



PGDESIGN | Programa de Pós-Graduação
Mestrado | Doutorado



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

Angela Lanziotti Perazzo

**TECNOLOGIA ASSISTIVA: A INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DO TILT SOBRE
AS PRESSÕES EM ASSENTOS DE CADEIRAS DE RODAS**

Dissertação de Mestrado

Porto Alegre

2016

ANGELA LANZIOTTI PERAZZO

**Tecnologia Assistiva: a influência do ângulo do tilt sobre as pressões em
assentos de cadeiras de rodas**

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

Orientadores: Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva

Prof. Dr. Vilson João Batista

Porto Alegre

2016

Angela Lanzioti Perazzo

**TECNOLOGIA ASSISTIVA: A INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DO TILT SOBRE
AS PRESSÕES EM ASSENTOS DE CADEIRAS DE RODAS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Design, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS.

Porto Alegre, vinte e quatro de junho de dois mil e dezesseis.

Régio Pierre da Silva

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS

Banca Examinadora:

Orientador: **Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva**

Departamento de Design e Expressão Gráfica (DEG)

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

Programa de Pós-Graduação em Design (PGDESIGN)

Prof. Prof. Dr^a. Jacinta Sidegum Renner

Programa de pós-graduação em Diversidade, Cultura e Inclusão (PPGDI)

Feevale – Examinador Externo

Prof. Dr^a. Carla Skilhan de Almeida

Departamento de Educação Física, Fisioterapia e Dança (DEFI) – Examinador Interno

Prof. Dr^a. Liane Roldo

Departamento de Engenharia de Materiais (DEMAT) – Examinador Interno

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida.

A minha família pela paciência, apoio, incentivo e por acreditarem encorajando-me a prosseguir.

A meus orientadores, Prof. Dr. Vilson João Batista pela confiança e oportunidade, mesmo a distância, foi um grande incentivador para a realização deste trabalho. Obrigada por tudo. Ao Prof. Dr. Fábio Pinto da Silva pela incansável disponibilidade em orientar e conduzir meus estudos, pelo conhecimento, experiência, incentivo, paciência, suporte e oportunidade em todas as fases do mestrado. Muito obrigada.

A UFRGS, ao Programa de Pós-Graduação em Design e Tecnologia, em especial ao LdSM pela oportunidade, suporte e estrutura para o desenvolvimento acadêmico e científico. Aos colegas e professores do LdSM pelo convívio, trabalho em equipe, experiência e conhecimento adquirido. Aos bolsistas Paula e Júlia pela pesquisa de campo e ao Gabriel pelo auxílio nos ajustes finais.

A AACD, pela oportunidade e acreditar em pesquisas. Aos participantes e suas famílias que disponibilizaram seu tempo. Meu profundo agradecimento, pois sem vocês este trabalho não seria possível.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho pudesse se tornar realidade.

RESUMO

PERAZZO, A. L. **Tecnologia assistiva: a influência do ângulo do tilt sobre as pressões em assentos de cadeiras de rodas.** Dissertação de Mestrado (Mestre em Design) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.

O objetivo deste trabalho é avaliar a distribuição de pressão, no assento e no encosto, relacionada à variação do ângulo de tilt da cadeira de rodas e contribuir para uma melhor prescrição de sistemas de adequação postural na posição sentada. Para tanto, estruturou-se uma pesquisa descritiva composta por procedimentos tipo estudos de casos. A pesquisa foi direcionada a usuários com diagnóstico de Paralisia Cerebral, nível motor IV e V (GMFCS) e que necessitam de um melhor posicionamento no sentar. Para as análises, foram utilizadas as almofadas pré-fabricadas que acompanham a cadeira em conjunto com as técnicas de mapeamento de pressão e termografia. As principais variáveis analisadas foram a distribuição de pressão e de temperatura, por meio de diagramas, bem como foram avaliados estatisticamente os respectivos valores médios. Os resultados demonstraram que nenhum dos 15 usuários avaliados apresentou postura adequada no sistema de assento e encosto padrão da cadeira de rodas. A distribuição da pressão mostrou-se inadequada, em geral, com picos importantes atribuídos à falta de estabilidade da pelve e do tronco. A utilização de cadeira de rodas com tilt é indicada, porém, faz-se necessária uma cuidadosa análise desse ângulo, bem como dos suportes de apoio ajustáveis às necessidades individuais. Recomenda-se a personalização das almofadas de assento, de encosto e de apoio de cabeça, através da moldagem do corpo do usuário. Destaca-se que os dados obtidos neste estudo podem auxiliar na identificação das necessidades dos usuários e, conseqüentemente, no projeto de assentos para cadeira de rodas, proporcionando maior qualidade de vida aos usuários.

Palavras chaves: Tecnologia Assistiva; Adequação Postural; Cadeira de Rodas; Ângulo de Tilt; Mapeamento de Pressão.

ABSTRACT

PERAZZO, A. L. **Assistive Technology: the influence of the tilt angle on pressure in wheelchair seating.** Master Thesis (Master of Design) - School of Engineering, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.

The objective of this study is to evaluate the pressure distribution on the seat and backrest related to the angle variations of the wheelchair tilt-in-space. It also aims to contribute to a more suitable prescription of positioning systems. In order to do that, the descriptive research was structured by using case studies. The survey was targeted to users that had been diagnosed with cerebral palsy, gross motor function (GMFCS) IV and V who are need of a more appropriate wheelchair seating. Furthermore, for the analysis, the prefabricated chair cushions, the pressure mapping techniques and thermography had been used. The main variables analyzed were the distribution of pressure and temperature, through diagrams, which were statistically evaluated mean values. The results showed that none of the 15 members evaluated had an adequate posture in the standard seating system. The pressure distribution proved inadequate in general with important peaks attributed to the lack of stability of the pelvis and trunk. The use of the tilting wheelchair is recommended. However, it is required a more careful analysis of this angle, as well as the adjustable support brackets to individual needs. It is recommended to customize the seat cushions, backrest and headrest, through the user's body contour. It is noteworthy that the data obtained in this study can help identify the needs of users and consequently the seat design for a wheelchair, providing a higher quality of life to the users.

Keywords: Assistive Technology; Postural adjustment; Wheelchair; Tilt in space; Pressure Mapping.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Dimensões de cadeiras de rodas.....	21
Figura 02 - Eixos X, Y e Z na postura sentada.....	22
Figura 03 - Planos Transverso, Frontal e Sagital no corpo humano	22
Figura 04 - Planos em relação à cadeira de rodas.....	24
Figura 05 - Medidas Lineares na posição sentada.....	24
Figura 06 - Ângulos relativos e absolutos em cadeira de rodas.....	25
Figura 07 - Postura anatômica 90-90-90.....	26
Figura 08 - Posicionamento da pelve em assento.....	28
Figura 09 - Pressões na pelve.....	29
Figura 10 - Estabilidade pélvica	29
Figura 11 - Rotações e inclinações pélvicas	30
Figura 12 - Tilt em cadeira de rodas.....	31
Figura 13 - Tendências de posicionamento em função do tilt	32
Figura 14 - Regiões corporais e as pressões no assento.	36
Figura 15 - Regiões corporais e as pressões no encosto.	37
Figura 16 - Mapeamento de pressão em um assento.....	38
Figura 17 - Medições dos usuários	44
Figura 18 - Mapeamento de pressão dos usuários	45
Figura 19 - Usuário 01 e sua termografia.....	48
Figura 20 - Mapeamento de pressão para o usuário 01.....	49
Figura 21 - Usuário 02 e sua termografia.....	51
Figura 22 - Mapeamento de pressão para o usuário 02.....	52
Figura 23 - Usuário 03 e sua termografia.....	54
Figura 24 - Mapeamento de pressão para o usuário 03.....	55
Figura 25 - Usuário 04 e sua termografia.....	57
Figura 26 - Mapeamento de pressão para o usuário 04.....	58
Figura 27 - Usuário 05 e sua termografia.....	60
Figura 28 - Mapeamento de pressão para o usuário 05.....	61
Figura 29 - Usuário 06 e sua termografia.....	63
Figura 30 - Mapeamento de pressão para o usuário 06.....	64
Figura 31 - Usuário 07 e sua termografia.....	66
Figura 32 - Mapeamento de pressão para o usuário 07.....	67

Figura 33 - Usuário 08 e sua termografia.....	69
Figura 34 - Mapeamento de pressão para o usuário 08.....	70
Figura 35 - Usuário 09 e sua termografia.....	72
Figura 36 - Mapeamento de pressão para o usuário 09.....	73
Figura 37 - Usuário 10 e sua termografia.....	75
Figura 38 - Mapeamento de pressão para o usuário 10.....	76
Figura 39 - Usuário 11 e sua termografia.....	78
Figura 40 - Mapeamento de pressão para o usuário 11.....	79
Figura 41 - Usuário 12 e sua termografia.....	81
Figura 42 - Mapeamento de pressão para o usuário 12.....	82
Figura 43 - Usuário 13 e sua termografia.....	84
Figura 44 - Mapeamento de pressão para o usuário 13.....	85
Figura 45 - Usuário 14 e sua termografia.....	87
Figura 46 - Mapeamento de pressão para o usuário 14.....	88
Figura 47 - Usuário 15 e sua termografia.....	90
Figura 48 - Mapeamento de pressão para o usuário 15.....	91
Figura 49 - Variações das medidas angulares corporais em relação ao tilt.	94
Figura 50 - Pressão máxima no assento em função do tilt.....	97
Figura 51 - Pressão média no assento em função do tilt	98
Figura 52 - Pressão máxima no encosto em função do tilt.....	99
Figura 53 - Pressão média no encosto em função do tilt	100
Figura 54 - Relação pressão máxima assento/encosto em função do tilt	101
Figura 55 - Relação pressão média assento/encosto em função do tilt	102
Figura 56 - Pressão máxima em relação ao IMC	104
Figura 57 - Pressão média em relação ao IMC	105
Figura 58 - Painel dos 15 usuários analisados.....	106

LISTA DE QUADROS

Quadro 01 - Valores típicos de pressão em regiões de maior incidência de lesões	35
Quadro 02 - Classificação GMFCS	43
Quadro 03 - Principais dados dos usuários analisados	47

LISTA DE ABREVIATURAS

AACD	Associação de Assistência a Criança Deficiente
ABNT NBR	Associação Brasileira de Normas Técnicas
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade
EUSTAT	Empowering Users Through Assistive Technology
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMC	Índice de Massa Corporal
LdSM	Laboratório de Design e Seleção de Materiais
mmHg	Milímetros de Mercúrio
PC	Paralisia Cerebral
RTCA	Reflexo Tônico Cervical Assimétrico
RTCS	Reflexo Tônico Cervical Simétrico
RTL	Reflexo Tônico Labiríntico
SUS	Sistema Único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
3D	Tridimensional
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
1.1 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	13
1.2 HIPÓTESE.....	14
1.3 OBJETIVOS.....	14
1.4 JUSTIFICATIVA.....	15
1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	16
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1 TECNOLOGIA ASSISTIVA.....	17
2.2 ERGONOMIA E ANTROPOMETRIA NA POSIÇÃO SENTADA.....	20
2.3 ADEQUAÇÃO POSTURAL SENTADA.....	25
2.4. ÂNGULO DE TILT.....	31
2.5. PRESSÃO DE INTERFACE NO SENTAR.....	33
2.6. AVALIAÇÃO POR MAPEAMENTO DE PRESSÃO.....	38
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
3.1 AMOSTRA E CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	43
3.2 PROCEDIMENTOS E COLETA DE DADOS.....	44
3.3. ANÁLISE DOS DADOS.....	46
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	47
4.1 ESTUDOS DE CASO.....	47
4.2 ANÁLISE DESCRITIVA.....	93
5. CONCLUSÃO.....	109
5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	110
REFERÊNCIAS.....	111

1. INTRODUÇÃO

A crescente preocupação para com as pessoas com deficiência física traz uma demanda latente no desenvolvimento de produtos e tecnologias destinadas a esse grupo populacional. O Censo Demográfico de 2010, realizado pelo Instituto brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2012), apontou que 45,6 milhões de pessoas declaram ter pelo menos uma deficiência, correspondendo a 23,9% da população brasileira. Destes, 8,8 milhões apresentam algum tipo de deficiência motora, sendo que a metade apresenta deficiências motoras graves. A Tecnologia Assistiva (TA) busca a compensação da deficiência, proporcionando a funcionalidade e a atividade das pessoas nesta condição. Desta forma, pessoas com deficiências têm sido beneficiadas com uma maior autonomia, conforto e segurança em seu cotidiano.

A cadeira de rodas, em conjunto com a adequação postural, é um recurso da TA que possibilita ao indivíduo maior desempenho e autonomia nas tarefas cotidianas. No entanto, é necessária uma maior investigação no processo de escolha do assento e do encosto, especialmente em relação às pressões exercidas da pelve sobre o assento, bem como às do tronco sobre o encosto. Existem sistemas para o mapeamento das pressões de contato, os quais podem ser utilizados para melhorar a distribuição de pressão nos assentos, porém, o uso por parte de equipes de reabilitação no Brasil ainda é pouco difundido e de pouco entendimento. Não se tem como protocolo o uso do sistema de mapeamento de pressão como uma ferramenta para auxiliar a avaliação e a escolha do produto de adequação postural. Assim, tem-se observado na prática clínica a falta de parâmetros avaliativos quanto ao uso do mapeamento de pressão.

Neste contexto, através da experiência de trabalho da autora em um centro de reabilitação, buscou-se um maior aprofundamento na questão supracitada. A demanda de pacientes que necessitam de um melhor posicionamento na postura sentada em suas cadeiras de rodas foi a motivação para este trabalho. O número maior de usuários com essa demanda integra a clínica de paralisia cerebral e o problema principal costuma ser no tronco, no quadril e no apoio dos pés. Assim, através de estudos de caso, buscou-se

avaliar a influência do posicionamento do tronco sobre as pressões exercidas tanto no assento quanto no encosto, bem como contribuir para uma melhor prescrição de sistemas de adequação postural na posição sentada.

1.1 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Os principais atores do projeto em questão são os usuários, os profissionais da saúde e os serviços de saúde. Os usuários esperam produtos e serviços que proporcionem autonomia e independência nas atividades de vida diária, bem como conforto e qualidade de vida. Os profissionais da saúde esperam dos equipamentos que serão utilizados na adequação postural a promoção da simetria corporal, a acomodação de deformidades e a melhora da função. O serviço de saúde espera uma condição clínica estabilizada do usuário, a evidência de que o produto apresente a qualidade técnica necessária e custos reduzidos.

Neste sentido, identificaram-se três pontos importantes que necessitam de aprofundamento: o primeiro é a metodologia de avaliação funcional do usuário, a qual ainda não é bem definida nos centros de reabilitação; o segundo é a postura adequada no sentar, a qual precisa ser determinada em relação à terapia versus conforto; e o terceiro é a utilização de tecnologias (como o mapeamento de pressão e a termografia) para avaliação do posicionamento do tronco e das pressões exercidas pelo contato com as almofadas de assento e encosto. Este trabalho foca-se no terceiro ponto listado, por considerar que as cadeiras de rodas são projetadas para indivíduos que apresentam pequenas alterações motoras, geralmente para usuários com controle de tronco e mobilidade para propulsão da cadeira.

O problema da pesquisa está em analisar a influência do posicionamento do tronco sobre as pressões exercidas no assento, dos usuários com diagnóstico de paralisia cerebral tipo tetraparesia, ou seja, que tem comprometimento motor nos quatro membros. Esses usuários são os que mais necessitam de sistemas de adequação postural em suas cadeiras e que correspondam às suas necessidades individuais.

Baseando-se nos sistemas de assento e encosto de cadeiras de rodas que são comercializadas no Brasil, observa-se uma carência em relação aos sistemas de adequação da postura. Assim, os profissionais da saúde, o paciente e os familiares encontram dificuldades para a escolha desses produtos que atendam as necessidades individuais de cada usuário. Portanto, para que os profissionais façam avaliações e indicações adequadas aos usuários de cadeira de rodas, devem-se elaborar parâmetros avaliativos para a utilização de tecnologias como o mapeamento de pressão e a termografia na adequação postural.

1.2 HIPÓTESE

O mapeamento de pressão permitirá avaliar melhor a influência do ângulo de tilt na distribuição da pressão de interface na cadeira de rodas, bem como estudos sobre o posicionamento adequado permitirão a redução das pressões nos sistemas de assento e encosto.

1.3 OBJETIVOS

O objetivo geral é avaliar a distribuição de pressão, no assento e no encosto, relacionada à variação do ângulo de tilt em cadeira de rodas e contribuir para uma melhor prescrição de sistemas de adequação postural na posição sentada.

Para atingir o objetivo geral, foram delineados os seguintes objetivos específicos:

- Estudar os sistemas de posicionamento, adequação e suporte corporal em cadeira de rodas.
- Determinar os parâmetros que influenciam na pressão sobre os assentos padrão de cadeira de rodas (proeminências ósseas, índice de massa corporal, etc.).

- Avaliar a influência dos parâmetros relacionados ao par encosto/assento (suporte, alinhamento, ângulo de tilt, etc.).
- Fazer recomendações para projetos personalizados de sistemas de posicionamento, adequação e suporte corporal.

1.4 JUSTIFICATIVA

Em 2011, o Governo Federal lançou o Decreto Nº 7.612, o qual instituiu o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência – Plano Viver sem Limite. O Ministério da Saúde, através da Portaria GM/MS Nº 3.272, de 25 de junho de 2013, incorporou procedimentos de “adaptação postural em cadeiras de rodas” na Tabela de Órteses, Próteses e Materiais Especiais não relacionados ao ato cirúrgico do SUS (Sistema Único de Saúde). Pela experiência de trabalho em um centro de reabilitação, que presta esse serviço ao SUS, observa-se a necessidade de que esses serviços sejam atendidos com qualidade e excelência quanto aos aditamentos oferecidos aos usuários com deficiência física e mobilidade reduzida. Tem-se observado uma lacuna na atenção desses produtos, sendo necessário que os qualifiquem, para ser uma garantia de saúde e inclusão social, melhorando de fato a qualidade de vida desses indivíduos.

Os produtos de TA apresentam algumas particularidades que os diferenciam do projeto de outros produtos. Eles devem atender necessidades complexas associadas à prática clínica de profissionais de saúde que através de seus conhecimentos prescrevem e confeccionam adaptações para os usuários de cadeiras de rodas. Tem-se observado, na prática clínica, falta de parâmetros que possibilitem medir os sistemas de adequação postural para uma escolha adequada do produto, neste caso a cadeira de rodas.

Atualmente, apesar da grande oferta de modelos, os profissionais encontram dificuldades para indicar uma cadeira de rodas com sistemas de posicionamento adequados. Tais sistemas devem satisfazer necessidades do usuário que são o conforto, o alinhamento postural, a prevenção de úlceras de pressão, o aumento de função, o suporte corporal, bem como devem permitir alterações de posições através de ajustes. Os profissionais da área da saúde

necessitam de diretrizes e parâmetros para avaliar esses produtos, pois, atualmente, realizam estas medidas visualmente, sem possibilidade de uso de mapeamento de pressão, termografia e outras tecnologias disponíveis. Neste sentido, torna-se necessária uma maior investigação no processo de escolha do assento e encosto com foco nas pressões de contato entre a pelve e o assento, bem como entre o tronco e o encosto.

O que se pretende com a adequação postural em cadeiras de rodas é oportunizar aos usuários uma melhora na qualidade de vida e inclusão social. Neste contexto pesquisas se fazem necessárias, fortalecendo parcerias entre centros de reabilitação e universidades. A manipulação destes problemas exige uma equipe de perfil interdisciplinar capaz de atender questões da postura do usuário e do produto de TA, bem como dos materiais e processos de fabricação. Assim, a inter-relação entre as áreas da saúde e o design pode proporcionar o aumento da qualidade de vida ao usuário de cadeira de rodas.

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

Além deste primeiro capítulo introdutório, o trabalho está dividido em mais quatro capítulos. No capítulo dois, é apresentada a revisão de literatura, a qual versa sobre Tecnologia Assistiva, ergonomia e antropometria na posição sentada, adequação postural sentada, ângulo de tilt, pressão de interface no sentar e avaliação por mapeamento de pressão. No capítulo três, são apresentados os materiais e métodos utilizados na pesquisa, há como subdivisões: amostra e critérios de inclusão; procedimentos e coleta de dados; e análise dos dados. No capítulo quatro, são apresentados os resultados e as respectivas discussões, inicialmente, para os estudos de caso realizados, e, posteriormente, para a análise descritiva. No capítulo cinco, são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros. Por fim, são apresentadas as referências utilizadas para a elaboração deste trabalho.

2. REVISÃO DA LITERATURA

É apresentada, neste capítulo, uma revisão referente ao desenvolvimento da pesquisa no que se refere à Tecnologia Assistiva (TA), quanto ao elemento cadeira de rodas e ao recurso adequação postural no sentar. São abordados os problemas motores relacionados ao diagnóstico do usuário de cadeira de rodas, os sistemas de posicionamento de tronco em espumas flexíveis de poliuretano, bem como os sistemas de mapeamento de pressão em almofadas de assento/encosto.

2.1 TECNOLOGIA ASSISTIVA

Em 1999, na cidade de Copenhague, uma comissão europeia foi criada para elaboração de um manual através do projeto EUSTAT - *Empowering Users Through Assistive Technology*. O projeto foi financiado pela Comunidade Europeia com o objetivo principal de desenvolver modelos de formação e material educativo destinado a pessoas com deficiência e idosos, para que possam se qualificar a fazer escolhas em matéria de tecnologia de reabilitação. Parte-se da ideia que quanto mais os usuários saibam sobre tais ajudas, maior influência eles poderão exercer no processo de aquisição de tecnologias de reabilitação (EUSTAT, 1999).

Segundo EUSTAT (1999), as tecnologias de apoio foram criadas como uma vertente social e tecnológica, com uma abordagem centrada no usuário. Esse usuário é o principal protagonista, o que opina questões que afetam sua vida. Os serviços prestados por profissionais são importantes e devem favorecer o seu processo de reabilitação, integração social e participação plena. Neste contexto, é possível observar que os serviços de reabilitação estão procurando compartilhar com os usuários e fornecedores de TA o estabelecimento de parcerias, favorecendo a possibilidade educacional de se tornarem consumidores informados, exigentes e responsáveis em TA.

No Brasil, em 2006, foi instituído o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), através da Secretaria Especial dos Direitos Humanos, com objetivo de legitimar e dar transparência ao desenvolvimento da Tecnologia Assistiva no país. Sendo assim, com o desenvolvimento de recursos e outros elementos de TA, a acessibilidade, a valorização e a inclusão social estão se tornando realidade.

Segundo o CAT, a Tecnologia Assistiva:

“é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social”. (BRASIL, 2009, p.09)

O termo “recurso” de TA significa qualquer item, peça de equipamento ou um sistema de produto que seja adquirido comercialmente, modificado ou customizado que é usado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais de indivíduos com deficiência (BRASIL, 2009). Neste sentido, “a finalidade de utilização de Tecnologia Assistiva é compensar, aliviar ou neutralizar a deficiência, incapacidade ou desvantagem e esta trilogia também aparece na CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade” (BRASIL, 2009, p.15). O objetivo geral da CIF é unificar e padronizar uma linguagem que descreva a saúde em seus estados, sendo uma ferramenta no planejamento de políticas públicas e pedagógicas na elaboração de programas (CIF, 2004).

A definição de “produto” de TA engloba qualquer produto, instrumento, equipamento ou sistema técnico, utilizado por uma pessoa incapacitada, especialmente produzido ou geralmente disponível, que evite, monitore, alivie e ou neutralize a incapacidade. São produtos que tem como objetivo melhorar a funcionalidade do usuário (CIF, 2004).

Portanto, a CIF prioriza a funcionalidade sendo um componente da saúde e o ambiente o seu facilitador ou uma barreira para o desempenho de ações e tarefas. Sabe-se que o desempenho humano deve ser avaliado considerando as habilidades motoras, sensoriais, o nível de funcionamento intelectual e a motivação pessoal, para depois selecionar o produto de TA.

Conforme Pedretti (2005), a cadeira de rodas pode ser o mais importante meio de deslocamento para os indivíduos que estão privados de sua mobilidade independente e tem necessidade de uso de um aditamento, já que as capacidades básicas de se movimentar no ambiente parecem ser naturais e fáceis. Pode-se afirmar que além da mobilidade, ela poderá

influenciar significativamente no posicionamento do corpo, na integridade da pele, no funcionamento e no bem-estar do usuário.

A TA pode ser utilizada em diferentes áreas de aplicação, incluindo desde objetos que necessitam uma simples adaptação, como um engrossador de talher, ou os mais complexos, que necessitam de tecnologias computadorizadas. Segundo Vilarta (2007), as tecnologias de apoio podem ser classificadas como baixa ou alta tecnologia. A alta tecnologia engloba equipamentos sofisticados e esses dispositivos são fabricados em escala industrial e necessitam de profissionais especializados. Já os dispositivos de baixa tecnologia geralmente são confeccionados pelos próprios terapeutas ou familiares e tem baixo custo.

No Brasil, ocorre uma predominância de indicação e confecção de baixa tecnologia, o que pode estar relacionado com o baixo poder aquisitivo das pessoas com deficiência. O Censo Demográfico, desde 2000, mostra a maior incidência de pessoas com deficiência nos municípios menores, nos estados mais pobres e na população indígena e negra. Vilarta (2007) também cita como recursos de baixa tecnologia: talas de posicionamento; abdutores de coxa em espuma; recursos pedagógicos adaptados; pasta de comunicação alternativa; mobiliário adaptado de madeira; entre outros materiais. Neste sentido, é importante agregar tecnologia aos produtos, porém, sem perder o foco no baixo custo.

Bonsiepe e Yamada (1982) já afirmavam que o caráter obsoleto da maioria dos produtos para pessoas com deficiência disponíveis no mercado manifesta-se na falta de atenção às necessidades não só funcionais, mas, principalmente, psicológicas do usuário, não devendo ter caráter estigmatizante. Contudo, os recursos disponíveis no mercado não possuem, em sua maioria, a intervenção do design e reforçam a ideia de alijamento a que estão sujeitas as pessoas com deficiência: seja na concepção, seja no desenvolvimento, seja na fabricação. É indiscutível a importância do uso de dispositivos de auxílio para melhorar a interação social, o desempenho e a qualidade de vida dos usuários de TA. Segundo Vilarta (2007), 30% de todos os produtos disponíveis e adquiridos são abandonados pelo usuário entre o primeiro e o quinto ano de uso, sendo que alguns nem chegam a ser utilizados

(SCHERER, 2002; VERZA et al., 2006). Muitos são os motivos que fazem com que o usuário deixe de utilizá-lo, a não participação do usuário na seleção do dispositivo; a falta de treinamento e de conhecimento do dispositivo; a aparência, o peso, o tamanho; e aceitação social do usuário (VILARTA, 2007).

Na prática, pode-se constatar a grande dificuldade encontrada pelos profissionais de reabilitação quanto a desenvolver e indicar produtos que atinjam os objetivos propostos. A não utilização de um produto de TA, segundo Vilarta (2007), tem um impacto negativo em termos econômicos. Ainda, pode-se afirmar que as necessidades do usuário não foram atendidas, e que sua autonomia e a qualidade de vida não foram atingidas. A equipe envolvida na prescrição, confecção e treinamento tem um sentimento de frustração quando o dispositivo é abandonado pelo usuário.

2.2 ERGONOMIA E ANTROPOMETRIA NA POSIÇÃO SENTADA

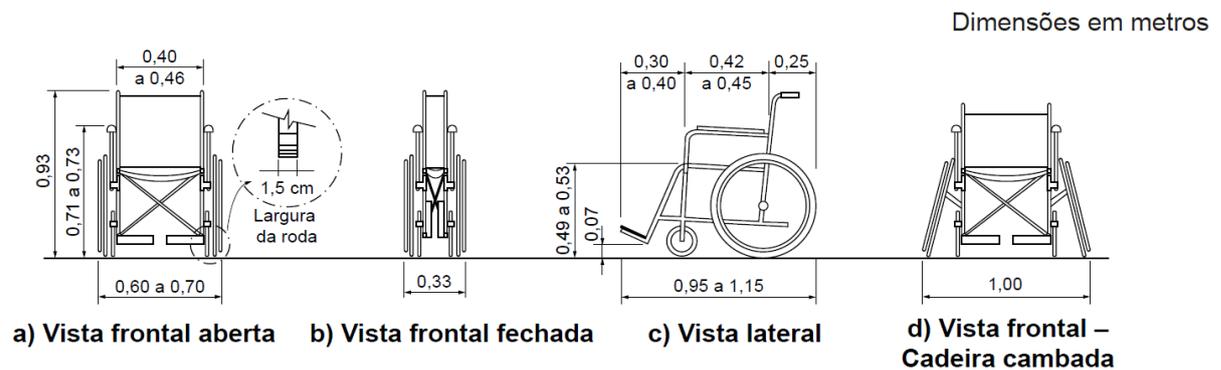
Segundo Moraes (2009), uma das aplicações da ergonomia é a melhoria das condições da posição sentada, considerando que as pressões dentro dos discos intervertebrais estão ao máximo nesta posição. Esta disciplina faz com que estudos sejam realizados para se buscar e definir a posição ideal.

No que tange às pessoas com deficiência, deve ser considerada a norma ABNT-NBR 9050, a qual estabelece critérios e parâmetros técnicos nas diversas condições de mobilidade e de percepção do ambiente, com ou sem a ajuda de aparelhos para a utilização de edificações, espaços, mobiliários, equipamentos urbanos e outros elementos.

Conforme a norma ABNT NBR 9050 (2015), foram estabelecidos parâmetros antropométricos dos indivíduos para a determinação das dimensões de referência, se considerou entre 5% a 95% da população brasileira, mulheres de baixa estatura e homens de alta estatura. Estas medidas devem ser consideradas no que se refere à acessibilidade em edificações e mobilidade no ambiente externo e interno. Para as cadeiras de rodas, foram estipuladas dimensões de referência, como mostra a Figura 01. Foram também consideradas as massas das cadeiras manuais, de 12 a 20 kg, e das cadeiras de rodas motorizadas, de até 60 kg, assim como o quanto o

usuário necessitará de espaço para a mobilidade e acesso ao ambiente. Essas referências servem para estipular medidas, por exemplo, de portas, elevadores e outros para promover a acessibilidade em diversos locais.

Figura 01 - Dimensões de cadeiras de rodas.



Fonte: ABNT-NBR 9050 (2015).

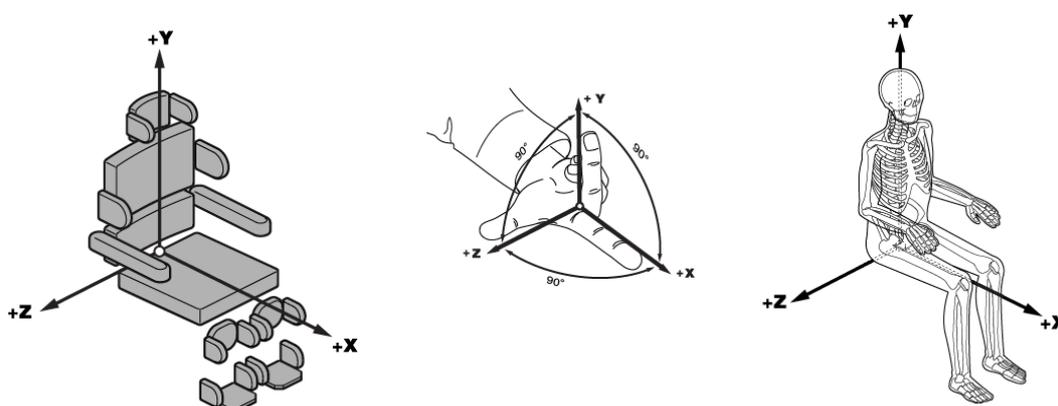
Os seres humanos são extremamente dinâmicos, e quando se observa a postura sentada dos indivíduos pode-se afirmar que não se mantém o mesmo padrão postural. Portanto, pode-se concluir que a postura sentada é dinâmica e que nenhuma postura é perfeita. Considera-se o controle postural como sendo a capacidade do indivíduo manter-se ereto contra a ação da gravidade buscando a estabilidade (ENGSTRÖM, 2002; SCHMELER, 2003). Para a manutenção desta postura, forças musculares atuam no corpo para sustentar o tronco e a cabeça (HAMILL e KNUTZEN, 2008). Engström (2013) refere que para manter a postura na posição sentada é necessário um sistema neuromuscular integrado aos músculos, tendões e articulações em conjunto com os receptores visuais e vestibulares.

No usuário, a pressão sobre o assento está relacionada com o eixo do corpo (através das coordenadas X,Y,Z) e a presença ou não do controle cervical, controle de tronco, tônus muscular, simetria, posição dos membros superiores, alinhamento da pelve, posição dos membros inferiores e apoio dos pés (WAUGH e CRANE, 2013; ENGSTRÖM, 2013).

Nesta dissertação de mestrado, seguiu-se como referência o “Guia de aplicação clínica para padronização de medidas do corpo e de superfícies de

suporte na adequação postural em cadeiras de rodas”, de Waugh e Crane (2013). Segundo Waugh e Crane (2013), os eixos X, Y e Z, como mostra a Figura 02, devem ser considerados quando são realizadas as medidas corporais lineares e angulares do usuário assim como da cadeira de rodas.

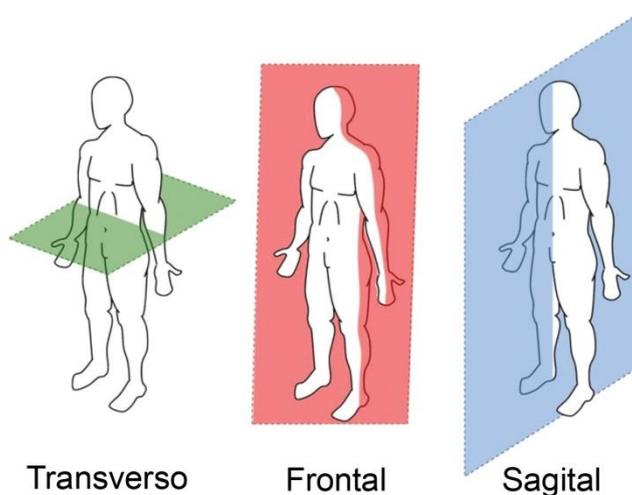
Figura 02 - Eixos X, Y e Z na postura sentada.



Fonte: Waugh e Crane (2013).

Ainda segundo Waugh e Crane (2013), devem ser observados os planos, transverso, frontal e sagital, de acordo com a Figura 03. O corpo através do movimento faz com que ocorra uma alteração da postura referente à sua posição no espaço e isto pode ser analisado através desses três planos.

Figura 03 - Planos Transverso, Frontal e Sagital no corpo humano.



Fonte: Modificado de Waugh e Crane (2013).

O plano transversal é um plano horizontal que divide o corpo em uma parte superior e outra inferior. A maior parte dos movimentos que ocorrem nesse plano envolvem as rotações. Exemplos seriam as rotações da pelve, do tronco e dos joelhos, as quais são definidas à medida que ocorrem os movimentos. Para analisar esse plano, é melhor observar o usuário de cima.

