostos para

cadeirantes, o sistema mais utilizado na obtenção de dados antropométricos consiste no uso de medidas simples de uma fita métrica, pois no Brasil estes equipamentos são pré-fabricados em tamanhos determinados. Portanto, o usuário tem que adaptar-se ao modelo mais próximo de suas medidas.

Um recurso utilizado por terapeutas ocupacionais e ortoprotesistas são as espumas alveolares de escavação, como mostra a figura 14. Este sistema é utilizado em casos onde o usuário apresenta uma deformidade musculoesquelética diferenciada. Basicamente encosta-se o paciente na espuma; o profissional escava, manualmente, a estrutura até que o indivíduo esteja acomodado no dispositivo.



Figura 14: Espuma Alveolar de escavação.

Ao longo da história do desenvolvimento de equipamentos personalizados de tecnologias assistivas, o gesso foi e ainda é o material mais utilizado para a obtenção de dados antropométricos para confecção de órteses e próteses. Atribui-se este fato às propriedades de moldagem do gesso e seu baixo custo.

Basicamente esse processo pode ser dividido em três etapas:

1 – Confecção do molde negativo: consiste na moldagem do membro a ser ortetizado ou protetizado. Para isso são aplicadas ataduras gessadas sobre o segmento corporal a fim de obter uma estrutura oca com as dimensões do sujeito,

como mostra a figura 15, molde negativo para confecção de uma órtese de tronco. É um processo rápido, pois assim que o gesso reage com a água, tornando a atadura rígida, o molde negativo é retirado do membro do usuário; esse tempo pode variar de acordo com o fabricante da atadura, mas em média o processo ocorre em dez minutos.



Figura 15: Molde negativo para confecção de órteses de tronco.

2 – Confecção do molde positivo: a partir do molde negativo, confecciona-se o molde positivo, onde uma determinada quantidade de gesso líquido (gesso em pó + água) é introduzida dentro do molde negativo para obtenção da geometria corporal do sujeito. Posteriormente, é retirada a atadura gessada (molde negativo) para então se obter um molde do membro ou parte corporal do usuário. Este molde é conhecido como molde positivo, ilustrada na figura 16.



Figura 16: Molde positivo de tronco.

3 - Confeção do equipamento personalizado de tecnologia assistiva: De posse do molde positivo, pode-se confeccionar o dispositivo de TA indicado ao usuário. Os processos mais comuns de fabricação destes equipamentos são a termomoldagem, que utiliza diferentes polímeros, como polipropileno, polietileno, etil vinil acetato, e uma infinidade de outras ligas poliméricas; e a laminação, onde são utilizadas diferentes resinas de polímeros na estruturação do equipamento.

De acordo com Broughton e Cooper (2001), os sistemas de assentos personalizados podem ser fabricados de três formas:

1 – Mensuração direta no usuário, onde estas referências serão a base para a construção do assento através de recortes e colagem de espumas.

2 – A técnica *Foam in Plac*, onde o usuário é considerado o molde positivo, sendo que a espuma é curada diretamente no corpo do sujeito para formação do dispositivo.

3 – Confeção de molde (real ou virtual), onde se utilizam materiais como as almofadas a vácuo para obtenção de dados antropométricos, sistemas CAD/CAM, entre outros.

Atualmente, algumas instituições não governamentais vêm utilizando os sistemas CAD, CAE e CAM na confecção de equipamentos personalizados de tecnologias assistivas. Deste modo os dados antropométricos são obtidos através de

processos como a digitalização tridimensional para geração do modelo de molde tanto negativo como positivo, dependendo do tipo de equipamento e do processo que será utilizado na fabricação do equipamento. Após a obtenção da geometria do usuário, alguns programas computacionais são utilizados na geração de modelos virtuais em CAD para posteriormente ser confeccionado o equipamento de tecnologia assistiva através de sistemas como usinagem CNC e prototipagem rápida.

2.13 Digitalização tridimensional

A digitalização tridimensional consiste na reconstrução de um objeto real, possibilitando a manipulação do modelo geométrico no computador. Essa tarefa é realizada por equipamentos conhecidos como digitalizadores ou scanners 3D (MAURER et al, 2007). Através da digitalização tridimensional, é possível obter com grande precisão detalhes de texturas e mesmo de objetos inteiros (BERTOL, 2008; SILVA, 2006). Atualmente existem inúmeros equipamentos de digitalização 3D. De maneira geral, estes equipamentos se dividem em sistemas com e sem contato.

Os sistemas baseados em contato são normalmente bastante úteis para formas simples, onde apenas poucos pontos são necessários (SILVA, 2006). Nesse tipo de sistema, normalmente, os equipamentos possuem um ponteiro que contorna a peça ou superfície a ser digitalizada enquanto são registradas as coordenadas de sua movimentação, como mostra a figura 17.

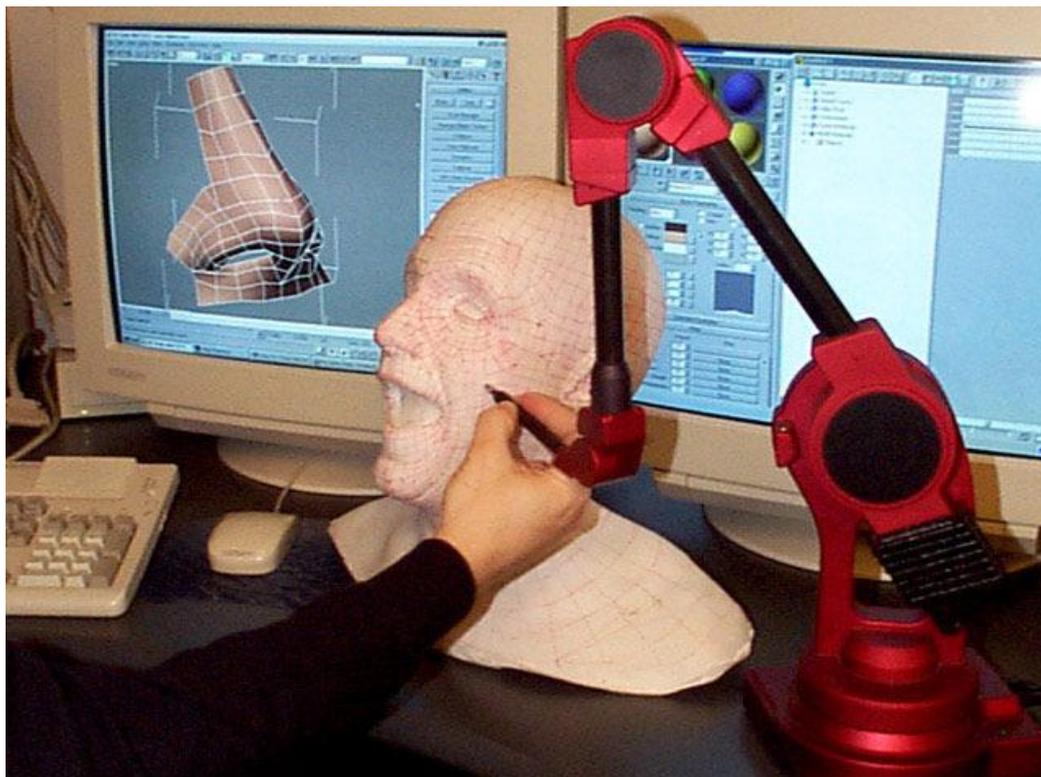


Figura 17: Escâner 3D de contato.
Fonte: Freitas (2006).

Existem diferentes sistemas de digitalização sem contato, dentre os quais podem ser citados a triangulação de laser de varredura por ponto, a triangulação de laser de varredura por linha, a triangulação por cores com câmara CCD (Coupled Charge Devices), a fotogrametria por fotografias digitalizadas, o radar laser, a tomografia, o tunelamento, Moiré de projeção e luz infravermelha e CCD linear. (FREITAS, 2006).

Segundo este mesmo autor, os dados fornecidos pela digitalização 3D são sempre um conjunto de coordenadas de pontos. As coordenadas podem ser simplesmente $[x,y,z]$, $[x,y,z,c]$ para os digitalizadores capazes de capturar outros parâmetros do ponto, como cor ou temperatura; ou ainda $[x,y,z, i,j,k]$ para digitalizações que incluam a inclinação da sonda manual utilizada.

Os arquivos de saída do processo de digitalização tridimensional constituem-se de nuvens de pontos (as quais podem conter alguns milhões de pontos). Estes representam as coordenadas dos pontos que compõem a superfície digitalizada (PRESTES et al, 2010).

Considerando que a superfície digitalizada pode possuir alguns milhões de pontos, o arquivo gerado pode tornar-se muito pesado para manipulação em

computadores convencionais. Assim, o uso de filtros torna-se também importante para reduzir o tamanho dos arquivos, facilitando sua posterior manipulação (SILVA, 2006).

A fabricação de equipamentos personalizados de tecnologias assistivas, como, por exemplo, assentos e encostos para cadeira de rodas, podem fazer uso destas técnicas na confecção destes produtos, visto que em diversas situações estas pessoas apresentam uma anatomia diferenciada.

No design de produtos, a técnica pode ser aplicada para atualização de um produto já existente, o qual pode ser digitalizado, modificado e novamente produzido. Estes procedimentos são particularmente importantes nos casos em que se deseja redesenhar ou otimizar produtos já existentes. Deste modo torna-se possível desenvolver um produto que melhor atenda às necessidades de mercado (SILVA 2006).

2.14 Usinagem CNC

Diversos segmentos industriais vêm utilizando a usinagem CNC (Comando Numérico Computadorizado) por ser um processo preciso na aquisição de formas complexas. Segundo Tessmann (2009), o processo de usinagem CNC envolve uma série de etapas. Uma delas é a escolha ou criação de desenhos ou formas, utilizando-se softwares vetoriais ou imagens oriundas de outras fontes. Esses desenhos são enviados ao software CAM (Computer Aided Manufacturing) e são definidos volumes, medidas e espessuras que se buscam com a usinagem.

Os processos de usinagem mais utilizados são o fresamento (maior versatilidade) e o torneamento (destinado à obtenção de superfícies de revolução). No fresamento, o material é removido através de uma ferramenta giratória com múltiplos gumes cortantes (arestas) chamada fresa (SILVA, 2006).

Fresadoras CNC podem trabalhar com diferentes ferramentas como corte a laser, corte a jato de água, corte a plasma e outras. Cada ferramenta apresenta suas próprias características, sendo mais bem empregada de acordo com o material utilizado na usinagem, a própria máquina CNC, o tempo necessário ao processo e outros fatores.

Existem diversos maquinários CNC que trabalham com estes comandos, no caso das fresadoras CNC. Pereira (2003) as divide em três categorias:

- Pelo número de eixos comandados – dois, três ou mais.
- Pela orientação do eixo principal – vertical ou horizontal.
- Pela presença ou ausência de trocador automático de ferramenta.

De maneira geral a principal função da usinagem CNC é a atribuição de formas e volumes a blocos de diversos materiais, como no caso de assentos e encostos de cadeiras de rodas onde se pode escavar a anatomia do usuário em blocos de espumas.

Assentos e encostos de cadeiras de rodas fabricados a partir da anatomia do usuário objetivam reduzir pontos específicos de pressão, como, por exemplo, na tuberosidade isquiática e distalmente a coxa. Por meio da usinagem CNC pode-se aumentar a área de contato entre o equipamento e o corpo do usuário; conseqüentemente, pode diminuir os pontos de pressão indesejáveis.

2.15 Desenvolvimento de programas de usinagem CNC

Programas de usinagem são instruções codificadas para um determinado comando CNC onde as informações geométricas e dimensionais contidas em uma peça, conhecida por meio de desenhos e cotas (números), seriam entendidas e processadas pela máquina CNC (PEREIRA, 2003). Dependendo do objeto que se deseja obter através da usinagem CNC, faz-se necessária uma estratégia específica. É preciso levar em conta a forma do objeto, a máquina CNC e o tipo das ferramentas. O desenho da peça é o mais importante documento para a programação CNC. Ele visualmente identifica a forma, as dimensões, tolerâncias, acabamento superficial e outras informações necessárias para completar o programa (PEREIRA, 2003).

Diante desses parâmetros, é necessário gerar uma estratégia de usinagem onde devem ser levados em consideração outros quesitos como tamanho da ferramenta, velocidade de avanço, velocidade de rotação, dispositivos de fixação do material, tamanho do material e trajetória percorrida pela ferramenta. Além disso, em muitos casos é necessária a utilização de ferramentas específicas para desbaste e

acabamento do material usinado. Esses processos são programados em diversos softwares tipo CAM, que podem simular os processos de usinagem em modelos virtuais, como mostra a figura 18, simulação de usinagem CNC através do software EdgeCam.

