

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE
MINAS, METALÚRGICA E DE MATERIAIS

**Usinagem de Espumas de Poliuretano e Digitalização
Tridimensional para Fabricação de Assentos Personalizados para
Pessoas com Deficiência**

Fabio Pinto da Silva

Tese para obtenção do título de Doutor em Engenharia

Porto Alegre
2011

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE
MINAS, METALÚRGICA E DE MATERIAIS

**Usinagem de Espumas de Poliuretano e Digitalização
Tridimensional para Fabricação de Assentos Personalizados para
Pessoas com Deficiência**

Fabio Pinto da Silva

Trabalho desenvolvido no Departamento de Materiais da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGE3M, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Engenharia.

Área de concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Orientador: Prof. Dr. Wilson Kindlein Júnior

Porto Alegre
2011

Esta Tese foi julgada aprovada para obtenção do título de Doutor em Engenharia, área de concentração Ciência e Tecnologia dos Materiais, e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

Orientador:

Prof. Dr. Wilson Kindlein Júnior
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica
e de Materiais - PPGE3M/UFRGS
Departamento de Engenharia de Materiais - DEMAT/UFRGS

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Jorge Roberto Lopes dos Santos
Instituto Nacional de Tecnologia - INT/MCT
Departamento de Artes e Design - DAD/PUC-Rio

Prof. Dr. Vilson João Batista
Programa de Pós-Graduação em Design - PGDESIGN/UFRGS
Departamento de Engenharia Mecânica - DEMEC/UFRGS

Profa. Dra. Jacinta Sidegum Renner
Instituto de Ciências Exatas e Tecnológicas - ICET/FEEVALE
Instituto de Ciências da Saúde - ICS/FEEVALE

Prof. Dr. Telmo Roberto Strohaecker
Coordenador do PPGE3M/UFRGS

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, pelo apoio durante todos estes anos de estudo, pelo acesso à educação, pela educação diretamente deles recebida, bem como pelas lições de vida.

Ao meu orientador há mais de 10 anos, amigo e recentemente colega, professor Wilson Kindlein Júnior.

Ao professor Vilson Batista, que trouxe o tema da Tecnologia Assistiva ao grupo de pesquisa, bem como sempre apoiou o desenvolvimento deste trabalho.

Aos mestrandos do PGDESIGN que participaram ativamente da pesquisa, Rafael Prestes, Elisa Beretta e Cláudio Salvalaio.

Aos bolsistas dos Projetos de Pesquisa e Extensão, Alberto Miguel da Silva, Juliana Soares, Natália Trarbach, Fernando Carrion, Diego Lopes e Daniela Oliveira.

A toda a equipe do LdSM/UFRGS, base deste trabalho, em especial a Andrei Valins, pelo apoio nas digitalizações; Mauricio Rockenbach, pelos estudos na usinagem de espumas; Mariana Pohlmann, pelo apoio na edição de imagens; Liciane Bertol, pelo apoio na confecção do projeto enviado ao MEC e à Lara Gomes.

Ao MEC/SESu, pelo apoio financeiro ao projeto "Tecnologias para adequação postural visando a inclusão social de pessoas com deficiência", o qual permitiu a realização dos estudos de casos com a comunidade.

À equipe da AACD-RS, em especial a Angela Lanzotti Perazzo pelo apoio nos estudos de caso realizados.

Aos órgãos de fomento CAPES, FINEP e CNPq pelo apoio financeiro aos projetos de pesquisa que permitiram a realização deste trabalho.

Ao LACER/UFRGS pelos ensaios de indentação das espumas e pelo termógrafo, fundamental nas análises realizadas.

À UCS, pelo apoio com o mapeamento de pressão, em especial a Maura Flores e a Luciano Salerno.

Ao INT, pelo apoio nos sistemas de digitalização utilizados, em especial ao professor Jorge Lopes.

Ao DEG/UFRGS, meu departamento, pelo apoio às atividades planejadas.

A todos que colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, bem como àqueles que simplesmente acreditaram em mim.

RESUMO

O uso de assentos personalizados para cadeiras de rodas é recomendado para a prevenção de deformidades posturais, lesões cutâneas e limitação funcional de pessoas com deficiência. Esses assentos buscam aumentar a área de contato, diminuindo os picos de pressão sobre a pele e a deformação de tecidos profundos. Dado que cada usuário possui uma estrutura óssea particular, propõe-se desenvolver um processo de personalização desde a captura da geometria do paciente até a fabricação de um produto final. O método proposto ocorre através de Digitalização Tridimensional, utilização de sistemas de CAD/CAM para a reconstrução digital da geometria do usuário e posterior Usinagem CNC diretamente de espumas flexíveis de poliuretano.