O plano frontal é um plano vertical que divide o corpo em parte posterior e parte anterior. O movimento primário no plano frontal são abdução, adução e flexão lateral. Exemplos são a flexão lateral, a flexão lateral do joelho, e adução e abdução na pelve, as quais são definidas conforme ocorrem os movimentos. Para analisar esse plano é melhor observar o usuário frontalmente.

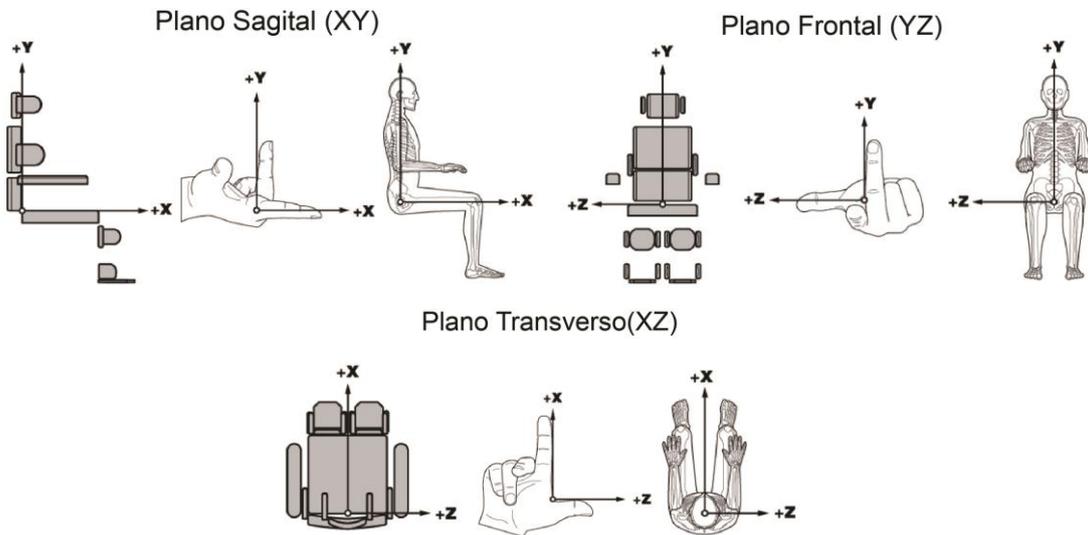
O plano sagital é o plano vertical que divide o corpo em lado direito e lado esquerdo. Dois movimentos ocorrem nesse plano sendo eles a extensão e a flexão da pelve, do joelho e do cotovelo que são definidos conforme ocorrem os movimentos. Para analisar esse plano é melhor observar o usuário de lado.

As rotações do corpo ocorrem através de um eixo, sendo que quando um segmento do corpo é movimentado em um dos planos (transverso, frontal e sagital) a rotação é perpendicular ao plano de movimento. Esse eixo é chamado de eixo de rotação. Sendo assim, o eixo de rotação é uma linha reta imaginária e o centro de rotação se dá na articulação de um segmento do corpo. Portanto, o movimento no plano transversal ocorre próximo do eixo vertical superior ou inferior, o movimento do plano frontal ocorre próximo do eixo horizontal anterior ou posterior e o movimento no plano sagital ocorre próximo do eixo horizontal, medial e lateral. O eixo de rotação é sempre perpendicular ao plano em que o movimento está ocorrendo. Estas rotações articulares do corpo são muito importantes de serem analisadas quando se indica e confecciona sistemas de adequação postural nas cadeiras de rodas.

Conforme o guia de Waugh e Crane (2013), os desvios nos planos transversal, frontal e sagital na postura sentada são importantes de serem observados lateralmente, à frente e, ocasionalmente, observa-se de cima. Assim, o presente trabalho priorizou análises no plano sagital, levando em consideração os ângulos entre tronco x quadril, coxa x perna e perna x pé. Neste sentido, utilizou-se a regra da mão direita para a relação dos planos de

referência com os sistemas de eixos e coordenadas, definindo os planos sagital (XY), frontal (YZ) e transverso (XZ), conforme exemplificado na Figura 04.

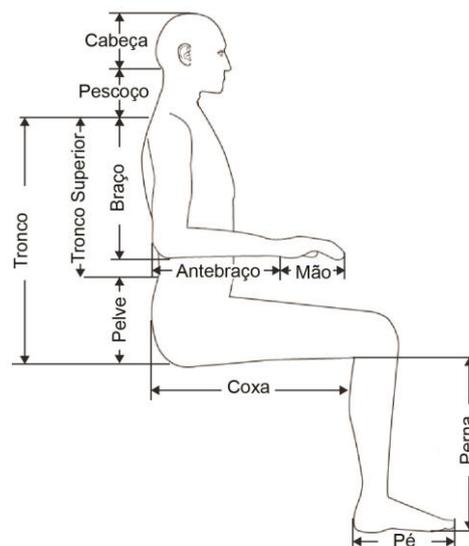
Figura 04 - Planos em relação à cadeira de rodas.



Fonte: Modificado de Waugh e Crane (2013).

Para as medidas lineares, o ponto de referência anatômico pode ser identificado em cada segmento do corpo e em cada observação, como mostra a Figura 05. Os pontos principais são altura do tronco até a cabeça, comprimento da coxa e comprimento da perna até o pé.

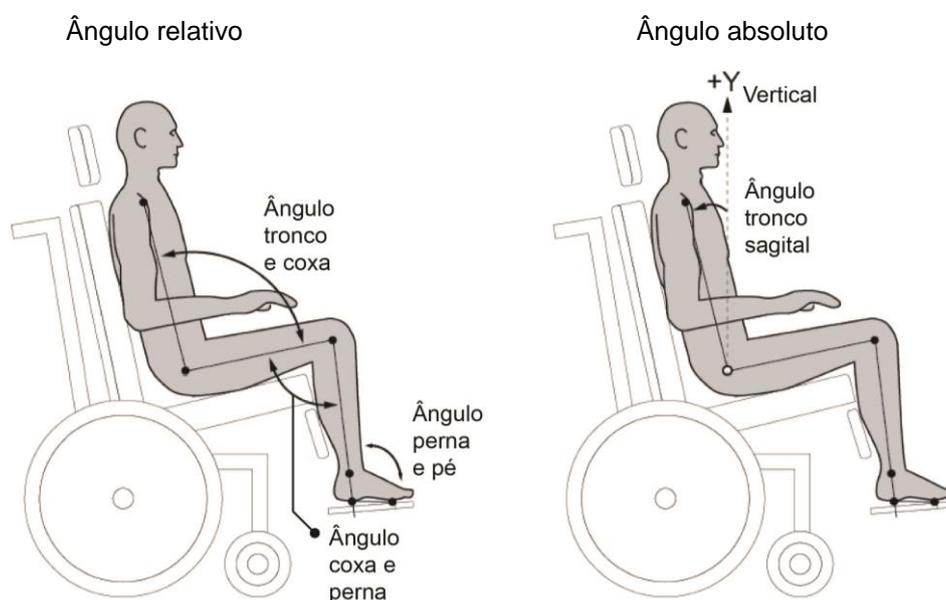
Figura 05 - Medidas Lineares na posição sentada.



Fonte: Modificado de Waugh e Crane (2013).

Para as medidas angulares, de acordo com Waugh e Crane (2013), são necessárias medidas padronizadas entre ângulo relativo e ângulo absoluto. Para uma melhor compreensão se faz necessário definir ângulo relativo como a relação angular de dois segmentos adjacentes do corpo ou da superfície de suporte, sendo essa a referência que será utilizada neste estudo. Já o ângulo absoluto se refere à orientação espacial de um único segmento do corpo ou superfície e suporte, como mostra a Figura 06.

Figura 06 - Ângulos relativos e absolutos em cadeira de rodas.



Fonte: Modificado de Waugh e Crane (2013).

2.3 ADEQUAÇÃO POSTURAL SENTADA

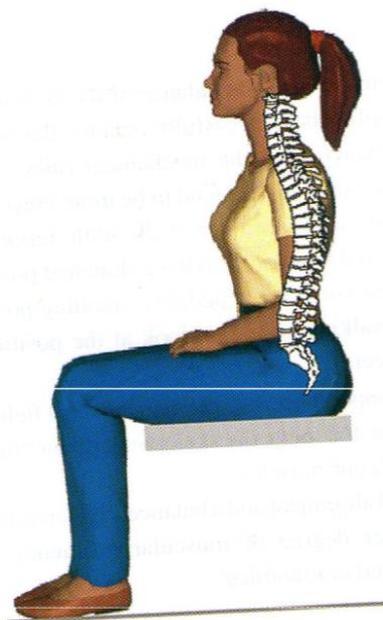
Entende-se como posicionamento a habilidade que o indivíduo possui para controlar e acomodar o seu corpo na melhor postura. A postura pode ser definida como a posição em conjunto com a sustentação do corpo no espaço, seus segmentos corporais e a ação das forças da gravidade (TACHDJIAN, 2001). Neste contexto, cada pessoa possui características individuais. Para muitos indivíduos se faz necessária a utilização de dispositivos que auxiliem na locomoção e no suporte corporal. As cadeiras de rodas adaptadas constituem um desses meios auxiliares de locomoção e, através de seus pontos de apoio e pontos de fixação, melhoram a postura na posição sentada (MELLO, 1995).

Engström (2013) compara a coluna vertebral com uma torre, onde a base é a pelve e o topo é a cabeça. Considerando que todas as funções da coluna ocorrem através de atividade contínua, o sistema nervoso central faz ajustes do tônus muscular pelo sistema extrapiramidal. O contato entre a pelve e a coluna vertebral acontece no sacro e na quinta vértebra lombar. Assim, quando ocorre mudança na estabilidade da pelve, a coluna vertebral é afetada.

A altura do encosto da cadeira depende da quantidade de apoio de tronco necessário. O encosto deve ser tão alto quanto necessário para o apoio, o mais baixo possível para a função. Para verificar se há suporte adequado para pacientes com controle de tronco suficiente, deve-se inserir a largura de quatro dedos (cerca de 10 cm) entre o topo do estofamento e a curva abaixo da axila (MAYALL, 1995).

Na posição sentada o centro de gravidade do corpo está na proximidade da segunda vértebra sacral, podendo modificar à medida que a postura é alterada. Segundo Engström (2002), a postura anatômica sentada tem como referência a postura 90°- 90°- 90° e deve-se considerar a mobilidade do corpo humano. As três medidas de 90° se referem aos ângulos entre o tronco e a coxa; a coxa e a perna; e a perna e o pé, conforme a Figura 07. Essa postura será utilizada como referência nas mensurações neste trabalho.

Figura 07 - Postura anatômica 90-90-90



Fonte: Engström (2002).

Quando a metade inferior do corpo está bem posicionada e estabilizada, a parte superior pode então ser posicionada. Conforme descreve Mayall (1995), para que ocorra esse alinhamento da coluna, ela dependerá da posição da pelve e da integridade da lordose lombar. Quando a pelve estiver nivelada e alinhada, ela assegurará à igualdade de rolamento de peso, através de ambas as tuberosidades isquiáticas, promovendo simetria da parte superior do tronco. A pelve é ligeiramente inclinada para frente promovendo uma lordose lombar, que transforma as curvas da espinha torácica e cervical em uma boa postura sentada, garantindo as mesmas curvas da coluna, presentes na posição ereta. Estas curvas são como se segue: a coluna lombar (a parte inferior da quinta vértebra) é convexa para frente, criando uma lordose lombar; a coluna vertebral torácica (próximo da décima segunda vértebra) é ligeiramente côncava para frente, o que é chamado cifose torácica mínima; e a coluna cervical (parte superior da sétima vértebra) é ligeiramente convexa para frente, criando uma lordose cervical mínima. Tais curvas podem ser bem observadas na Figura 07 já apresentada.

Sabe-se que esta postura não funciona o tempo todo e que ainda devem ser considerados a funcionalidade, o conforto, a estabilidade, o equilíbrio, a amplitude de movimento articular, a flexibilidade articular, o tônus muscular e as preferências individuais (SCHMELER, 2003).

O sentar na posição funcional é definido por Myhr e von Wendt (1991) como sendo o controle da posição corporal no espaço, tendo a finalidade de manter o equilíbrio e orientação no sentar, isto é, cabeça, tronco, membros superiores através do alinhamento e segmento corporal. Portanto, o controle postural deve permitir a funcionalidade dos membros superiores para a realização das atividades de vida diária.

Muitas são as posturas assumidas por nosso corpo, como sistemas de alavancas para compensar o peso da cabeça e do tronco. O corpo está constantemente em movimento, trabalhando o equilíbrio da pelve. E como resultado as nádegas e os músculos das pernas trabalham para equilibrar a pelve, assim como o tronco e os músculos abdominais ajudam a manter o centro de gravidade (ENGSTRÖM, 2002).

A base de suporte na posição sentada é formada pelas tuberosidades isquiáticas e coxas. Esse suporte é importante para a manutenção da postura sentada com a distribuição de peso simétrico. Myhr (1995) definiu o sentar biomecânico como a pelve anterovertida e tronco anteriorizado, em relação às tuberosidades isquiáticas, produzindo a postura de sentar ereta.

A pelve possui dois ossos proeminentes na parte de baixo, os quais são chamados de tuberosidades isquiáticas (também conhecidos como ísquios ou ossos do sentar). Quando o osso pélvico é orientado para a posição sentada, as tuberosidades isquiáticas são as partes da estrutura óssea que estão mais próximas do assento e, sendo assim, tem uma pressão maior. Conforme figura 08, é importante observar as forças que atuam na postura sentada, há a necessidade de imersão das tuberosidades isquiáticas (como mostram as duas barras) para alinhamento do fêmur (como mostra a seta) e a diminuição da lordose lombar pelo aumento do contato (área azul).

Figura 08 - Posicionamento da pelve em assento.



Entre as barras é indicada a profundidade de imersão necessária para o alinhamento do fêmur (indicado pela seta) e a diminuição da lordose lombar (área em azul).

Fonte: Modificado de LoH Medical (2013).

Quando o indivíduo assume a postura sentada, o corpo começa a reagir contra a gravidade. Esta reação inicia assim que os tecidos gordurosos e os músculos, que estão diretamente abaixo do ísquio, lentamente se movem para fora abaixo das proeminências ósseas e deixa-as muito próximo do contato com a pele, como mostram as setas na Figura 09. Portanto, quanto mais tempo a pessoa permanece sentada maior é a probabilidade de pressão nestas proeminências (MYHR e VON WENDT, 1991; MAYALL, 1995; O'SULLIVAN, 1994).

Figura 09 - Pressões na pelve.



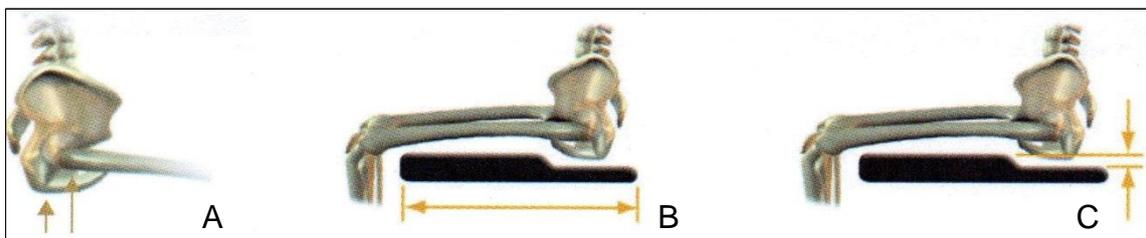
Pressões nas tuberosidades isquiáticas (setas centrais) e nos trocânteres (setas externas).

Fonte: LoH Medical (2013).

As áreas da pele que estão diretamente sob os ísquios podem alcançar um ponto no qual a pressão excede e os capilares são forçados a se fecharem. Nesse ponto a pele começa a necrosar. Assim, a pressão pode ocasionar úlceras de pressão por falta de mobilidade. Neste sentido, é importante considerar que a postura humana é tipicamente dada pelo balanço de forças opostas.

Para Schmeler (2003), a avaliação da postura sentada normal deve ser iniciada pela pelve, devido às forças atuantes nesta região, sendo o objetivo principal a estabilidade pélvica, devendo estar centralizada, nivelada ou levemente inclinada para frente. A Figura 10 apresenta uma sequência que mostra as tuberosidades isquiáticas, o comprimento do fêmur e a altura para a imersão da pelve, favorecendo a estabilidade pélvica.

Figura 10 – Desenho esquemático para a estabilidade pélvica.

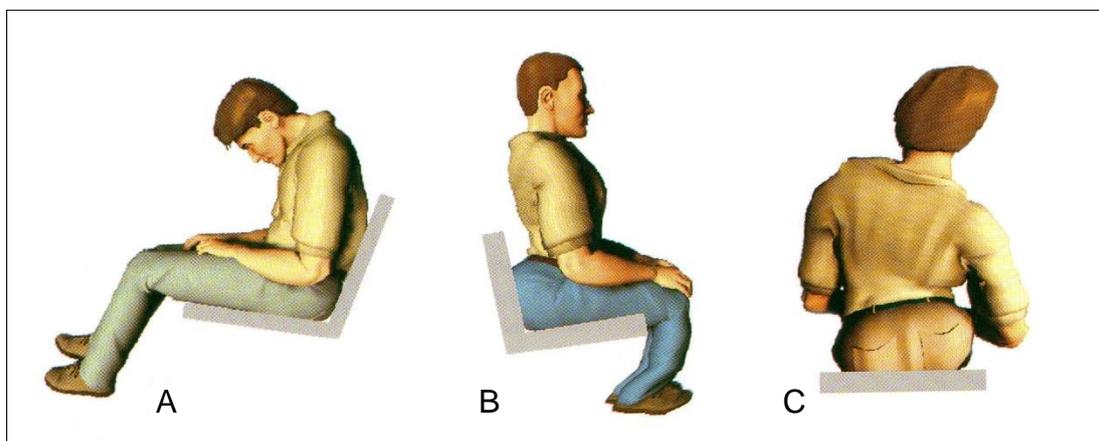


A) Altura da tuberosidade isquiática para a confecção do assento; B) comprimento do assento considerando fêmur e pelve; C) Profundidade de imersão da tuberosidade isquiática.

Fonte: LoH Medical (2013).

No posicionamento se deve impedir que ocorram inclinações pélvicas e rotações. Na retroversão pélvica (Figura 11A), ocorre uma pressão na região sacral, com o aumento do deslizar da pelve no assento, postura cifótica, dificuldade em manter a cabeça erguida, dificuldade para a realização de atividades fisiológicas como a respiração e digestão. Na anteroversão pélvica (Figura 11B), ocorre uma pressão na região púbica, o centro de gravidade está anteriorizado e provoca uma postura sentada com lordose. Na obliquidade pélvica (Figura 11C), a pressão é maior em uma tuberosidade isquiática, é possível que ocorra pressão na caixa torácica, podendo levar a uma postura com escoliose.

Figura 11 - Rotações e inclinações pélvicas.



A) Pelve em retroversão; B) Pelve em anteroversão; C) Obliquidade pélvica.
 Fonte: Modificado de Engström (2002).

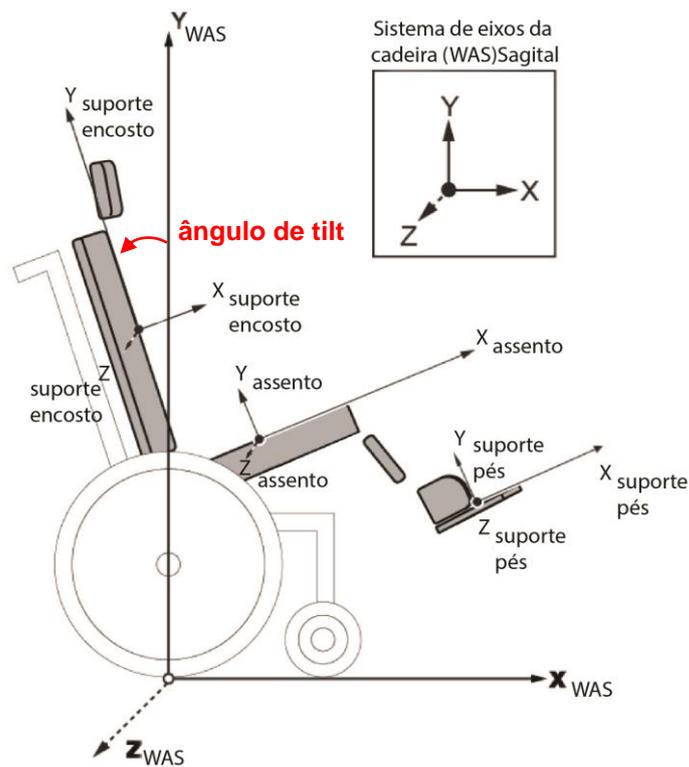
Segundo Engström (2002), devem-se levar em consideração as diferentes formas de sentar e que o corpo vai buscar o conforto para a função. Assim, deve-se considerar o movimento do tronco para frente no sentar, a posição do corpo que é assimétrica, as modificações da posição da cabeça, braços, pernas e pés que favorecem várias combinações. Para chegar a uma posição adequada é necessário estabilizar o tronco e a pelve possibilitando o equilíbrio entre elas, possibilitando a liberdade para o movimento, o controle para ativação da musculatura estática e dinâmica, o conforto, a tensão muscular, articular e posição (direção). Deve-se, ainda, ser considerada a pressão, a força de cisalhamento, a temperatura e a umidade da interface de contato entre usuário e sistema de assento, bem como a comunicação através

da posição da cabeça e braços quando se pensa em sistemas de adequação postural.

2.4. ÂNGULO DE TILT

Em cadeira de rodas, o tilt consiste em variar a orientação do sistema de suporte do assento no plano sagital, porém, com a manutenção do ângulo entre assento e encosto, bem como entre assento e suporte de pernas (WAUGH, 2013). Na prática, todo o sistema de sustentação do usuário é inclinado no espaço, conforme observado na Figura 12.

Figura 12 - Tilt em cadeira de rodas.



Fonte: Modificado de Waugh e Crane (2013).

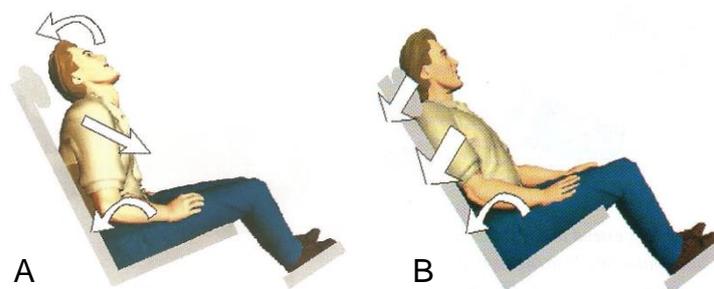
Sabe-se por estudos e observações práticas que a maioria das cadeiras de rodas que possuem em sua estrutura a regulagem de tilt mantém o ângulo do assento-encosto fixo em conjunto com o apoio de cabeça e apoio dos pés. Estas variações favorecem alternância temporária das posturas e são

usadas para redistribuir o peso do usuário. Assim, o tilt pode favorecer o alívio de pressão.

Na cadeira de rodas, a influência da pressão está relacionada com os sistemas de suporte que ela oferece, conforme descreve Waugh e Crane (2013), por exemplo, a presença de apoio de cabeça, apoio lateral do tronco, apoio de braços, ângulo entre assento e encosto, ângulo entre coxa e joelho, apoio de panturrilhas e pés.

Para Engström (2002), quando a unidade de assento é inclinada para trás, sem encosto de cabeça, a cabeça é normalmente mantida em posição vertical. Quando uma pessoa relaxa contra superfícies planas, as tendências comuns são: sem tilt o tronco cai para frente; com tilt insuficiente a pelve se inclina para trás, a coluna torácica flexiona e a cabeça fica em hiperextensão (Figura 13A), conforme a posição das setas; e quando o tilt é funcional a pressão da coluna torácica contra o encosto aumenta, impedindo que a pelve se incline para trás em relação à coluna vertebral, fazendo com que a coluna mantenha-se alinhada (Figura 13B), conforme as setas.

Figura 13 - Tendências de posicionamento em função do tilt.



A) tilt insuficiente, tronco flexionado para frente e hiperextensão da cabeça; B) tilt funcional.

Fonte: Modificado de Engström (2002).

A razão de a estabilidade ser importante, para Engström (2002), é a influência que exerce a superfície do assento no tronco do usuário. Se a superfície de assento tornar a pelve instável, favorecerá o aparecimento da escoliose no tronco, embora se saiba que em uma superfície que não favorece o equilíbrio, o corpo irá procurar a estabilidade mesmo de uma forma prejudicial. Normalmente, o usuário escorrega a pelve para frente em um assento plano, e o sistema de encosto não é o suficiente para sustentar a cabeça, favorecendo a flexão e/ou extensão.

Tencha e Lacase (2010) realizaram um estudo com um grupo de usuários de cadeira de rodas, buscando verificar se o tilt poderia ser uma estratégia de gerenciamento de pressão, reduzindo a pressão sobre os ísquios. Os resultados indicaram que inclinações de 10° e 20° são insuficientes para oferecer redução de pressão substancial e que a redução torna-se considerável em 30°. Uma importante consideração é que, para alguns indivíduos com alto risco de úlceras de pressão, um tilt maior que 30° pode diminuir a pressão nas tuberosidades isquiáticas redistribuindo em outras áreas, mas devem ser ponderadas as limitações funcionais que a inclinação pode acarretar.

2.5. PRESSÃO DE INTERFACE NO SENTAR

Idealmente, uma pessoa sentada deve movimentar-se para promover um alívio de pressão em um tempo que varia de 15 a 30 minutos. Portanto, para pessoas que tem dificuldade para executar movimentos corporais, esse fator deve ser considerado. Neste contexto, é importante a análise da postura do usuário de cadeira de rodas, visto que ele permanece durante um longo tempo em uma mesma posição. Sendo assim, a almofada deve possibilitar a prevenção de úlceras de pressão e acomodar as alterações posturais corrigindo ou evitando sua evolução. A contribuição de almofadas que previnam o aparecimento de úlceras de pressão é limitada devido à variedade e à falta de critérios e medidas de pressão relativas à interface e aos sensores (CONINE et al., 1994).

As úlceras de pressão, segundo Fernandes et al. (2007), são consideradas áreas de ulceração, necrose da pele e tecidos moles de qualquer parte do corpo sobre uma proeminência óssea submetida a uma pressão prolongada. As causas podem ser neuropáticas, força de atrito e pressão direta. O principal mecanismo responsável é o aumento da pressão capilar arterial, causando hiperemia (vermelhidão da pele). Se esta pressão permanecer, em 1 a 6 horas poderá ocorrer uma úlcera de pressão.

Segundo Brienza (2001), os mecanismos de úlcera de pressão se desenvolvem primeiramente com a isquemia tecidual pela oclusão dos vasos capilares, incluindo também gradiente de pressão, força de cisalhamento e a

deformação tecidual. Devendo ser considerado também, a perturbação da microcirculação dos vasos linfáticos que ocorrem através da pressão.

Para Brienza (2005), uma pressão externa prolongada sobre proeminências ósseas tem sido identificada como etiologia primária no desenvolvimento de úlceras de pressão. Outras causas relacionadas incluem a magnitude de forças de cisalhamento e atrito e os efeitos aditivos de temperatura e umidade. Cada um desses fatores pode ser afetado pelas características da superfície de apoio escolhida para um determinado paciente. Portanto, esta superfície de contato, que é a espuma, merece uma melhor análise. Os estudos apontam a necessidade de almofadas de assento/encosto que sejam confortáveis e que permitam a funcionalidade, sendo a interface de contato entre usuário e o assento de grande importância para a saúde e o bem estar.

Estudos realizados por Conine (1994), bem como por Brienza (2001, 2005), referem que o ideal de pressão de interface nos capilares sanguíneos está entre 32 mmHg e não devem exceder a 60 mmHg, pressupondo-se esse ser o limite aceitável de pressão nos tecidos da pele. Os estudos apontaram a relação entre a pressão de interface dos assentos de cadeiras de rodas e a incidência de úlceras de pressão.

Baseado nos estudos de Shapcott e Levy (1999), quando a pressão atingir 80 mmHg sem alterações na pele não se fazem necessárias intervenções. Nas pressões entre 80 e 120 mmHg, com desigual distribuição de pressão, devem-se experimentar outras almofadas, educar os usuários quanto as técnicas para alívio de pressão e regular os componentes da cadeira de rodas. Para as pressões entre 120 e 200 mmHg e picos desiguais deve-se investigar, experimentar outros tipos de almofadas, discutir técnicas para alívio de pressão e experimentar alternativas de tilt e reclino da cadeira de rodas.

De acordo com Swain (2005), é difícil predizer as pressões de interface do usuário apenas por seu tipo físico. O autor coloca que pessoas com menor índice de massa corporal (IMC) tendem a apresentar maiores pressões (devido às proeminências ósseas), mas que pessoas com biótipos semelhantes podem apresentar pressões muito diferentes. O autor ainda apresenta alguns valores

típicos de pressão em regiões de maior incidência de úlceras de pressão, conforme o Quadro 01.

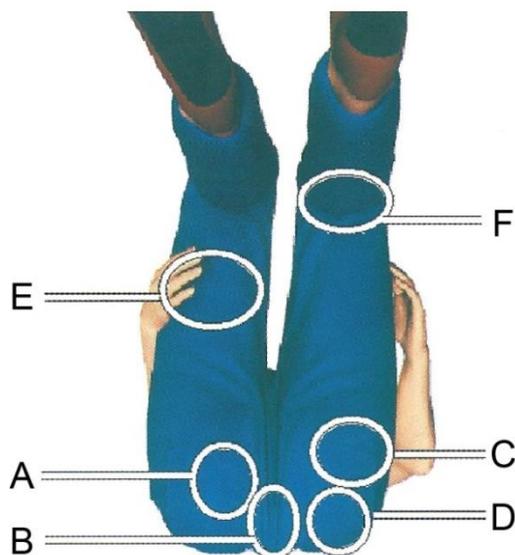
Quadro 01 - Valores típicos de pressão em regiões de maior incidência de lesões

Região Corporal	Pressão (mmHg)
Sacro (encosto semi-reclinado a 45°)	62 - 107
Trocânteres (decúbito lateral, quadris e joelhos a 60°)	66 - 156
Calcanhares	107 - 213
Tuberosidades isquiáticas (sentado, almofada padrão de 3")	60 - 146

Fonte: Modificado de Swain (2005).

Para Engström (2002), a pressão no sentar é sempre o equilíbrio entre a estabilidade e o conforto, devendo ser consideradas as pressões existentes, conforme mostra a Figura 14. As tuberosidades isquiáticas (A) servem de base no sentar e a propriocepção nessa região é importante no equilíbrio. Quando ocorrem alterações na sensibilidade e no movimento, o alívio da pressão não se dá de forma adequada. Os ossos do cóccix e sacro (B) não foram projetados para sentar, sendo que uma alta pressão causa dor e até mesmo úlceras de pressão. Na área do quadril (C), os ossos da pelve ficam próximos da superfície com uma fina camada de pele e tecidos moles, sendo comum ocorrerem úlceras de pressão nos usuários que sentam de forma assimétrica. Os músculos da região glútea e tecidos moles (D) servem de almofadas de assento, quando os usuários se mantêm sentados por muito tempo, ocorre uma diminuição de circulação do sangue devido às pressões e cisalhamento, causando dor. A alta pressão na parte inferior da coxa (E) pode causar dormência e inchaço. Por fim, uma pressão desconfortável nas panturrilhas (F) estimula um deslizamento para frente do assento (ENGSTRÖM, 2002).

Figura 14 - Regiões corporais e as pressões no assento.



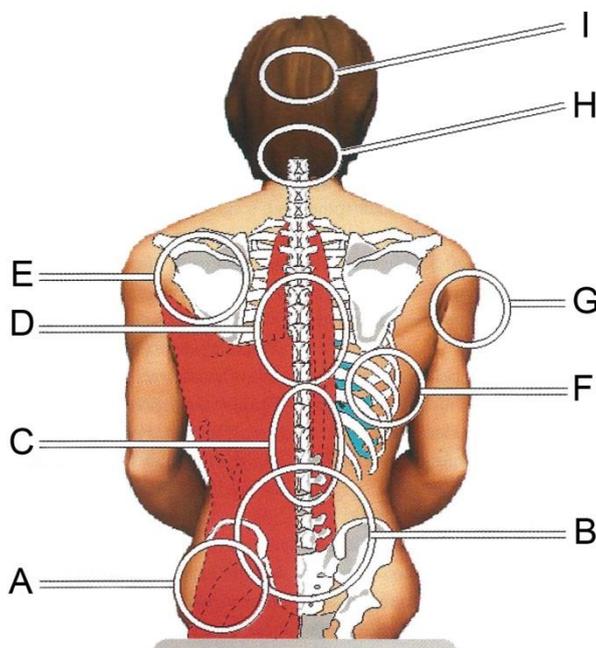
A) Tuberosidade isquiática; B) sacro e cóccix; C) área do quadril e inserções musculares; D) músculos da região glútea e tecidos moles; E) ísquio tibial; F) fossa poplíteia e panturrilha.

Fonte: Modificado de Engström (2002).

Quanto às pressões exercidas pelo encosto da cadeira (Figura 15), Engström (2002) refere que a região das costas possui grande sensibilidade e qualquer desconforto é motivo para mudar de posição. A região glútea (A) recebe pressão constante ao sentar e desliza para frente ao sinal de desconforto. O autor relata que um erro comum nos encostos é ignorar a necessidade de distribuir a pressão que ocorre nesta região. Deve-se considerar que o sacro possui uma cifose, enquanto que a pelve e a coluna torácica formam uma lordose na região inferior das costas. Assim, a região do sacro e da pelve (B) necessita de uma acomodação no encosto para não causar pressões que levem ao desconforto. O sacro é um ponto importante no sentar, porque a pelve serve de âncora para os músculos do tronco e membros inferiores. A sustentação da parte inferior das costas (C) se mantém com a convexidade para frente (lordose). Se a pelve é impedida de girar para trás, com a coluna torácica (D) em extensão a lordose é mantida, porém, se houver um aumento de pressão contra o encosto, ou o encosto for muito curvo na parte inferior, a coluna tenderá a ter uma hiperextensão. Se isso gerar desconforto, o usuário terá a tendência de diminuir a lordose, buscando o alívio de pressão ou a redução dessa extensão. A maioria dos usuários com grande

cifose torácica senta com a pelve mais rotacionada para trás (retroversão pélvica), causando grande pressão contra o encosto nas regiões torácica (D) e inferior das costas (C). Nesses casos, o encosto deve ser anatômico e acolchoado para proteger a coluna e as costelas de pressões prejudiciais. Ainda segundo Engström (2002), nas regiões das escápulas (E) e caixa torácica (F), as pressões contínuas nos tecidos moles podem facilmente causar lesões e provocar alterações posturais. Usuários pouco ativos, que não mudam de posição frequentemente tem um risco maior. O contorno funcional e pressões confortáveis reduzem substancialmente a necessidade de mudança de posição. Assim, as áreas do tronco que possuem contato com o encosto devem ser confortáveis. A região dos braços (G) e dos ombros deve ser confortável para que o usuário não os mova para frente causando a flexão do tronco. O autor ainda destaca que o apoio do pescoço (H) e da cabeça (I) deve permitir uma posição funcional e estável, evitando que a pressão na parte de trás estimule a pressionar de volta ou que a cabeça caia para frente. Assim, o posicionamento é sempre determinado pela posição da coluna e o suporte da cabeça tem que estar em harmonia com o encosto (ENGSTRÖM, 2002).