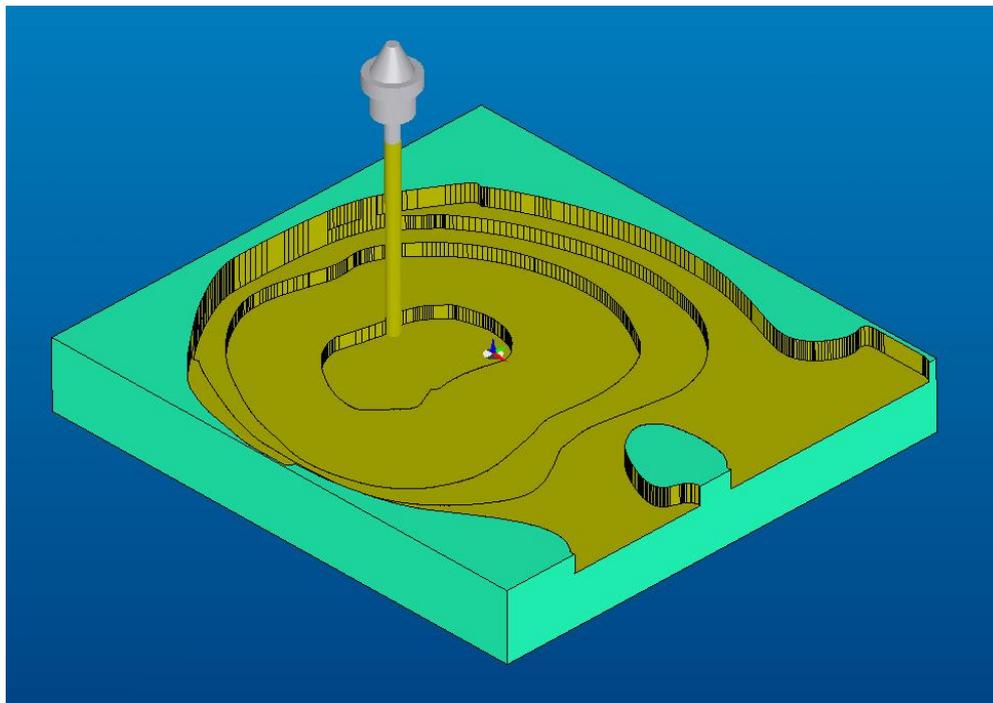


Figura 18: Simulação de usinagem CNC (software EdgeCam).

2.16 Termografia

O corpo humano transmite energia térmica de diferentes formas como condução, convecção e radiação. Essas diferenças térmicas no interior do corpo podem ser visualizadas na superfície da pele. Tais diferenças provocam alterações na quantidade de energia infravermelha (calor) emitida, que podem ser visualizadas com câmeras especiais denominadas termógrafos (VIEIRA et al, 2010), como ilustra a figura 19.



Figura 19: Termógrafo Sat Report.

A termografia vem sendo utilizada em diversas áreas com objetivos distintos. Como exemplo, temos o uso na agronomia, a fim de mensurar a radiação solar, na identificação de áreas alagadas; na engenharia, a fim de analisar o estado de equipamentos, sistemas ou componentes; na meteorologia com o monitoramento e previsão do tempo; no ramo militar, a fim de determinar áreas de combate, alvos terrestres, aeronaves.

Na medicina, utilizou-se muito esta técnica nos anos de 1970 como um exame para detecção de tumores malignos de seios e outros tumores superficiais, patologias articulares inflamatórias, patologias vasculares, entre outros. Porém, com os avanços tecnológicos de equipamentos para diagnósticos mais precisos, esse equipamento caiu em desuso para esses fins (FILHO, 1999). Hoje em dia está sendo utilizada como método complementar a avaliação física de atletas durante exercícios, em diagnósticos de tumores em animais e em outras pesquisas.

As imagens geradas por um termógrafo a partir da radiação infravermelha têm um padrão de cores em diferentes tonalidades, as quais estão associadas à diferença de temperatura. O padrão de tonalidades, assim como a ordem das mesmas, pode ter diferentes apresentações, podendo até ser invertido, como mostra a figura 20, referente ao software do termógrafo Sat Report.

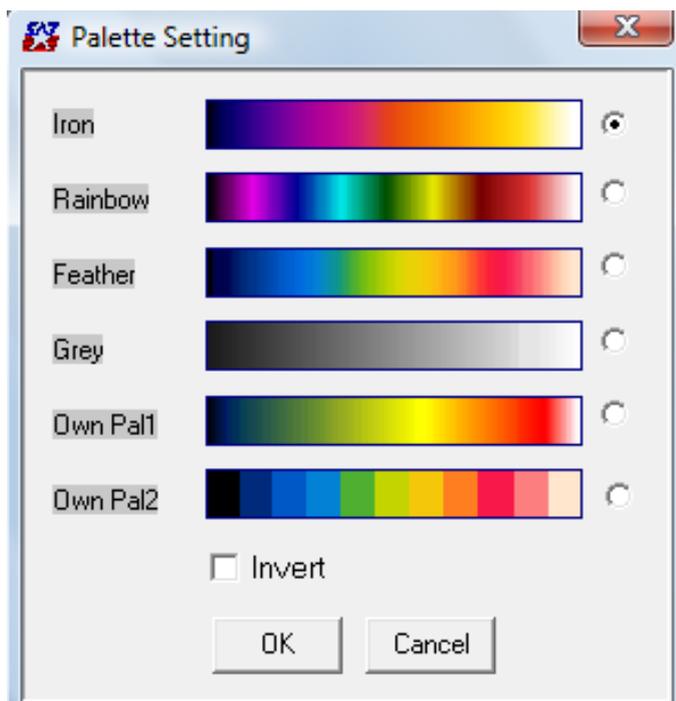


Figura 20: Possíveis tonalidades de cores do termógrafo Sat Report.

A sensibilidade térmica do sistema é para variações de 0,05 °C a 0,1 °C da temperatura corporal. O grande valor do exame reside no fato de as imagens serem funcionais e dinâmicas, pois o exame possibilita o estudo da fisiologia ou fisiopatologia do paciente no momento em que está sendo filmado (FILHO, 1999). Diante disso, podem-se visualizar, na figura 21, as diferentes tonalidades de cores referentes às diferenças térmicas em graus celsius na régua a direita da imagem.

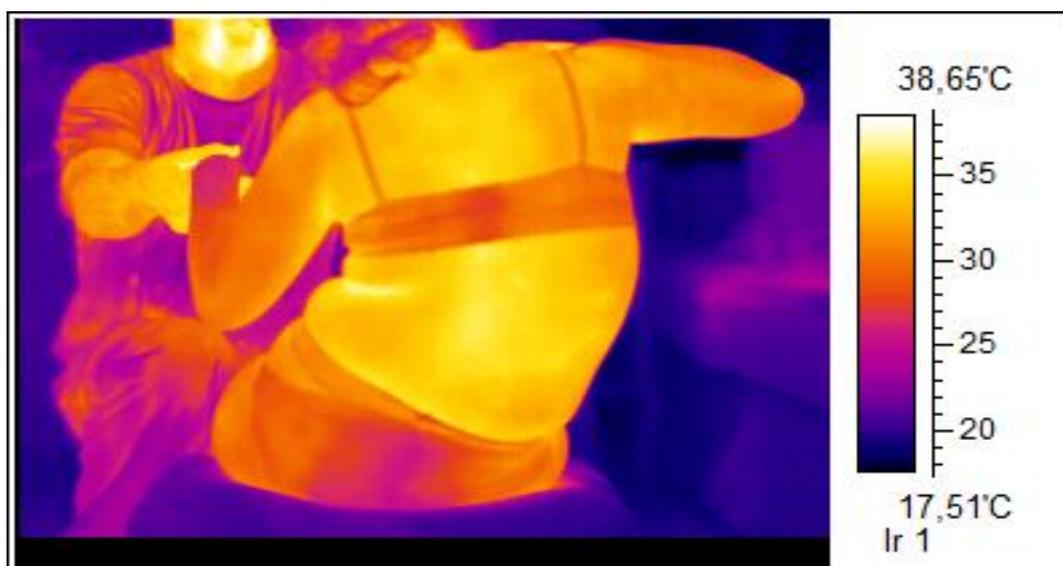


Figura 21: Registro termográfico (Software Sat Report).

Nesta pesquisa, a termografia foi utilizada a fim de analisar as diferenças térmicas nos dispositivos de adequação postural na posição sentada confeccionados a partir da antropometria dos indivíduos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Diante dos métodos de fabricação de produtos de tecnologias assistivas, especificamente dos dispositivos de adequação postural sentada, a presente pesquisa busca desenvolver novas rotas tecnológicas para a confecção personalizada desses produtos, utilizando ferramentas de digitalização tridimensional, usinagem CNC e termomoldagem.

3.1 Amostra

Foram realizados dois estudos de caso. Os sujeitos que participaram deste estudo apresentaram diferentes patologias. O critério de maior valor para inclusão foi a utilização da cadeira de rodas como meio de locomoção. Os participantes foram orientados quanto aos procedimentos necessários para participação no estudo através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (apêndice 1).

Após minuciosa avaliação fisioterapêutica, optou-se por confeccionar um dispositivo de adequação postural sentada para os sujeitos L.S.M.que, nesta pesquisa, será chamada de P1, e J.A.G.C., que será chamado de P2.

3.1.1 Estudo de caso 1

No período de desenvolvimento do sistema de adequação postural, P1 tinha 12 anos de idade, diagnóstico médico de paralisia cerebral e síndrome de Block-Sulzberger, diagnóstico fisioterapêutico de quadriparesia espástica. Esse menino não apresentou alterações quanto à sensibilidade, já havia tido algumas internações hospitalares devido a crises convulsivas, que estavam sob controle com medicamentos.

A paralisia cerebral pode ser definida como um grupo de desordens do movimento e da postura consequentes a lesões não progressivas, a

qual ocorre no cérebro em fase de maturação estrutural e funcional (BAX et al, 2005). Crianças com paralisia cerebral podem desenvolver fraqueza muscular, dificuldades no controle entre grupos musculares agonista e antagonista, restrição da amplitude de movimento, alterações de tônus muscular e alterações de sensibilidade (BECKUNG E HAGBERG, 2002).

A síndrome de Bloch-Sulzberger é uma genodermatose rara, dominante e ligada ao cromossomo X, causada por uma mutação no gene NEMO, do fator genético kappa B (-nuclear kappa B essencial modulador). Esta patologia envolve órgãos e tecidos cuja origem embrionária é ectodérmica e mesodérmica, podendo se manifestar por alterações cutâneas e extracutâneas (PEREIRA et al, 2010).

Com relação às atividades sociais, P1 frequenta escola regular, festas, viagens com os pais, entre outras atividades. Locomove-se engatinhando, e em ortostase consegue caminhar curtas distâncias com o auxílio de uma órtese de marcha recíproca, porém o seu meio de locomoção na escola e na comunidade é uma cadeira de rodas. Realiza três sessões de fisioterapia por semana e duas de terapia ocupacional. Sua comunicação é expressiva, mas apresenta dificuldade na fala. Apresenta escoliose não estruturada na região dorsolombar com a convexidade à direita e tem diminuição da função em membro superior direito. No tratamento da escoliose, faz uso de órtese de tronco (colete Boston) para melhorar o alinhamento biomecânico da coluna vertebral.

Durante a avaliação, percebe-se o grande envolvimento dos pais no bem-estar de P1. Quando questionados sobre a adequação postural sentada, relatam que seria muito bom se o sistema pudesse não ser fixo na cadeira de rodas, pois uma de suas grandes preocupações é a inclusão de P1 nas atividades familiares. Por esse motivo, relatam que incentivam ao máximo a utilização dos mobiliários da casa e salientam que na hora das refeições, quando todos sentam à mesa, a única adaptação utilizada por P1 são apoios para os pés. Portanto, gostariam que o sistema de adequação postural pudesse ser colocado na cadeira da mesa de jantar.

3.1.2 Estudo de caso 2

Neste mesmo período, P2 tinha 47 anos de idade, diagnóstico médico de traumatismo raquimedular, diagnóstico fisioterapêutico de paraplegia, apresentava sensibilidade diminuída na parte superior e lateral de coxas e ausência de sensibilidade abaixo desses limites.

De acordo com Greve et al (2001), o traumatismo raquimedular é uma lesão traumática aguda que afeta a coluna vertebral e seu conteúdo nervoso, podendo causar falência de uma série de funções vitais como locomoção, sensibilidade, sexualidade, controle esfinteriano entre outras alterações.

Atualmente P2 é atleta paraolímpico da modalidade de atletismo. Durante sua trajetória no esporte, obteve diversas premiações em nível nacional e internacional, estando entre os melhores atletas da modalidade segundo o ranking mundial.

Aos 19 anos de idade, sofreu uma queda do 4.º andar de um edifício onde trabalhava como pedreiro. Essa queda resultou em inúmeras fraturas corporais; entre elas, a da coluna vertebral que o colocou na condição de cadeirante. Durante o processo de reabilitação, conheceu um terapeuta que o incentivou a praticar esportes adaptados. Inicialmente o basquete foi modalidade escolhida e logo em seguida o atletismo, modalidade na qual se firmou e até hoje participa de competições nacionais e internacionais.

Quando questionado sobre as dificuldades encontradas durante suas atividades de vida diária, P2 relata falta de acessibilidade em diversos espaços, tanto urbanos como edificados, transporte coletivo e banheiros adaptados. Segundo P2, os equipamentos utilizados no esporte e até mesmo no dia a dia são extremamente caros, sendo inacessível à maior parte da população. Além disso, relata a rápida deterioração dos assentos das cadeiras de rodas e falta de opções desses equipamentos. Por outro lado, P2 realiza diversas atividades independentemente, leva a filha à escola, cozinha, faz sua higiene pessoal sozinho, entre outras atividades. Frequenta rotineiramente treinos de musculação na Associação dos Atletas e Atletas Deficientes Físicos de Canoas, da qual é o atual presidente, e treinos diários específicos para o atletismo.