Figura 15 - Regiões corporais e as pressões no encosto.



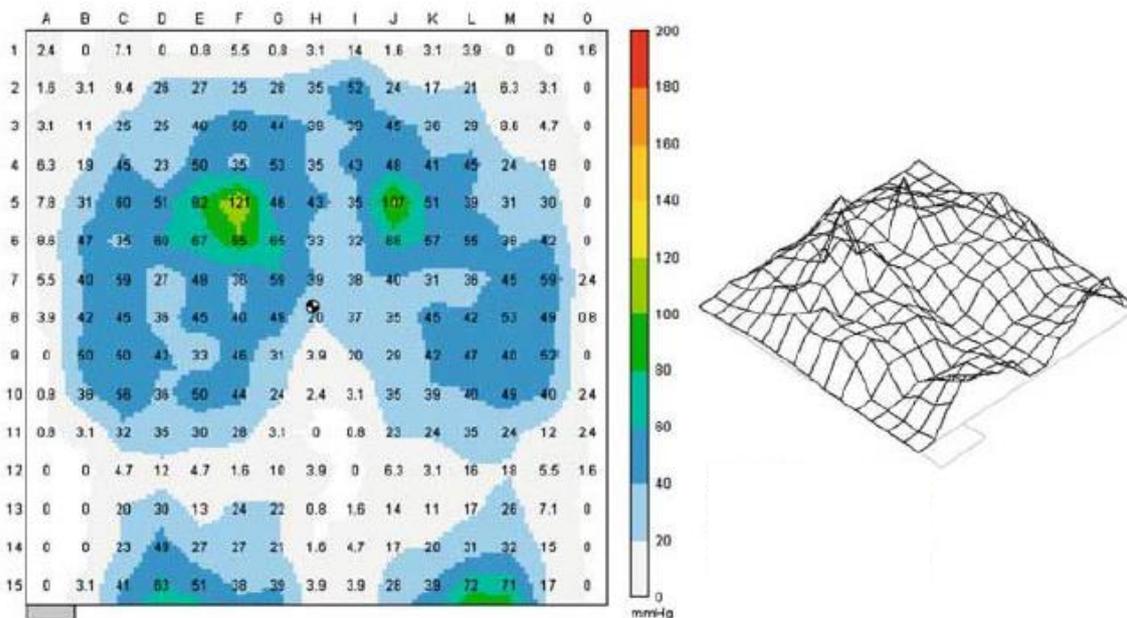
A) Região glútea; B) sacro e pelve; C) parte inferior das costas – coluna lombar e torácica; D) coluna torácica; E) escápula; F) caixa torácica; G) braços; H) pescoço; I) cabeça.

Fonte: Modificado de Engström (2002).

2.6. AVALIAÇÃO POR MAPEAMENTO DE PRESSÃO

O sistema de mapeamento de pressão é composto por uma superfície maleável com uma série de sensores eletrônicos distribuídos em rede, revestida por tecido impermeável. O sensor é colocado entre o usuário e a almofada que capta as diferentes pressões e um software processa os dados numéricos enviando a imagem à tela do computador. Esse sistema permite a visualização de uma imagem com os graus de pressão em cada superfície corporal que está em contato com o sensor, ou seja, com a superfície do assento. Silva (2011) refere que as imagens possibilitam avaliações qualitativas (por cor), bem como a saída de dados em mmHg possibilitando avaliações quantitativas.

Figura 16 - Mapeamento de pressão em um assento.



Distribuição de pressão com picos nas tuberosidades isquiáticas.

Fonte: Modificado de Swain (2005).

Segundo Teixeira et al. (2003), há benefícios clínicos com a aplicação do sistema de mapeamento de pressão para avaliar adequadamente a pressão exercida na superfície de assentos. Isso beneficia os estudos de almofadas mais adequadas e a melhoria dos sistemas de cadeira de rodas, para, assim, prevenir o aparecimento de úlceras de pressão. Devido à precisão do sistema

de mapeamento de pressão, se torna possível comparar os diferentes tipos de almofadas auxiliando na escolha de um modelo. Portanto, tem-se visto que uma das ferramentas importantes para avaliar, analisar e determinar qual a almofada ideal para o usuário é o sistema de mapeamento de pressão.

A pesquisa realizada por Brienza (2001) relata que embora a interface de pressão seja o parâmetro mais comumente utilizado para comparar o desempenho de uma superfície, a relação entre a interface de pressão e a incidência de úlceras de pressão não tem sido adequadamente estudada. Pressão excessiva aplicada sobre a pele, onde há um osso proeminente, quando por um período prolongado, é o principal fator que leva às úlceras de pressão. Deste modo, medir a pressão sobre a pele é um método lógico para acessar esse fator. Entretanto, o uso e interpretação das medições de pressão para comparar superfícies são confundidos por vários fatores. Medições de interfaces de pressão dependem muito das propriedades do material do transdutor de pressão, tecidos moles e superfície de suporte. Além disso, a relação entre a interface de pressão e a pressão em tecidos subcutâneos depende da composição e propriedades do tecido subjacente. Apesar destes problemas, muitos clínicos, pesquisadores e projetistas testam o desempenho das superfícies através de medições de pressão. Na última década, diversos estudos vêm sendo conduzidos para aperfeiçoar os equipamentos de medição, bem como para melhor relacionar a pressão com o desempenho de produtos.

Foi realizada por Lacoste et al. (2006) uma avaliação do controle postural sentado em crianças, comparando a plataforma de força e o sistema de mapeamento de pressão. As medidas foram realizadas em uma cadeira simuladora, sendo avaliada simultaneamente a localização do centro de pressão anteroposterior e médio lateral. Os autores concluíram que o mapeamento de pressão apresentou a mesma localização dos centros de pressão que a plataforma de força. No contexto clínico, pode-se afirmar que o mapeamento de pressão auxilia na avaliação da estabilidade sentada e também serve como auxiliar na avaliação da eficácia dos assentos para os usuários de cadeiras de rodas.

Em estudo realizado sobre a medição com tapete de pressão em almofadas de assento anatômicas, Pipkin e Sprigle (2008) constataram que a

introdução de um tapete na interface entre o usuário e as almofadas altera a carga de pressão, causando diferentes índices de pressão nos locais analisados. Foram utilizados sete modelos diferentes de almofadas com objetivo de comparar, além da magnitude da pressão, a profundidade de imersão no assento. A diferença medida na imersão foi inferior a 1mm, sendo considerada a espessura do tapete. Os autores ressaltam a necessidade de considerar que diferentes contornos anatômicos alteram as mensurações no assento.

Brienza (2010) realizou uma pesquisa referente à prevenção de úlceras de pressão em almofadas de cadeiras de rodas. Foram testados dois modelos de almofadas, uma de espuma segmentada e a outra almofada com proteção para a pele. O objetivo foi determinar a eficácia das almofadas das cadeiras de rodas com proteção para a pele na prevenção de úlceras de pressão. Avaliações foram realizadas com idosos de uma casa de repouso, chegando-se a conclusão que, embora não seja eliminada a ocorrência de úlceras de pressão, há uma menor incidência de casos.

Silva (2011) propôs um método de personalização de assentos baseado na digitalização 3D e na usinagem de espumas flexíveis de poliuretano. O autor utilizou o mapeamento de pressão associado à técnica de termografia para avaliação de seus resultados. Por meio de estudos de caso, ficou demonstrada a eficiência do emprego das técnicas complementarmente.

Tencha e Lacase (2010) realizaram um estudo com lesados medulares e observaram que esses usuários apresentam pressões de interface maiores do que as de usuários saudáveis. Os valores máximos (que podem superar 200 mmHg) ocorreram nas tuberosidades isquiáticas, isso foi atribuído à atrofia muscular e conseqüente falta de proteção das proeminências ósseas. Os autores sugerem que o tilt pode promover uma maior redução de pressão nesses usuários, quando comparados a usuários saudáveis.

Jan e Crane (2013) investigaram os efeitos do tilt sobre a perfusão tecidual (fluxo sanguíneo) no sacro e nas tuberosidades isquiáticas de pessoas com lesão medular. O estudo foi realizado em 11 usuários de cadeira de rodas, com seis variações de ângulos de tilt e de inclinação do encosto. Quando aumentaram o tilt, os autores constataram que não ocorreram alterações

significativas de pressão na região sacral, mas que houve uma melhora nas tuberosidades isquiáticas. Com base nos resultados, os autores levantam a hipótese de que o tilt e a reclinção da cadeira, ao invés de transferirem pressão para o sacro, promovem uma distribuição de pressão para as regiões torácica e lombar, o que traria menores riscos de lesões.

Assim, percebe-se que o mapeamento de pressão é uma ferramenta que vem sendo utilizada para identificar as áreas de risco e um posicionamento adequado do usuário. O corpo possui diferentes contornos e cargas e, quando na postura sentada, o centro de massa fica sobre a pelve e os ísquios atuam como área de suporte. Portanto, é interessante redistribuir a carga das tuberosidades isquiáticas para o restante do assento e também para o encosto. Uma das maneiras de fazer essa redistribuição é aumentando o ângulo de tilt. Ocorre que a maioria das pesquisas atuais avaliam os assentos, mas poucas correlacionam mensurações de pressão assento x encosto concomitantemente. Neste contexto, o presente trabalho se insere, buscando contribuir para uma melhor prescrição de sistemas de adequação postural na posição sentada.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliar a influência do posicionamento do tronco sobre as pressões exercidas no assento e contribuir para uma melhor prescrição de sistemas de adequação postural na posição sentada, estruturou-se uma pesquisa descritiva composta por procedimentos tipo estudos de casos. Este estudo partiu da experiência de trabalho da autora em um centro de reabilitação, onde são realizados os procedimentos de adequação postural para os pacientes que possuem redução de mobilidade. O trabalho foi desenvolvido na unidade de Porto Alegre da Associação de Assistência a Criança Deficiente (AACD-RS). A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da AACD. Neste sentido, delimitou-se a patologia a ser analisada, foi considerado, nesta escolha, o número de usuários que aguardavam orientações de posicionamento em suas cadeiras de rodas. Então, o estudo foi realizado com usuários com diagnóstico de paralisia cerebral, assunto que é detalhado no item 3.1.

Inicialmente, através de revisão da literatura, buscou-se identificar parâmetros que influenciam a pressão sobre os assentos de maneira geral (suporte de tronco, alinhamento postural, tilt da cadeira de rodas, medidas corporais no plano sagital e medidas angulares dos segmentos corporais na postura sentada na cadeira de rodas). Após a determinação desses parâmetros, foram avaliados os sistemas de assentos/encostos padrão de cadeiras de rodas. Assim, foram utilizadas as almofadas pré-fabricadas que acompanham as cadeiras em conjunto com as técnicas de mapeamento de pressão e termografia.

Foram utilizados recursos de avaliação tanto qualitativa como quantitativa. Para tanto, as principais variáveis analisadas foram a distribuição de pressão e a distribuição de temperatura por meio de gráficos, bem como foram avaliados estatisticamente os respectivos valores médios. Assim, foram alteradas as variáveis relativas à postura e alinhamento corporal no plano sagital, enquanto foram mensuradas e calculadas as variáveis de pressões e de temperaturas das superfícies assento/encosto. Os procedimentos adotados são abordados no item 3.2.

3.1 AMOSTRA E CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Primeiramente, realizou-se uma revisão em 198 prontuários de pacientes com o diagnóstico de paralisia cerebral. A seguir, foram convidados a participar 20 usuários de cadeiras de rodas, dos quais 15 compareceram no dia marcado. Os critérios de inclusão foram: diagnóstico de Paralisia Cerebral (PC) com Gross Motor Function Classification System (GMFCS) nível IV e nível V, possuir cadeira de rodas, ter idade entre 04 e 14 anos, aceitar e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) e estar em tratamento na AACD-RS. A idade foi definida em função da cadeira de rodas utilizada.

Fernandes et al. (2015) define o conceito de paralisia cerebral como um grupo de distúrbios permanentes do desenvolvimento do movimento e da postura, causados por limitações nas atividades cerebrais durante o desenvolvimento fetal ou infantil. Sendo frequentes alterações de ordem sensorial, cognitiva, perceptiva, comunicação, comportamental, epilepsia, e problemas músculo esqueléticos secundários. A classificação anatômica estudada nesta pesquisa é de tetraparesia, que é a forma mais grave e na qual se faz necessário um melhor posicionamento na cadeira de rodas. Na AACD-RS, a escala utilizada para definir o nível motor é o GMFCS com enfoque funcional, no qual os pacientes são divididos em cinco níveis de habilidades funcionais na comunidade, na escola e em casa, conforme Palisano (2007). No Quadro 02 é apresentada a classificação e a diferença entre os níveis.

Quadro 02 - Classificação GMFCS

Classificação GMFCS	Descrição
Nível I	A criança deambula sem restrições, com dificuldade no correr e pular.
Nível II	A criança deambula sem auxílio, mas com dificuldade na marcha comunitária.
Nível III	A criança deambula com apoio fazendo uso dos membros superiores e tem dificuldade na marcha comunitária.
Nível IV	A criança tem mobilidade limitada, necessita de cadeira de rodas para locomoção fora de casa e na comunidade. Necessitam de suporte de tronco e são transportadas, e do uso de TA. Pode utilizar cadeira de rodas motorizada.
Nível V	A criança tem mobilidade gravemente limitada e necessita do uso de TA, e não mantém a postura antigravitacional. São transportadas em cadeira de rodas manual.

Fonte: Modificado de Palisano (2007) e Fernandes et al (2015).

O convite aos participantes foi feito verbalmente pela pesquisadora nas sessões de atendimento da AACD-RS, sendo a estratégia de amostragem definida por conveniência.

3.2 PROCEDIMENTOS E COLETA DE DADOS

Os procedimentos de mensuração dos usuários e das cadeiras de rodas foram realizados de acordo com o “Guia de aplicação clínica para padronização de medidas do corpo e de superfícies de suporte na adequação postural em cadeiras de rodas”, de Waugh e Crane (2013), conforme apontado no item 2.2 da revisão bibliográfica.

Neste sentido, para a coleta de dados foram consideradas as seguintes medidas corporais lineares no plano sagital: largura do quadril, comprimento da coxa e comprimento da perna. Essas mensurações foram realizadas com régua métrica e utilizadas para a obtenção da medida correta do assento da cadeira de rodas (Figura 17A). Para o encosto, as medidas foram: altura do tronco até a cabeça, altura do tronco até o ombro e altura do tronco até o mamilo. As medidas angulares corporais utilizadas foram os ângulos entre tronco e coxa, entre coxa e perna e entre perna e pé. Para obter essas medidas foram utilizados o goniômetro e a cadeira de rodas (Figura 17B).

Figura 17 - Medições dos usuários



A) Medidas lineares; B) Medidas angulares.

Para padronizar a avaliação postural dos usuários, foi selecionada a cadeira de rodas monobloco com tilt, modelo Star Kids, do fabricante Jaguaribe. As especificações da cadeira são: largura de assento 36 cm, profundidade de assento 29 cm (ajustável para 34 cm) e altura máxima do encosto 62,5 cm. A cadeira possui regulagem de tilt de 4° a 28°.

Assim, para avaliação postural dos usuários, foram utilizados o mapeamento de pressão e a termografia, conforme proposto por Silva (2011). Para tanto, foram empregados o sistema de mapeamento de pressão Vista Medical FSA 4.0 e o termógrafo Testo 890 (Figura 18).

Figura 18 - Mapeamento de pressão dos usuários



A) tapete de pressão; B) termografia.

As avaliações de pressão foram realizadas com o usuário sentado na cadeira de rodas em um tempo de aproximadamente 10 segundos. Foram utilizados como variáveis três diferentes ângulos de tilt. Neste sentido, foram padronizadas as inclinações do conjunto assento-encosto: em 4°, 16° e 28°. Tais variações correspondem aos valores mínimo, médio e máximo que o sistema da cadeira de rodas utilizada oferece.

A avaliação por termografia foi realizada apenas no ângulo de 28°, em razão da maior segurança e de um melhor posicionamento do usuário, inibindo os movimentos involuntários durante os 20 minutos necessários para coleta dos dados. A sala utilizada foi climatizada com temperatura controlada em torno de 23°C. Os tempos foram determinados de acordo com Silva (2011).

3.3. ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente, devido às amplas características motoras associadas, cada usuário foi analisado individualmente em estudos de caso. Após a análise de cada caso, os dados foram compilados para a pesquisa descritiva.

Por meio dos prontuários dos usuários, verificou-se o diagnóstico de paralisia cerebral e quadro motor de tetraparesia espástica (GMFCS IV e V), bem como se obteve os dados de idade e de peso. Foi realizada uma avaliação de adequação postural seguindo o protocolo utilizado na AACD-RS. Além da determinação das dificuldades motoras na posição sentada, foram obtidas as medidas corporais dos usuários e calculado o índice de massa corporal (IMC). O IMC é adotado pela Organização Mundial da Saúde como método preliminar para verificar as condições de peso dos indivíduos. Por fim, as informações foram compiladas em tabelas para o cruzamento dos dados quantitativos.

A postura foi avaliada qualitativamente por análise visual auxiliada pela termografia. A análise qualitativa permitiu a interpretação dos dados e discussões técnicas relacionadas ao comportamento dos usuários ao sentar. Ainda em análise qualitativa, associado à análise visual da postura, o mapeamento de pressão permitiu identificar a distribuição e os picos de pressão, bem como as regiões corporais mais afetadas.

A análise do mapeamento de pressão ainda foi realizada de forma quantitativa. Neste sentido, foram medidos e tabulados os dados de pressão média e pressão máxima, no assento e no encosto, para cada um dos três ângulos de tilt utilizados.

Para organizar a pesquisa descritiva, o ângulo de tilt da cadeira de rodas foi estabelecido como variável independente, variando-o, conforme já descrito nos procedimentos, em 4°, 16° e 28°. Foram utilizadas como variáveis dependentes: medidas angulares corporais (ângulos entre tronco x coxa, coxa x perna e perna x pé), pressões (máxima e média) e o IMC de cada usuário.

Os dados foram então tabelados e as possíveis correlações entre o ângulo de tilt e as variáveis dependentes foram analisadas por meio de gráficos. Por fim, buscou-se fazer generalizações sobre os resultados obtidos, bem como foram feitas considerações acerca de projetos personalizados e/ou prescrições de sistemas de adequação corporal.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados são apresentados buscando a compreensão do posicionamento dos usuários sentados na cadeira de rodas, por meio de parâmetros estabelecidos com o mapeamento de pressão, auxiliado pela termografia. A utilização desses equipamentos como recurso no processo avaliativo demandam discussões para o posicionamento, buscando o conforto, a diminuição das pressões e a interação dos usuários com o meio.

4.1 ESTUDOS DE CASO

Conforme proposto na metodologia, os estudos de caso ocorreram na AACD-RS. Dos vinte usuários selecionados, apenas quinze compareceram às avaliações nas datas marcadas. Através desses estudos individuais, se buscou a aplicação prática de conhecimentos e experiências para a solução do problema já descrito, analisando a influência do posicionamento do tronco sobre as pressões exercidas no assento. O Quadro 03 apresenta o nível motor, a idade, altura, peso e índice de massa corporal (IMC) dos usuários participantes da pesquisa.

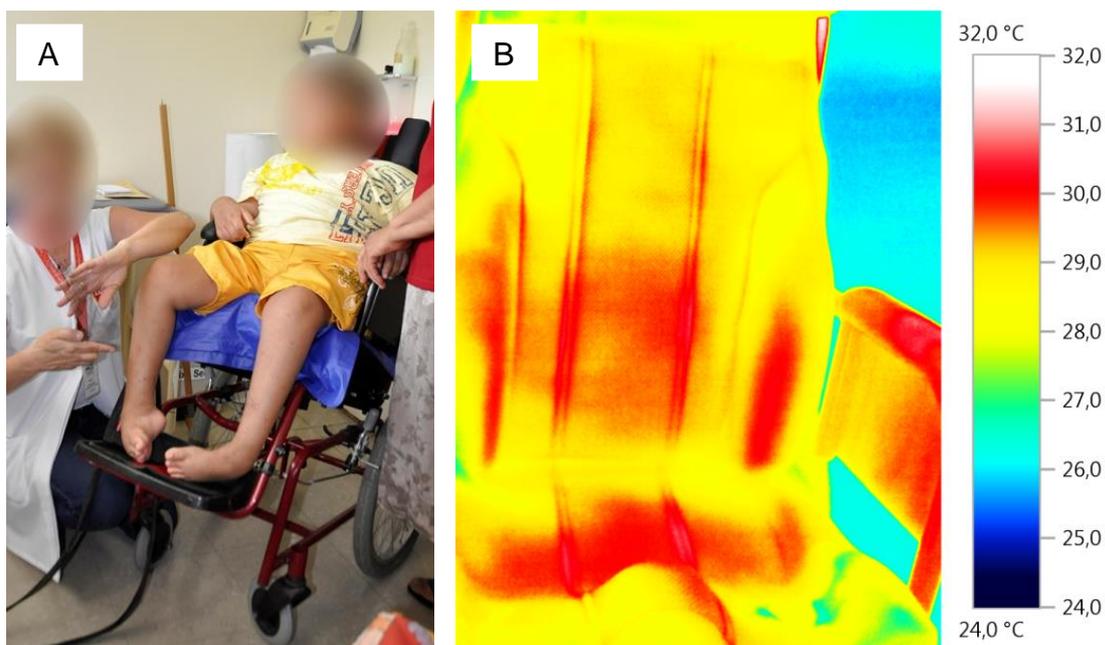
Quadro 03 - Principais dados dos usuários analisados

Usuário	GMFCS	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)	IMC
01	V	07	1,34	44,8	24,9
02	IV	07	1,10	17,5	14,5
03	V	06	0,94	15,8	17,9
04	V	07	1,10	20,0	16,5
05	V	05	1,06	19,2	17,1
06	V	04	1,05	29,2	26,5
07	IV	05	1,06	17,0	15,1
08	IV	06	1,13	21,5	16,8
09	V	08	1,23	23,0	15,2
10	IV	06	1,16	18,3	13,6
11	V	07	1,22	17,8	12,0
12	V	10	1,19	25,0	17,7
13	V	10	1,20	18,1	12,6
14	V	07	1,11	19,9	16,2
15	V	11	1,16	18,2	13,5

4.1.1 Usuário 01

O usuário 01 é do sexo masculino, com idade de 07 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, membros superiores sem funcionalidade, faz uso de órtese de posicionamento de punho. Nos membros inferiores, apresenta deformidade nos pés e não faz uso de órtese. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar, é dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 19A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 19B a termografia realizada com tilt de 28°.

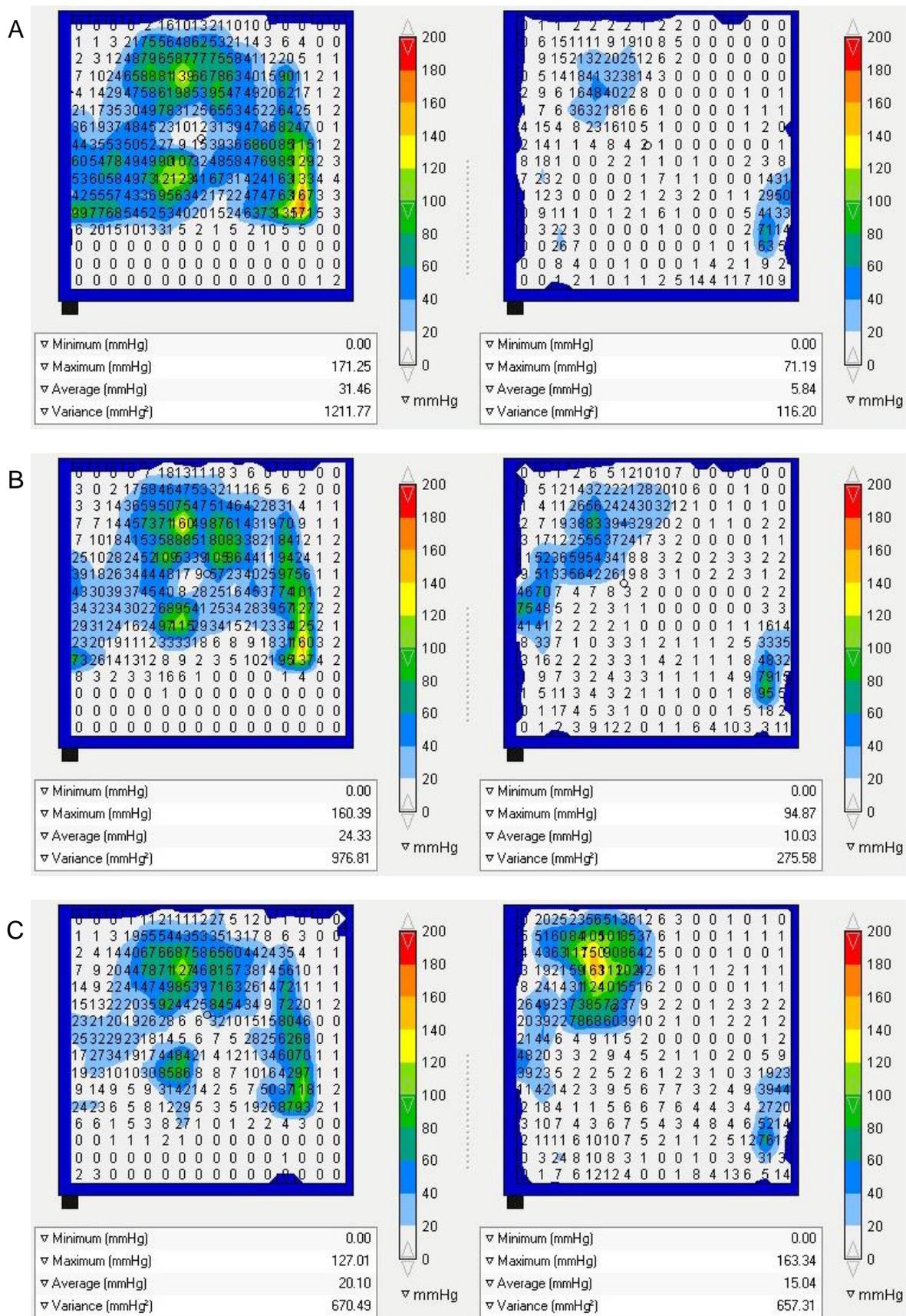
Figura 19 - Usuário 01 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica ficou em consonância com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 20). No assento, foi observado maior contato na região das tuberosidades isquiáticas. No encosto, o contato maior foi na região da coluna torácica e lombar. A temperatura nessas regiões ficou em torno de 30°C. As ranhuras que aparecem no assento e encosto são o revestimento das almofadas com dois tecidos diferentes.

Figura 20 - Mapeamento de pressão para o usuário 01.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 20A), a pressão máxima do assento, de 171 mmHg, ocorreu na fossa poplíteia do lado esquerdo. Também houve pico de pressão no sacro, na ordem de 139 mmHg, enquanto que nos ísquios tibiais ficou em 121 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 71 mmHg na região lateral esquerda do tronco, na altura da lombar. Também houve uma região de pressão, de 48 mmHg, próximo à escápula direita.

No tilt a 16° (Figura 20B), a pressão máxima do assento, de 160 mmHg, ocorreu no sacro. Houve também grande pressão na fossa poplíteia à esquerda. Nos ísquios tibiais a pressão ficou em 137 mmHg à esquerda e 95 mmHg à direita. No encosto, a pressão foi de 94 mmHg na região lateral esquerda do tronco e de 83 mmHg na região da escápula direita. Houve também uma região de pressão, de 75 mmHg, na lateral direita do tronco.

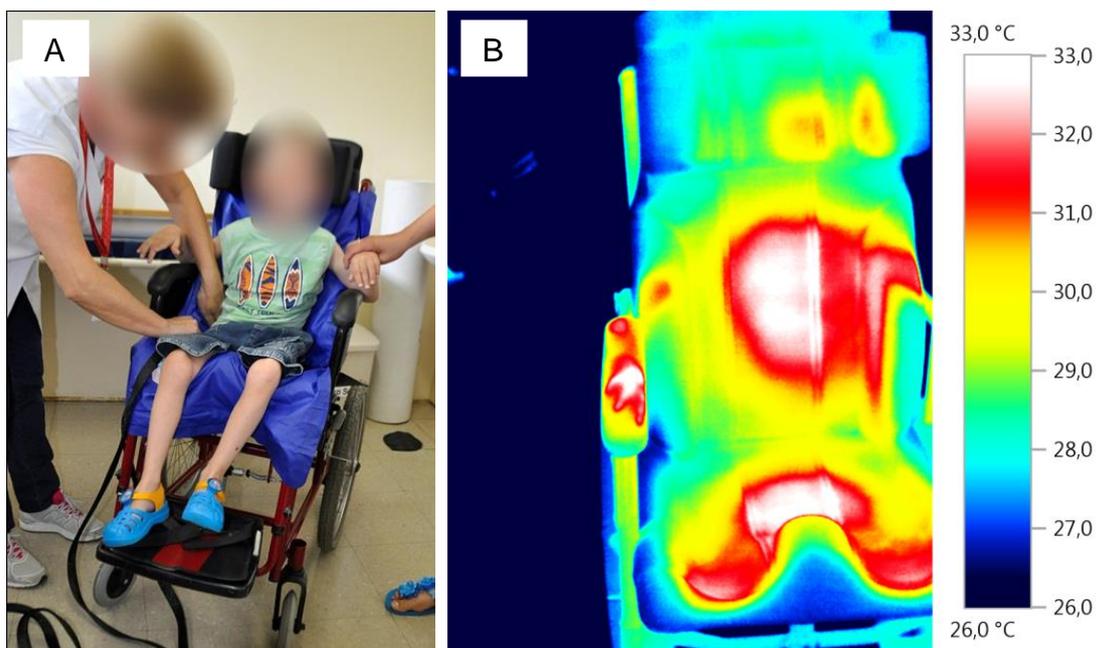
No tilt a 28° (Figura 20C), a pressão máxima do assento, de 127 mmHg, novamente ocorreu no sacro. Houve pico importante de pressão, de 118 mmHg, na fossa poplíteia esquerda. Nos ísquios tibiais a pressão reduziu para 97 mmHg à esquerda e 85 mmHg à direita. No encosto, a pressão foi de 76 mmHg na região lateral do tronco à esquerda e de 49 mmHg à direita. Na escápula direita, houve um forte pico de pressão, de 163 mmHg.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, diminuindo no sacro e nas fossas poplíteas. No encosto, a pressão aumentou na região da escápula direita e, assimetricamente, nas duas laterais do tronco. Essas regiões laterais de pressão indicam que o encosto estava muito justo para as medidas corporais desse usuário. Com o aumento do tilt, houve uma visível transferência de pressão do assento para o encosto. Apesar de reduzir substancialmente a pressão no assento, a 28° passaram a ocorrer picos indesejados no encosto. Assim, para esse usuário, sugere-se utilizar o tilt de 16°. Ainda, pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de, além de redistribuir a pressão, promover a simetria através do alinhamento de tronco (suporte lateral maior à direita) e pelve. Um apoio de cabeça personalizado também auxiliará na distribuição de pressão. Destaca-se que esses ajustes no posicionamento devem buscar a melhor interação do usuário com o meio, bem como o seu conforto.

4.1.2 Usuário 02

O usuário 02 é do sexo masculino, com idade de 07 anos, GMFCS IV, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Apresenta controle cervical e de tronco incompletos, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órtese de abdução de polegar. Nos membros inferiores utiliza órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 21A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 21B a termografia realizada com tilt de 28°.

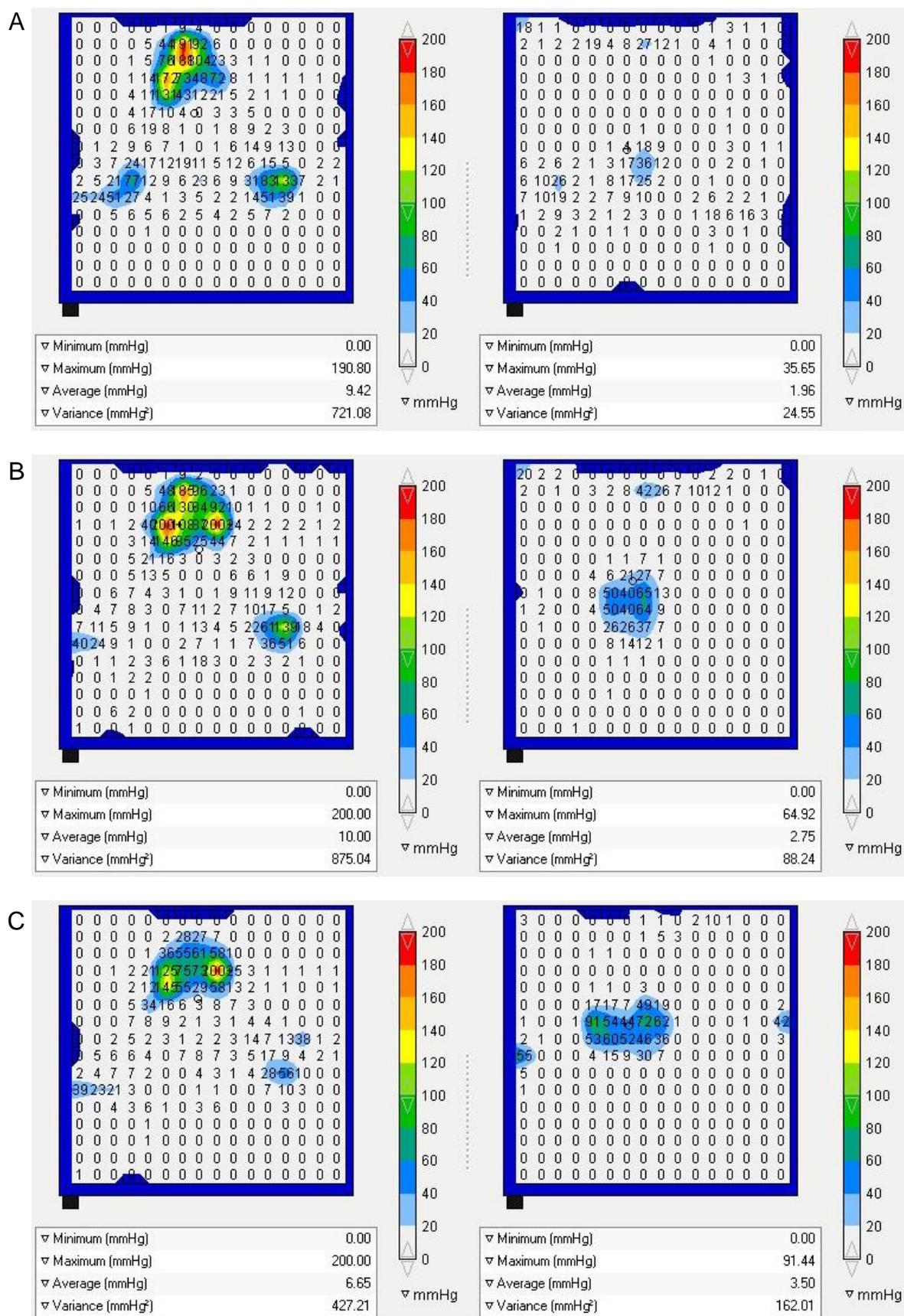
Figura 21 - Usuário 02 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica novamente ficou em consonância com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 22). No assento, foi observado maior contato na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas e nas fossas poplíteas, chegando à temperatura de contato a 33°C. No encosto, o contato maior foi na região da coluna torácica entre as vértebras denominadas T4 e T8. As temperaturas nessas regiões ficaram entre 31 e 33°C. Ainda, observa-se contato na cabeça com desvio para o lado esquerdo.

Figura 22 - Mapeamento de pressão para o usuário 02.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 22A), a pressão máxima do assento, 190 mmHg, ocorreu no sacro. Também houve picos de pressão na tuberosidade isquiática à direita e fossa poplíteia à esquerda em 133 mmHg. No encosto houve pouco contato, destaca-se a pressão de 36 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T8.

No tilt a 16° (Figura 22B), a pressão máxima do assento, de 200 mmHg ocorreu nas tuberosidades isquiáticas. Cabe destacar que esse valor é o limite máximo do equipamento, ou seja, qualquer valor maior que isso será representado na escala como 200 mmHg. Também houve pico de pressão, na ordem de 185 mmHg, no sacro. Na fossa poplíteia esquerda, manteve-se o pico, em 139 mmHg. No encosto, houve maior contato e a pressão foi para 64 mmHg, na região da coluna torácica, entre as vértebras T6 e T8.

No tilt a 28° (Figura 22C), a pressão máxima do assento, a 200 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática esquerda, enquanto que na fossa poplíteia esquerda houve uma redução para 56 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi para 91 mmHg, na região da coluna torácica entre as vértebras T4 e T6.

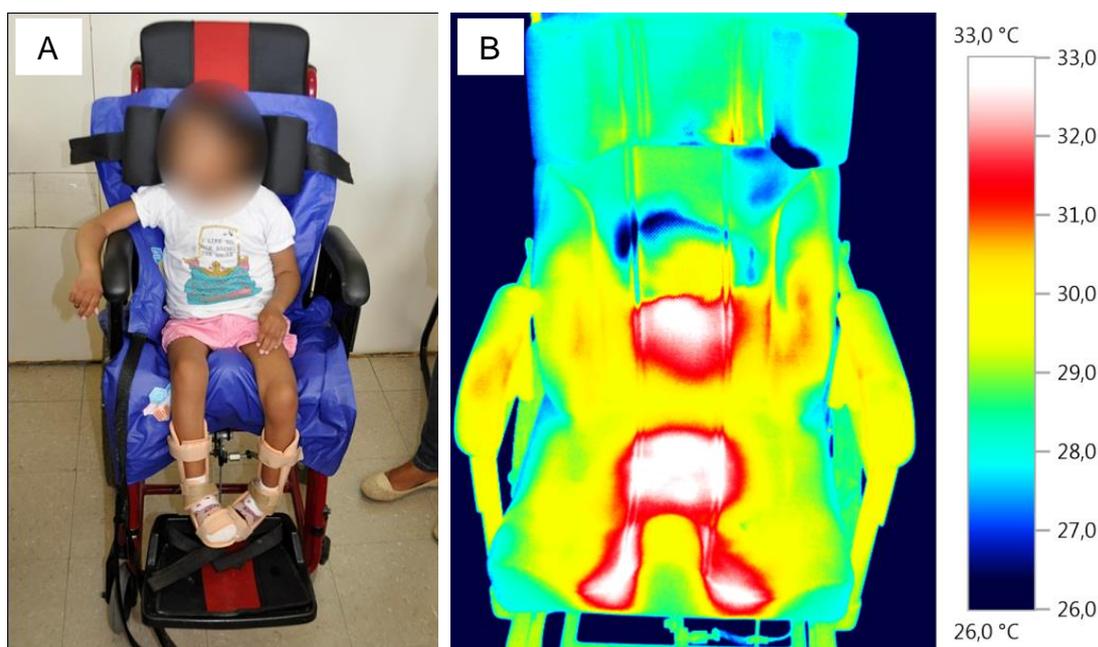
No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que as pressões aumentaram nas tuberosidades isquiáticas e diminuíram nas fossas poplíteas. No encosto, a pressão aumentou nas regiões da coluna torácica entre as vértebras T4 e T8. Com o aumento do tilt, novamente, houve uma visível transferência de pressão do assento para o encosto. Apesar de não ocorrer redução substancial dos picos de pressão no assento, a 28° se constatou o aumento da pressão no encosto. Para esse usuário, tem-se como melhor alternativa utilizar o tilt de 28°. Também pode ser sugerida a confecção de assento/encosto personalizado, em especial considerando o suporte lateral para sustentação do tronco mais elevado do lado direito. Da mesma maneira, é importante o apoio de cabeça personalizado.

Em caso de personalização de assento, deve ser considerada para esse usuário, a utilização o ângulo de tilt de 16°. Isso porque o suporte de tronco favorecerá o controle da cabeça e, assim, o usuário de nível motor IV pode possuir uma melhor interação com o meio.

4.1.3 Usuário 03

O usuário 03 é do sexo feminino, com idade de 06 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. O controle cervical e de tronco são incompletos, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, utiliza órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 23A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 23B a termografia realizada com tilt de 28°.

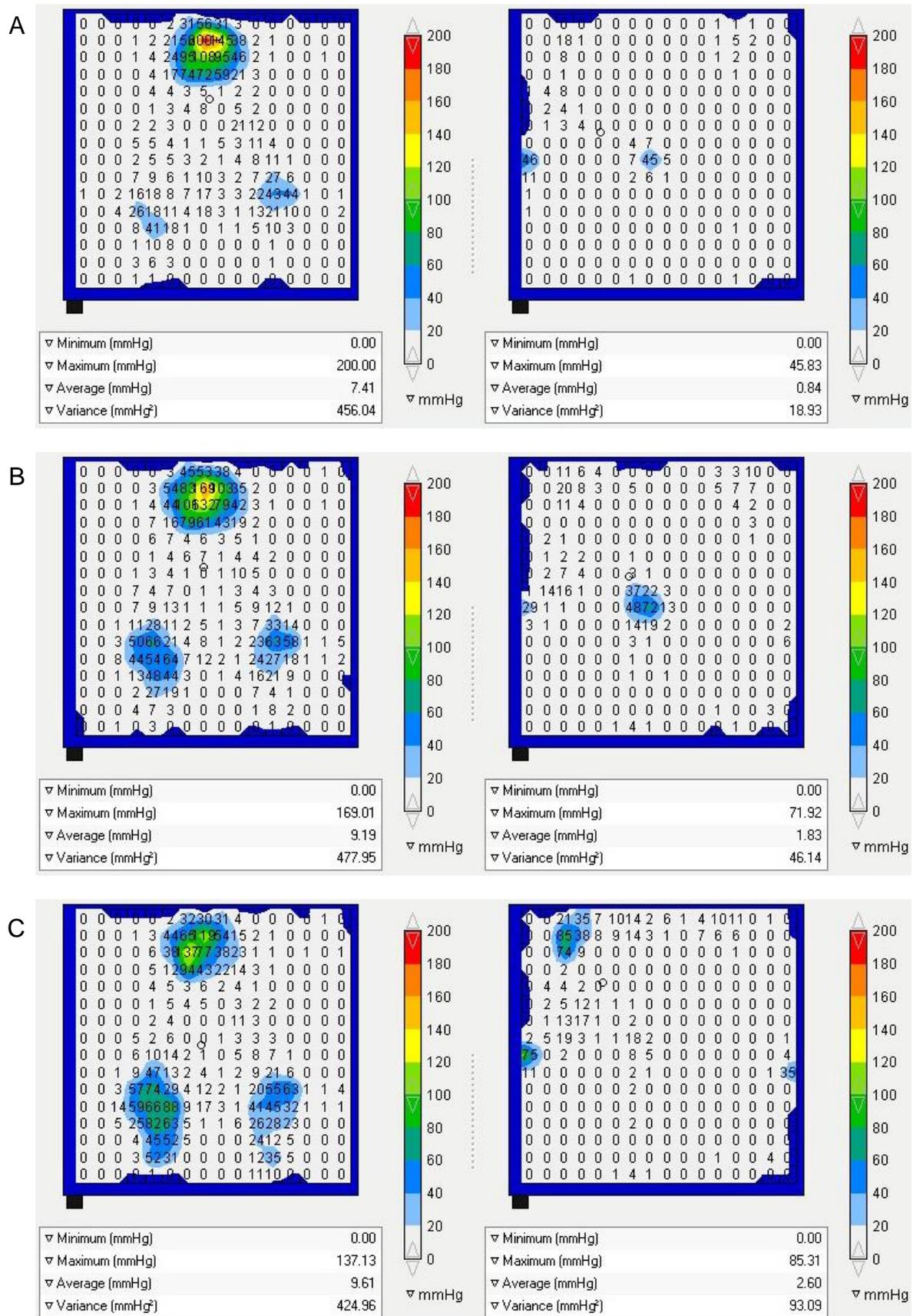
Figura 23 - Usuário 03 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica, mais uma vez, esteve de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 24). No assento, foi observado maior contato na região sacral, tuberosidades isquiáticas e fossas poplíteas, chegando à temperatura de contato a 33°C. No encosto, a região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T8, percebe-se um maior contato. As temperaturas nessas regiões ficaram entre 31 e 33°C. Observa-se também contato na cabeça.

Figura 24 - Mapeamento de pressão para o usuário 03.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 24A), a pressão máxima do assento ocorreu no sacro e atingiu os 200 mmHg de limite do equipamento. A pressão nas tuberosidades isquiáticas ficou na ordem de 95 mmHg, enquanto que na fossa poplíteia ficou em 49 mmHg. No encosto, praticamente não houve contato, mas detectou-se um pico de pressão de 45 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente na vértebra T6, bem como na região do cotovelo direito.

No tilt de 16° (Figura 24B), o pico de pressão máxima também ocorreu no sacro, a 169 mmHg. Nas tuberosidades isquiáticas, a pressão manteve-se na ordem de 95 mmHg. Houve um aumento nas fossas poplíteas, ficando em 68 mmHg. No encosto, a pressão máxima de 72 mmHg, ocorreu na região da coluna torácica, aproximadamente nas vértebras T5 e T6.

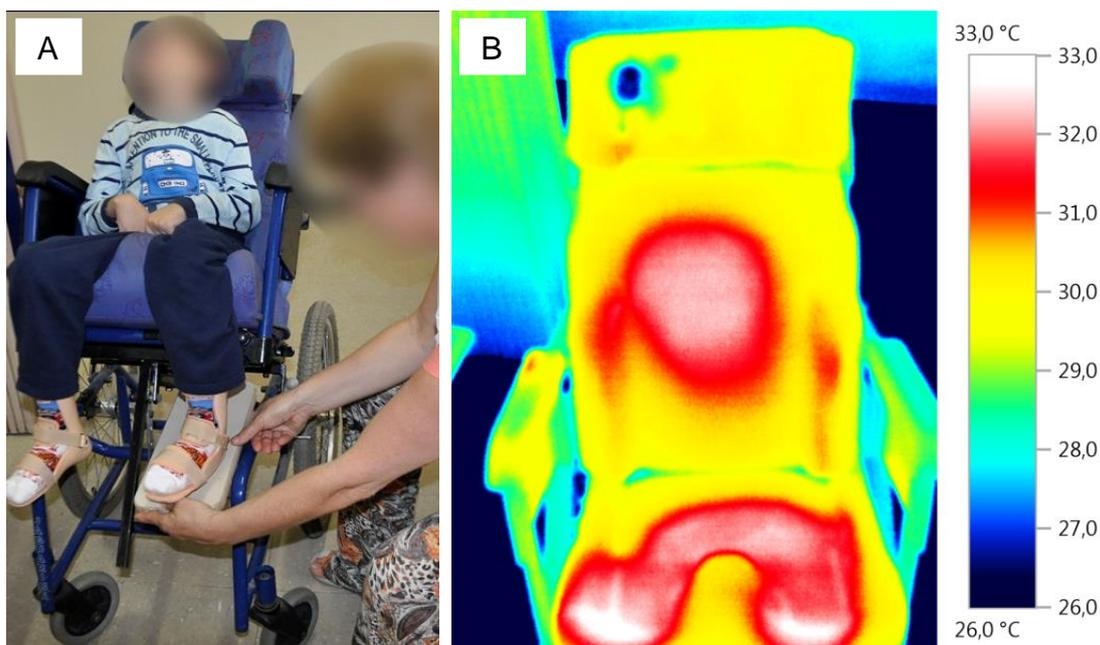
No tilt de 28° (Figura 24C), a pressão máxima do assento, de 137 mmHg, novamente aconteceu no sacro. Também houve ponto importante de pressão, de 96 mmHg, nas fossas poplíteas. No encosto, houve pouca pressão na coluna torácica, observando-se novamente um ponto no cotovelo direito. Destaca-se que apareceu um pico de 85 mmHg na região do apoio de cabeça (que estava sobre o tapete de pressão, conforme observa-se na Figura 23A).

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que as pressões diminuíram no sacro e nas tuberosidades isquiáticas. Nas fossas poplíteas a pressão aumentou. No encosto, sucedeu um pequeno aumento da pressão nas regiões da coluna torácica, mas com o tilt máximo houve um indesejado deslocamento de pressão para a escápula. Com o aumento do tilt, a transferência de pressão foi discreta do assento para o encosto, embora tenha ocorrido uma diminuição significativa no assento a 28°. Para esse usuário, na tentativa de eliminar os picos, no assento, a melhor alternativa seria utilizar o ângulo de tilt a 28°, porém, o encosto padrão da cadeira não oferece suporte adequado nesse ângulo. Assim, nessa cadeira de rodas o usuário deve ficar posicionado com tilt a 16°. Pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de, além de diminuir a pressão, prover suporte lateral de tronco para melhorar a simetria. O suporte de cabeça personalizado também poderá auxiliar na distribuição da pressão no encosto.

4.1.4 Usuário 04

O usuário 04 é do sexo masculino, com idade de 07 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não possui controle cervical e de tronco, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais faz uso de órtese suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 25A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 25B a termografia realizada com tilt de 28°.

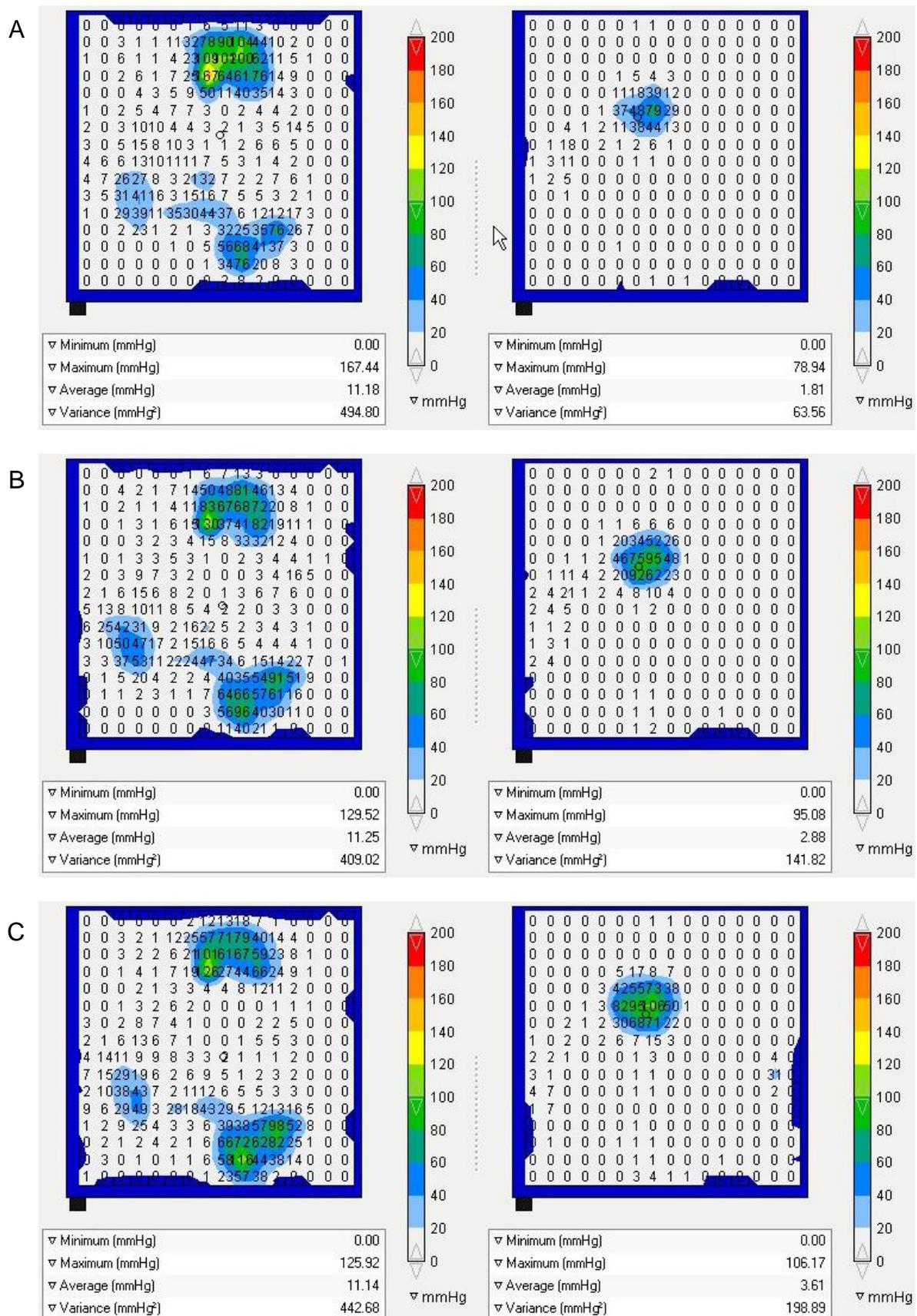
Figura 25 - Usuário 04 e a respectiva termografia.



A)Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica novamente ficou de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 26). No assento, foi observado maior contato de forma assimétrica na região das tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais, sendo o contato maior na fossa poplíteia, chegando à temperatura de 33°C. No encosto, o contato acentuou-se na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6, com temperatura chegando aos 32°C.

Figura 26 - Mapeamento de pressão para o usuário 04.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 26A), a pressão máxima do assento, de 167 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à direita. Também destaca-se a pressão no sacro, na ordem de 100 mmHg, enquanto que no ísquio tibial foi de 41 mmHg à direita e na fossa poplíteia à esquerda foi de 76 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 78 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6.

No tilt de 16° (Figura 26B), o pico de pressão máxima no assento, de 129 mmHg, se deu na tuberosidade isquiática à direita. A pressão no ísquio tibial foi de 50 mmHg à direita, enquanto que na fossa poplíteia foi de 96 mmHg à esquerda. No encosto, a pressão máxima foi de 95 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6.

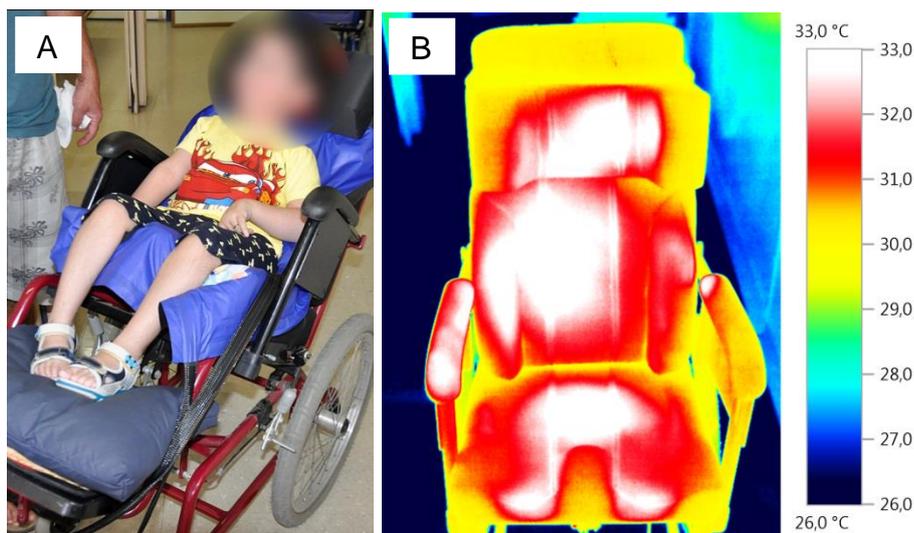
No tilt de 28° (Figura 26C), ocorreu na tuberosidade isquiática à direita o pico de pressão máxima do assento, em 126 mmHg. Novamente, destacou-se uma região de pressão no ísquio tibial à direita, de 49 mmHg, e de 116 mmHg na fossa poplíteia à esquerda. No encosto, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6, o pico foi de 106 mmHg.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt para 16°, sendo que as pressões diminuíram nas tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e elevando-se nas fossas poplíteas. No encosto, para todos os ângulos, a pressão aumentou nas regiões da coluna torácica entre as vértebras T4 e T6. Com o aumento do tilt, houve transferência de pressões do assento para o encosto. Apesar dos valores de pressão não alterarem significativamente com o ângulo de tilt a 28°, há um importante deslocamento de pressão da tuberosidade isquiática à direita para a fossa poplíteia à esquerda. Uma simples análise de pressão faz crer que o melhor ângulo para esse usuário seria de 16°, porém, devido à hipotonia de tronco e região cervical, funcionalmente, é mais indicado o ângulo de 28°. Assim, novamente, pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, buscando promover a simetria e estabilidade do tronco (suporte lateral de tronco mais elevado do lado direito) e da pelve, além de favorecer sustentação dos membros superiores. Ainda, a personalização deve compreender o apoio de cabeça para um melhor alinhamento corporal.

4.1.5 Usuário 05

O usuário 05 é do sexo masculino, com idade de 05 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não possui controle cervical e de tronco, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Tem forte padrão extensor do tronco. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 27A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 27B a termografia realizada com tilt de 28°.

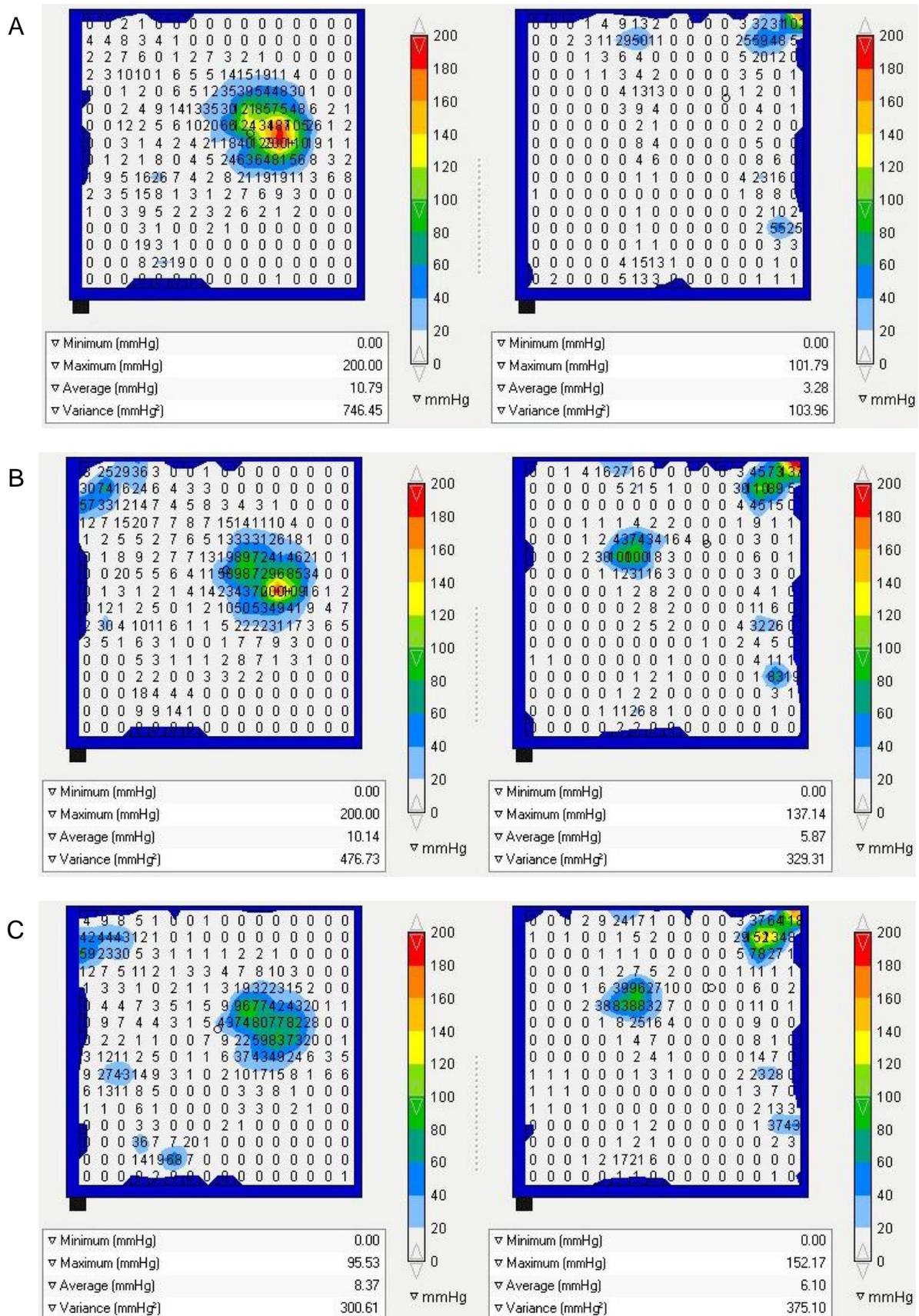
Figura 27 - Usuário 05 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica novamente esteve de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 28). No assento, foi observado maior contato na região do sacro, das tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e nas fossas poplíteas, chegando à temperatura de 33°C. No encosto, o maior contato se deu na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T2 e T8, com temperatura de contato de 33°C. Observa-se também, na região cervical, desvio da cabeça para o lado esquerdo.

Figura 28 - Mapeamento de pressão para o usuário 05.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 28A), a pressão máxima do assento superou o limite máximo do equipamento (200 mmHg) e ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda. No encosto, a maior pressão não foi medida no corpo do usuário, mas sim na região do apoio de cabeça à esquerda (conforme observa-se na Figura 27A). Também observou-se pressão de 55 mmHg por ação do braço esquerdo apoiado na cadeira.

No tilt de 16° (Figura 28A), o pico de pressão máxima do assento ainda esteve no limite de 200 mmHg e ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda. Ainda no assento, observa-se a pressão de 92 mmHg referente à mão direita apoiada. No encosto, novamente houve destaque para a pressão na região do apoio de cabeça, de 137 mmHg. Na coluna torácica, surgiu uma pressão de 99 mmHg, aproximadamente entre as vértebras T2 e T4 à direita.

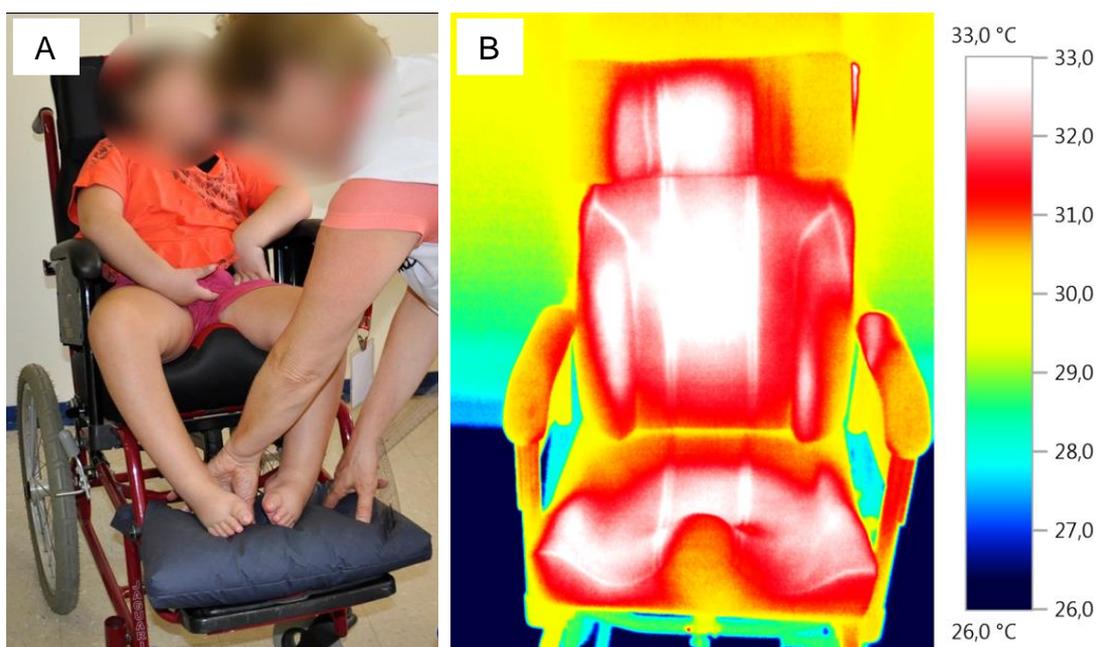
No tilt de 28° (Figura 28A), a pressão máxima do assento, de 95 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, embora não note-se um pico em evidência. No encosto, a pressão máxima permaneceu na região do apoio de cabeça, mas disparou para 152 mmHg, enquanto que na coluna torácica fica na faixa de 88 mmHg, entre as vértebras T2 e T4 à direita.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que diminuíram significativamente nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão aumentou consideravelmente na região do apoio de cabeça e também na coluna torácica. Com o aumento do tilt, houve transferência de pressão do assento para o encosto. Percebeu-se que, com o manuseio dos equipamentos, houve aumento de tônus e movimentos involuntários no usuário, o qual modificava sua posição com frequência e apoiava os membros superiores no assento da cadeira. Tem-se como melhor alternativa utilizar o tilt de 28°, desde que com um adequado suporte de cabeça. Novamente, pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, pois o suporte lateral do tronco (mais elevado do lado direito) possibilitará, em conjunto com a acomodação da pelve no assento, inibir o padrão extensor que é projetado para a cabeça. Ainda, nesse caso, o apoio de cabeça personalizado acomodaria a extensão, favorecendo alinhamento e interação com o meio.

4.1.6 Usuário 06

O usuário 06 é do sexo feminino, com idade de 04 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não possui controle cervical e de tronco, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órtese de posicionamento. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 29A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 29B a termografia realizada com tilt de 28°.

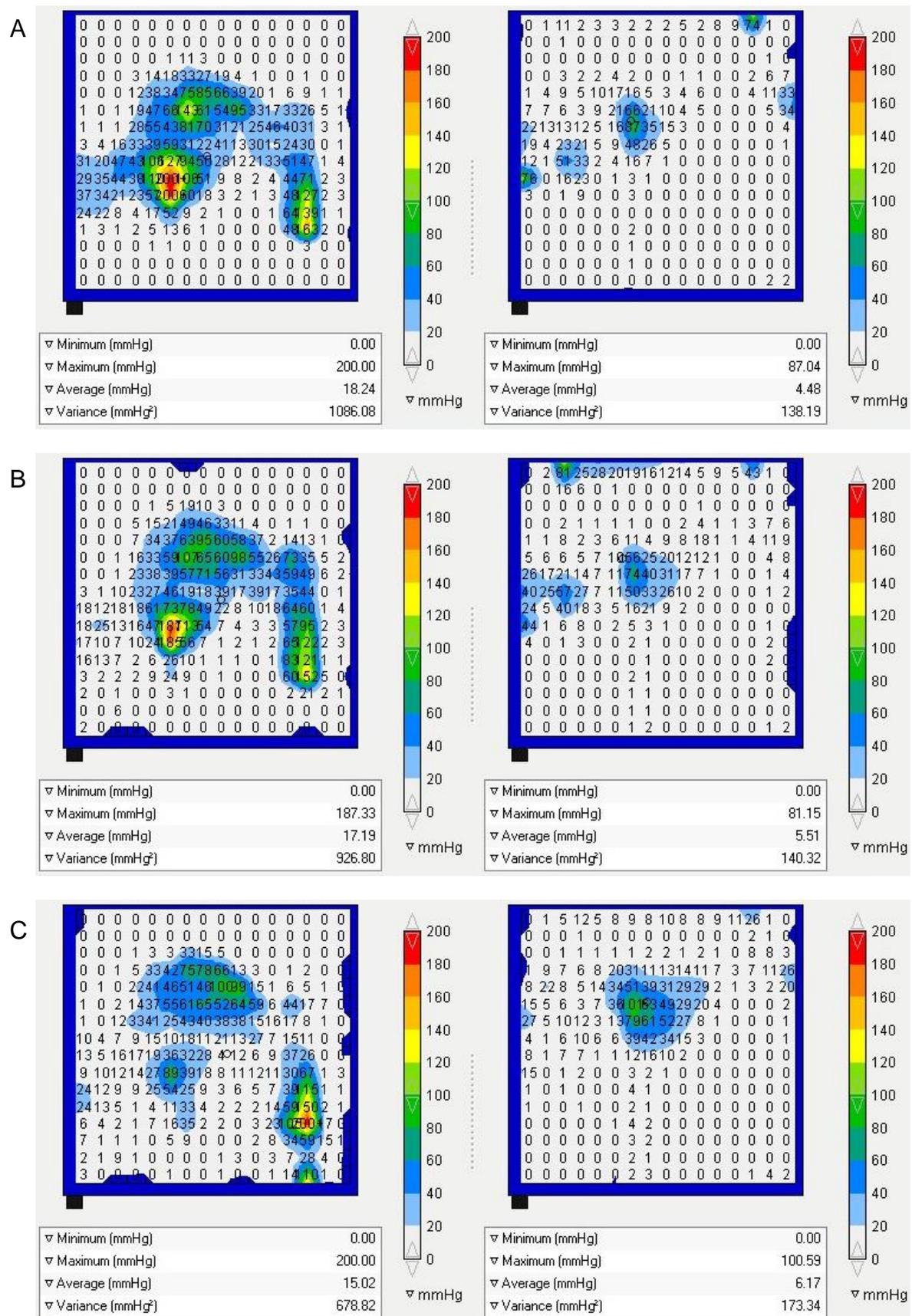
Figura 29 - Usuário 06 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica ficou de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 30). No assento, foi observado maior contato na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e na fossa poplíteia direita, chegando a temperaturas entre 32 e 33°C. No encosto, o contato ocorreu na região da coluna torácica de forma assimétrica para a direita, aproximadamente entre as vértebras T2 e T10 com temperatura de 33°C. Não percebeu-se contato na região da coluna lombar. Observou-se também o contato na cabeça.

Figura 30 - Mapeamento de pressão para o usuário 06.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 30A), a pressão máxima do assento, no limite de 200 mmHg, ocorreu no ísquio tibial à direita. Também houve pressão importante no sacro, na ordem de 146 mmHg, enquanto na tuberosidade isquiática à esquerda ficou em 163 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 87 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T8 à direita. Observa também pressões relativas à ação do braço direito no encosto.

No tilt de 16° (Figura 30B), ocorreu, novamente, no ísquio tibial à direita o pico de pressão máxima no assento, de 187 mmHg, e importante pressão no ísquio tibial à esquerda, de 152 mmHg. No sacro e nas tuberosidades isquiáticas as pressões diminuíram, ficando em 107 mmHg. No encosto, a pressão máxima, de 74 mmHg, ocorreu na região torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T8 à direita. Novamente, são observadas pressões relativas à ação do braço direito no encosto e, ainda, destaca-se uma faixa na parte superior relativa à pressão exercida pelo apoio de cabeça.