3.2 Materiais e equipamentos

Utilizou-se durante a pesquisa:

- a) Escâner Móvel, marca Konica Minolta, modelo Vivid 9i;
- b) Fresadora CNC, marca Tecnodrill, modelo Digimill 3D;
- c) Termógrafo, marca SAT, modelo HY6800;
- d) Software Raindrop Geomagic Studio;
- e) Software Edgecam;
- f) Software Sat Report Standard;
- g) Máquina fotográfica digital, marca Kodak, modelo C182;
- h) Espumas de poliuretano;
- i) Placas de Polipropileno;
- j) Placas de Etil Vinil Acetato;
- k) Fitas dupla face;
- l) Almofada para posicionamento Versaform;
- m) Ataduras gessadas marca Cremer com dimensões de 20 cm x 4m.

3.3 Etapas da pesquisa

A pesquisa foi desenvolvida em cinco etapas distintas, em dois estudos de caso, sendo os procedimentos descritos a seguir:

3.3.1 Etapa 1: conhecer a realidade diária dos sujeitos

Inicialmente foi realizada uma entrevista com os sujeitos, pais ou cuidadores, a fim de verificar o entendimento da situação de cadeirante, os cuidados e manutenções de posturas, tempo de uso da cadeira de rodas e as atividades de vida diária. Posteriormente foi realizada uma avaliação fisioterapêutica a fim de analisar

as deformidades musculoesqueléticas e a mobilidade dos sujeitos em estudo, a qual se encontram no apêndice 2.

3.3.2 Etapa 2: coleta dos dados antropométricos

Para a coleta dos dados antropométricos, foi utilizado o escâner móvel, marca Konica Minolta, modelo Vivid 9i. lentes *wide* (distância focal 8mm, precisão de 0,096mm a 1m de distância) pertencente ao Laboratório de Design e Seleção de Materiais. O equipamento, por ser móvel, pode ser levado até a residência dos indivíduos ou local de fácil acesso aos sujeitos, a fim de facilitar a mensuração dos dados. Através do processo de digitalização tridimensional, foram obtidos arquivos tridimensionais correspondentes às formas do objeto digitalizado. Neste caso, as partes corporais correspondentes ao assento e encosto das cadeiras de rodas (quadril e/ou tronco) foram tomadas diretamente dos corpos dos sujeitos através de moldes com ataduras gessadas e com almofada de posicionamento, os quais posteriormente foram digitalizados a fim de se coletarem os dados antropométricos relevantes à confecção de assentos e/ou encostos personalizados.

3.3.3 Etapa 3: confecção do dispositivo

Após a digitalização, os dados obtidos foram tratados com o software Raindrop Geomagic Studio. Para o procedimento de tratamento dos dados, foram incluídas etapas de montagem das nuvens de pontos e aplicação de filtros (para reduzir o ruído inerente ao processo de digitalização, reduzir a quantidade de pontos da nuvem, manter apenas os pontos realmente significativos para representar o objeto e tornar o modelo tridimensional mais facilmente manipulável). Os pontos oriundos da digitalização foram, a seguir, unidos três a três, formando triângulos planos, gerando uma malha tridimensional da superfície necessária para a confecção dos dispositivos de adequação postural.

A porção da superfície que interessa para a confecção dos dispositivos de adequação postural foi mantida, e as demais foram excluídas. Os arquivos foram, então, salvos em formato STL, padrão para sistemas de prototipagem rápida e compatível com a maioria dos sistemas CAD, CAE e CAM disponíveis no mercado. Os arquivos foram exportados para o *software* Edgecam, onde foi gerada a estratégia de usinagem do modelo para a fabricação dos assentos e/ou encostos personalizados. Para a usinagem, foram utilizados blocos de poliuretano (PU) flexíveis e rígidos com dimensões correspondentes a cada sujeito. O processo foi realizado por meio de um equipamento CNC da marca Tecnodrill, modelo Digimill 3D, o qual pertence ao Laboratório de Design e Seleção de Materiais, utilizando diferentes ferramentas para desbaste e acabamento.

3.3.4 Etapa 4: avaliação termográfica

A avaliação termográfica foi realizada com o termógrafo marca SAT, modelo HY6800, que pertence ao Laboratório de Materiais Cerâmicos. Antes de realizarem os testes, os indivíduos foram posicionados em outras cadeiras durante 15 minutos, sendo em seguida posicionados na cadeira de rodas com ajustes de apoios de pés e braços para melhor distribuição de peso corporal e foram orientados a buscar a posição mais confortável. Após os ajustes necessários, permaneceram na posição por 20 minutos e voltaram para outra cadeira; os dispositivos foram, então, termografados. Inicialmente, realizou-se a análise com os dispositivos utilizados diariamente pelos sujeitos em estudo; após 20 minutos, foi repetido o teste com o sujeito, utilizando o sistema desenvolvido a partir de sua antropometria.

3.3.5 Etapa 5: análise dos resultados

Os resultados foram analisados com o auxílio do software Sat Report Standard, utilizado para comparações de radiação infravermelha (temperatura corporal), estes se encontram descritos no item 4.2.

4 RESULTADOS

4.1 Fabricação dos sistemas de adequação postural personalizados

Foram fabricados três sistemas de adequação postural sentada. Para P1 foi confeccionado um dispositivo composto de assento e encosto, e para P2 foram fabricados dois assentos utilizando diferentes técnicas para a coleta dos dados antropométricos.

4.1.1 Estudo de caso 1

Após investigações sobre os processos de fabricação de produtos de tecnologias assistivas, o desenvolvimento do sistema de adequação postural de P1 foi realizado utilizando ferramentas de digitalização tridimensional, usinagem CNC de blocos e espumas de poliuretano e termomoldagem de etil vinil acetato e polipropileno. A coleta dos dados antropométricos de P1 para confecção do encosto foi realizada utilizando o escâner móvel da marca Konica Minolta, modelo Vivid 9i, com lentes *wide*, distância focal 8mm, precisão de 0,096mm a 1m de distância.

Por ser móvel e para maior conveniência do usuário, o escâner foi levado até sua residência, onde foram realizadas as digitalizações logo após a seção de fisioterapia. O sujeito foi posicionado sentado, com quadril e joelhos a 90° e tornozelo a 0°, de acordo com a orientação do autor e da fisioterapeuta, de forma que sua postura sentada proporcionasse o melhor alinhamento biomecânico da coluna vertebral. Por apresentar escoliose não estruturada – uma curvatura móvel – foram aplicadas pressões manuais e controladas sobre as costelas logo abaixo e posteriormente ao ápice da convexidade da coluna vertebral. Dessa forma, as costelas agem sobre as vértebras a fim de reduzir a lateralização e rotação da coluna vertebral. Além disso, a lordose lombar foi suavizada para auxiliar a redução das rotações das vértebras da coluna vertebral. Porém, para aquisição dos dados antropométricos a partir da digitalização tridimensional, não foi possível manter os

apoios manuais, pois estes seriam capturados juntamente com as partes corporais necessárias para a construção do sistema de adequação postural; logo, utilizou-se uma faixa de tecido para manutenção da postura durante este processo, como mostra a figura 22.



Figura 22: Digitalização das costas do sujeito.

Essa postura foi mantida durante a aquisição de duas imagens, as quais, posteriormente, foram tratadas utilizando o software Raindrop Geomagic Studio. Os pontos oriundos da digitalização foram unidos três a três, formando triângulos planos, gerando uma malha tridimensional da superfície das costas do indivíduo chamada de nuvem de pontos. Este conjunto de milhares de pontos, como mostra a figura 23, é o resultado da digitalização direta no corpo do sujeito.

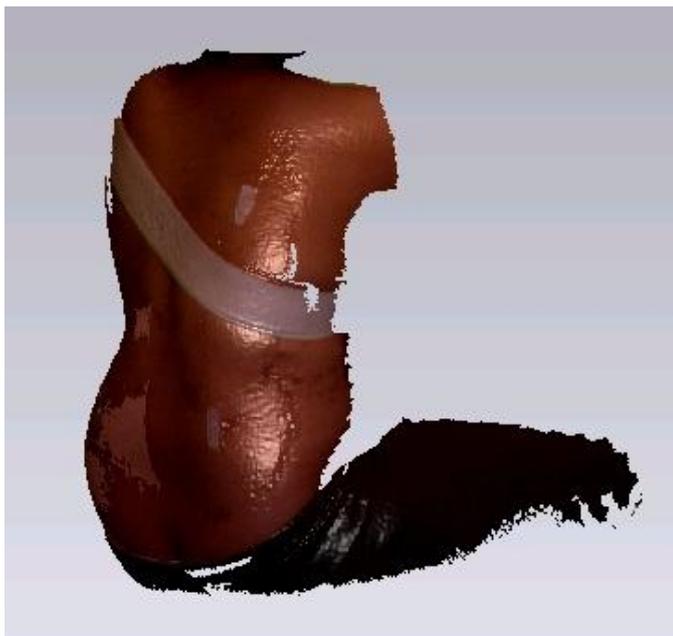


Figura 23: Nuvem de pontos gerada pelo escâner móvel. (Software Geomagic Studio).

Após a obtenção da nuvem de pontos, é necessária a aplicação de filtros para reduzir o tamanho dos arquivos, pois estes se tornam pesados devido ao número de pontos gerados pela digitalização 3D que pode chegar a milhões, tornando lento o programa computacional utilizado na manipulação das imagens. Outra forma de reduzir o número de pontos é retirar partes corporais desnecessárias na confecção de equipamentos de tecnologias assistivas como mostra a figura 24, mesma figura anterior com aplicação de filtros e recortes.

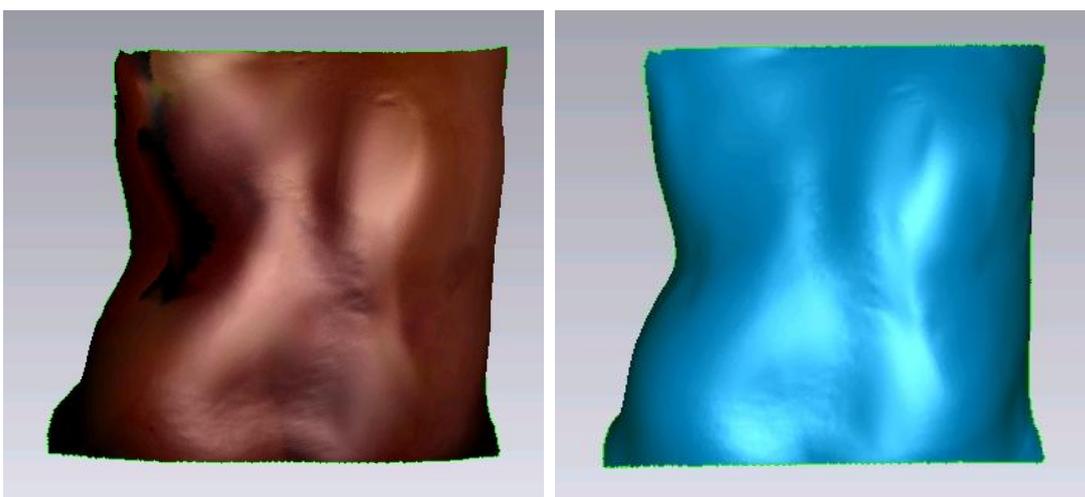


Figura 24: Aplicação de filtros e recortes na nuvem de pontos.(Software Geomagic Studio).

O arquivo foi, então, salvo no formato STL, padrão para sistemas de prototipagem rápida e compatível com a maioria dos sistemas CAD, CAE e CAM disponíveis no mercado. O arquivo foi então exportado para o software Edgecam versão 7.75, onde foi gerada a estratégia de usinagem do modelo para a fabricação do assento em duas partes.

Para a usinagem, foram utilizados dois blocos de poliuretano (PU), de dimensões iniciais de 400x400x200mm. O processo foi realizado no LdSM, utilizando o equipamento CNC da marca Tecnodrill, modelo Digimill 3D. Foi realizado em duas partes porque a máquina CNC não tinha as dimensões necessárias para a usinagem em um único processo. Foram utilizadas ferramentas de desbaste de 10mm de diâmetro. Como parâmetros do processo utilizaram-se 10.000 RPM como velocidade de rotação, 4.000mm/min como velocidade de avanço horizontal, 1.000mm/min como velocidade de avanço vertical e 4mm como incremento de corte. Para o acabamento, utilizaram-se os mesmos parâmetros com passo lateral de 15%. Na figura 25 observa-se o processo de usinagem. Estudos neste sentido vêm sendo realizados no LdSM tanto a nível de mestrado com a aluna Elisa Marangom Beretta (Tecnologias Assistivas: Personalização em Massa Através do Design e Fabricação de Assentos Customizados); em nível de Doutorado, com o Aluno Fábio Pinto da Silva (Estudo de Espumas de Poliuretano, Digitalização Tridimensional e Usinagem CNC para Fabricação de Assentos Personalizados).