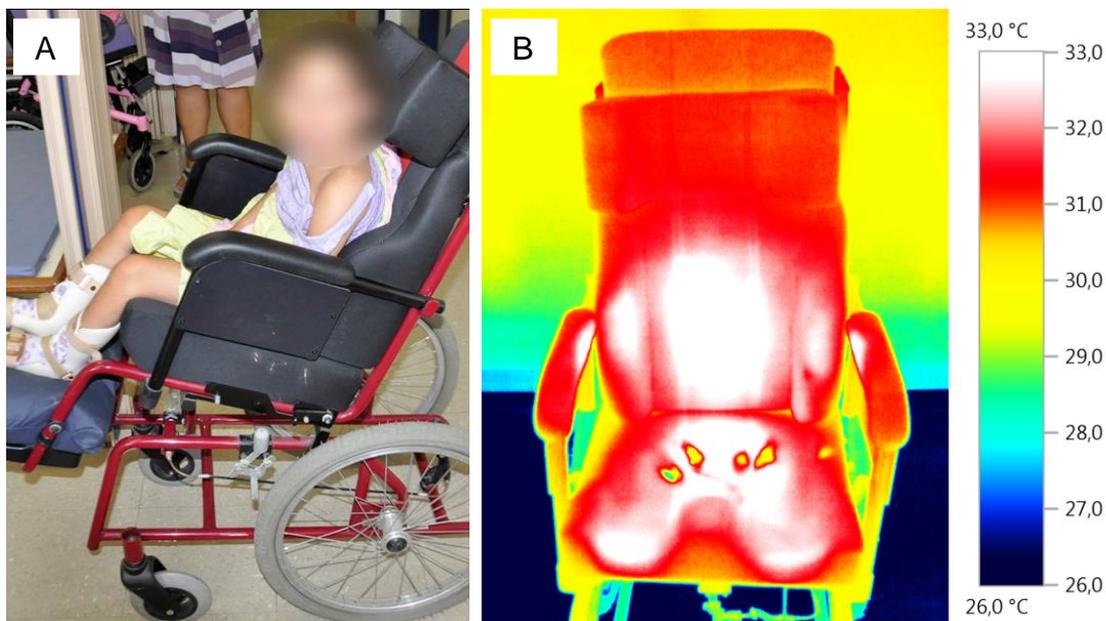
No tilt de 28° (Figura 30C), ocorreu um pico no limite de pressão máxima do equipamento, porém, foi na região do ísquio tibial à esquerda. A pressão no sacro e nas tuberosidades isquiáticas ficou em cerca de 100 mmHg. No encosto, a pressão também foi de 100 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T8.

No assento, a distribuição das pressões foi alterada quando se aumentou o tilt, sendo que os picos mudaram do lado direito para o esquerdo. No encosto, a pressão aumentou nas regiões da coluna torácica entre as vértebras T4 e T8, passando de uma condição mais acentuada à direita para uma distribuição mais simétrica. Para esse usuário, embora os menores picos de pressão estejam no tilt de 16°, a condição não é satisfatória e, em razão da hipotonia de tronco recomenda-se a utilização do tilt a 28°. Pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado. No assento, será necessário alinhar a pelve e as coxas, enquanto que, no encosto, o suporte lateral do tronco (mais elevado do lado direito) favorecerá a estabilidade, a sustentação dos membros superiores e a simetria. Para esse usuário, a falta de sustentação da cabeça torna importante também a personalização do apoio de cabeça, o qual auxiliará no alinhamento e reduzirá a retração da coluna cervical.

4.1.7 Usuário 07

O usuário 07 é do sexo feminino, com idade de 05 anos, GMFCS IV, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. O controle cervical e de tronco são incompletos, membros superiores com restrições na funcionalidade. Nos membros inferiores faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 31A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 31B a termografia realizada com tilt de 28°.

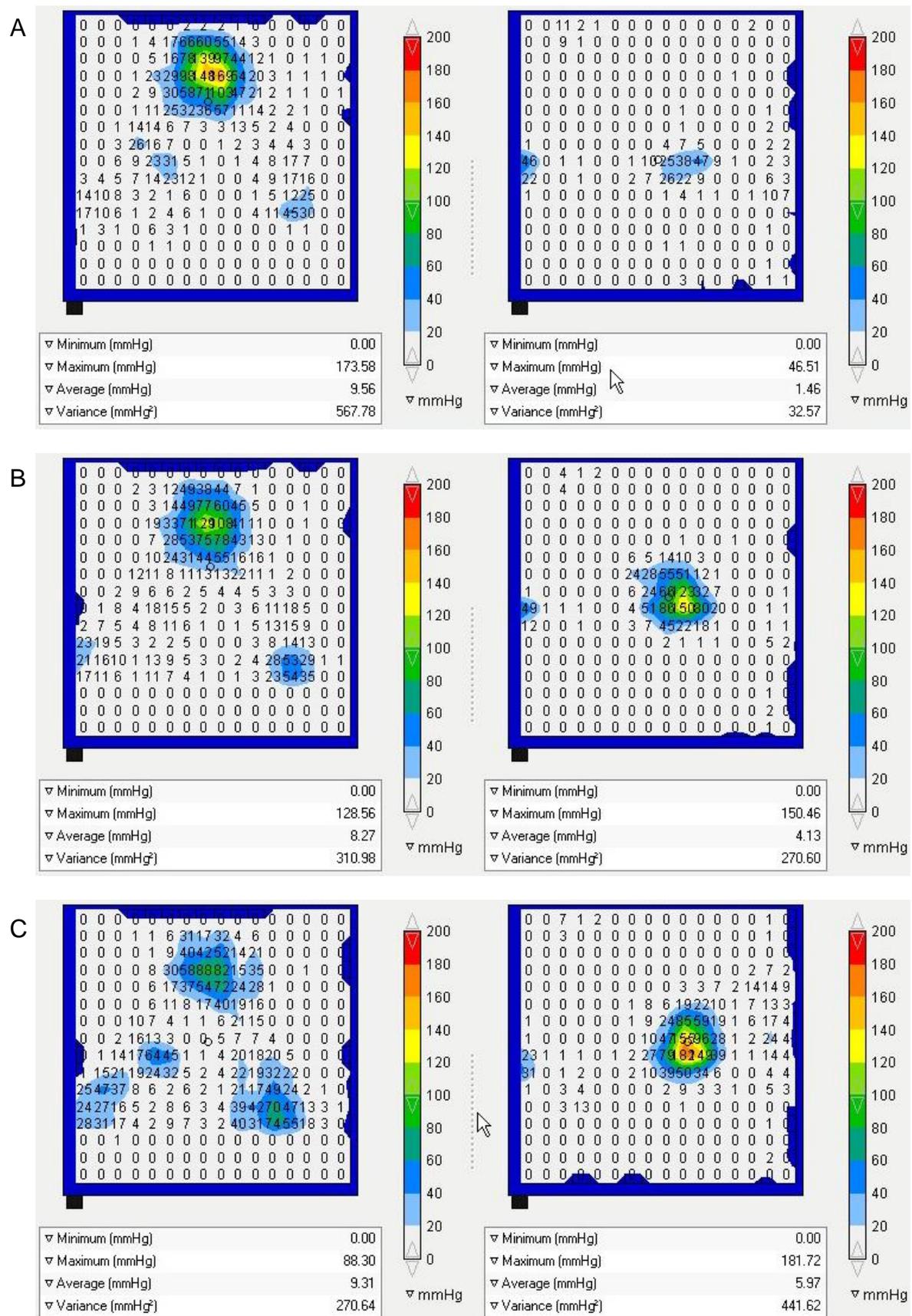
Figura 31 - Usuário 07 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica ficou de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 32). No assento, foi observado maior contato na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e nas fossas poplíteas, chegando à temperatura a 33°C. Os pontos de menor temperatura (amarelos) foram atribuídos à fralda molhada. No encosto, o contato ocorreu na região da coluna torácica e lombar, aproximadamente entre as vértebras T2 e L5 com temperaturas de 33°C. Observou-se ausência de contato na região cervical e na cabeça.

Figura 32 - Mapeamento de pressão para o usuário 07.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 32A), o pico de pressão máxima do assento, de 173 mmHg, ocorreu na região sacral, havendo também alta pressão nas tuberosidades isquiáticas. No encosto houve pouco contato, com pressão máxima de 46 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente nas vértebras T4 e T6. Destaca-se um ponto de pressão no encosto, referente ao braço direito.

No tilt de 16° (Figura 32B), a pressão máxima do assento, de 128 mmHg, também correu no sacro. Ficou visível uma região de pressão, de 54 mmHg, na fossa poplíteia à esquerda. No encosto, a pressão elevou-se significativamente e foi de 150 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T3 e T6.

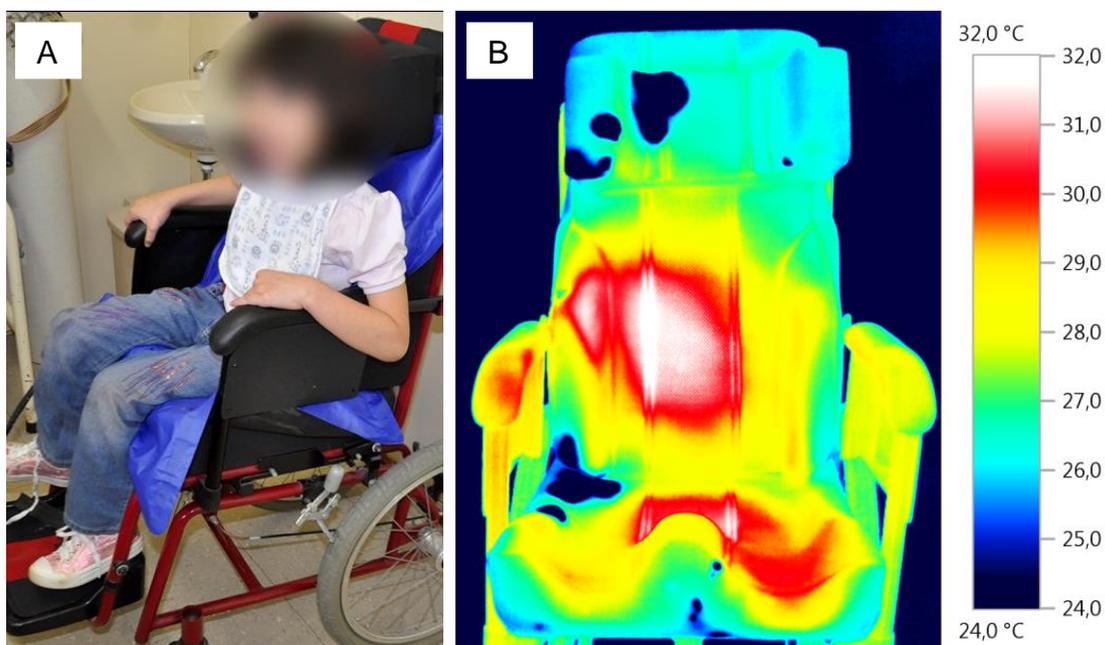
No tilt de 28° (Figura 32C), a pressão máxima do assento foi de 88 mmHg e ficou bem distribuída (sem picos) na região do sacro e das tuberosidades isquiáticas. Houve um aumento de pressão, para 74 mmHg, na fossa poplíteia à esquerda. No ísquio tibial, a pressão ficou em 64 mmHg à direita. No encosto, o pico de pressão máxima chegou em 181 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T3 e T6.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que as pressões diminuíram consideravelmente no sacro. Na fossa poplíteia a pressão aumentou, em especial no ângulo de tilt a 28°. No encosto, a pressão aumentou fortemente na região da coluna torácica. Com o aumento do tilt, houve uma grande transferência de pressão do assento para o encosto. Embora tenha havido redução de pressão no assento, a 28° passaram a ocorrer picos indesejados no encosto. No caso desse usuário, tem-se como melhor alternativa utilizar o ângulo tilt de 16°. Pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de promover o suporte de tronco e a simetria, favorecendo também a estabilidade. Ainda, um apoio de cabeça personalizado auxiliará na acomodação e no alinhamento corporal. Destaca-se que esses ajustes no posicionamento deverão proporcionar melhor interação com o meio e conforto.

4.1.8 Usuário 08

O usuário 08 é do sexo feminino, com idade de 06 anos, GMFCS IV, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. O controle cervical está presente e de tronco é incompleto, membros superiores com restrições na funcionalidade. Nos membros inferiores faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica e assimetria. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 33A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 33B a termografia realizada com tilt de 28°.

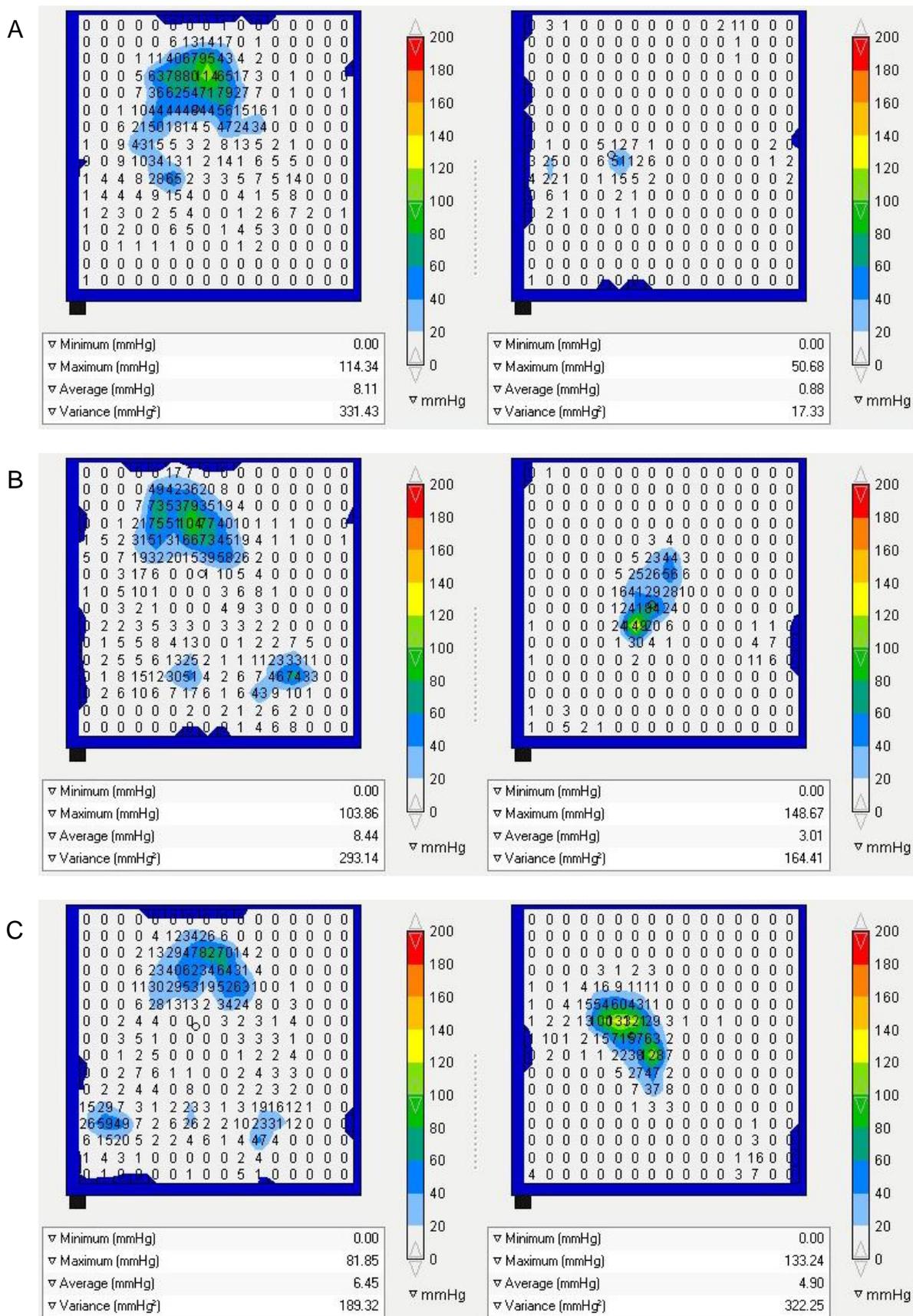
Figura 33 - Usuário 08 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica esteve em consonância com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 34). No assento, foi observado maior contato na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas e, assimetricamente, no ísquio tibial e na fossa poplíteica do lado esquerdo, chegando à temperatura em torno de 30°C. No encosto, o maior contato foi na região da coluna torácica, entre as vértebras T4 e T8 aproximadamente, com predomínio do lado direito e temperatura de 32°C. Os pontos em azul escuro à direita do assento e do encosto de cabeça são atribuídos à falta de controle de salivação do usuário.

Figura 34 - Mapeamento de pressão para o usuário 08.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°

No tilt de 4° (Figura 34A), a pressão máxima do assento, de 114 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática esquerda. A pressão no ísquio tibial à direita ficou na ordem de 65 mmHg. No encosto, houve pouco contato e a pressão máxima foi de 50 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T5 e T8.

No tilt de 16° (Figura 34B), a pressão máxima do assento, de 103 mmHg, ocorreu novamente na tuberosidade isquiática esquerda, mas com uma melhor distribuição nas regiões adjacentes. Ocorreu um novo ponto de pressão, de 67 mmHg, na fossa poplíteia esquerda. No encosto, surgiu um pico de pressão, de 148 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T10.

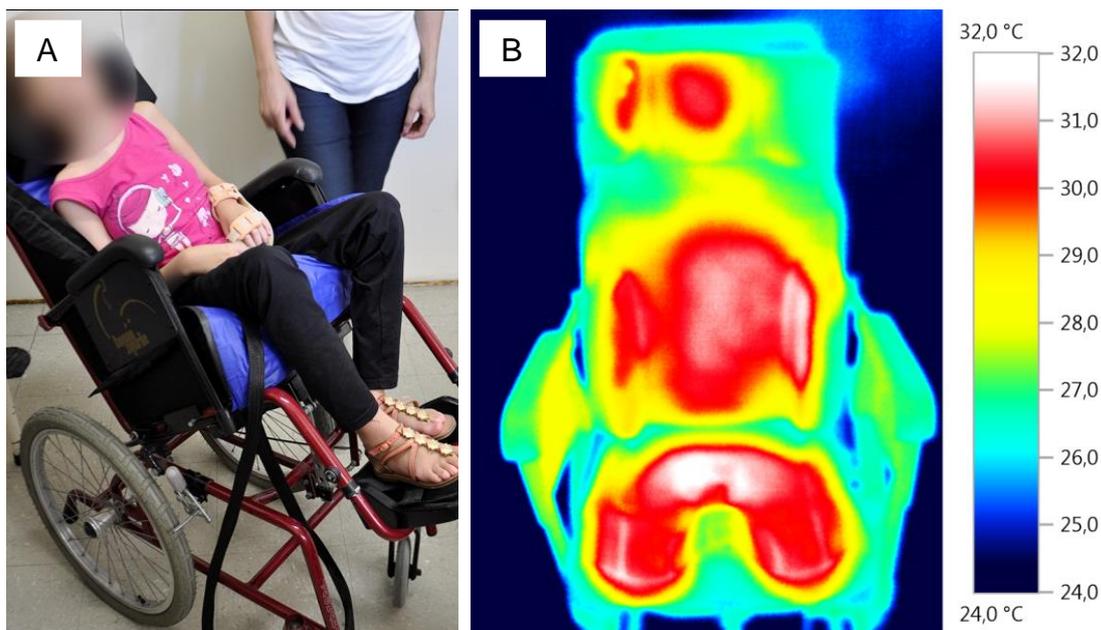
No tilt de 28° (Figura 34C), na região das tuberosidades isquiáticas a pressão máxima do assento foi de 81 mmHg. No encosto, houve um aumento da área de contato e a pressão máxima ficou em 133 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T10.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que as pressões diminuíram nas tuberosidades isquiáticas e ísquios tibiais, mas aumentaram nas fossas poplíteas. No encosto, a pressão aumentou na região da coluna torácica, sendo que houve um pico maior no ângulo de 16°, o qual diminuiu em 28° com o aumento da área de contato. Houve uma visível transferência de pressão do assento para o encosto. Notou-se que, para esse usuário, o assento não é tão crítico quanto o encosto, pois parte-se de um contato mínimo com tilt a 4° para picos importantes em ângulos maiores. Assim, pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de, além de distribuir a pressão, promover a simetria através de suporte lateral de tronco. No assento, a imersão das tuberosidades isquiáticas favorecerá o alinhamento. Destacando que o usuário apresenta controle cervical completo e nível motor IV, indica-se a utilização do tilt de 4°. Acredita-se que essa personalização poderá favorecer a sua interação com o meio.

4.1.9 Usuário 09

O usuário 09 é do sexo feminino, com idade de 08 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, escoliose não redutível, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento de punho. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 35A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 35B a termografia realizada com tilt de 28°.

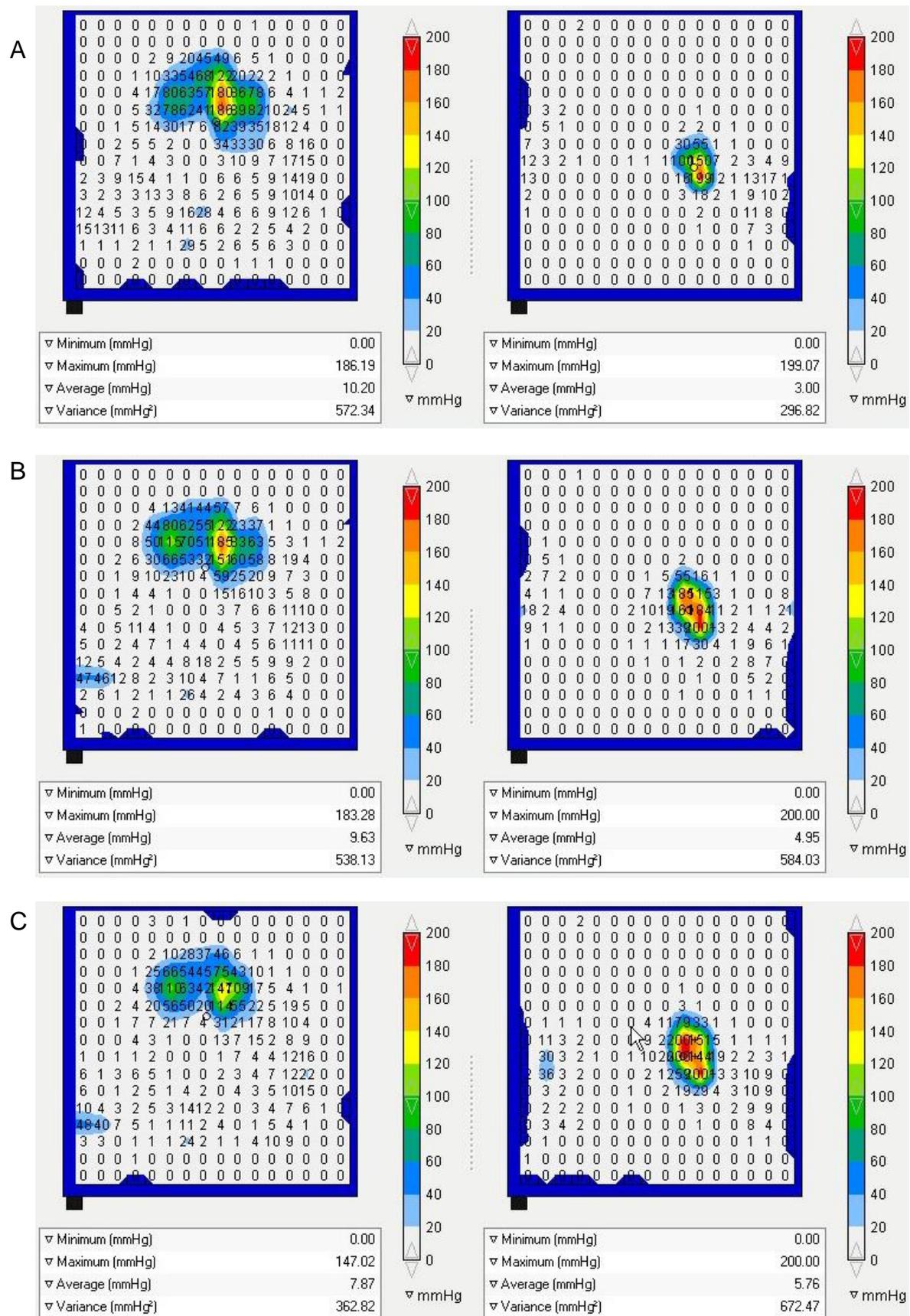
Figura 35 - Usuário 09 e a respectiva termografia.



A) Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica esteve de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 36). No assento, foi observado maior contato na região sacral e nas tuberosidades isquiáticas e fossa poplíteia simetricamente com temperatura entre 32 e 33°C. No encosto, houve grande contato de praticamente toda a região das costas, porém, com predomínio do lado esquerdo e na cabeça com desvio para o lado direito.

Figura 36 - Mapeamento de pressão para o usuário 09.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 36A), o pico de pressão máxima do assento, de 186 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, enquanto que no lado direito foi de 80 mmHg. No encosto, foi alto o pico de pressão máxima, de 199 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T9 e T10 à esquerda.

No tilt de 16° (Figura 36B), a pressão máxima do assento, 183 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, enquanto que do lado direito a pressão subiu para 115 mmHg indicando uma melhor distribuição. No encosto, o pico de pressão máxima atingiu o limite máximo de registro do equipamento (200 mmHg) na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T9 e T10 à esquerda.

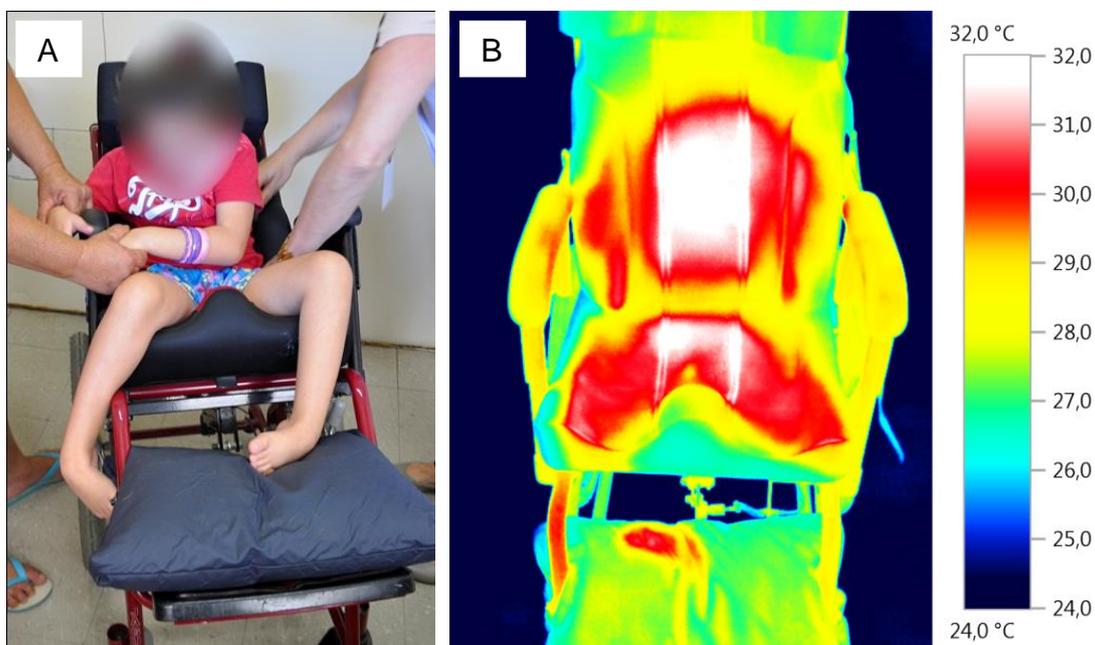
No tilt de 28° (Figura 36C), a pressão máxima do assento novamente ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, de 147 mmHg, enquanto que no lado direito a pressão foi de 110 mmHg. No encosto, a pressão máxima novamente superou o limite do equipamento e ocorreu na mesma região da coluna torácica.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, sendo que as pressões diminuíram nas tuberosidades isquiáticas, embora tenham se mantido em valores altos. No encosto, a pressão se manteve próxima ou acima do limite máximo do equipamento na região da coluna torácica. Embora não tenha sido possível medir o aumento de pressão no encosto, pela escala de cores, nota-se a transferência de pressão do assento. Para esse usuário, considerando-se a deformidade de coluna (escoliose) e a hipotonia de tronco, recomenda-se utilizar o tilt de 28°. Para tanto, torna-se fundamental confeccionar assento/encosto personalizado, em especial para promover a acomodação das estruturas ósseas. No assento, é importante a acomodação da pelve para nivelamento e, no encosto, o suporte lateral de tronco (lado esquerdo mais elevado que o lado direito). Ainda, o apoio de cabeça personalizado auxiliará na estabilidade da região cervical e ombros. Enfatiza-se que, para esse usuário, os ajustes no posicionamento são de extrema necessidade para a sua saúde e para o seu conforto.

4.1.10 Usuário 10

O usuário 10 é do sexo feminino, com idade de 06 anos, GMFCS IV, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. O controle cervical e de tronco são incompletos, membros superiores com restrições na funcionalidade. Nos membros inferiores com deformidades redutíveis, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão pélvica. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 37A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 37B a termografia realizada com tilt de 28°.

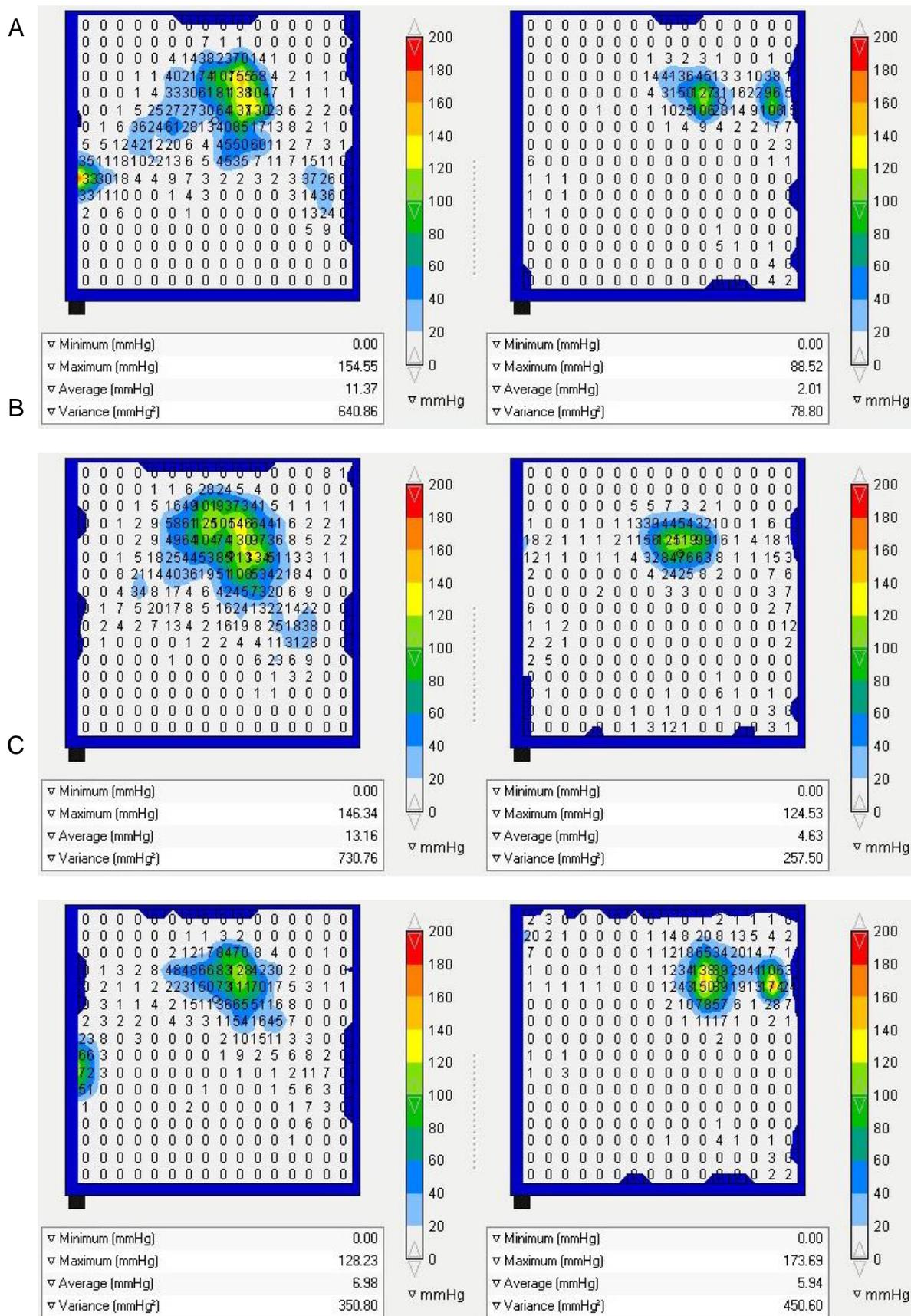
Figura 37 - Usuário 10 e a respectiva termografia.



A)Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica, assim como a dos demais usuários, esteve de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 38). No assento, foi observado maior contato na região sacral e nas tuberosidades isquiáticas com temperatura em torno de 30 e 32°C. No encosto, o maior contato foi na região da coluna torácica, entre as vértebras T4 e T8 aproximadamente, com temperatura de 32°C.

Figura 38 - Mapeamento de pressão para o usuário 10.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 38A), a pressão máxima do assento, de 154 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, enquanto que a pressão no sacro foi na ordem de 107 mmHg e no ísquio tibial à esquerda foi de 60mmHg. Destaca-se que há um pico de pressão na lateral da coxa direita. No encosto, a pressão máxima, de 88 mmHg, ocorreu na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6 à esquerda e na escápula.

No tilt de 16° (Figura 38B), na tuberosidade isquiática à esquerda a pressão máxima no assento foi de 146 mmHg, a pressão no sacro ficou na ordem de 101 mmHg e no ísquio tibial à esquerda em 83 mmHg. No encosto, a pressão aumentou para 124 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T6. Destaca-se que não houve pressão significativa na escápula esquerda.

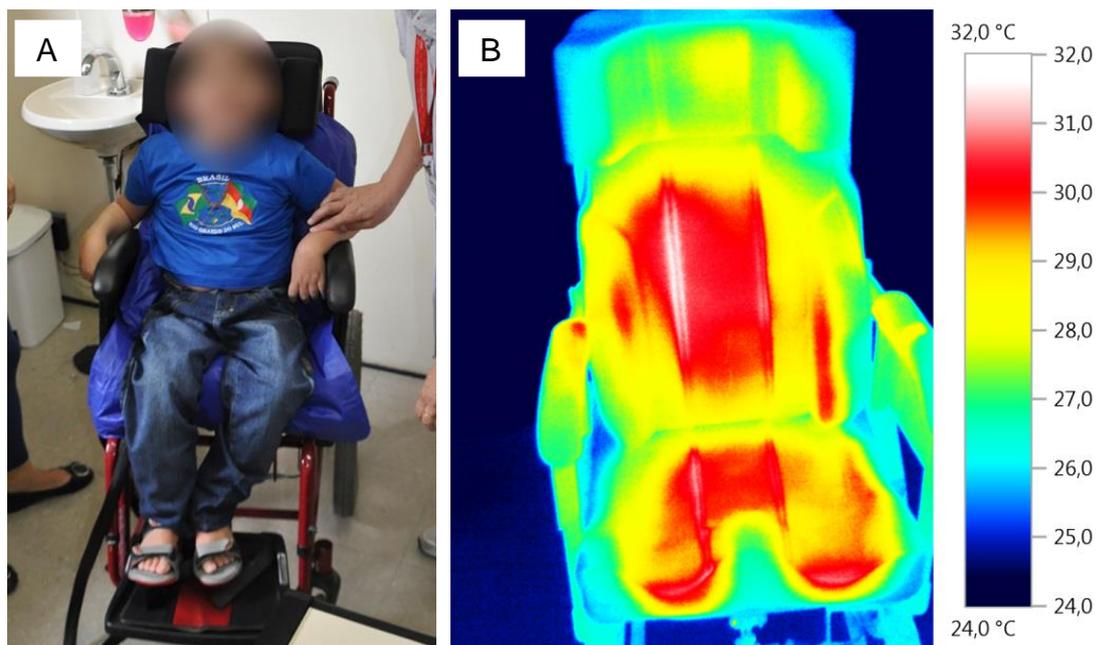
No tilt de 28° (Figura 38C), a pressão máxima do assento, de 128 mmHg, reduziu e ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda. No sacro, ficou na ordem de 88 mmHg e de 72 mmHg no ísquio tibial à direita. No encosto, a pressão aumentou, formando picos indesejados, de 173 mmHg na região da coluna torácica entre T4 e T6 à esquerda. Novamente, perceberam-se pressões importantes na região da escápula esquerda.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se elevou o tilt, sendo que as pressões diminuíram nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão aumentou na região da coluna torácica, indicando a transferência de pressão do assento. No ângulo máximo de tilt, apesar da redução da pressão no assento, passaram a ocorrer picos indesejados no encosto, em especial na região da escápula à esquerda. Neste sentido, para esse usuário, recomenda-se utilizar o tilt de 16°. Ainda, pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de distribuir a pressão por meio de um assento que possibilite a imersão da pelve e o alinhamento das coxas (que é crítico para esse usuário). No encosto, recomenda-se suporte lateral de tronco para estabilidade e simetria. A utilização de apoio de cabeça personalizado poderá permitir uma melhor distribuição da pressão no encosto.

4.1.11 Usuário 11

O usuário 11 é do sexo masculino, com idade de 07 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, escoliose redutível ao manuseio, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órtese de posicionamento de punho. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 39A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 39B a termografia realizada com tilt de 28°.

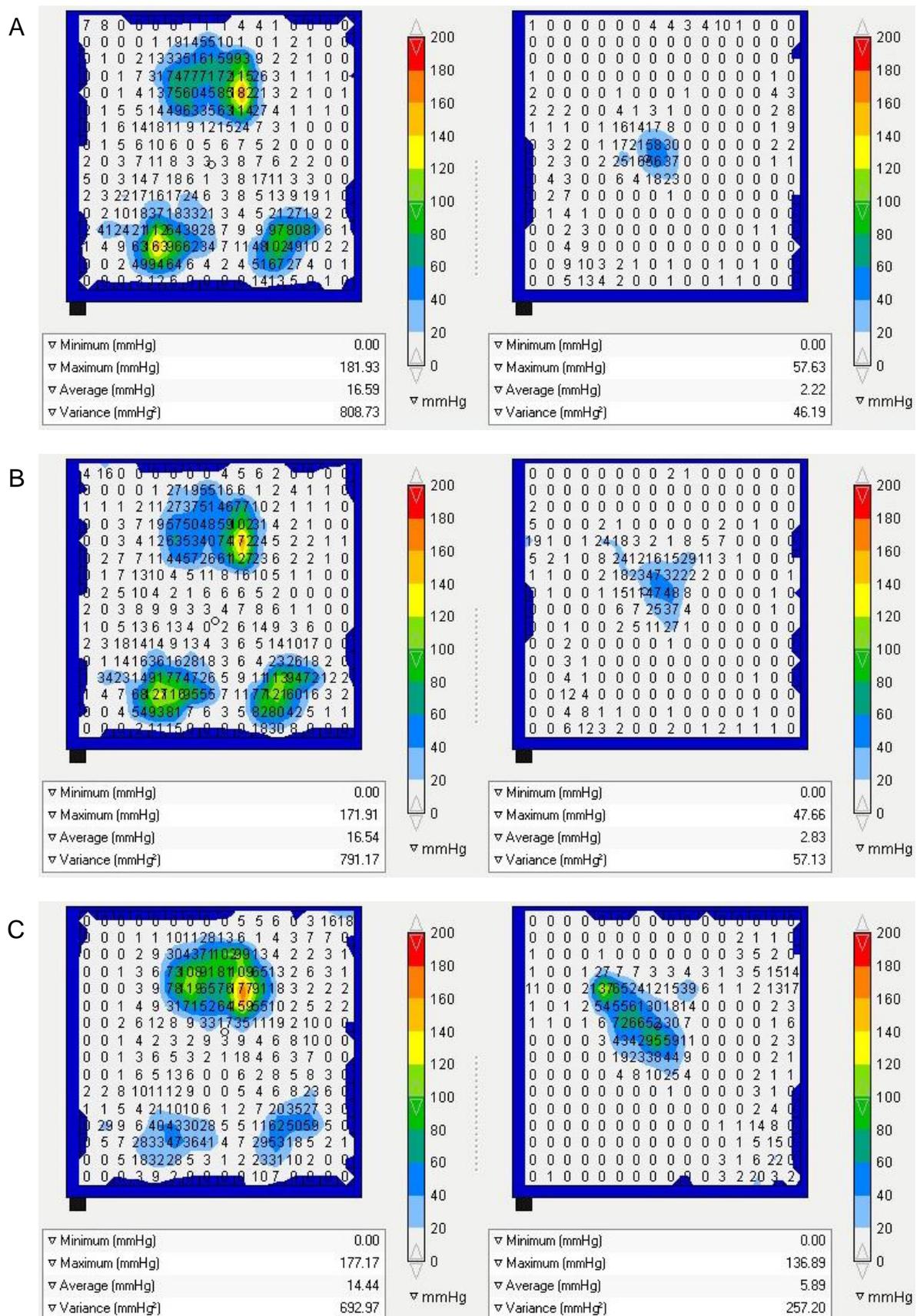
Figura 39 - Usuário 11 e a respectiva termografia.



A)Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica ficou de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 40). No assento, foi observado maior contato na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas e fossas poplíteas, com temperatura em torno de 30°C. No encosto, houve maior contato na região da coluna torácica e no início da coluna lombar, com predominância do lado direito e com temperaturas chegando até 32°C.

Figura 40 - Mapeamento de pressão para o usuário 11.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 40A), a pressão máxima do assento, de 181 mmHg, ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda, enquanto que nas áreas adjacentes ficou na ordem de 75 mmHg. Destaca-se que nas fossas poplíteas houve grande pressão, chegando a ter um pico de 163 mmHg no lado direito. No encosto, houve pouco contato e a pressão máxima foi de 57 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T7 e T8.

No tilt de 16° (Figura 40B), no assento, a pressão máxima na tuberosidade isquiática à esquerda reduziu pouco, para 171 mmHg, assim como nas fossas poplíteas, para 116 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 47 mmHg na região da coluna torácica, abrangendo uma área levemente maior, aproximadamente entre as vértebras T6 e T9.

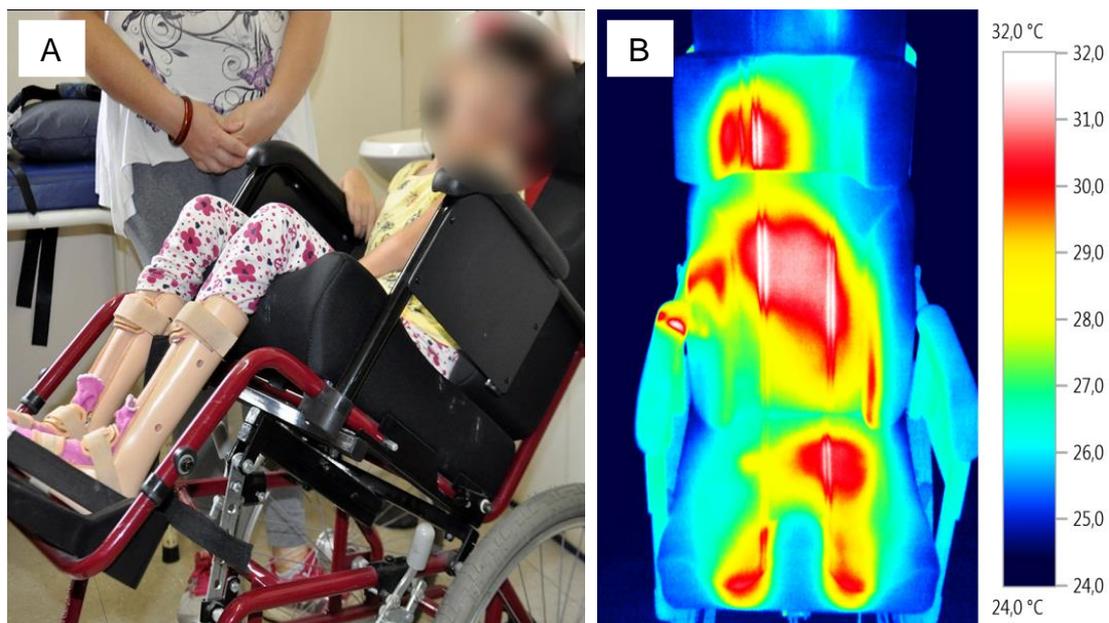
No tilt de 28° (Figura 40C), a pressão máxima no assento, de 177 mmHg, novamente ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda. Percebeu-se um aumento de pressão no sacro e na tuberosidade isquiática à direita, enquanto que nas fossas poplíteas houve uma redução acentuada, para 62 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 136 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T4 e T9.

No assento, observou-se a melhor distribuição das pressões quando se aumentou o tilt, embora os valores tenham variado em pequena magnitude. Constatou-se um importante ponto de pressão nas fossas poplíteas, devido à instabilidade do tronco e encurtamento dos ísquios tibiais, o qual foi reduzido e em parte transferido para a região glútea com o uso do ângulo de tilt máximo. Percebeu-se, também, a transferência de pressão para o encosto, a qual aumentou na região da coluna torácica. No contexto desse usuário, sugere-se utilizar o tilt de 16°. Ainda, pode ser indicada a confecção de assento/encosto personalizado, para distribuir a pressão, promover a simetria no assento com a imersão das tuberosidades isquiáticas observando-se em especial as pressões nas fossas poplíteas, devido ao encurtamento dos ísquios tibiais. No encosto, o suporte lateral de tronco (mais elevado à direita) auxiliará na estabilidade e distribuição da pressão, em conjunto com o apoio de cabeça personalizado.

4.1.12 Usuário 12

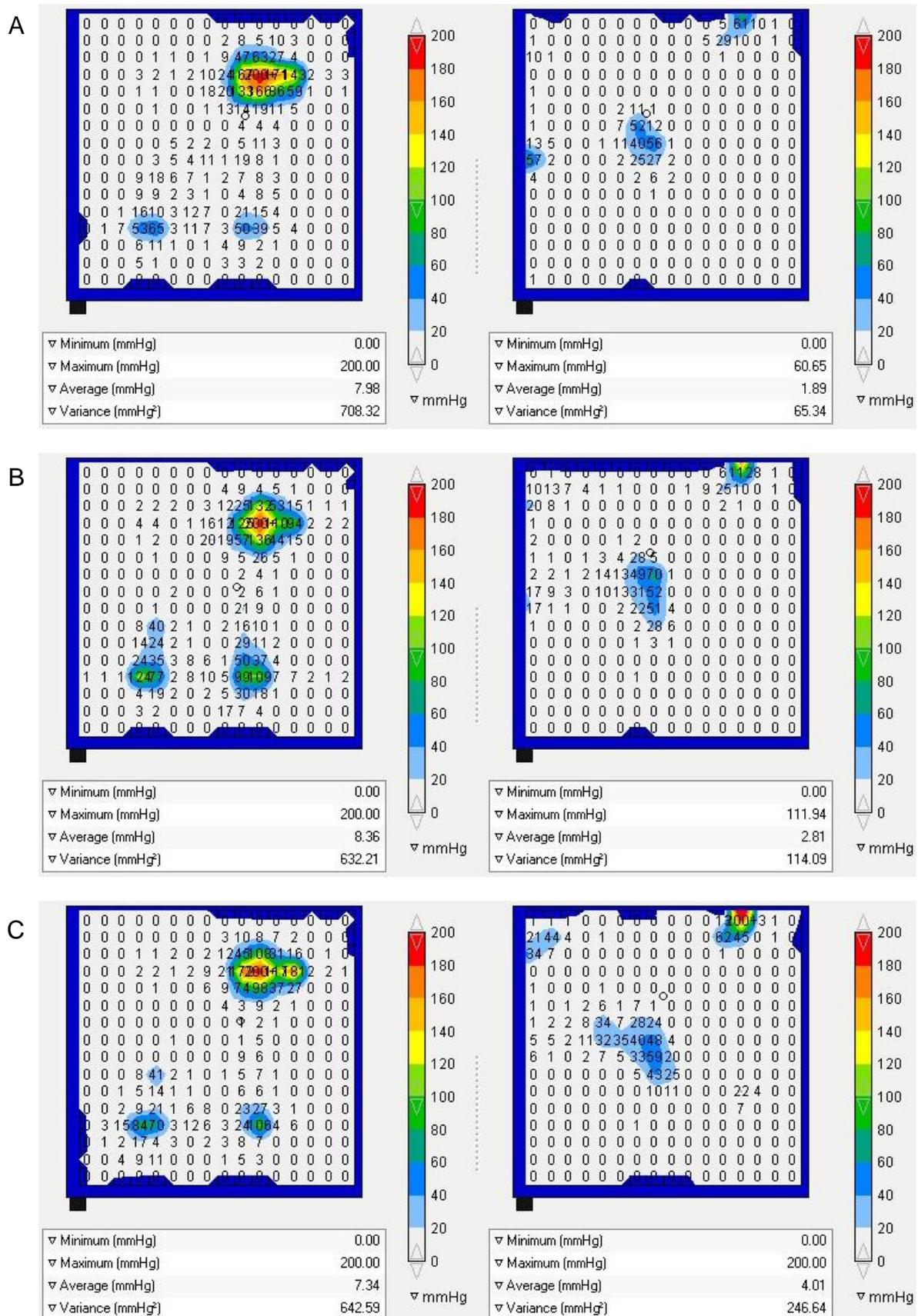
O usuário 12 é do sexo feminino, com idade de 10 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, escoliose não redutível, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento de punho. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 41A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 41B a termografia realizada com tilt de 28°.

Figura 41 - Usuário 12 e a respectiva termografia.



A análise termográfica esteve de acordo com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 42). No assento, foi observado maior contato na região da tuberosidade isquiática à esquerda e fossas poplíteas, com temperaturas em torno de 30°C. No encosto, o maior contato foi na região da coluna torácica assimetricamente entre as vértebras T4 e T6 do lado direito e T4 e T8 no lado esquerdo, aproximadamente, com temperatura entre 31 e 32°C. Observa-se contato na cabeça com desvio para o lado direito.

Figura 42 - Mapeamento de pressão para o usuário 12.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 42A), a pressão máxima do assento, atingiu o limite máximo do equipamento, de 200 mmHg, e ocorreu na tuberosidade isquiática à esquerda. A pressão nas fossas poplíteas ficou na ordem de 65 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 60 mmHg, na região do apoio de cabeça à esquerda (fora do corpo do usuário, a exemplo do usuário 05). Observou-se também pontos de pressão, de 56 mmHg, na coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T6 e T9, e no cotovelo direito.

No tilt de 16° (Figura 42B), o pico de pressão do assento permaneceu no limite máximo, na tuberosidade isquiática à esquerda. Nas fossas poplíteas, houve aumento para cerca de 120 mmHg. No encosto, a pressão aumentou para 111 mmHg na região do apoio de cabeça. Também houve aumento, para 97 mmHg, aproximadamente entre as vértebras T6 e T10.

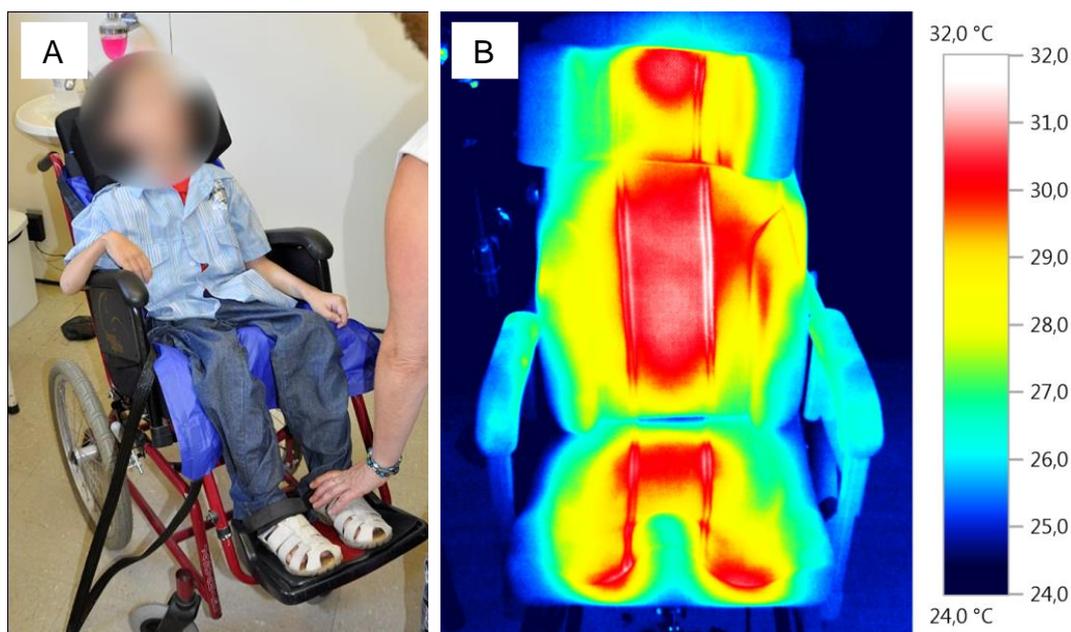
No tilt de 28° (Figura 42C), a pressão máxima do assento, mais uma vez superou o limite do equipamento na tuberosidade isquiática à esquerda. No encosto, na região do apoio de cabeça houve um pico novamente, porém, nesta inclinação, ele atingiu o limite de 200 mmHg. Houve um aumento de área, mas redução de pressão na região da coluna torácica.

No assento, observou-se que o pico de pressão no limite do equipamento permaneceu nos três ângulos de tilt. Quando se aumentou a inclinação, notou-se uma variação de pressão nas fossas poplíteas, em consequência do desnível pélvico e encurtamento nos ísquios tibiais. No encosto, a pressão aumentou substancialmente na região do apoio de cabeça. Apesar de haver uma melhor distribuição de pressão com o tilt de 16°, para esse usuário, é importante um tilt de 28°, devido a sua escoliose, deformidade óssea e hipotonia do tronco. Nesse caso, torna-se importante a confecção de assento/encosto personalizado, para acomodar as estruturas ósseas e distribuir a pressão. No assento, deve observar-se a acomodação da pelve, com diferente profundidade à esquerda para nivelamento. No encosto, se faz necessário suporte lateral de tronco (mais elevado à direita). Ainda, o apoio de cabeça personalizado poderá auxiliar na distribuição da pressão.

4.1.13 Usuário 13

O usuário 13 é do sexo masculino, com idade de 10 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, escoliose não redutível, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órtese de posicionamento de punho. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 43A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 43B a termografia realizada com tilt de 28°.

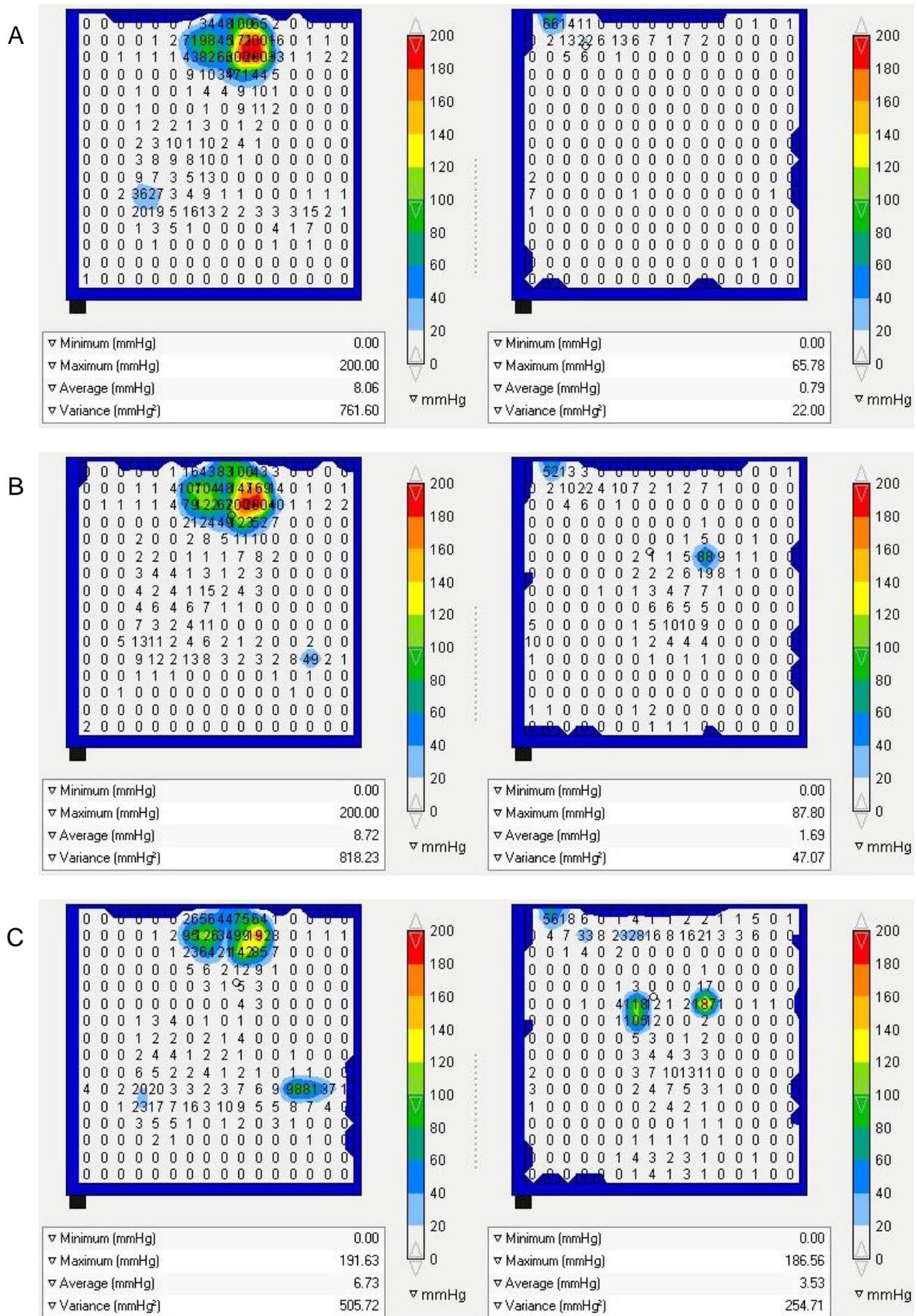
Figura 43 - Usuário 13 e a respectiva termografia.



A)Usuário na cadeira de rodas; B) Termografia com tilt a 28°.

A análise termográfica esteve em concordância com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 44). No assento, foi observado maior contato na região das tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e fossas poplíteas com temperatura em torno de 30°C. No encosto, houve bastante contato em toda a extensão da região da coluna torácica, com temperatura entre 30 e 32°C. Observou-se contato na cabeça com desvio para o lado direito.

Figura 44 - Mapeamento de pressão para o usuário 13.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 44A), o pico de pressão do assento, visivelmente, ficou bem além do limite máximo do equipamento, ocorrendo na tuberosidade isquiática à esquerda. No encosto, observa-se que houve pouco contato e somente em um ponto teve pressão de 56 mmHg na região do apoio de cabeça (que estava sobre o tapete de pressão).

No tilt de 16° (Figura 42B), o pico de pressão do assento, acima do limite do equipamento, permaneceu na tuberosidade isquiática à esquerda. No encosto, surgiu um pico de pressão, de 87 mmHg, na borda inferior da escápula esquerda (aproximadamente na altura da vértebra T6). Novamente, observou-se um ponto de pressão referente ao apoio de cabeça.

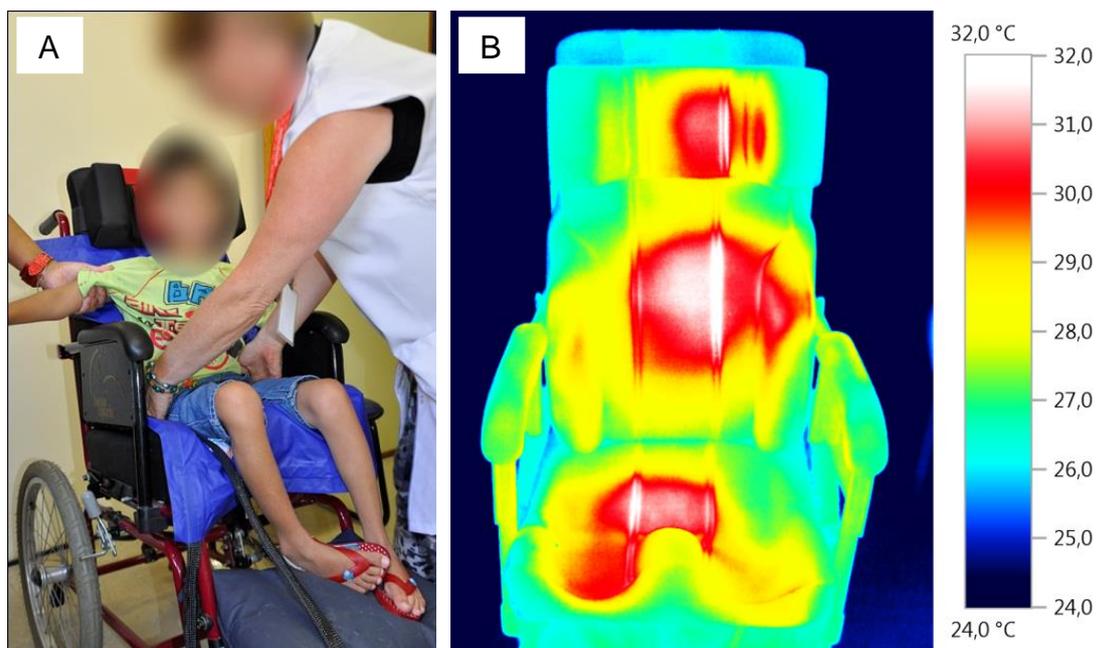
No tilt de 28° (Figura 42C), a pressão máxima do assento diminuiu para 191 mmHg na tuberosidade isquiática à esquerda. Houve uma melhor distribuição, com 126 mmHg, na tuberosidade isquiática à direita. Na fossa poplítea, houve uma maior pressão, 98 mmHg, à esquerda. No encosto, ocorreu um forte pico de pressão, de 186 mmHg, na região da escápula esquerda. Surgiu ainda um novo pico de pressão, de 118 mmHg, na região da escápula direita.

No assento, observou-se a melhor distribuição de pressão quando se aumentou o tilt, com uma diminuição nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, com a inclinação mínima, observou-se praticamente a ausência de contato, mas, nos demais ângulos, picos de pressão aumentaram na região das escápulas. Com o aumento do tilt, houve uma transferência de pressão do assento para o encosto, embora tenham sido gerados picos muito localizados. Para esse usuário, na tentativa de diminuir as pressões sobre o assento, tem-se como alternativa utilizar o tilt de 28°. Nesse caso, torna-se importante confeccionar assento/encosto personalizado, com especial atenção aos picos nas escápulas. Assim, no encosto, recomenda-se a acomodação das estruturas ósseas, devido à escoliose, bem como o suporte lateral de tronco (mais elevado à esquerda) favorecendo a estabilidade. No assento, deve-se observar a acomodação da pelve, com diferente profundidade à esquerda.

4.1.14 Usuário 14

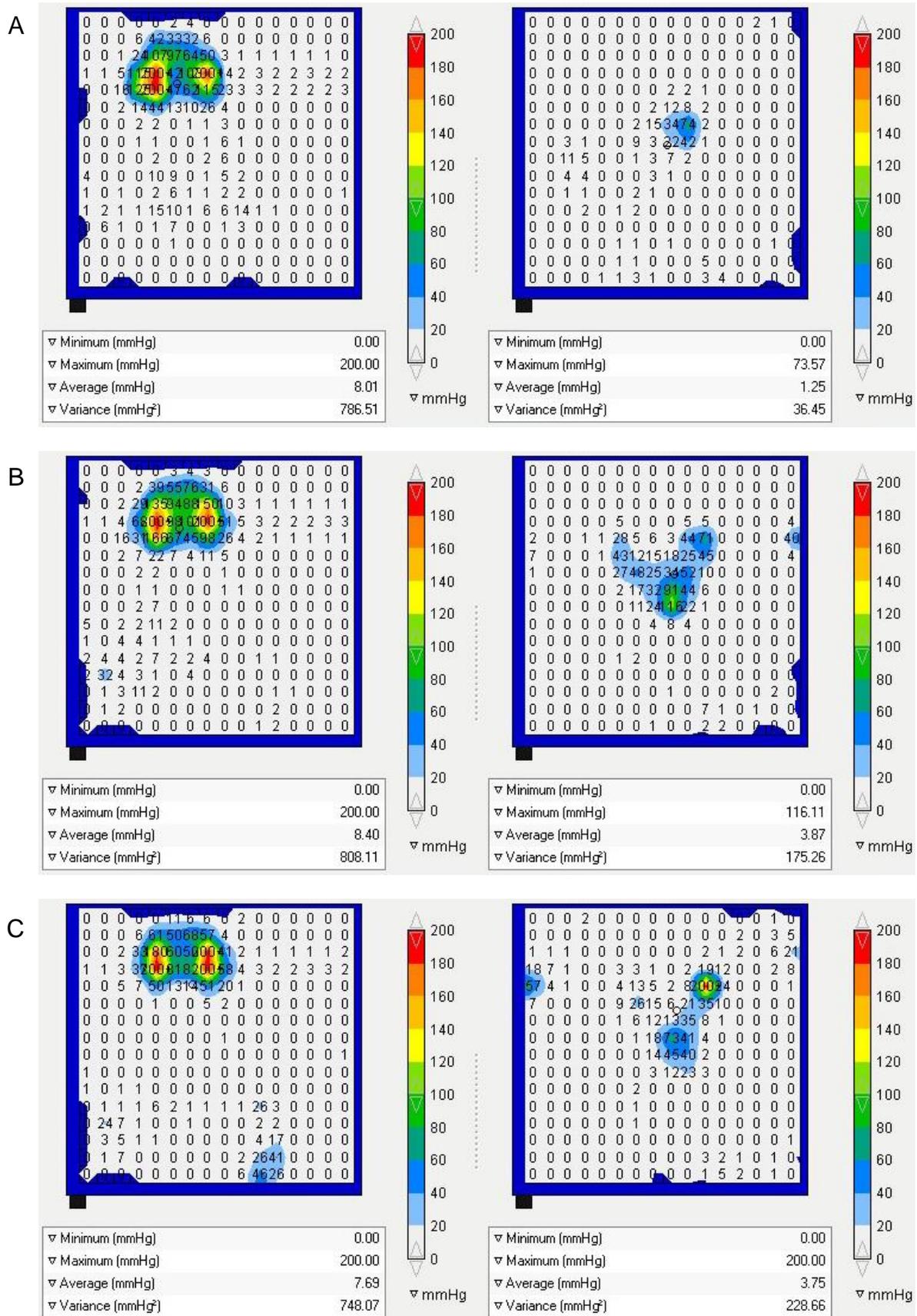
O usuário 14 é do sexo masculino, com idade de 07 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órteses de posicionamento de punho. Nos membros inferiores faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 45A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 45B a termografia realizada com tilt de 28°.

Figura 45 - Usuário 14 e a respectiva termografia.



A análise termográfica ficou em conformidade com os ensaios do mapeamento de pressão (Figura 46). No assento, observou-se maior contato na região das tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e fossa poplíteia do lado direito, com temperaturas entre 30 e 32°C. No encosto, o maior contato foi na região da coluna torácica, entre as vértebras T2 e T8, com predomínio do lado esquerdo e temperatura chegando a 32°C. Observa-se também contato na cabeça com desvio para o lado esquerdo.

Figura 46 - Mapeamento de pressão para o usuário 14.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 46A), o pico de pressão máxima do assento superou o limite de 200 mmHg, fato que ocorreu nas duas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão máxima foi de 73 mmHg, na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras T5 e T6.

No tilt de 16°(Figura 46 B), os picos de pressão do assento permanecem no limite do equipamento, nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão foi de 116 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente entre as vértebras em T5 e T8. Notou-se que surgiram pontos de pressão nas escápulas, em especial na esquerda, de 71 mmHg. Observou-se ainda um ponto de pressão referente ao braço esquerdo.

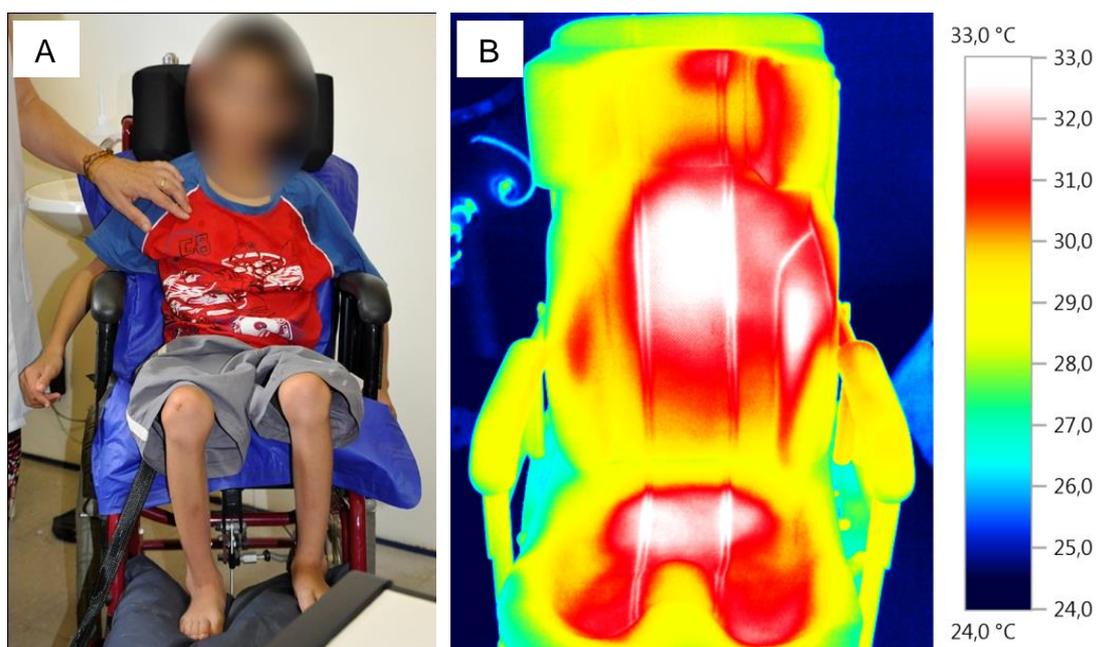
No tilt de 28° (Figura 44C), a pressão máxima do assento, novamente, atingiu o limite nas tuberosidades isquiáticas. Surgiu uma região de pequena pressão na fossa poplítea esquerda. No encosto, o pico de pressão também atingiu o limite de 200 mmHg, na região da escápula esquerda. Houve pontos menores de pressão na coluna torácica e ainda observa-se um ponto de pressão referente ao braço direito.