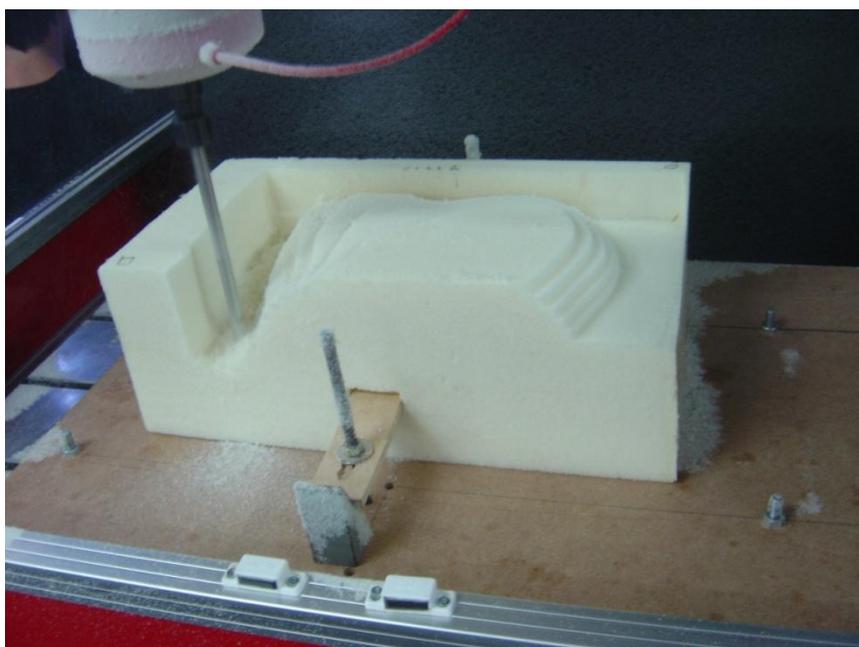


Figura 25: Usinagem de um bloco de PU referente à metade das costas do sujeito.

Ao fim do processo, os blocos foram unidos e selados com resina, conforme ilustra a figura 26.



Figura 26: União dos blocos de PU das costas do sujeito.

Para confecção do molde negativo (encosto), optou-se pela termomoldagem a vácuo em PP e EVA em molde aberto, utilizando uma bomba de sucção para conformação do material no molde usinado. Foi utilizada uma placa de PP de 4mm de espessura com 70 cm², compatível com a mesa utilizada para este processo, uma placa de EVA de 5 mm de espessura com 50 cm quadrados. Para moldagem do EVA, este foi colocado em uma estufa com uma temperatura controlada em 170 graus Celsius por cerca de um minuto, e em seguida foi moldada manualmente. Após esta etapa, foi colocada uma malha sobre o EVA e o molde; posteriormente, a placa de PP foi colocada na estufa até que sua coloração leitosa se tornasse transparente (parâmetro utilizado na termomoldagem), aproximadamente 20 minutos, em seguida a placa de PP foi colocada sobre o molde para aquisição do formato. Tais etapas de processamento são mostradas na figura 27.



Figura 27: Termomoldagem EVA e termomoldagem PP.

Com o término dessa etapa, foram coladas externamente diversas faixas de espumas de poliuretano para preencher os espaços do molde de polipropileno a fim de dar acabamento ao encosto para juntar com o assento e formar um único produto.

Para fabricação do assento, optou-se pela obtenção dos dados antropométricos por meio da digitalização tridimensional a partir de molde em ataduras gessadas. Para isso, utilizaram-se duas ataduras gessadas (tecido de algodão e gesso) da marca Cremer com dimensões de 20 cm x 4m.

A moldagem do sujeito foi feita em sua própria cadeira de rodas, foram realizadas medidas de largura e profundidade do assento, as quais serviram de referência para medir o tamanho das ataduras gessadas. A cadeira de rodas foi isolada com plásticos para evitar sujeiras secundárias ao processo de moldagem. As ataduras foram desenroladas e dobradas de maneira que ficassem 10 cm maiores que a largura e profundidade do assento; em seguida, foi acrescentada água para iniciar o processo de cristalinização do gesso. Na parte anterior e medial do assento, foi colocada uma espuma de poliuretano para formar o componente abductor do assento abaixo do plástico de proteção da cadeira. Acima da atadura gessada, foram colocados filmes de PVC. Em seguida, o sujeito foi posicionado sentado na cadeira e manualmente a atadura foi moldada em seu corpo até que o gesso reagisse com a água, tornando-se um corpo sólido, como ilustra a figura 28.



Figura 28: Molde em gesso para confecção do assento da cadeira de rodas.

A obtenção das dimensões do molde de gesso para confecção do assento foi realizada com o escâner móvel com mesmos parâmetros e ferramentas utilizados na digitalização do tronco do indivíduo, como mostra a figura 29.



Figura 29: Digitalização do molde em gesso do assento.

A usinagem do assento foi realizada de acordo com o mesmo processo sequencial do encosto; porém, este foi feito em espuma de poliuretano com dimensão de 40 cm x 45 cm x 10 cm, com densidade 45. Como o espaço útil da fresadora é menor que o tamanho da espuma, estipulou-se uma estratégia de usinagem em duas operações. Para tal procedimento, utilizou-se o mesmo maquinário e ferramental utilizado anteriormente com os seguintes parâmetros: para o desbaste, 12000 RPM de velocidade de rotação, 2000 mm/min como avanço horizontal, 600 mm/min como avanço vertical e 10 mm como incremento de corte; no acabamento utilizou-se 12000 RPM de velocidade de rotação, 1600 mm/min como avanço horizontal, 800 mm/min como avanço vertical e 15% de passo lateral, como mostra a figura 30.

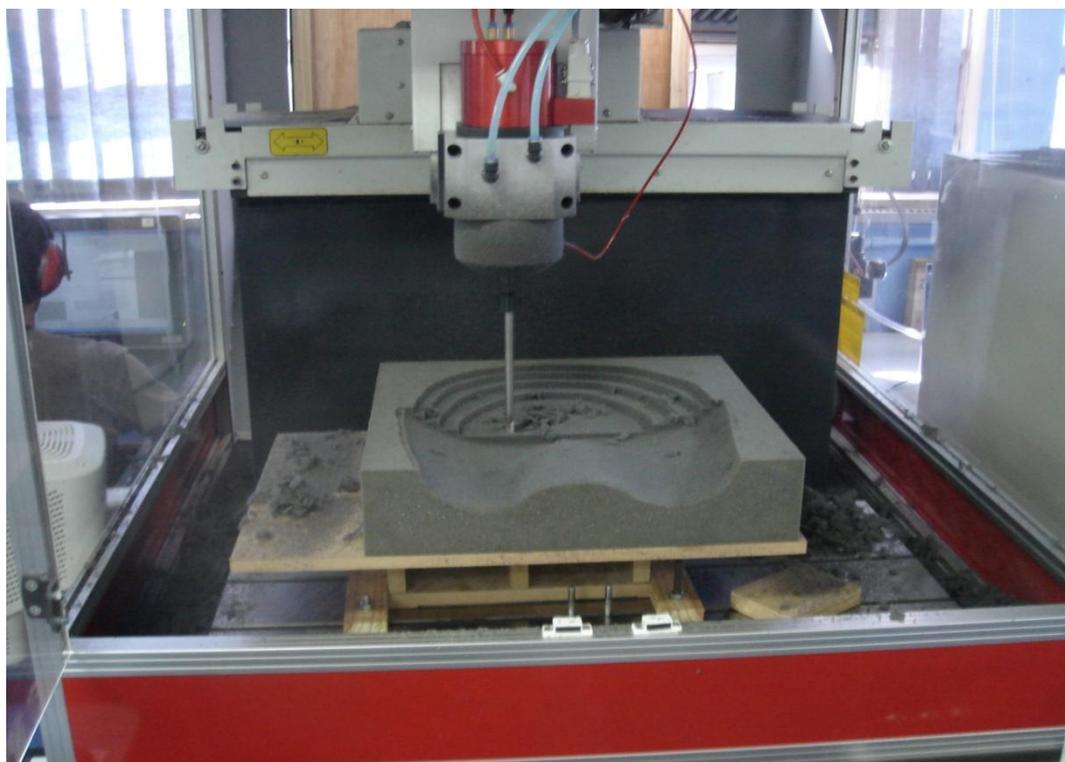


Figura 30: Usinagem CNC do assento.

Ao final desses processos, o assento e o encosto foram testados no sujeito para verificação de altura, largura e outros parâmetros relacionados ao mesmo a fim de reuni-los em um único produto. Deste modo, o assento e o encosto foram forrados com tecidos utilizados em revestimentos de assentos de automóveis, como mostra a figura 31.



Figura 31: Assentos: a) Assento e encosto sem acabamento b) Assento e encosto com acabamento.

4.1.2 Estudo de caso 2

O desenvolvimento do dispositivo de adequação postural sentada para P2 foi realizado utilizando o mesmo ferramental e maquinário. Porém, como este não necessita de um encosto personalizado por não apresentar alterações posturais da coluna vertebral, e, segundo o mesmo, o equipamento poderia atrapalhar atividades de vida diária, foram fabricados dois assentos utilizando diferentes técnicas na obtenção dos dados antropométricos, os quais foram posteriormente avaliados e comparados. A aquisição dos dados antropométricos para confecção do primeiro assento seguiu a mesma metodologia descrita no estudo de caso anterior. Foi realizado molde de gesso sobre a cadeira de rodas do usuário para, então, este molde ser digitalizado conforme a figura 32.



Figura 32: Digitalização tridimensional de molde em gesso.

O segundo assento foi desenvolvido a partir de dados antropométricos obtidos com uma almofada de posicionamento, como ilustra a figura 33. A almofada foi colocada na parte do assento da cadeira de rodas para então se posicionar P2 sobre ela de maneira que se sentisse mais confortável possível. Em seguida, foi retirado o ar da almofada através da bomba de vácuo acoplada à mesma. Assim, pôde-se digitalizar a almofada no intuito de obter os dados antropométricos de P2 para fabricação do assento para a cadeira de rodas.



Figura 33: Digitalização da almofada de posicionamento.

Posteriormente foram criadas as estratégias de usinagem seguindo a mesma rota tecnológica para fabricação do assento do estudo de caso anterior, uma etapa de desbaste e outra de acabamento, utilizando os mesmos parâmetros e ferramentas. Os assentos foram usinados em espuma de poliuretano de densidade 45, conforme a figura 34.



Figura 34: Usinagem CNC do assento da cadeira de rodas.

Com a conclusão da usinagem CNC, optou-se por forrar os assentos com tecido de nylon, pois durante as atividades de vida diária de P2, este apresenta muita sudorese e este tecido auxiliará na impermeabilização dos assentos, como ilustra a figura 35.



Figura 35: Assentos 3: a) Assento confeccionado a partir da almofada de posicionamento. b) Assento confeccionado a partir de molde em gesso.

4.2 Análise termográfica dos sistemas de adequação postural

No intuito de analisar as diferenças térmicas nos dispositivos de adequação postural sentada, utilizados pelos sujeitos da pesquisa e os dispositivos fabricados pelos processos de digitalização tridimensional e usinagem CNC, utilizou-se a termografia, técnica para a verificação, através da emissão de radiação infravermelha, das áreas com maior e menor concentração de calor.

Para visualização dessas diferenças, é necessária a utilização do software do equipamento Sat Report Standard, que fornece algumas opções de padrões de cores referentes às diferenças térmicas. Nesta pesquisa, optou-se pelas tonalidades

padrão do equipamento que varia do azul escuro (frio) ao amarelo claro (quente) como mostra a figura 36.



Figura 36: Diferenças térmicas segundo o software Sat Report. (Software Sat Report).

a) Estudo de caso 1

Para maior comodidade do sujeito em estudo, a análise termográfica foi realizada em sua residência. O procedimento de coleta de dados ocorreu da seguinte forma: inicialmente a mãe do sujeito foi orientada a retirar as fraldas do indivíduo e vesti-lo apenas com roupa íntima de algodão. Em seguida, o sujeito foi posicionado em um sofá da sala de sua residência, local escolhido para procedimento da coleta de dados, onde permaneceu por aproximadamente 15 minutos. Posteriormente, P1 foi posicionado na cadeira de rodas que utilizava diariamente e foram feitos ajustes de braços e pés para melhor distribuição de peso corporal, assim permaneceu nesta postura por 20 minutos e em seguida voltou a acomodar-se no sofá. Neste momento, foi realizada a análise termográfica da cadeira de rodas como mostra a figura 37. À direita da figura, encontra-se uma régua que correlaciona as cores com a temperatura em graus célsius. Nesta data, a temperatura média do ambiente era aproximadamente 26° C.



Figura 37: Termografia da cadeira de rodas do sujeito (Software Sat Report).

Para analisar as diferenças térmicas da cadeira de rodas utilizada pelo indivíduo, utilizou-se uma ferramenta do software do termógrafo que permite traçar linhas sobre a imagem com o objetivo de gerar um gráfico correspondente às diferenças térmicas ao longo de seu trajeto. Desta forma, foram traçadas duas linhas na Figura 37, a linha LO1 e a linha LO2, as quais se estendem desde o encosto até o assento. A partir dessas linhas, gerou-se um gráfico, onde a linha LO1 corresponde à cor vermelha e a linha LO2 corresponde à cor azul, que mostra as temperaturas (eixo x) ao longo das linhas traçadas (eixo y), apresentando uma diferença de aproximadamente $1,5^{\circ}\text{C}$ na linha LO1 e 3°C na linha LO2, conforme mostra a figura 38.

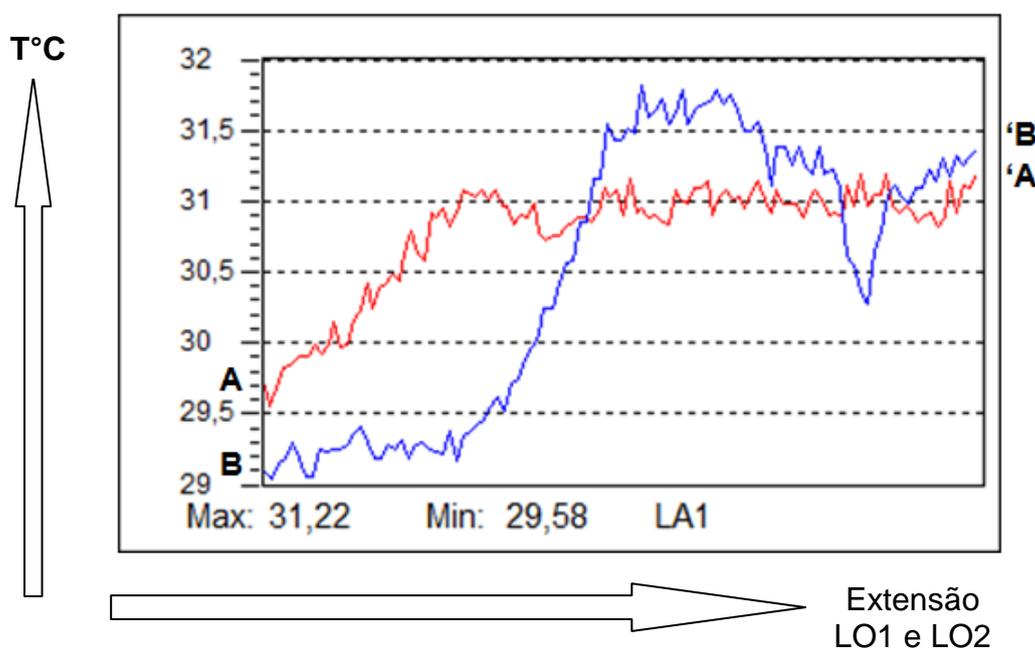


Figura 38: representação das linhas LO1 e LO2 da figura 37 (Software Sat Report).

Após um intervalo de 15 minutos, P1 foi novamente posicionado em sua cadeira de rodas. Porém, foi colocado sobre a cadeira o dispositivo de adequação postural confeccionado a partir de seus dados antropométricos. Como esse dispositivo alterou as alturas de apoios de braços e pés, novamente esses apoios foram ajustados e seguiu-se a mesma metodologia de análise. Após 20 minutos na postura sentada, P1 foi novamente retirado da cadeira e foi realizado o registro termográfico, como mostra a figura 38.

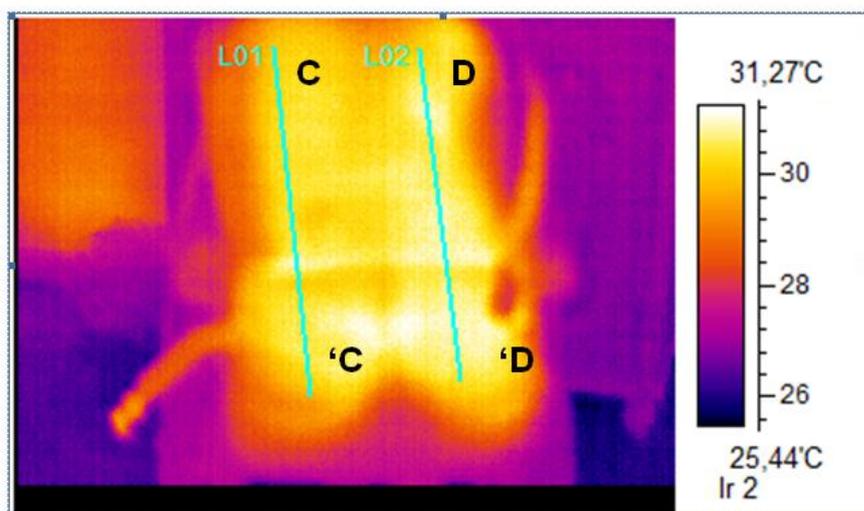


Figura 39: Termografia do assento e encosto personalizado (Software Sat Report).

Conforme a metodologia aplicada anteriormente, foram traçadas duas linhas na Figura 38, LO1 e LO2, correspondentes à cor vermelha e azul respectivamente. Foi constatada uma diferença térmica de aproximadamente 1°C nas duas linhas, como mostra a figura 40.

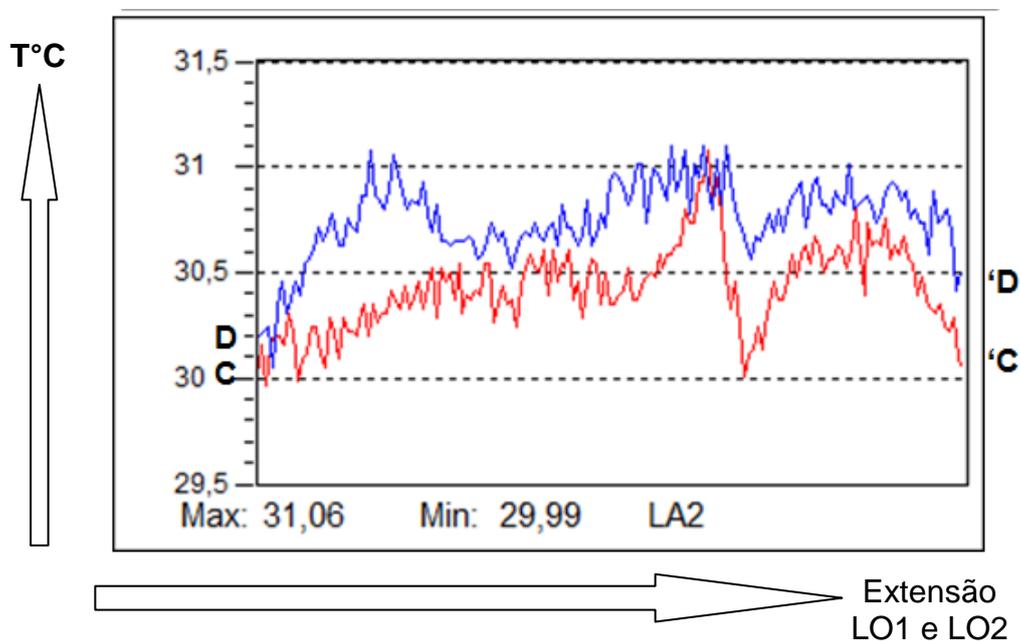


Figura 40: representação das linhas LO1 e LO2 da figura 39 (Software Sat Report).

b) Estudo de caso 2

As análises termográficas dos assentos de P2 foram realizadas em uma sala do PGDESIGN da UFRGS, onde um termômetro indicava a temperatura de 23° C. Foram analisados três assentos: o assento padrão da cadeira de rodas, o assento personalizado confeccionado a partir do molde de ataduras gessadas e o assento personalizado fabricado através da almofada de posicionamento. Antes de executar os registros termográficos, P2 foi orientado a vestir apenas roupas íntimas. Em seguida, o sujeito foi posicionado em uma cadeira comum, onde permaneceu por aproximadamente 15 minutos. Após este período, P2 foi posicionado em sua cadeira de rodas utilizando o assento comum e foram feitos ajustes de braços e pés para melhorar a distribuição de peso sobre o assento. Permaneceu por 20 minutos nesta posição; em seguida, voltou a acomodar-se na cadeira comum. Neste instante, foi realizado o registro termográfico como mostra a figura 39. Neste registro, encontram-se duas linhas, LO1 e LO2, que se estendem da parte anterior do assento até a parte posterior, correspondente às áreas distal e posterior das coxas até a área das nádegas.

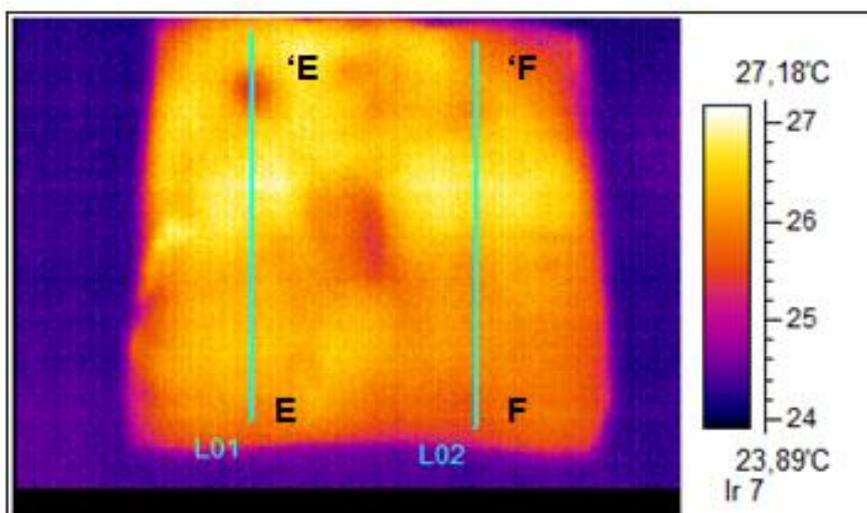


Figura 41: Termografia do assento padrão da cadeira de rodas (Software Sat Report).

De acordo com as linhas LO1 e LO2 da Figura 39, podem-se verificar diferenças térmicas de aproximadamente 2° C na linha LO1 e 1,5 ° C na linha LO2, onde a linha LO1 corresponde à cor vermelha e linha LO2, à azul (figura 42)

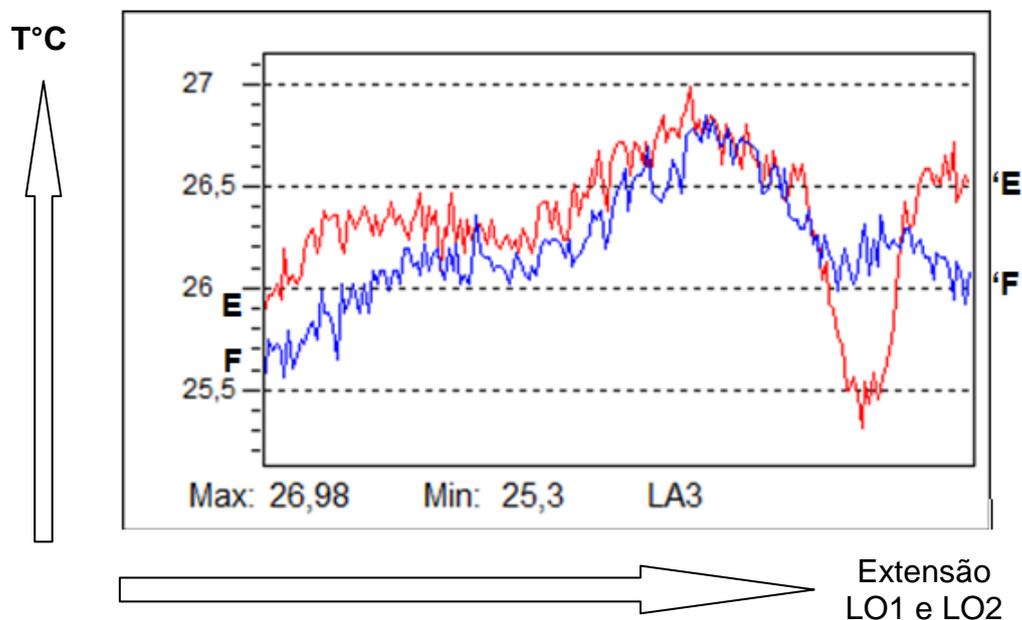


Figura 42: representação das linhas LO1 e LO2 da figura 41 (Software Sat Report).

As figuras 43 e 44 seguem os mesmos princípios de organização, sendo a figura 40, correspondendo à do assento confeccionado a partir dos dados obtidos através do molde em atadura gesso.

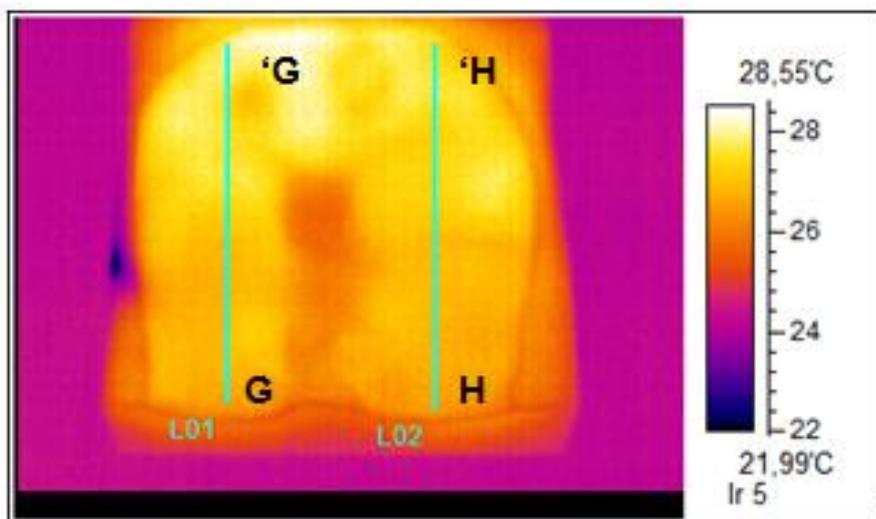


Figura 43: Termografia do assento confeccionado a partir do molde em atadura gessada (Software Sat report).

Na Figura 43 pode-se observar uma diferença térmica de aproximadamente $1,5^{\circ}\text{C}$ nas linhas LO1 e LO2. Ao longo do trajeto destas duas linhas pode-se visualizar uma simetria térmica em seu percurso, conforme mostra a figura 44.