No assento, observou-se a permanência de picos de pressão no máximo do equipamento, para todas as inclinações, nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão aumentou nas regiões da coluna torácica e, em especial, na escápula esquerda. A manutenção da pressão máxima no assento tornou difícil observar a transferência de pressão para o encosto, a qual pareceu não ser tão homogênea para esse usuário. Assim, na tentativa de diminuir os picos de pressão no encosto, tem-se como alternativa utilizar o ângulo de tilt de 16° e sugere-se confeccionar assento/encosto personalizado. Em especial, no assento, deve-se observar a imersão das tuberosidades isquiáticas, para acomodação e nivelamento da pelve, que também são importantes para o alinhamento. No encosto, é importante o suporte lateral do tronco (mais elevado à esquerda) para favorecer a estabilidade e a simetria. O apoio de cabeça personalizado também poderá auxiliar na distribuição de pressão.

4.1.15 Usuário 15

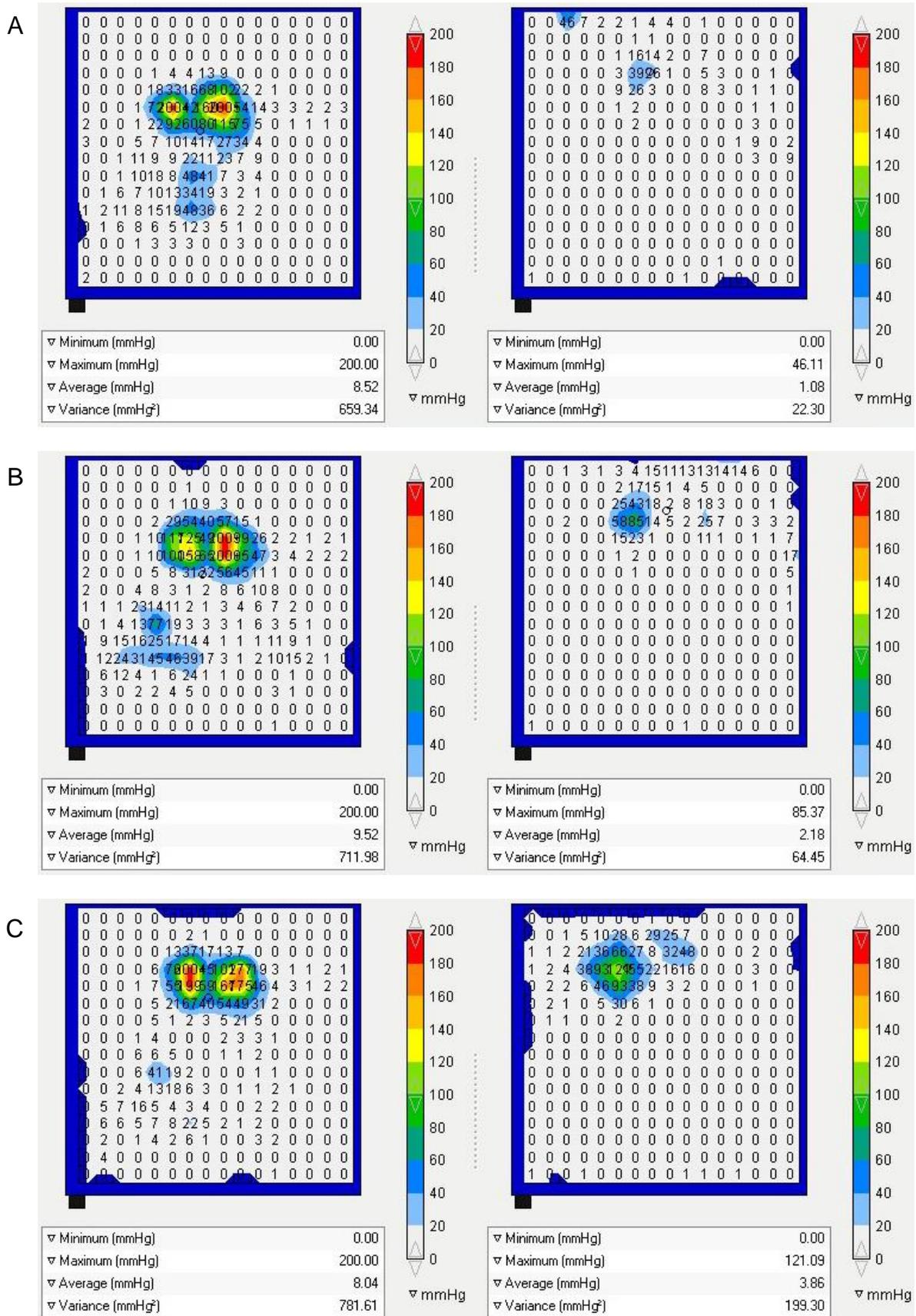
O usuário 15 é do sexo masculino, com idade de 11 anos, GMFCS V, apresenta quadro motor de tetraparesia com espasticidade dos membros. Não apresenta controle cervical e de tronco, membros superiores com restrições na funcionalidade, faz uso de órtese de abdução de polegar. Nos membros inferiores apresenta encurtamento dos ísquios tibiais, faz uso de órteses suropodálicas. Senta com retroversão e desnível pélvico. Sua interação com o meio é através do olhar e sorriso. É dependente nas atividades de vida diária e sua locomoção se dá através de cadeira de rodas adaptada. Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 47A apresenta o usuário na cadeira de rodas e a Figura 47B a termografia realizada com tilt de 28°.

Figura 47 - Usuário 15 e a respectiva termografia.



A análise termográfica, mais uma vez, esteve de acordo com os ensaios de mapeamento de pressão (Figura 48). No assento, foi observado maior contato na região sacral e nas tuberosidades isquiáticas, com temperatura entre 32 e 33°C. No encosto, o maior contato foi na região da coluna torácica, entre as vértebras T2 e T8, com predomínio do lado direito e temperatura atingindo 33°C. Ainda, observou-se contato na cabeça com desvio para o lado esquerdo.

Figura 48 - Mapeamento de pressão para o usuário 15.



Mapas do assento (à esquerda) e do encosto (à direita): A) Tilt a 4°; B) Tilt a 16°; C) Tilt a 28°.

No tilt de 4° (Figura 48A), o pico de pressão máxima do assento ficou no limite máximo do equipamento para as duas tuberosidades isquiáticas. Observou-se pressões de 84 mmHg na região do ísquio tibial à esquerda. No encosto, houve pouco contato, com pressão de 39 mmHg na região da coluna torácica, aproximadamente na região das vértebras T3 e T4 à direita. Observou-se, no alto, um ponto de pressão referente ao apoio de cabeça.

No tilt de 16° (Figura 48B), a pressão máxima do assento permaneceu no limite na tuberosidade isquiática à esquerda, enquanto que reduziu à direita, para 158 mmHg. No ísquio tibial à direita, a pressão foi de 77 mmHg. No encosto, a pressão máxima foi de 85 mmHg na região da escápula direita.

No tilt de 28° (Figura 48C), nas tuberosidades isquiáticas a pressão máxima do assento permaneceu no limite máximo do equipamento, mas desta vez à direita. No encosto, a pressão máxima foi de 121 mmHg novamente na região da escápula direita.

No assento, observou-se que as pressões se mantiveram no limite máximo do equipamento, mas de forma assimétrica nas tuberosidades isquiáticas. No encosto, a pressão aumentou nas regiões altas da coluna torácica, em especial na escápula direita. Apesar dos picos no assento, com o aumento do tilt, houve uma transferência de pressão para o encosto. Para esse usuário, na tentativa de eliminar tais picos, tem-se como melhor alternativa utilizar o tilt de 28°. Pode ser sugerido confeccionar assento/encosto personalizado, com objetivo de, além de diminuir a pressão no assento, promover a simetria. Em especial, no assento, deve ser considerada a imersão das tuberosidades isquiáticas e o nivelamento pélvico. O suporte lateral de tronco (mais elevado do lado direito) auxiliará na estabilidade. Ainda, o apoio de cabeça personalizado auxiliará na distribuição das pressões do tronco. Por fim, destaca-se que esses ajustes no posicionamento devem buscar uma melhor interação com o meio, bem como o conforto aos usuários.

4.2 ANÁLISE DESCRITIVA

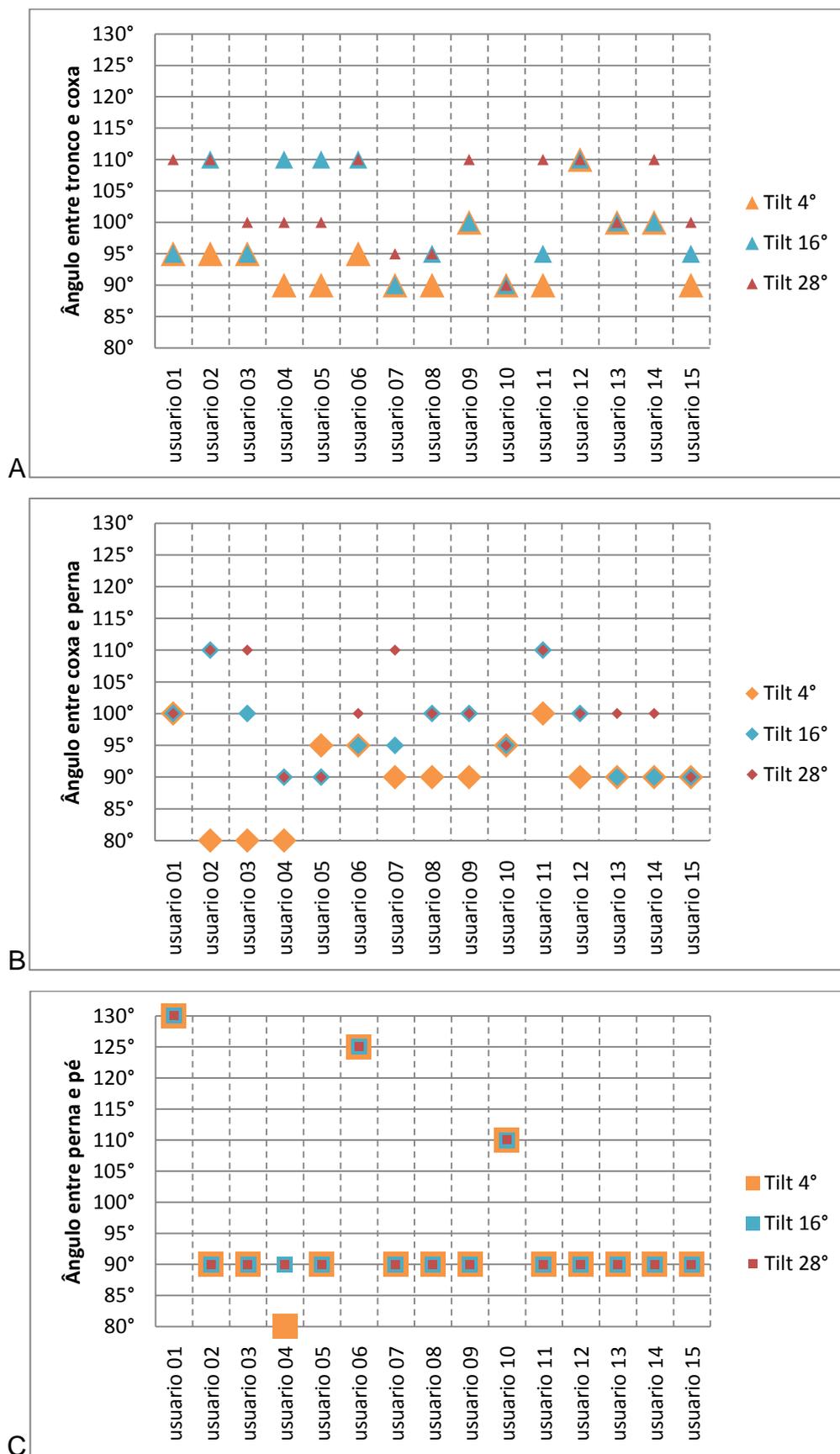
A imagem do usuário, obtida pelo termógrafo, foi de grande importância, pois permitiu registrar o posicionamento na cadeira de rodas e as áreas de maior contato. Qualitativamente, a análise da temperatura na superfície de contato possibilitou a visualização do posicionamento que o usuário adquire quando sentado na cadeira de rodas, sendo um instrumento facilitador na observação e avaliação da postura. Nos 15 usuários estudados, as temperaturas no par assento/encosto ficaram na faixa de 26 a 33°C, na maioria a máxima foi de aproximadamente 32°C. O maior contato no assento ocorreu na região sacral, nas tuberosidades isquiáticas, ísquios tibiais e fossas poplíteas, em alguns de forma assimétrica. No encosto, ocorreram maiores variações das temperaturas devido à assimetria, instabilidade do tronco e suporte cervical. Tornaram-se mais visíveis a região da coluna torácica e da cabeça. A diminuição do contato na região lombar também foi observada.

Os dados quantitativos coletados através da metodologia proposta (variáveis dependentes) foram analisados em relação ao ângulo de tilt da cadeira de rodas (variável independente). Assim, foram gerados gráficos para a análise da pressão de contato com os assentos e encostos.

4.2.1 Análises das medidas angulares corporais em relação ao tilt da cadeira de rodas

As coletas das medidas angulares, dos ângulos tronco x coxa, coxa x perna e perna x pé, em função das variações de ângulo de tilt, possibilitou investigar o conjunto assento e encosto para a acomodação das estruturas ósseas dos usuários. Partiu-se da referência do sentar anatômico 90° - 90° - 90°, porém, teve-se a percepção de que os usuários não assumem de fato esta postura. Isso se deve ao quadro motor dos usuários com PC e GMFCS IV ou V, os quais não mantêm esta postura devido à falta de estabilidade de tronco ao sentar, além de deformidades ósseas que interferem na posição. Assim, ao aumentar o ângulo do tilt, percebeu-se que, em geral, ocorreu o aumento dos ângulos tronco x coxa (A) e coxa x perna (B), conforme os gráficos da Figura 49. Observa-se que não ocorreu o mesmo com o ângulo perna x pé (C).

Figura 49 - Variações das medidas angulares corporais em relação ao tilt.



Considerando os ângulos entre tronco e coxa (Figura 49A), no tilt de 4°, 07 usuários permaneceram com a medida de 90°, enquanto 08 tiveram alterações. No tilt de 16°, apenas 02 usuários mantiveram o ângulo corporal a 90°. Já no tilt de 28°, apenas um usuário manteve o ângulo. Isso vem ao encontro de Engström (2002), visto que a maioria dos usuários possui grande cifose torácica e senta com retroversão pélvica. Com o aumento da pressão no encosto na região torácica, há uma tendência de deslizamento da pelve para frente, visando aliviar o desconforto. Esses usuários apresentam características motoras em comum, devido às desordens dos movimentos causados pelos reflexos primitivos¹: reflexo tônico labiríntico (RTL), reflexo tônico cervical assimétrico (RTCA) e reflexo tônico cervical simétrico (RTCS). Esses reflexos alteram a manutenção da postura dos indivíduos, influenciando diretamente na estabilidade da pelve, no tronco e na posição da cabeça no espaço. Especificamente, observa-se no usuário 04, uma diferente alteração da medida angular tronco x coxa, a qual pode ser atribuída à presença do RTL alterando a estabilidade do tronco, desencadeado pelo movimento da cadeira de rodas. Também no usuário 05, alteração semelhante foi desencadeada pelo RTCA e RTL que se caracterizam pelo seu forte padrão extensor da musculatura.

As variações referentes ao ângulo entre a coxa e a perna são observadas na Figura 49B. No tilt de 4°, três usuários (02, 03 e 04) foram avaliados com medida de 80°, o que acreditam-se ter ocorrido devido ao comprimento da coxa ser menor que o assento, forçando um posicionamento para a frente da cadeira prejudicando a estabilidade do tronco, e também pelo encurtamento da musculatura posterior da coxa. No usuário 05, o ângulo do tilt de 4° estimulou o padrão extensor da cabeça (RTL), devido ao suporte não estar adequado, assim, sua medida angular nesta posição ficou maior. Nesse ângulo de tilt, 07 usuários ficaram com o ângulo corporal em 90°. No tilt de 16°, 05 usuários mantiveram a medida. Já no tilt de 28°, apenas 03 usuários permaneceram com a medida angular de 90°.

¹ Reflexos primitivos são reações involuntárias em resposta a estímulos externos, as quais deveriam desaparecer nos primeiros meses de vida. O RTL é desencadeado por mudanças na posição da cabeça no espaço e provoca hiperextensão da cabeça e do tronco, impedindo a flexão do quadril para sentar. O RTCA é desencadeado pela rotação da cabeça e causa extensão dos membros do lado da rotação e flexão dos membros do lado oposto. No RTCS a extensão da cabeça desencadeia extensão dos membros superiores e flexão dos inferiores, sendo que com a flexão da cabeça ocorre o oposto (BOBATH, 1990).

Em consequência do deslizamento da pelve para frente, conforme já exposto, o aumento do ângulo entre o tronco e a coxa também favorece o aumento do ângulo entre a coxa e a perna. Essas alterações podem ocorrer devido à presença dos reflexos primitivos já mencionados e, quando desencadeados, os movimentos não são dissociados, isto é, ocorrem em blocos, afetando as articulações do tronco, da coxa e das pernas.

A partir da Figura 49C, também podem ser feitas considerações referentes aos ângulos entre a perna e o pé. No tilt de 4°, o usuário 04 ficou com o ângulo em 80°, devido ao posicionamento do pé não estar adequado, porém, observou-se que nas demais medidas ele manteve o ângulo de 90°. Três usuários (01, 06 e 10) possuem a medida do ângulo do pé alterado, devido aos encurtamentos musculares, mas esse ângulo ficou mantido quando o tilt foi variado. Os demais usuários mantiveram o ângulo de 90° nas três variações de tilt. Esses resultados indicam que, considerando um correto apoio para os pés, não há uma relação entre o tilt e o ângulo entre a perna e o pé. Neste sentido, para o posicionamento adequado, é importante considerar a utilização das órteses suropodálicas, favorecendo a estabilidade e inibindo o padrão extensor desencadeado pelas atividades reflexas.

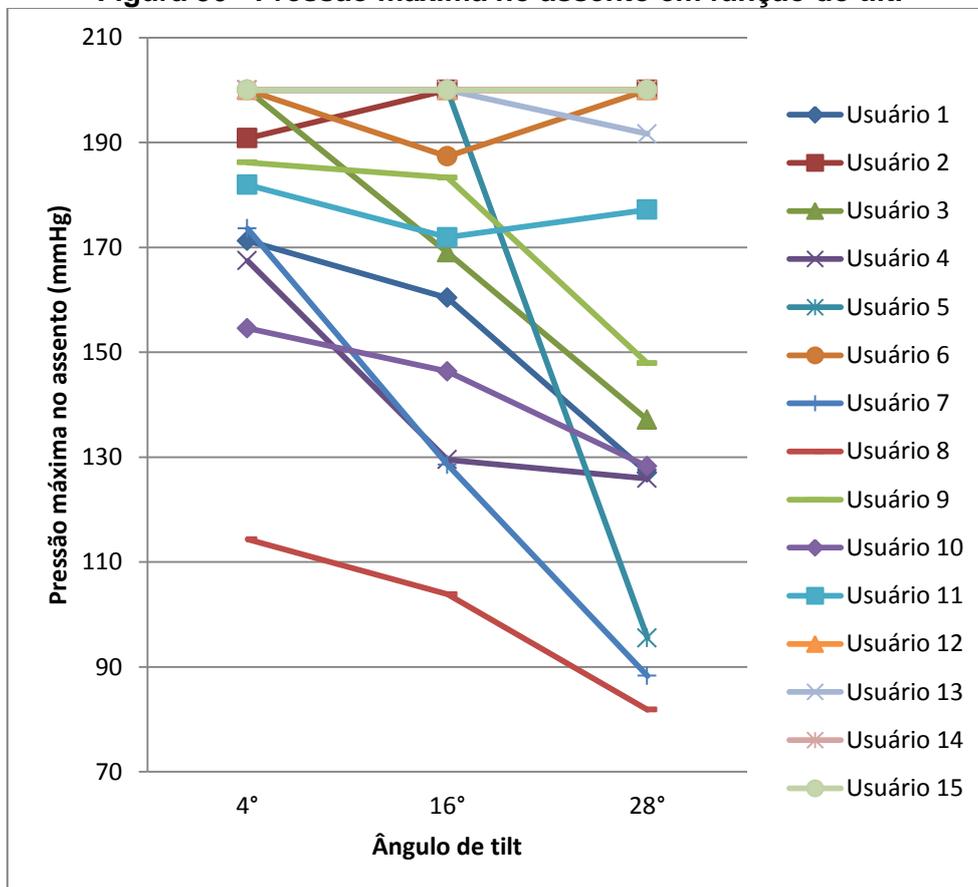
4.2.2 Análise da distribuição da pressão

As análises da distribuição da pressão máxima e média nos assentos e encostos dos 15 usuários indicaram, por meio de gráficos, as alterações ocorridas na postura em função das variações do tilt.

Na Figura 50, observam-se as pressões máximas ocorridas nos assentos dos usuários, ou seja, o pico máximo atingido em um determinado ponto, nas três inclinações de tilt. De uma maneira geral, conforme esperado, observou-se a diminuição da pressão no assento quando o tilt foi aumentado. Especificamente, o usuário 05 apresentou uma queda bastante acentuada, isto ocorreu porque houve uma redistribuição da pressão para o encosto e a normalização do tônus muscular. Os usuários 06 e 11 reduziram os seus picos de pressão no tilt de 16°, mas aumentaram em 28°, porque a pressão foi

redistribuída em outras áreas, principalmente devido aos movimentos corporais e ao encurtamento da musculatura posterior da coxa (ísquios tibiais). Os usuários 12, 14 e 15 (acumulados no gráfico) mantiveram seus picos de pressão acima do limite máximo do equipamento (200 mmHg) em todas as inclinações, embora, qualitativamente, tenha sido observada uma melhora na distribuição de pressão. O usuário 02 apresentou um pequeno aumento, mas o deslocamento do pico de pressão do sacro para uma tuberosidade isquiática. Os demais usuários tiveram, visivelmente, seus picos de pressão diminuídos, embora não se possa afirmar que estejam livres do risco de lesões na pele.

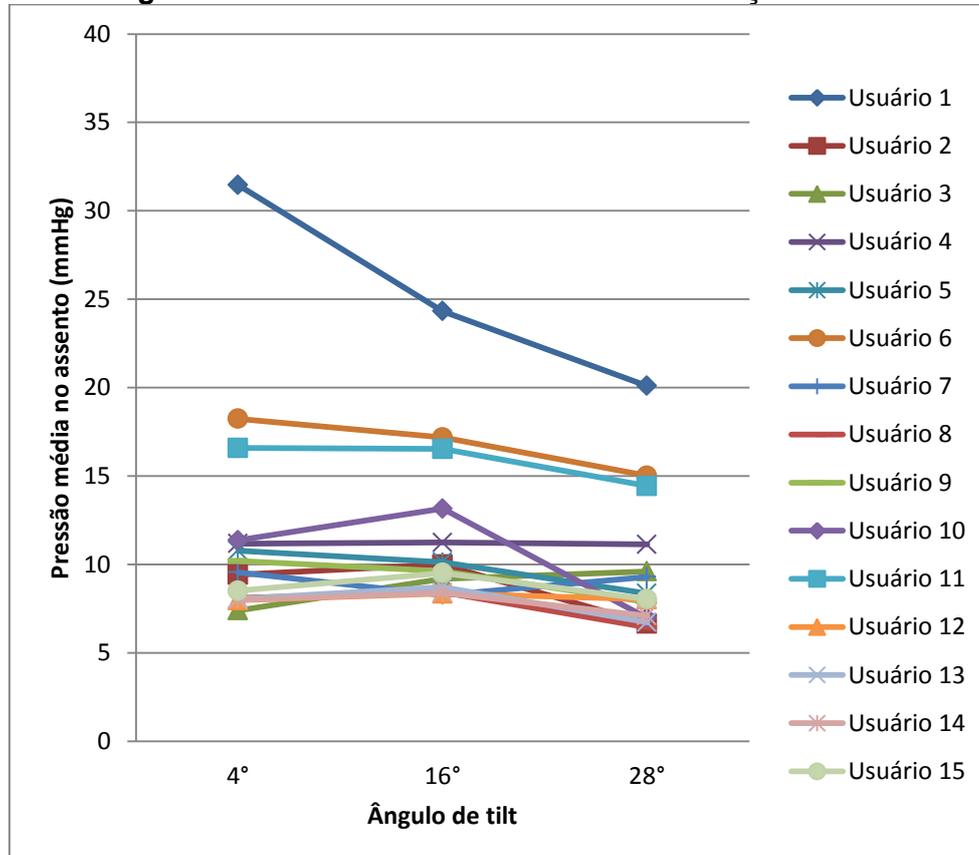
Figura 50 - Pressão máxima no assento em função do tilt.



Em análise similar, na Figura 51 observam-se as pressões médias nos assentos. Com o aumento do ângulo de tilt, também foi observado uma redução de pressão. As médias apresentam valores baixos em função da área dos usuários serem menores do que a área do tapete de medição, o que deixa vários sensores sem contato (com valor zero).

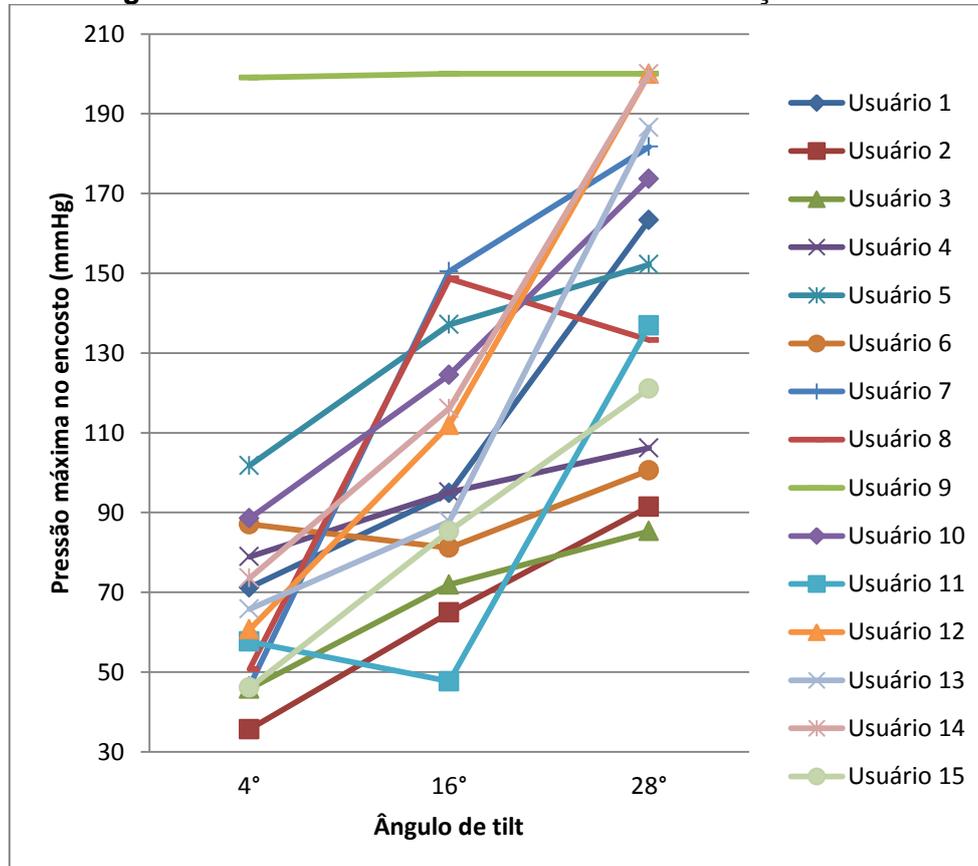
O usuário 01 apresentou médias maiores do que os demais, por ser o de maior altura e peso (também com alto IMC) e, conseqüentemente, possuir uma grande área de contato com o tapete. O usuário 06 também teve uma média mais acentuada, por ser o de maior IMC (o segundo maior peso e a segunda menor estatura). Já o usuário 11, apesar de ter o menor IMC, apresentou grandes áreas de pressão na região das fossas poplíteas, razão por ter uma média acentuada. O usuário 03, com o aumento do ângulo de tilt, apresentou aumento da pressão média, o que ocorreu em função do aumento do contato com as fossas poplíteas, apesar de apresentar uma redução de pressão no sacro. No usuário 10, com tilt de 16°, houve um pequeno aumento da pressão média, o que pode ser atribuído aos reflexos primitivos e movimentos involuntários. No usuário 04, a pressão média se manteve, porém, houve uma redução na tuberosidade isquiática direita e um aumento na fossa poplíteia esquerda. Os demais usuários apresentaram alterações menores nos valores de pressão média sobre o assento.

Figura 51 - Pressão média no assento em função do tilt.



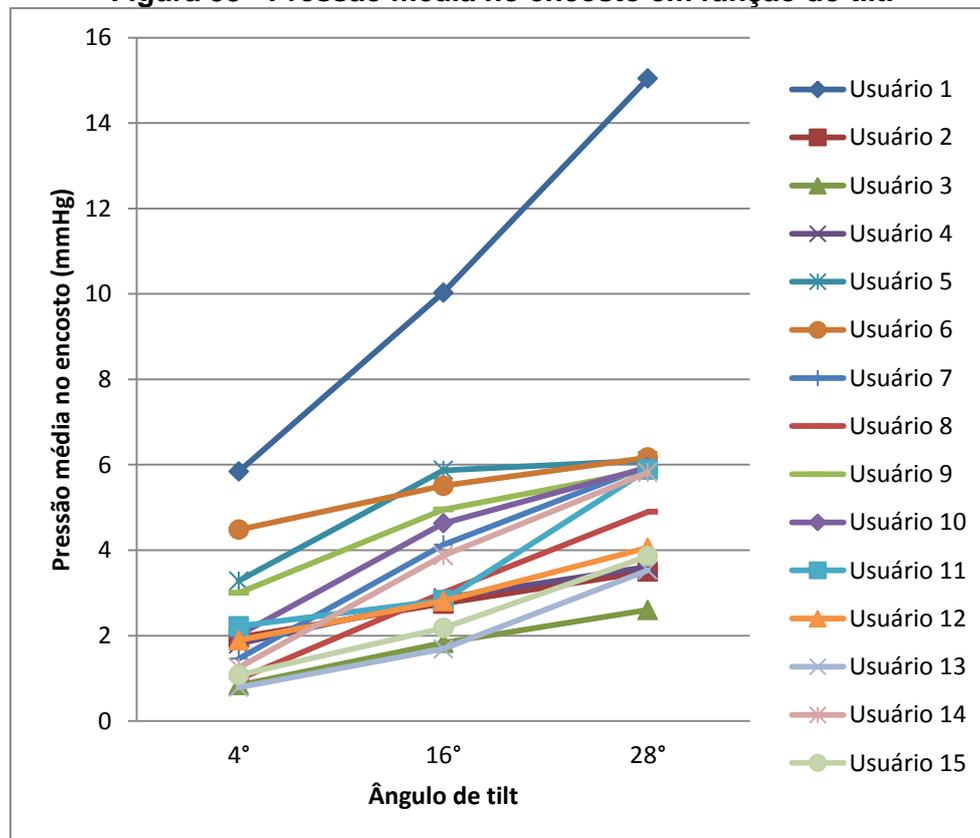
Quanto às pressões máximas no encosto, de uma maneira geral, conforme esperado, observou-se um aumento em função do acréscimo no ângulo de tilt (Figura 52). Especificamente, no usuário 09, o pico de pressão no encosto se manteve no limite máximo do equipamento (200 mmHg), mesmo com as alterações do tilt, fato que ocorreu devido à escoliose e deformidade óssea na região da coluna torácica. Os usuários 06 e 11, devido às suas alterações posturais, apresentaram uma pequena queda nos picos a 16°, mas aumentaram em 28°. O usuário 08, com tilt de 4°, praticamente não teve contato com o encosto. Com a alteração do tilt para 16°, a área de contato aumentou e houve um pico de pressão, o qual reduziu em 28° devido ao seu controle cervical. Destaca-se que cinco usuários (01, 11, 12, 13, 14) apresentaram um substancial aumento em 28°. Os usuários 12 e 14 chegaram ao limite máximo do equipamento, o primeiro devido à deformidade óssea na região da coluna torácica e o segundo devido ao tônus muscular forçar a escápula esquerda contra o encosto.

Figura 52 - Pressão máxima no encosto em função do tilt.



Na Figura 53 observam-se as pressões médias nos encostos. A exemplo da análise anterior, com o aumento do ângulo de tilt, também observou-se um aumento de pressão. Neste quesito, o comportamento dos usuários foi mais homogêneo. Destaca-se apenas o usuário 01 (o de maior tamanho e peso), que apresentou um aumento bastante expressivo. Neste caso, o usuário aumentou substancialmente a área de contato com o encosto e os valores subiram além dos demais em função de suas medidas e peso corporal.

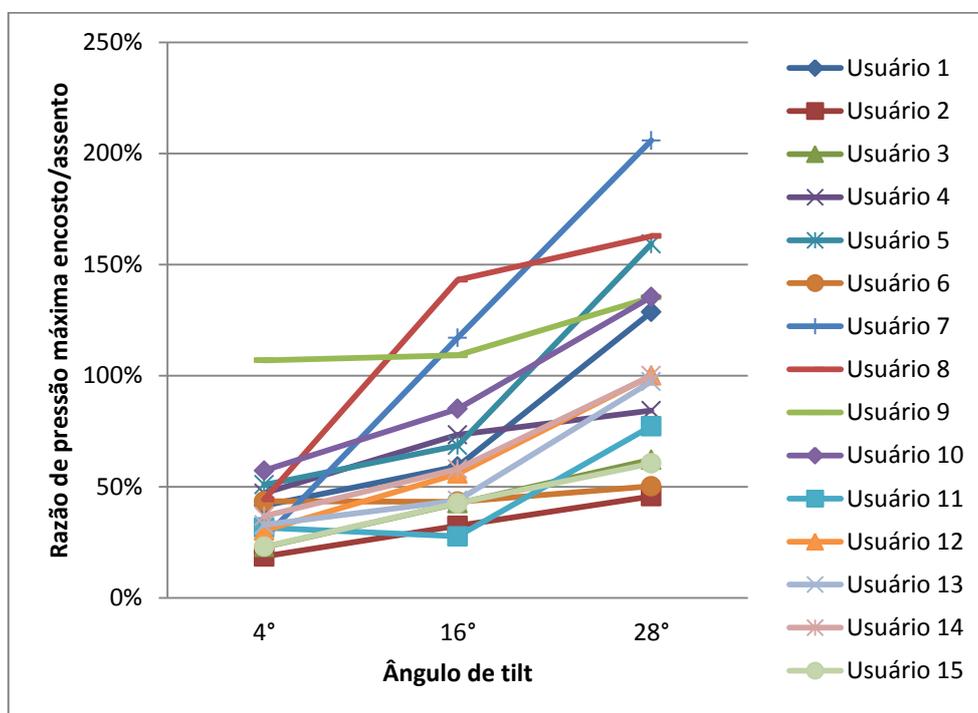
Figura 53 - Pressão média no encosto em função do tilt.