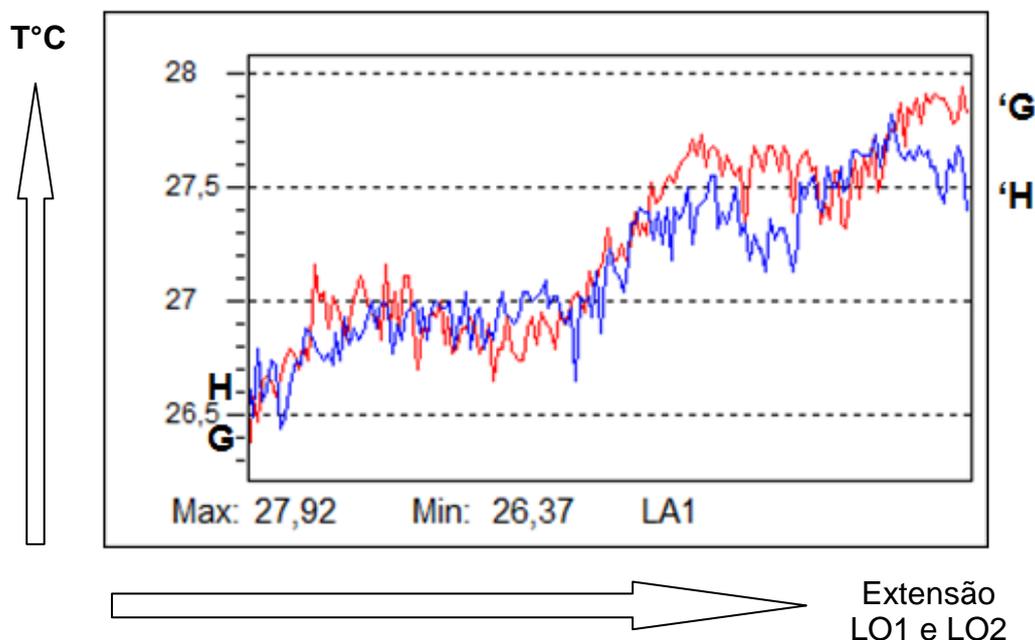


Figura 44: representação das linhas LO1 e LO2 da figura 43 (Software Sat Report).

A figura 45 mostra a análise termográfica realizada no assento confeccionado a partir dos dados antropométricos obtidos com a almofada de posicionamento.

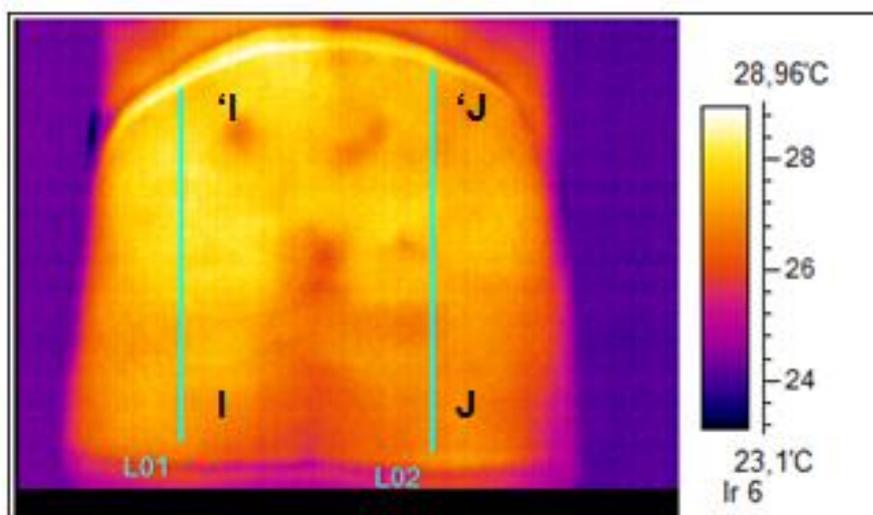


Figura 45: Termografia - assento confeccionado a partir da almofada de posicionamento (Software Sat report).

Através das linhas LO1 e LO2, traçadas na Figura 45, observa-se uma diferença térmica de aproximadamente $1,5^{\circ}\text{C}$ entre as linhas LO1 e LO2, mas nesta

figura, observa-se uma diferença de 1° C entre os lados em praticamente todo seu trajeto, conforme mostra a figura 46.

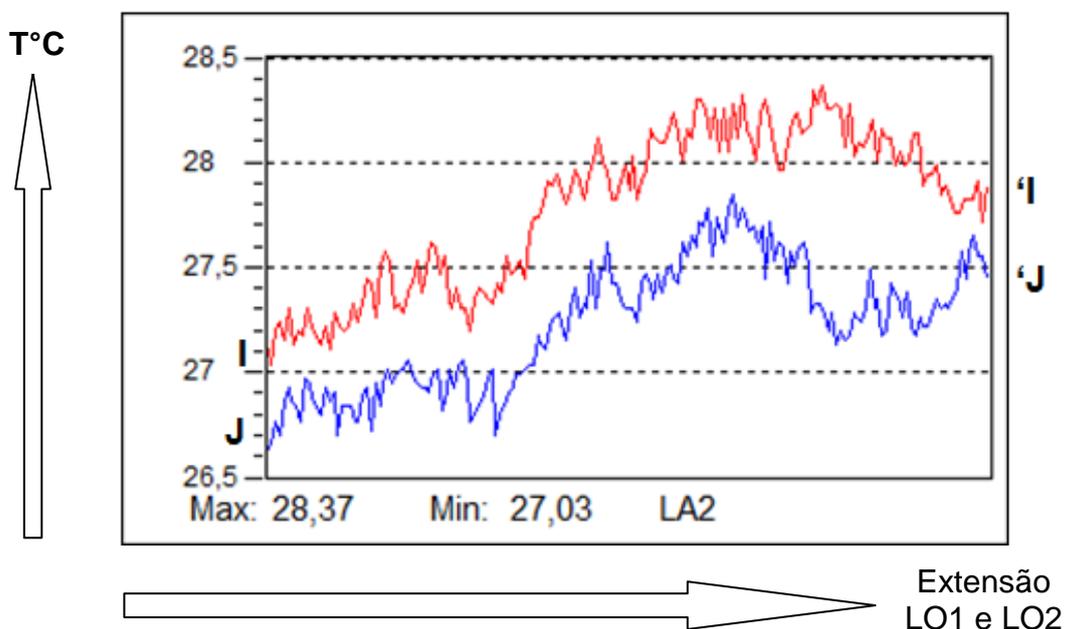


Figura 46: representação das linhas LO1 e LO2 da figura 45 (Software Sat Report).

Ao término das análises termográficas, os assentos foram entregues aos sujeitos da pesquisa, que foram orientados quanto à utilização dos mesmos, conforme descreve o item 2.10 sobre a adaptação dos tecidos ao sistema de adequação postural.

5 DISCUSSÃO

No Brasil a maioria dos dispositivos de adequação postural sentada é fabricada em escala industrial; portanto, são confeccionados em tamanhos específicos. Deste modo, os usuários precisam se adaptar aos modelos existentes, os quais, em muitas situações, fazem contato com pequenas áreas corporais.

A confecção de assentos e encostos personalizados de acordo com a anatomia do usuário é uma importante ferramenta na prevenção de lesões teciduais e problemas relacionados à biomecânica da coluna vertebral. Para se gerar um assento personalizado, um dos problemas está na obtenção dos contornos e formas do corpo humano. Esse problema pode ser resolvido por meio do processo de digitalização tridimensional.

Neste estudo, esta técnica de digitalização tridimensional se mostrou rápida e eficiente na obtenção de dados antropométricos realizada diretamente de segmentos corporais ou de equipamentos auxiliares, como a almofada de posicionamento e ataduras gessadas. De acordo com Silva et al (2010), esse processo permite a obtenção de dados de objetos em 3D e, com o auxílio de softwares, permite obter com grande precisão curvas, detalhes de superfícies e texturas. Através dos modelos digitalizados podem ser realizadas medidas de desgaste, construção de moldes, análises de superfícies, entre outros, e aplicar os resultados com fidelidade. Este estudo de mestrado também comprova estas observações.

O software Edgcam utilizado na estratégia de usinagem atendeu às necessidades de fabricação dos produtos desenvolvidos na pesquisa.

O modo mais direto e intuitivo de diminuir a compressão sobre o assento consiste em fazer com que ele seja distribuído por uma área maior. Essa tem sido uma estratégia importante na confecção dos dispositivos de assento, através do acolchoamento e do contorno (MORAES, 2009).

A duração das cargas impostas aos tecidos corporais é um importante fator na formação de úlceras de pressão. Diversos profissionais afirmam que mesmo as melhores almofadas de alívio de pressão são insuficientes para evitar as úlceras de pressão em indivíduos que passam a maior parte do tempo sentados sem mudar de posição (DICIANNO et al, 2008). Moraes (2009) ainda complementa que as lesões

teciduais podem decorrer de disfunção neuromotora, restrição física excessiva, comprometimento musculoesquelético e/ou diminuição do nível de atividade e da motivação para se movimentar.

Segundo Cullum et al (2000), o reposicionamento manual ou a utilização de superfícies de suportes adequadas, como assentos e colchões especiais, podem reduzir os riscos de lesões através da redução ou duração das pressões, atrito e cisalhamento entre a superfície de suporte e o corpo do indivíduo. Deste modo, tanto a intensidade quanto a duração de aplicação da compressão externa sobre os tecidos irão influenciar no desenvolvimento de lesões (SMITH, 2003). Pessoas que necessitam de assentos personalizados geralmente têm movimentos articulares limitados, deformidades ósseas, instabilidade articular e uma antropometria diferenciada (WATSON E WOODS, 2005).

A construção de um assento que reproduza os contornos do corpo e seja constituído de um material flexível e macio contribuiria consideravelmente para a redução dos riscos de surgimento de úlceras de pressão (MORAES, 2009). Além disso, ao proporcionar maiores áreas de contato entre a superfície inferior da coxa e a superfície do assento, tal dispositivo possibilitaria ao paciente sentar-se ao propiciar uma base estável de sustentação (FERNANDES et al, 2007).

No estudo de caso 1, pode-se, visualmente, perceber a falta de contornos na cadeira utilizada pelo sujeito. Observa-se nas figuras 37 e 38 uma diferença de $1,5^{\circ}$ C à esquerda da figura 37 e 3° C à direita dessa figura. Ao analisar o dispositivo de adequação postural sentada confeccionado a partir da antropometria do sujeito, observa-se que a diferença encontrada ao longo do trajeto das duas linhas da figura 39 é de 1° C como demonstra a figura 40. Assim pode-se afirmar que o dispositivo de adequação postural sentada personalizado distribuiu mais efetivamente a temperatura corporal, atuando na prevenção de lesões cutâneas causadas pelas diferenças térmicas corporais.

No estudo de caso 2, pode-se visualizar através do registro termográfico ilustrado na figura 41 que o assento padrão da cadeira de rodas não apresenta contornos ou conformações, sendo um assento reto confeccionado em espuma de baixa densidade de poliuretano com dimensões de 38 cm x 35 cm x 5 cm. Segundo P2, este assento não apresenta a densidade apropriada ao seu peso, pois o mesmo relata desconforto na utilização desse modelo de assento em sua cadeira de rodas tipo monobloco. Nesse tipo de cadeira de rodas, a parte onde o assento é acoplado

é constituída de uma área rígida de metal, o que exige que o assento apresente uma densidade apropriada ao peso corporal do usuário; caso contrário, o sistema pode se tornar um agravante no surgimento de lesões secundárias à compressão tecidual.

Observa-se ainda que o assento padrão da cadeira de rodas ilustrado na Figura 41 apresentou a maior variação térmica correspondendo a 2° C no lado esquerdo e 1,5° C no lado direito como mostra a figura 42. O assento personalizado fabricado a partir da almofada de posicionamento, de acordo com a Figura 45, apresentou diferenças térmicas de 1,5° C ao longo das duas linhas traçadas na figura. Estas diferenças mantiveram um padrão durante seu percurso, como mostra a figura 46. Atribui-se a este fato a dificuldade de se manter uma simetria na moldagem da almofada de posicionamento, pois as únicas referências foram a percepção de P2 e a análise visual após a moldagem. No assento fabricado segundo os dados obtidos do molde gessado, figura 43, também se obtiveram diferenças térmicas de 1,5° C; porém, essas diferenças apresentaram maior linearidade entre os lados, como mostra a figura 44. A diferença térmica encontrada na região das tuberosidades isquiáticas apresentou um valor de aproximadamente 0,5° C. Desta forma, pode-se afirmar que o assento com melhor distribuição das temperaturas corporais foi o fabricado a partir do molde gessado, tendo sido nele encontrada a menor diferença térmica na região das tuberosidades isquiáticas, seguido do assento fabricado segundo a almofada de posicionamento e, por fim, o assento padrão da cadeira de rodas, que apresentou a maior diferença.

Os picos de pressão na região isquiática nos indivíduos com lesão medular são maiores que aqueles encontrados em indivíduos sem lesão. Tal fato é justificado pelas alterações de sensibilidade, motoras e vasomotoras, que acarretam mudanças no tônus muscular e tecidual da região glútea (KOCHHANN, 2004).

Além dos fatores mecânicos, existem outros fatores de risco que podem contribuir no surgimento de lesões tanto profundas como superficiais. O aumento da temperatura na interface entre o assento e o indivíduo, assim como a proliferação bacteriana e a maceração da pele devida à presença de suor e urina contribuem para causar descontinuidade da estrutura do epitélio cutâneo, sendo uma porta de entrada para infecções e aumento da ulceração. O calor faz com que o ritmo metabólico local aumente, acentuando a falta de oxigênio e nutrientes causada pela isquemia (MORAES, 2009). A maior ocorrência de lesões teciduais em populações

de cadeirantes tem sido observada sobre a região das tuberosidades isquiáticas (MAKHSOUS et al, 2007).

Dealey e Lindholm (2006) classificam as úlceras de pressão em quatro estágios. No primeiro estágio, existem alguns critérios que devem ser observados no indivíduo para serem comparados com a pele adjacente ou contralateral; entre esses critérios encontra-se a temperatura da pele.

De acordo com Brienza et al (2001), a confecção de um assento que reproduza a anatomia do usuário e seja fabricado de um material flexível e macio contribuiria, consideravelmente, para reduzir os riscos do surgimento de úlceras de pressão. Diante disso, supõe-se que uma almofada de espuma com contornos anatômicos distribua uniformemente as forças aplicadas pelo peso corporal através de sua deformação uniforme durante sua utilização.

Quando o corpo de uma pessoa repousa sobre um assento, a força peso é distribuída através dos tecidos moles para a pele que está em contato com o assento, de modo a exercer sobre este uma compressão ou tensão normal, cuja magnitude varia continuamente ao longo da superfície de contato (MORAES, 2009).

Até recentemente, costumavam-se indicar estofamentos mais densos (duros), pois seriam os mais adequados para suportar o peso corporal, porém, sabe-se que estes aumentam a pressão na tuberosidade isquiática, provocando fadiga e dor nas nádegas (IIDA, 2005). A alteração da estrutura do assento é um importante fator na indicação de uma superfície de suporte. Caso o assento seja inflexível, não modificando seu formato quando lhe é imposta uma carga, a pressão externa irá comprimir e deformar o tecido corporal, o que poderá causar o colapamento de vasos, necrose tecidual e até mesmo escaras (KOCHHANN, et al, 2004) (MAKLEBUST J., SIEGGREEN, 2000).

Os estofamentos pouco densos (macios) não proporcionam um bom suporte, pois não permitem um equilíbrio corporal adequado; seria mais indicada uma situação intermediária que poderia reduzir a pressão máxima em até 400% (IIDA, 2005). Assentos flexíveis podem causar instabilidade postural e inabilidade no uso dos membros superiores, além de contribuir para o mau posicionamento da pelve, pois a tendência é escorregar o quadril para frente, provocando a inclinação pélvica posterior, podendo ainda ocorrer adução e rotação interna de quadril (KOCHHANN, et al, 2004) (O'SULLIVAN e SCHMITZ, 2004).

Até o momento, não foram encontradas evidências científicas sobre a densidade de assentos de cadeira de rodas apropriada ao peso corporal. Muitos estudos apontam a utilização de diferentes densidades e regiões distintas do assento, porém, não existem critérios ou escalas para tal.

6 CONCLUSÕES

Nesta pesquisa, realizou-se um estudo sobre a atual concepção dos dispositivos de adequação postural sentada, e algumas possibilidades de produzir estes equipamentos - assentos personalizados em larga escala. Para tanto, discutiu-se com profundidade os diversos aspectos da contribuição tecnológica utilizadas como ferramentas atualmente disponíveis em diversos segmentos industriais, as quais podem ser aplicadas a estes produtos, e tornando o fornecimento destes equipamentos viável e acessível para a grande demanda de usuários existentes.

Desta forma, os dispositivos de adequação postural sentada e desenvolvidos nesta pesquisa, tiveram como objetivo otimizar a postura sentada. Através das formas peculiares e dos contornos individualizados inseridos nesses equipamentos obteve-se uma distribuição uniforme do peso corporal, e assim evita-se pontos de pressão. Também, o assento personalizado com suas cavidades obtidas pelos adequados processos de fabricação e respectivas rotas tecnológicas, propiciaram uma distribuição uniforme da temperatura corporal, e como conseqüência positiva a prevenção do surgimento de lesões cutâneas. Além disso, para cada usuário destes assentos personalizados, os dados antropométricos foram obtidos em posturas mais fisiológicas adequadamente. Assim, estes equipamentos atuaram também na manutenção da postura sentada, evitando o surgimento ou agravamento de distúrbios da coluna vertebral, como aumento das curvaturas fisiológicas (lordose e cifose), e nas curvas patológicas (escoliose).

Hoje em dia, no Brasil, não existem empresas que comercializem produtos de adequação postural sentada personalizada fabricados a partir da antropometria de cada usuário. Para o grande mercado brasileiro, esses produtos são fabricados em escala industrial, isto é, produzidos em série e, portanto, pessoas que apresentem uma anatomia diferenciada podem não se adaptar a eles. Há uma organização não governamental de atendimento a pessoas com deficiências que fabrica sistemas de adequação postural sentada personalizada, mas esses equipamentos não são disponíveis à maior parte da população brasileira.

As rotas tecnológicas estudadas e testadas nesta pesquisa para fabricação destes sistemas mostrou-se simples e eficiente na confecção de dispositivos de adequação postural personalizados, e todos os resultados foram aqui descritos e registrados para poderem ser adotados por instituições públicas e privadas que

forneçam ou comercializem esses produtos com vistas ao bem estar dos seus usuários. Com isso a Universidade executou seu papel de contribuir de forma concreta, e incrementando e fomentando uma inovação tecnológica para o desenvolvimento de um *Know-How* nacional sobre a produção de dispositivos de adequação postural personalizados para postura sentada. Desta forma pode-se iniciar a produção em larga escala de assentos e encostos personalizados no Brasil, e que não seja baseada na compra de metodologias prontas ou introduzida no País através de alguma multinacional já estabelecida no mercado industrial interno. Vale aqui ressaltar que o PGDesign – Pós Graduação em Design e Tecnologia da UFRGS, através dos: LdSM – Laboratório de Design e Seleção de Materiais de UFRGS, ENGEPRO/GPFAI – Laboratório de Engenharia de Projeto de Produto, vem trabalhando com a temática da Tecnologia Assistiva – TA, com vistas a inclusão da pessoa deficiente, há algum tempo vem produzindo diversas soluções para auxiliar o usuário em diversas atividades da vida diária, e que estão documentados e descritos através de publicações de artigos em revistas, congressos, além de textos das dissertações de mestrado e teses de doutorado.

Dos resultados experimentais obtidos nos estudos de caso, e da análise apresentada nos gráficos com registros via termografia, onde mostra a adequada distribuição da temperatura do copo sobre o “novo assento personalizado”, indicando assim que um dos objetivos da pesquisa foi alcançado. Desta forma, os produtos fabricados de acordo com a antropometria dos usuários, e fabricados pelas “rotas tecnológicas adotadas” foram eficazes quanto à distribuição pressão, bem como da temperatura corporal, propiciando conforto com segurança e atuando fortemente na prevenção do surgimento lesões cutâneas – escaras.

Finalmente, o estudo realizado possibilitou a certeza de que as demandas das pessoas com deficiência têm caráter interdisciplinar e, portanto necessitam de equipes com este – perfil da interdisciplinaridade – no sentido de aprofundar a pesquisa com estudos e esforços com o propósito concreto de contribuir com a efetiva inclusão de “toda a diversidade humana”. Portanto, a criação de centros e institutos especializados no desenvolvimento de produtos e dispositivos de TA – Tecnologia Assistiva de alta, média e baixa complexidade tecnológica apresenta-se como uma oportunidade ao país com sua REDE de Universidade e Institutos, e assim fazer avançar a fronteira da ciência com a humanização adequada. Do ferramental utilizado neste estudo com estrutura composta de uma máquina CNC e

um sistema de digitalização tridimensional, permitiu que se produzissem dispositivos de adequação postural personalizados em média/larga escala, com seu custo final possível a aquisição pelas diversas classes sociais brasileiras.

6.1 Sugestões para trabalhos futuros

Durante o desenvolvimento desta pesquisa, surgiram algumas ideias que podem servir de base para trabalhos futuros. São elas:

- Desenvolvimento de novas ferramentas para metodologia proposta, tais como, novas técnicas de digitalização tridimensional, utilização de diferentes ferramentas de corte – fresas com maior diâmetro para o maquinário CNC.
- Sistematizar e aprofundar estudos entre a temperatura corporal e os picos de pressão impostos ao corpo na interface dos equipamentos de adequação postural.
- Estudos específicos sobre densidades de espumas de PU apropriadas ao peso corporal, conforto e segurança.
- Estudos e aplicações de novos materiais na fabricação destes equipamentos.
- Estudos sobre o conforto e desconforto durante a utilização do produto em várias atividades da vida diária - AVD.
- Análise de esforço físico e mental com a utilização do sistema, conceitos de usabilidade.

REFERÊNCIAS

ABNT. NBR 9050. **Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos.** 2 ed. Disponível em: <<http://www.mj.gov.br/sedh/ct/CORDE/dpdh/corde/ABNT/NBR9050-31052004.pdf>.> Acesso em: 25 jul. 2009.

AFFLEAP. **Dealing With Various Themes And Issues.** Disponível em: <<http://affleap.com/scoliosis-a-musculoskeletal-disorder/>>. Acesso em 21 maio. 2010.

AMIRALIAN, M. L. T. (et al). **Conceituando Deficiência.** Rev. Saúde Pública, 2000.

ANTOKAL, S (et al). **National Pressure Ulcer Advisory Panel Position Paper on Staging Pressure Ulcers.** Disponível em: <[http://www.npuap.org/NPUAP_position_on_staging%20final\[1\].pdf](http://www.npuap.org/NPUAP_position_on_staging%20final[1].pdf).> Acesso em 22 ago. 2010.

ARANHA, Maria Salete Fábio. Paradigmas da Relação da Sociedade com as Pessoas com Deficiências. **Revista do Ministério Público do Trabalho.** Ano XI, no. 21 mar. 2001. p. 160-173.

ARCHER, C. B. **Functions of the Skin.** in Rook's Textbook of Dermatology, Volume 1, Eighth Edition (eds T. Burns, S. Breathnach, N. Cox and C. Griffiths), Wiley-Blackwell, Oxford, UK, 2010.

BAX M, et al. **Proposed definition and classification of cerebral palsy.** Dev Med Child Neurol, 2005.

BAXTER, M. **Projeto de Produto – Guia Prático para o Design de Novos Produtos.** 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2006.

BECKUNG E, et al. **Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy.** Dev Med Child Neurol. 2002.

BERSCH, RITA. **Tecnologia Assistiva,** Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/> > Acesso em: 27 jul. 2009.

BERTOL, L. S. **Contribuição ao Estudo de Prototipagem Rápida, Digitalização Tridimensional e Seleção de Materiais no Design de Implantes Personalizados.** Tese de mestrado. Programa de pós-graduação de Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2008.

BERTONCELLO Ione; GOMES Luiz Vidal Negreiros. Análise Diacrônica e Sincrônica da Cadeira de Rodas Mecanomanual. **Revista Produção.** v. 12 n. 1, 2002.

BIENFAIT, Marcel. **Os Desequilíbrios Estáticos – Fisiologia, Patologia e Tratamento Fisioterápico.** 3. ed. São Paulo: Summus, 1995.

BLANES L; DUARTE, I. S; CALIL J. A; FERREIRA, L. M. Avaliação Clínica e Epidemiológica das Úlceras por Pressão em Pacientes Internados no Hospital São Paulo. **Revista da Associação Médica Brasileira**, 2004.

BOLGENBAGEN, N. J. **O Processo de Desenvolvimento de Produtos: Proposição de um Modelo de Gestão e Organização**. Dissertação de Mestrado UFRGS, Porto Alegre, 2003.

BRACCIALLI, L. M. P; OLIVEIRA, F. T; BRACCIALLI, A. C; ZANCACO, A. N. Influência do Assento da Cadeira Adaptada na Execução de Uma Tarefa de Manuseio. **Rev. Bras.** Marília, Ed. Esp. 2008.

BRASIL. **Ministério da Educação. Portal do Professor**. Disponível em: <<http://portaldoprofessor.mec.gov.br/fichaTécnicaAula.html?aula=14875>>. Acesso em: 9 jun. 2010.

BRASIL. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República. **Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência**. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República. Coordenaria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência. Brasília, 2007.

BRIENZA, D. M. GEYER, M. J; KARG, P; JAN, Y. K. **State of the Science White Paper on Tissue Integrity Management**. Wheelchair Seating, v., 2001.

BROUGHTON, G; DILABIO, M; COOPER, D. **Custom Contoured Seating – The Next Step**. In: 17th International Seating Symposium, Orlando, USA. 2001.

BURNS, Y. R; MACDONALD, J. **Fisioterapia e Crescimento na Infância**. São Paulo. Santo, 1999.

CARVALHO, Michele de Oliveira. **A Acessibilidade Para Cadeirantes nos Atrativos Turísticos Culturais do Centro de Porto Alegre: Considerações Sobre um Roteiro**. Trabalho de Conclusão de Curso. Centro Universitário Metodista IPA. Porto Alegre, 2007.

CERQUEIRA, Aparecida; ROSANE, Ely. **Seating: Adequação Postural ao Usuário de Cadeira de Rodas**. Disponível em: <<http://www.fisionet.com.br/materias/imprimir.asp?cod=63>>. Acesso em: 02 out. 2009.

CHAVES, E. A; BONINGER, M. L; COOPER, R; FITZGERALD, S. G; GRAY, D. B; COOPER, R. A. Assessing the Influence of Wheelchair Technology on Perception of Participation in Spinal Cord Injury. **Arch Phys Med Rehabil**. vol 85, 2004.