Após a análise individual de assentos e encostos, buscou-se relacionar a mudança da pressão simultaneamente nesses dois suportes. Neste sentido, fez-se um índice da razão entre as pressões, sendo esse calculado como a pressão no encosto dividida pela pressão no assento vezes cem por cento. Por exemplo, um índice 20% significa que a pressão no encosto é 20% da pressão no assento. Assim, índices de 100% indicam que as pressões são iguais, enquanto que índices menores indicam que há mais pressão no assento e índices maiores indicam que há mais pressão no encosto.

Quanto aos picos de pressão, representados pela razão de pressão máxima encosto/assento (Figura 54), nota-se que há uma importante influência do ângulo de tilt. Com inclinação de 4°, apenas um usuário (09), apresentou pico de pressão maior no encosto (índice maior que 100%). Todos os demais apresentaram índices entre 19 e 57%, indicando que os picos mais importantes localizam-se no assento. Em geral, ao aumentar-se o ângulo de tilt, houve uma elevação nos índices, e alguns usuários passaram a apresentar picos de pressão maior no encosto.

Figura 54 - Relação pressão máxima assento/encosto em função do tilt.

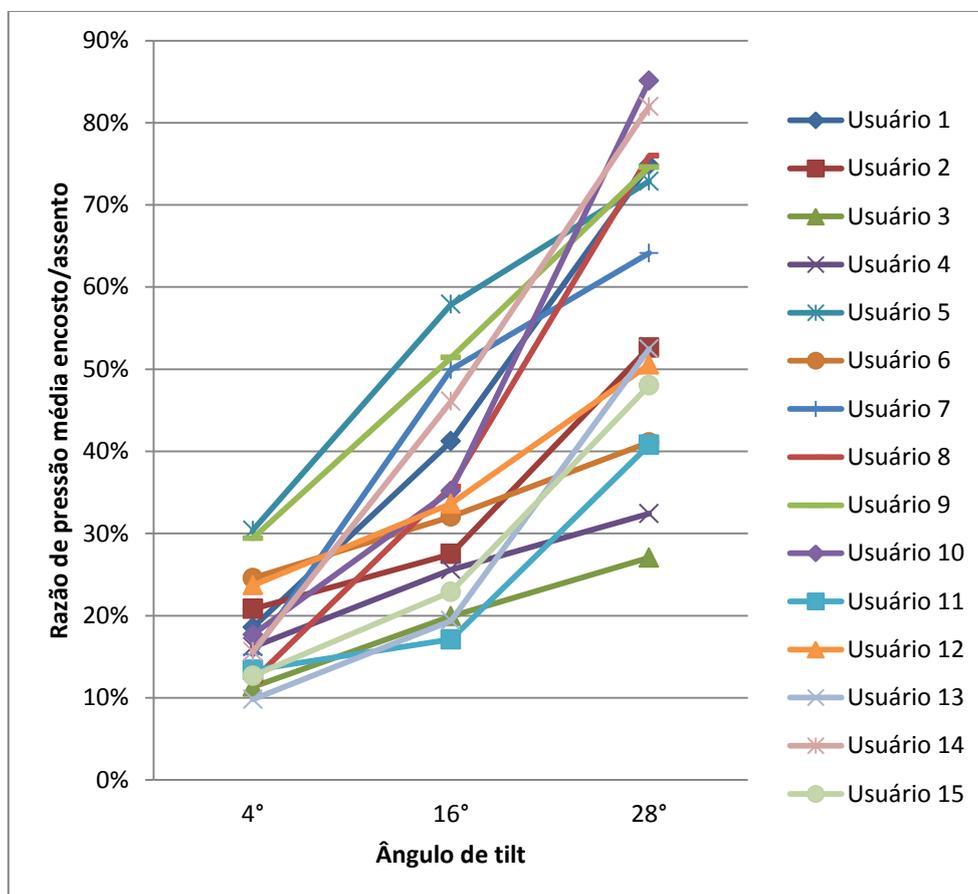


Ainda na Figura 54, observa-se no usuário 07 um ascendente muito grande, pois a partir do tilt de 16° os picos passaram a serem maiores no encosto. Em 28°, o valor de pico no encosto passou a ser 206% do valor no assento, ou seja, praticamente o dobro. Isso ocorreu devido à pressão no assento cair abruptamente, enquanto a pressão no encosto subiu também abruptamente com o aumento do tilt. O usuário 08 apresentou comportamento parecido, aumentando o índice abruptamente com tilt em 16° e aumentando novamente em 28°. Para esses usuários, o aumento do ângulo de tilt não foi recomendado, pois causou desconforto no encosto, fazendo os usuários projetarem o troco para frente.

Além dos dois usuários citados, mais três usuários (01, 05, 10) passaram a ter picos maiores no encosto com o tilt a 28°. Ainda, outros três usuários (12, 13 e 14) atingiram um índice próximo de 100% com o tilt a 28°, isso ocorreu porque as pressões no assento permaneceram no limite máximo do equipamento (200 mmHg) em todas as inclinações, enquanto que a pressão no encosto se aproximou desse valor na inclinação máxima. Destaca-se também o usuário 09, o qual ficou acima de 100% nas três inclinações, pois a pressão do encosto esteve sempre no limite máximo do equipamento e a do assento só diminuiu com o ângulo de 28°.

Quanto à razão de pressão média encosto/assento (Figura 55), observou-se que nenhum usuário, em nenhuma inclinação, teve a pressão média no encosto maior do que no assento. Porém, com o incremento do ângulo de tilt, todos apresentaram uma visível transferência de pressão do assento para o encosto.

Figura 55 - Relação pressão média assento/encosto em função do tilt.



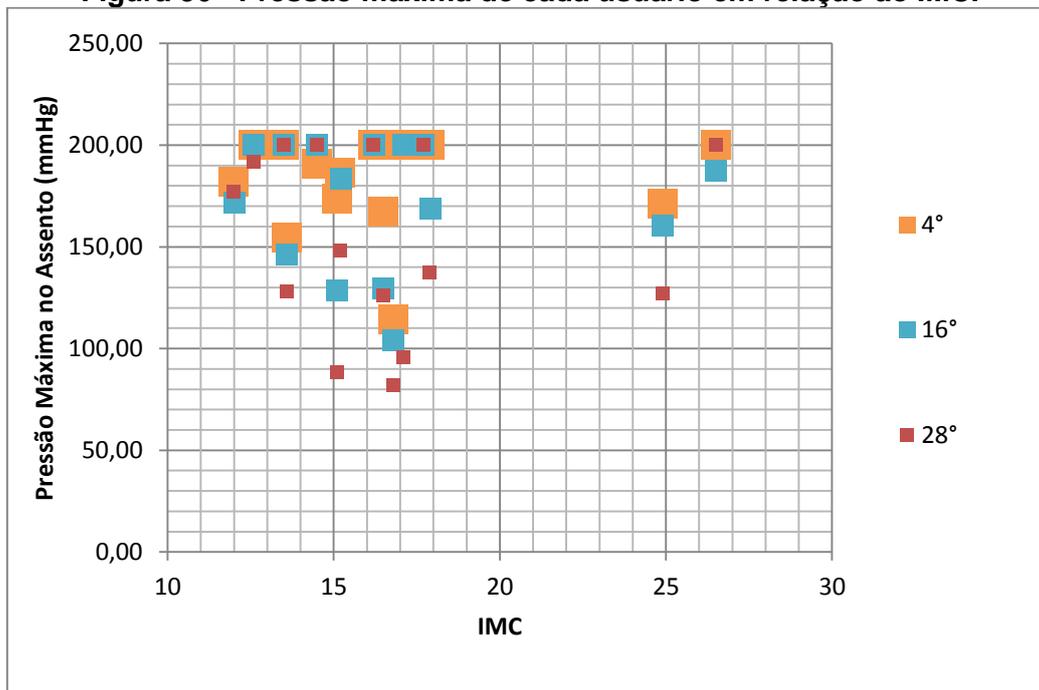
Com o tilt em 4° as relações encosto/assento ficaram mais concentradas entre 10 e 30%, porém, com o aumento da inclinação houve uma dispersão dos resultados (a 16° ficaram entre 17 e 58%, e a 28° ficaram entre 27 e 85%). Nota-se que apesar do comum aumento, não há um padrão de comportamento definido. Por exemplo, seis usuários (01, 03, 04, 06, 09 e 14) apresentaram um padrão linear; sete usuários (02, 08, 10, 11, 12, 13 e 15) se assemelharam a um padrão exponencial; enquanto dois usuários (05 e 07) parecem tender a um padrão logarítmico. Ainda sobre a Figura 55, com o tilt máximo de 28°, oito usuários (02, 03, 04, 06, 11, 12, 13 e 15) ficaram com a pressão média no encosto em até a metade da pressão média no assento (índice menor do que 52%). Os outros sete usuários (01, 05, 07, 08, 09, 10 e 14) ficaram com a pressão média no encosto em mais de 64% da pressão média no assento. Destes, pode-se destacar os usuários 10 e 14, que ficaram com a relação de pressões médias acima de 80%.

Especificamente, no usuário 10 percebeu-se que com o aumento do tilt para 16° a pressão média no assento praticamente se manteve, enquanto a do encosto dobrou. Nesse usuário, considerando toda a variação de inclinação, a pressão do assento caiu pela metade e a do encosto praticamente triplicou. Já no usuário 14, a pressão média no assento sofreu alterações muito pequenas, mas a do encosto triplicou com o incremento do tilt. Mais uma vez, observou-se que cada usuário tem razões diferentes para as alterações na pressão e que não é possível estabelecer uma generalização.

Ainda tentando correlacionar variáveis ou definir um padrão de comportamento da distribuição de pressão em função do tilt, utilizou o índice de massa corporal. O IMC não foi critério de seleção dos usuários, mas observou-se que todos eles estavam perto do limite ou fora da recomendação da OMS que é entre 18,5 a 25. Em geral, os usuários apresentaram baixo IMC, sendo treze deles entre 12 e 18, um com 24,9 (usuário 01) e um com 26,5 (usuário 06). Nestes dois últimos, observaram-se pressões ligeiramente acima da média. Alguns usuários com IMC mais baixo apresentaram importantes picos de pressão, atingindo o limite máximo do equipamento (200 mmHg), conforme observa-se na Figura 56.

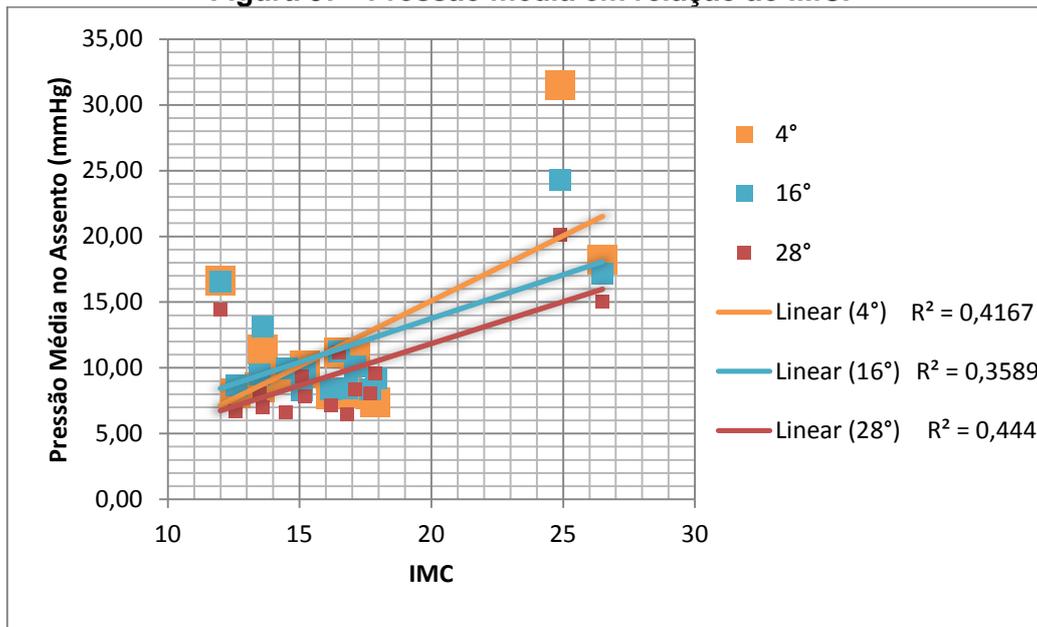
Não observou-se correlação entre o IMC e a pressão máxima medida, independentemente do ângulo de tilt, pois os usuários apresentaram valores de pressão bastante dispersos, entre 80 e 200 mmHg. Os resultados encontrados estiveram de acordo com o referencial teórico, pois Swain (2005) refere que pessoas com menor índice de massa corporal (IMC) tendem a apresentar maiores pressões (devido às proeminências ósseas), mas que mesmo pessoas com biótipos semelhantes podem apresentar pressões muito diferentes.

Figura 56 - Pressão máxima de cada usuário em relação ao IMC.



Na análise das pressões médias, houve uma menor dispersão dos valores em função do ângulo de tilt. Observou-se uma tendência fraca de correlação do IMC com a pressão (Figura 57). Usuários com menores IMC apresentaram menores pressões médias e os usuários com maior IMC se destacaram com pressões mais altas. Nesse quesito, acredita-se observar uma maior influência do peso corporal. Ainda observa-se que o usuário de menor IMC (usuário 11, IMC = 12) apresentou pressão média bem fora da curva. Assim, mais uma vez destaca-se a dificuldade de estabelecer relações de variáveis quantitativas com os valores de pressão de contato.

Figura 57 - Pressão média em relação ao IMC.



As curvas de correlação linear foram calculadas no software Microsoft Excel, sendo que o valor R^2 representa a aproximação da curva com os dados medidos (R perto de zero significa nenhuma correlação e R perto de 1 significa correlação muito forte).

4.2.3 Discussões

Realizar a análise descritiva foi uma difícil tarefa, visto que havia muitos dados para serem cruzados. Quantitativamente, os dados tabelados foram analisados em gráficos conforme já apresentado. Considerou-se que não foi possível estabelecer correlações seguras entre as variáveis analisadas. Através dos estudos de caso, observou-se que cada usuário apresentou razões diferentes para as alterações na pressão de interface. Neste sentido, julgou-se importante, conjuntamente com os dados numéricos, realizar uma análise qualitativa a partir dos mapas de pressão de cada usuário.

Assim, foi confeccionado um painel (Figura 58), com uma foto da postura do usuário, a termografia e os mapas de pressão nos três ângulos de tilt (4°, 16° e 28°) da cadeira de rodas. O painel em questão facilitou uma análise comparativa, mais visual, possibilitando navegar entre os casos estudados. Constatou-se, ainda, não ser possível prescrever um assento somente com os dados numéricos, sendo fundamental a interpretação de um terapeuta.

Figura 58 - Painel dos 15 usuários analisados.

Durante a realização das avaliações, observaram-se alterações no comportamento motor dos usuários em resposta ao som emitido pelos equipamentos utilizados (teclados e cliques do tapete de pressão, termógrafo e câmera fotográfica) ou ao manusear a cadeira de rodas para alterar o tilt. Apesar de comunicar aos usuários as alterações de posição, foram desencadeados reflexos primitivos (RTCA, RTL e RTCS), os quais foram uma das fontes de alteração da posição de sentar.

Constataram-se variações dos ângulos do tronco x coxa e coxa x perna dos usuários, quando modificados os ângulos de tilt da cadeira. Uma consideração importante se refere à estabilidade ao sentar. Para se chegar a uma posição adequada, são necessários a estabilidade do tronco e da pelve possibilitando o equilíbrio entre elas. Durante a realização das variações dos ângulos de tilt, observou-se que, em geral, os usuários escorregaram a pelve para frente. Acredita-se que esse fato ocorreu porque o suporte de tronco do encosto não foi suficiente para sustentar a cabeça e o tronco, favorecendo a flexão e/ou extensão. Dos 15 usuários avaliados apenas um manteve as medidas em 90° nos três ângulos de tilt. Isto foi também observado nas análises individuais realizadas nos estudos de casos e vem ao encontro das considerações de Engström (2002 e 2013).

De acordo com os resultados obtidos, a identificação de que houve suporte insuficiente no encosto para alinhamento da postura, corrobora com Waugh e Crane (2013), que descrevem que os sistemas de suporte que a cadeira de rodas oferece exercem influência na pressão de contato. Destaca-se também que, apesar de o suporte de cabeça apresentar regulagens na altura, para a maioria dos usuários, esse apoio não estava adequado. Ainda, o assento não proporcionou a imersão das tuberosidades isquiáticas, conforme sugerido por Engström (2002), Schmeler (2003), Brienza (2005, 2010).

Na análise de mapeamento de pressão, os resultados permitiram, de um modo geral, constatar a presença de picos no assento nas regiões do sacro, nas tuberosidades isquiáticas, nos ísquios tibiais e nas fossas poplíteas. No encosto, os picos mais comuns ficaram na região da coluna torácica e nas escápulas. Isto também vem ao encontro de Engström (2002), que destaca as regiões corporais que sofrem pressão no assento e encosto (Figuras 14 e 15).

Ao analisar a relação das pressões entre o encosto e assento, o índice elaborado permitiu verificar que, em geral, ao aumentar o ângulo do tilt da cadeira, a pressão do assento diminui e aumenta no encosto. Alguns usuários, inclusive, passaram a apresentar picos de pressão maiores no encosto. Quanto à relação da pressão média, nenhum usuário apresentou pressão no encosto maior do que no assento. Neste sentido, considerou-se que, com aumento do tilt, as pressões se transferiram para o encosto e para outras áreas e, desse modo, as pressões nas tuberosidades isquiáticas diminuíram, o que está de acordo com os estudos de Tencha e Lacase (2010).

Nas observações realizadas, a pressão máxima foi uma variável classificada como crítica, visto que pode indicar picos nas proeminências ósseas, sendo fator de risco aos usuários. Uma dificuldade encontrada foi o limite de 200 mmHg, que é a medida máxima que o equipamento utilizado neste estudo pode fazer. Destaca-se que alguns usuários mantiveram-se acima desse valor, mesmo com o aumento do tilt. Outra dificuldade, foi a questão do apoio de cabeça, que estava sobre o tapete de pressão alterando assim as medições de pressão nesta área.

Apesar de observar que alguns usuários com baixo IMC apresentaram picos de pressão, principalmente nas tuberosidades isquiáticas e nas

escápulas, não foi possível fazer uma correlação numérica entre essas variáveis. Independente do biótipo, alguns usuários apresentaram distribuições de pressão bastante distintas e isto está de acordo com os relatos de Swain (2005). Ainda, destaca-se que o perfil dos usuários estudados apresenta bastante diversidade, devido a deformidades e assimetria corporal.

Constatou-se, na cadeira utilizada pelos usuários, que o apoio de cabeça não possibilitou regulagens em profundidade. O apoio lateral de tronco não permitiu ajustes para acomodação da coluna lombar e torácica. Já o apoio de braços permitiu regulagem de altura. O apoio de panturrilhas não estava presente e o apoio de pés favoreceu as regulagens. Neste sentido, constatou-se que a cadeira utilizada possibilitou o posicionamento dos usuários de um modo geral, mas não favoreceu a acomodação das estruturas ósseas no assento e no encosto. De acordo com Mayall (1995), no assento, a parte posterior deve ter um escavamento de uma polegada (25,4 mm), e na parte anterior (da frente) do assento, deve ser mais alta favorecendo o conforto dos ísquios. No encosto, é importante o suporte para as costas podendo ser necessário o suporte na região lombar assim como, a altura, os ângulos e a forma da coluna dorsal com suporte lateral. O apoio no antebraço permite diminuir a pressão da pelve e do tronco. Engström (2002), acrescenta que os apoios da cabeça e dos pés, também auxiliam na distribuição da pressão, em conjunto com o tilt. Cabe ressaltar que, na cadeira de rodas utilizada, alguns desses componentes estavam presentes, mas não foram suficientes para o posicionamento adequado. Neste contexto, através das análises realizadas nesta pesquisa, ficou claro que as almofadas de assento e encosto dos usuários estudados não respeitavam seus respectivos contornos corporais.

Assim, para o alinhamento corporal e distribuição de pressão, podem ser necessários aos usuários a prescrição de almofadas anatômicas e personalizadas, conforme descrito por Kim (2013), Silva (2011), Brienza (2010), Engström (2002, 2013) e Schmeler (2003). Por fim, destaca-se a possibilidade de utilizar o processo proposto por Silva (2011), baseado na digitalização tridimensional e usinagem de espumas flexíveis de poliuretano.

5. CONCLUSÃO

Esta pesquisa demonstrou a importância do uso do mapeamento de pressão e da termografia como meio complementar para as avaliações posturais de usuários de cadeiras de rodas. Com essas técnicas, foi possível medir a pressão nas interfaces do assento e do encosto, bem como avaliar quantitativamente e qualitativamente o que na prática se tem somente através da percepção e sensibilidade do terapeuta.

Foram realizadas análises das variáveis da distribuição da pressão máxima e média, da temperatura, do IMC e de medidas angulares corporais, buscando estabelecer uma relação com o ângulo de tilt da cadeira de rodas. A avaliação individual, através dos estudos de caso, foi de grande importância, mostrando que a postura sentada é complexa e que não é seguro fazer generalizações. Para a análise quantitativa, através de gráficos, foi necessário sempre retornar às análises qualitativas para auxiliar na avaliação da postura. Neste sentido, o estudo permitiu constatar que cada usuário, tem suas particularidades relacionadas ao comportamento postural, sendo individuais as justificativas referentes às suas respectivas alterações da postura. Destaca-se que, dos 15 usuários avaliados, nenhum apresentou postura adequada no sistema de assento e encosto padrão da cadeira. A distribuição da pressão mostrou-se inadequada, em geral, com picos importantes atribuídos à falta de estabilidade da pelve e do tronco.

Apesar de não ser possível prever o desempenho postural apenas pela análise quantitativa, recomenda-se o termógrafo e o tapete de pressão como recursos a serem utilizados, qualitativamente, pelos profissionais da saúde nas prescrições e avaliações de assentos e encostos de cadeiras de rodas. Com a utilização dessas técnicas nas práticas avaliativas da postura, comprovou-se que determinados sistemas de assento e encosto não são adequados aos usuários que apresentam alterações de tônus muscular e/ou deformidades ósseas. Assim, demonstrou-se que, embora apresentem algumas características em comum, os usuários deste estudo (PC e GMFCS IV e V) demandam assentos e encostos personalizados.

Com base nos resultados, constata-se que a utilização de cadeira de rodas com tilt é indicada para o posicionamento destes usuários, porém, faz-se

necessária uma cuidadosa análise do ângulo de tilt, bem como dos suportes de apoio ajustáveis às necessidades individuais. Neste sentido, recomenda-se a personalização das almofadas de assento, de encosto e de apoio de cabeça, visando um adequado posicionamento, o qual promova simetria e acomodação das estruturas ósseas. Ainda, para melhorar a distribuição de pressão, é necessário aumentar a área de contato do usuário com o assento e o encosto, para tanto, sugere-se a moldagem do corpo do usuário, por exemplo, via digitalização tridimensional e posterior usinagem de espumas flexíveis de poliuretano.

Por fim, destaca-se que as recomendações realizadas neste estudo podem auxiliar na identificação das necessidades dos usuários e, conseqüentemente, no projeto de assentos para cadeira de rodas. Iniciativas que aliem Design e Tecnologia a áreas da saúde podem favorecer a prescrição, a avaliação e o projeto de produtos de Tecnologia Assistiva, proporcionando maior qualidade de vida aos usuários.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Analisar almofadas de assento e encosto personalizadas, utilizando o mapeamento de pressão e a termografia, relacionando com o tilt da cadeira de rodas;

- Analisar comparativamente, através do mapeamento de pressão, a relação das alterações posturais dos usuários, referentes ao movimento realizado na cadeira de rodas em função da distração causada pelo uso do equipamento;

- Analisar, através da termografia, a variação da temperatura de contato relacionando o uso do assento/encosto personalizado com diferentes tecidos das almofadas.

REFERÊNCIAS

ALLEGRETTI, A. L. C. **Factors associated with clinical decisions and pressure ulcer development in long term care residents**. Tese (Doutorado). University of Pittsburgh, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ERGONOMIA. ABERGO. Disponível em: www.abergo.org.br, acesso em 30/11/13.

NORMA BRASILEIRA - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS E TÉCNICAS. **NBR 9050**. Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 3ª ed. 148 páginas. Rio de Janeiro, 2015.

BERETTA, E. M. **Tecnologia Assistiva: Personalização em massa através do design e fabricação de assentos customizados para cadeira de rodas**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós Graduação em Design, RS, 2011.

BERSCH, R.C.R. **Design de um serviço de Tecnologia Assistiva em escolas públicas**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Programa de Pós Graduação em Design, RS, 2009.

BERTONCELLO I; GOMES L V N. Análise Diacrônica e Sincrônica da Cadeira de Rodas Mecanomanual. **Revista Produção**. v.12, n. 1, 2002.

BOBATH, K. **Uma Base Neurofisiológica para o Tratamento da Paralisia Cerebral**. São Paulo: Manole, 1990.

BONSIEPE, G; YAMADA, T. **Desenho Industrial para Pessoas Deficientes**. Brasília: CNPq, 1982.

BRACCIALLI, L. M. P.; BARAÚNA, M. A. Contribuição da Fisioterapia no Sentar da criança com paralisia cerebral: um estudo de caso. **Temas sobre Desenvolvimento**. São Paulo, v. 11, n. 62, 2002.

BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: CORDE, 2009.

BRIENZA, D.; KARG, P. E.; GEYER, M. J.; KELSEY, S.; TREFLER, E. The Relationship Between Pressure Ulcer Incidence and Buttock-Seat Cushion Interface Pressure in At-Risk Elderly Wheelchair users. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, April, 2001.

BRIENZA, D; GEYER, M. J. Using Support Surfaces to Manage Tissue Integrity. Clinical Management. **Advances in Skin & Wound Care** • April 2005.

BRIENZA, D.; GEYER, M. J.; YIH-KUEN J. A Comparison of changes in Rhythms of Sacral Skin Blood Flow in Response to Heating and Indentation. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, June, 2005.

BRIENZA, D.; GEYER, M. J.; KARG, P.; ALLEGRETTI, A.; OLSON, M.; SCHMELER, M.; ZANCA, J.; KUSTURISS, M.; HOLM, M. Randomized Clinical Trial on Preventing

Pressure Ulcers with Wheelchair Seat Cushions. **The American Geriatrics Society Journal Compilation**, 2010.

CAVALCANTI, A.; GALVÃO C. **Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007

CARDOSO, R. A prática do design entre as guerras. In: CARDOSO, Rafael. **Uma Introdução à História do Design**. São Paulo: Edgar Blücher, 2000.

CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL DE FUNCIONALIDADE, INCAPACIDADE E SAÚDE. **Organização Mundial da Saúde**. Direção-Geral da Saúde, Lisboa, 2004.

CONINE, T. A.; HERSHLER, C.; DAECHSEL, D.; PELL, C.; PEARSON, A. Pressure ulcer prophylaxis in elderly patients using polyurethane foam or Jay wheelchair cushions. **Int. Journal Rehabil Res**, 1994.

COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. **Assistive Technologies: Principles and Practices**. St. Louis, Missouri. Mosby Year Book, Inc., 1995.

COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. **Assistive technologies: principles and practice**. 2. ed. New York: Mosby, 2002.

EGNSTRÖM, B. **Ergonomic Seating: a true challenge**: Posturalis. Sweden, 2002.

ENGSTRÖM, B. Ergonomic Seating & Wheelchairs. Engström Concept. In: **2ª Simposio Internacional de Adecuacion Postural al Sentado**, Buenos Aires, Argentina, 2013.

FERGUSON-PELL, M.W.; WILKIE, I. C.; RESWICK, J. B.; BARBENEL, J. C. Pressure sore prevention for the wheelchair - bound spinal injury patient. **Paraplegia**,v.18,1980.

FERNANES, A. C; RAMOS, A. C.R; CASSALIS, M. E. P; HERBERT, S. K. **Medicina e Reabilitação-princípios e prática**. SP: Artes Médicas, 2007.

FERNANDES, A. C. RAMOS, A. C. R.; MORAIS M. C. F.; ARES, M. J. J. **Medicina e Reabilitação-princípios e prática**. 2ª ed. SP: Manole, 2015.

GAGNON, B. VINCENT, C. NOREAU, L. Adaptation of a Seated Postural Control Measure for Adult Wheelchair. **Disabil Rehabil**, 2005.

GARBER S. L.; KROUSKOP T. A. Body build and its relationship to pressure distribution in the seated wheelchair patient. **Arch Phys Med Rehabil**, 1982.

HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. Cap. 234. São Paulo, Manole, 2008.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo Demográfico 2010**: resultados gerais da amostra. Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão - IBGE: Rio de Janeiro, 2012.

JAN, Y.K.; CRANE, B. A. Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Does Not Reduce Sacral Skin Perfusion as Changing From The Upright to the Tilted and Recline Position in People with Spinal Cord Injury. **Arch Phys Med Rehabil**, 2013.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**. São Paulo: Manole, 1980.

KIM, M.O.; LEE, J. H.; YU, J,Y.; AN, P. S. ; HUR, D. H.; PARK, E, S.; KIM, J. H. Changes of musculoskeletal Deformity in Severely Disabled Children Using the Custom Molded Fitting Chair. **Ann Rehabil Med**, 2013.

LACOSTE, M. THERRIEN, M; CÔTE, J, N; SHRIER I; LABELLE, H; PRINCE, F. Assessment of Seated Postural Control in Children: Comparison of a force Platform Versus a Pressure Mapping System. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, December, 1996.

LANZETTA, D.; CATTANEO, D.; PELLEGGATTA, D; CARDINI, R.; Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, 2004.

LOHMEDICAL. **Almofadas e Encostos Lift Chair**. LoHMedical. Belo Horizonte, 2013.

MARCONI, M.A.; LAKATOS, E.M. **Fundamentos da metodologia científica**. 5 ed. São Paulo: Atlas, 2003.

MARQUES, N.R., HALLAL, Z. C., GONÇALVES, M. Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: uma revisão. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.17, n.3, 2010.

MAYALL, J. K. **Positioning is a Wheelchair: a guide for caregivers of the disabled adult**. 2nd ed.1995.

MEDOLA, F. O. **Projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de rodas servo-assistida**. Tese (doutorado) do Programa de pós Graduação Interunidades Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, 2013.

MELLO, M. A. F. **Seating**: adequação postural para o usuário de cadeira de rodas. São Paulo. Salva Pé, 1995.

MIOT, H. A. Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais. **Jornal Vascular Brasileiro**, v.10, n.4, 2011.

MORAES, H. S. **Projeto Conceitual de sistemas de assento para cadeira de rodas: uma abordagem sistemática**. Dissertação (mestrado) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós Graduação em Design. Porto Alegre, RS, 2009.

MYHR, U.; WENDT, L. V. Improvement of Functional Sitting Position for Children with Cerebral Palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**,1991.

MYHR, U.; WENDT, L. V. Influence of different sitting positions and abduction orthoses on leg muscle activity in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 35, n. 10,1993.

MYHR, U. Influence of different seat and backrest inclinations on the spontaneous positioning of the extremities in non-disabled children. **Physiotherapy Theory e Practic**, v. 10, n. 4, 1994.

MYHR, U. et al. Five-year follow-up of function sitting position in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 37,1995.

OLIVEIRA, E.F.T.; GRÁCIO, M.C.C. Análise a respeito do tamanho de amostras aleatórias simples: uma aplicação na área de Ciência da Informação. **Revista de Ciência da Informação**, v.6, n.3, 2005.

O'SULLIVAN, S. & SCHMITZ, T. **Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment**, 4rd ed. 1994.

PALISANO, R. J.; CAMERON, D; ROSENBAUM, P. L.; WALTER, S. D.; RUSSEL, D. Stability of the Gross Motor Function Classification System. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 48, 2006.

PALISANO, R.; ROSENBAUM, P.L.; DPREEN, B; LIVINGSTON, A. **GMFCS – E & R Gross Motor Function Classification System**. Expanded and Revised. Can Child Centre for Childhood Disability Research, Mc Master University, 2007.

PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. **Terapia Ocupacional: Capacidades Práticas para a Disfunção Física**. São Paulo. Editora Roca, 2005.

PIPKIN, L.; SPRIGLE, S. Effect of Model Design, Cushion Construction, and Interface Pressure Mats on Interfere Pressure and Immersion. **Journal of Rehabilitation Research e Development**, v.45, n.6, 2008.

PRESTES, R. C. **Tecnologia Assistiva: Atributos de Design de Produtos de Adequação Postural Personalizada para Posição Sentada**. Dissertação (mestrado), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós Graduação em Design. Porto Alegre, RS, 2011.

RITHALIA, S. V.S; GONSALKORATE, M. Quantification of Pressure Relief Using Interface Pressure and Tissue Perfusion in Alternating Air Mattresses. **Arch Phys**, v. 81, 2000.

SAAVEDRA, S.; WOOLLACOTT, M.; VAN DOKELAAR, P. Head Stability during quiet sitting in children with cerebral palsy: effect of vision and trunk support. **Experimental Brain Research**, v. 201, 2010.

SCHERER, M.J.; CRADOCK, G. Matching Person e Technology Assessment Process. **Journal Technology e Disability**, v. 14, EUA, 2002.

SCHMELER, M. R. In: **Simpósio de Adequação Postural Para Usuário de Cadeira de Rodas**. AACD, SP, 2003.

SILVA, F. P. **Usinagem de Espumas de Poliuretano e Digitalização Tridimensional para a Fabricação de Assentos Personalizados para a Pessoa com Deficiência**. Dissertação (Doutorado) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós Graduação em Engenharia de Minas Metalúrgica e Materiais, Porto Alegre, RS, 2011.

SWAIN, I. D., PETERS E. **The effects of posture, body mass index and wheelchair adjustment on interface pressure**. Sal-isbury (England): Medical Devices Agency,1997.

SWAIN, I. The Measurement of interface Pressure. In: **Pressure Ulcer Research**, Berlin: Springer (ed), 2005.

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

TEIXEIRA, E. SAURON, F. N., SANTOS, L. S B., OLIVEIRA, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. São Paulo: Roca, 2003.

TENCHA, H. LACASSE, S. Tilt-in-Space Wheelchairs: Pressure management for persons with spinal cord injury. In: **Canadian Seating & Mobility Conference • W4792**, 2010.

TREFLER, E. Seating & Mobility for people with disabilities, **seventeenth international seating symposium**, 2001.

VILARTA, R.; GUTIERREZ, G. L.; CARVALHO, T. H. P.F.; GONÇALVES, A. **Qualidade de Vida e Novas Tecnologias**. Campinas: Ipes, 2007

WAUGH, K.; CRANE, B. **A clinical application guide to standardized wheelchair seating measures of the body and seating support surfaces**. Revised Edition August 2013.