COSTA, M. P; STURTZ, G; COSTA, F. P. P; FERREIRA, M. C; FILHO, T. E. P. B. Epidemiologia e tratamento das úlceras de pressão: experiência de 77 casos. **Acta ortop. bras**. vol.13, nº.3. São Paulo: 2005.

COOPER, R. A.. **Wheelchair Selection end Configuration**. New York: Demos Medical Publishing Inc, 1998.

COOPER, R. A (et al). Life-Cycle Analysis of Depot versus Rehabilitation Manual Wheelchairs. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 1996.

CULLUM N; DEEKS, J; SHELDON, T. A; SONG, F; FLECHER, A. W. **Beds, mattresses and cushions for pressure sore prevention and treatment**. Cochrane Database Syst. Rev. 2000.

DEALEY, C; LINDHOLM, C. **Pressure Ulcer Classification. Science and Practice of Pressure Ulcer Management**. 2006. Disponível em: <<http://www.springerlink.com/content/t557g6m7164732w0/fulltext.pdf>>. Acesso em: 13 julho 2010.

DELIBERATO, P. C. P. **Fisioterapia Preventiva: fundamentos e aplicações**. São Paulo: Manole, 2002.

DICIANNO, B; MARGARIA, E; ARVA, J; LIEBERMAN, J; SCHMELER, M; SOUZA, A. **RESNA position on the application of tilt, recline, and elevating legrests for wheelchairs**. Department of Rehabilitation Science and Technology – Continuing Education, SHRS - University of Pittsburgh, 2008.

EDELSTEIN, J. E ; BRUCKNER, J. **Órteses – Abordagem Clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara Kooban, 2006.

FERNANDES, M. V. (et al). Adequações posturais em cadeira de rodas — prevenção de deformidades na paralisia cerebral. **Rev Neurocienc**, 2007.

FIELDS, B. Bridging Usability and Aesthetic Design of Wheelchairs. **Usability Interface - STC Usability SIG Newsletter**, v. 9, n. 4, 2003. Disponível em: <<http://www.stcsig.org/usability/newsletter/0304-wheelchairs.html>>. Acesso em: 16 novembro 2009.

FREITAS, G. **Metodologia e Aplicabilidades da Digitalização 3D a Laser no Desenvolvimento de Moldes para Calçados e Componentes**. Tese de mestrado. Programa de pós-graduação de Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

GALVÃO, C. R. C. **Análise Crítica dos Produtos de Mobilidade Sentada – Cadeiras de Rodas – Utilizados por Crianças e Adolescentes com Paralisia Cerebral em Natal/RN e Outros Municípios do Rio Grande do Norte**. Tese de mestrado, Programa de Engenharia de Produção. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2006.

GREVE JMDA, CASALLIS MEP, BARROS TEPF. **Avaliação Clínica e Funcional da Lesão Medular – Índices Motores e Sensitivos e Funcionais Utilizados**. Diagnóstico e Tratamento da Medula Espinhal. São Paulo, ROCA, 2001.

GUGEL, M. A. **A pessoa com deficiência e sua relação com a história da humanidade**. Associação Nacional dos Membros do Ministério Público de Defesa dos Direitos dos Idosos e Pessoas com Deficiência. Disponível em: <http://www.ampid.org.br/Artigos/PD_Historia.php>. Acesso em 22 setembro 2010.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HERBERT, S. K. **Ortopedia para Pediatras – Queixas Comuns na Prática Diária**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

IIDA. I. **Ergonomia: projeto e Produção**. 2 ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

KISNER, Carolyn; COLBY, Lynn Allen. **Exercícios Terapêuticos – Fundamentos e Técnicas**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1998.

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

KROEMER, K. H. E; GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia – Adaptando o Trabalho ao Homem**. 5. ed. Porto Alegre: Bookman, 2005.

LIANZA, Sérgio. **Reabilitação: A Locomoção em Pacientes com Lesão Medular**. São Paulo: SARVIER/Associação Paulista de Medicina, 1994.

MAKLEBUST J, SIEGGREEN M. **Pressure ulcers: guidelines for prevention and nursing management**. 3rd ed. Springhouse: Springhouse; 2000.

MAKHSOUS, M; ROWLES, D. M; RYMER, W. Z; BANKARD, J; NAM, E. K; CHEN, D; LIN, F. **Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers**. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2007.

MAURER, M. R; MELLO, R. O. O; PEDRINI, H. **Projeto e Desenvolvimento de um Digitalizador Tridimensional de Baixo Custo**. Universidade Federal do Paraná – UFPR. Departamento de Informática. Curitiba. Disponível em: <<http://www.dcc.ufla.br/infocomp/artigos/v6.4/art11.pdf>>. Acesso em: 03 agosto 2010.

MEDOLA, Fausto. O. (et al). Avaliação do Alcance Funcional de Indivíduos Com Lesão Medular Espinhal Usuários de Cadeira de Rodas. **Revista Movimenta**. 2009.

MORAES, H S. **Projeto Conceitual de Sistemas de Assentos para Cadeira de Rodas: Uma Abordagem Sistemática**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós Graduação em Design, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

NERI, M. **Retratos da deficiência no Brasil**. Disponível em: <http://www.fgv.br/cps/deficiencia_br/PDF/PPD_Sumario_Executivo.pdf> Acesso em: 20 junho 2009.

O’SULLIVAM, S; SCHMITZ, T. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004.

PAUL, Gerhard. (et al). **Projeto na Engenharia: Fundamentos do Desenvolvimento Eficaz de Produtos: Métodos e Aplicações**. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

PEREIRA, Athos Gleber. **Desenvolvimento e Avaliação de um Editor para Programação CN em Centros de Usinagem**. Dissertação de Mestrado, curso de engenharia mecânica. Universidade Federal do Paraná, 2003.

PEREIRA M A C et al. **Incontinência pigmentar ligada ao X ou síndrome de Bloch-Sulzberger: relato de um caso**. *An Bras Dermatol*. 2010.

PRESTES, R. C. (et al). **Desenvolvimento de Dispositivos Personalizados para Adequação Postural Sentada**. 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. São Paulo: 2010.

RADOMSKY, M. V; TROMBLY, C. A. **Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas**. 5 ed. São Paulo: Santos, 2005.

RATLIFFE, K T. **Fisioterapia clínica pediátrica**. São Paulo: Santos, 1999.

RIBAS, Cristiane Gonsalves. **Tecnologia Assistiva: Construção de um Artefato para a Adequação Postural Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral e com Múltiplas Deficiências**. Tese de Mestrado, PUC – PR, Curitiba, 2006.

RIBAS, C. G. **Tecnologia Assistiva: Construção de um Artefato para Adequação da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral e com Múltipla Deficiência**. Tese de Mestrado. Tecnologia em Saúde. Curitiba. PUCPR, 2006.

RIBAS, J. B. C. **Pedágio: um estudo sobre portadores de deficiência física que trabalham como vendedores de Mentex nos semáforos da cidade de São Paulo**. São Paulo, SP, 1999. Tese de Doutorado em Antropologia Social. Universidade de São Paulo.

RIO, R. P; PIRES, L. **Ergonomia: Fundamentos da prática ergonômica**. Belo Horizonte: Health, 1999.

RIESER, R. **The social modal of disability. Invisible children**. In: Joint Conference on Children, Images and Disability; 1995.

RODRIGUES, M. M; SOUSA, M. S; SILVA, J. L. **Sistematização de Assistência de Enfermagem na Prevenção da Lesão Tecidual por Pressão**. *Cogitare Enferm*, 2008.

ROZENFELD, H. (et al). **Gestão de Desenvolvimento de Produtos – Uma Referência para a Melhoria do Processo**. São Paulo: Saraiva, 2006.

SASSAKI, Romeu kazumi. **Como Chamar as Pessoas que tem Deficiência? Vida Independente: história, movimento, liderança, conceito, filosofia e fundamentos**. São Paulo. RNR, 2003.

SAWATZKY, Bonita. **Wheeling in the New Millennium: The History of the Wheelchair and the Driving Forces in Wheelchair Design Today**. Vancouver, 2002. Disponível em:

<http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html>. Acesso em: 15 junho 2009.

SILVA, F. P; SALVALAIO, C. L; KINDLEIN, Junior W. **Análise Comparativa de Processos de Digitalização 3D para Modelos de Partes Humanas**. 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design, São Paulo, 2010.

SMITH, M. A comprehensive review of risk factors related to the development of pressure ulcers. **Journal of Orthopaedic Nursing**, 2003.

SLACK, N; CHAMBERS, S; JOHNSTON, R. **Administração da Produção**. São Paulo: Atlas, 2007.

TOM, Defloor. et al. **E-Learning Decubitus – Escarres Pressure Ulcers**. Disponível em: <<http://www.puclas.ugent.be/>>. Acesso em: 04 mar. 2010.

TACHDJIAN, M. O. **Ortopedia Pediátrica – Diagnóstico e Tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

TANAKA, C; FARAH, E. **Anatomia funcional das cadeias musculares**. São Paulo: Ícone, 1997.

TEIXEIRA, Érika; SAURON, Françoise Nicole; SANTOS, Lina Silva Borges; OLIVEIRA, Maria Cristina. **Terapia ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: Roca, 2003.

TOTAL, Townsend Terno Arte. **Manutenção em equipamentos com a mais alta tecnologia em diagnósticos**. Disponível em: <<http://www.ternografica.com.br/index.html>>. Acesso em 07 outubro 2010.

TROMBLY, C. A; RADOMSKI, M. V. **Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas**. São Paulo, 5. ed. Santos: 2005.

WATSON, N; WOODS, B. The origins and early developments of special/adaptive wheelchair seating. **Social history of medicine**, vol. 18, n. 3, p. 459-474, 2005.

TOYOTA. **Technology Personal Mobility**. Disponível em: <http://www2.toyota.co.jp/en/tech/p_mobility/i-real/index.html>. Acesso em: 08 agosto 2010.

VIEIRA, L. R. (et al). **O Uso da Termografia como Técnica Auxiliar a Recuperação de Atletas**. Disponível em: <<http://www.la.if.sc.usp.br/art/termoatletas.pdf>>. Acesso em: 20 jul. 2010.

VIMIEIRI, C B; NASCIMENTO, B G; MARTINS H R; NAGEM, D. A P; PINOTTI M. **Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órteses para Quadril**. 7º Encontro de Extensão Universitária da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.

APENDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Esta pesquisa tem como proposta o desenvolvimento de dispositivos de adequação postural sentada. Para isso, será realizada uma investigação sobre os princípios de adequação corporal em equipamentos com esta finalidade.

Serão avaliados três sujeitos, os quais serão mensurados, com a digitalização tridimensional, sua antropometria para confecção de dispositivos de adequação postural sentada.

Serão analisados os equipamentos utilizados pelos sujeitos e os comparados com os fabricados através da digitalização 3D, utilizando a termografia para este fim.

Os procedimentos de análise da pesquisa não oferecem risco à saúde dos indivíduos, visto que não será realizado nenhum procedimento invasivo, e somente serão realizadas análises termográficas.

Os dados e resultados da pesquisa serão mantidos sob sigilo ético, não sendo mencionado o nome dos participantes em trabalhos escritos, apresentação oral que venha a ser publicado.

Eu _____ portador (a) do RG. N° _____ residente na rua _____ autorizo a participação de meu filho (a) e publicação dos resultados da pesquisa intitulada de: Tecnologia assistiva: Atributos de Design de Produto de Adequação Postural Personalizada para Posição Sentada, realizada pelo aluno Rafael Cavalli Prestes orientado pelo professor Vlison João Batista, a qual faz parte do programa de Pós- Graduação em Design e Tecnologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, os quais se comprometem a esclarecer qualquer dúvida dos participantes ou responsáveis durante e após a pesquisa através do email rafael.81@hotmail.com ou por telefone (51) 99826488.

Assinatura da mãe ou responsável

Porto Alegre, ___/___/ 2010

APENDICE 2

AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

1.DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

NOME:

IDADE:

LATERALIDADE:

DIAGNÓSTICO MÉDICO:

DIAGNÓSTICO FISIOTERAPÊUTICO

TOPOGRAFIA

→ HEMI, PARA, MONO, TETRA

FORÇA MUSCULAR

→ PLEGIA / PARESIA

TÔNUS MUSCULAR

→ HIPOTÔNICO / ESPÁSTICO

SENSIBILIDADE

ANAMNESE

QUEIXA PRINCIPAL

HISTORIA DA DOENÇA ATUAL

HISTÓRIA DA PATOLOGIA PREGRESSA

HISTÓRIA SOCIAL

QUESTÕES PERTINENTES AO ESTUDO

- Tipo de locomoção? Quanto tempo permanece na postura sentada diariamente?
- Dificuldades na postura sentada?
- Atividades funcionais na postura sentada?
- Tipo de dispositivo que utiliza para adequação postural sentada?
- Dispositivos de adequação postural sentada que já utilizou?
- Atividades de vida diária (escola, fisioterapia, terapia ocupacional...)?
- Tipo de comunicação?
- Necessita de auxílio para realizar tarefas como alimentação ou higiene pessoal?
- Quais são e qual a frequência das posturas diárias (sentado, ortostase, caminhando...)?
- Na sua opinião, qual é a postura correta sentada? Como seria o dispositivo de adequação postural sentada ideal? Em que atividades este sistema poderia otimizar suas funções?