A metodologia aplicada partiu da análise dos processos de digitalização tridimensional, avaliando precisão, tempos e custos. Foram avaliados os métodos de Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica, Digitalização a Laser por Triangulação, Digitalização com Luz Branca (Luz Estruturada), Digitalização Baseada em Fotografia e Digitalização por Contato. Analisaram-se espumas flexíveis de poliuretano de densidades 20 a 60 kg/m³, aprofundando o estudo na de 50kg/m³. Foram realizados ensaios de usinabilidade e determinados parâmetros de corte para as espumas. Após, usinaram-se protótipos e realizaram-se estudos de caso, com o acompanhamento de profissionais da saúde, utilizando as técnicas de mapeamento de pressão e termografia.

Os resultados permitiram maior entendimento do comportamento das espumas flexíveis de poliuretano, bem como indicaram a viabilidade de sua usinagem CNC por meio de equipamentos e ferramentas convencionais. Puderam também ser observadas características específicas da digitalização de assentos, sugerindo a necessidade do uso de moldes de gesso para adequação postural do usuário. Tais moldes foram avaliados, apresentando variações de 3 a 4mm, devido ao processo manual. Os desvios ocorridos durante o processo de secagem, estabilizados em 24h, apresentaram a mesma ordem de grandeza. Os processos de digitalização tridimensional apresentaram precisões desde menores que 0,2 até cerca de 1mm, sendo que a usinagem CNC também correspondeu a este patamar. Foram recomendadas diretrizes para o fresamento das espumas flexíveis de poliuretano, as

quais apresentaram comportamento contrário aos clássicos materiais de usinagem, de maior dureza. Sugere-se o uso de altas rotações (18000 a 24000 rpm), velocidades de avanço na ordem de 2000mm/min, com grandes profundidades de corte e grandes penetrações de trabalho.

Os estudos de caso permitiram otimizar e validar o processo, gerando também diretrizes para a moldagem em gesso, visto que os assentos produzidos são cópias da geometria dos moldes. As análises termográficas ficaram em consonância com os ensaios de mapeamento de pressão, demonstrando a eficiência dos assentos personalizados. Tais assentos mostraram distribuir mais homogêneo tanto a pressão quanto a temperatura, sugerindo menores riscos de lesão de pele para os usuários de cadeira de rodas. Espera-se que o processo proposto oportunize o tratamento de alto nível para pessoas com deficiência e que os assentos personalizados possam de fato levar ao usuário final a adequação postural, bem como o aumento do conforto e da qualidade de vida.

ABSTRACT

The use of custom seating for wheelchairs is recommended for prevention of postural deformities, skin lesions and functional limitations of people with disabilities. These seats intend to increase the contact area, reducing both the pressure peak on skin and the deep tissues deformation. Since each user has a particular bone structure, it is proposed the development of a customization process from the capture of patient geometry to the manufacture of a final product. The suggested method occurs through the three-dimensional scanning, the use of CAD/CAM systems for the digital reconstruction of user's geometry and later the CNC machining directly on flexible polyurethane foams.

The applied methodology was based on the analysis of three-dimensional scanning processes, evaluating time, accuracy and costs. Methods of Laser Scanning by Conoscopic Holography, Laser Scanning by Triangulation, White Light Scanning (Structured Light), Photo-Based Scanning and Scanning by Contact were evaluated. Flexible polyurethane foams of densities from 20 to 60 were analyzed, making a profound study of the 50kg/m³ one. Machinability tests were performed and cutting parameters for foams were determined. Thereafter, prototypes were machined and case studies were accomplished, with health professionals assistance, using techniques of pressure and thermography mapping.

Obtained results allowed a greater understanding of flexible polyurethane foams behavior and indicated the viability of its CNC machining by using conventional equipment and tools. Specific features of seats scanning could also be observed, suggesting the need of using plaster molds for the adjustment of user posture. These molds were evaluated, showing variations from 3 to 4 mm, due to the manual process. Occurred deviations during the drying process, which were stabilized in 24 hours, showed the same order of magnitude. Three-dimensional scanning processes showed accuracies from less than 0.2 to about 1 mm, and CNC also corresponded to this level. Some guidelines for flexible polyurethane foams milling, which behaved contrary to classical materials (tougher) machining, were recommended. The use of high spindle speeds (18000 - 24000) is suggested, feed rates in order of 2000 mm/min, as well as high depths of cut.

Case studies allowed to optimize and validate the process, generating also plaster molding guidelines, since produced seats are copies of molds geometry. Thermographic analyses were consistent with the pressure mapping tests, demonstrating indeed that custom seats increase the contact area with the user. Such seats showed evenly distribute both pressure and temperature, suggesting lower risks of skin injury for wheelchair users. It is expected that the proposed process offers a high-level treatment for people with disabilities and that custom seats can actually lead an appropriate posture to the end user, as well as increase comfort and quality of life.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Diagrama conceitual para distribuição da pressão de contato. Legenda: W, força peso; D, deslocamento lateral = cisalhamento interno; Pt, pressão nos tecidos moles; Pb, pressão nas proeminências ósseas; V, componente vertical do somatório de cisalhamentos. Fonte: Rosenthal et al. (2003).29
- Figura 2 - Áreas vulneráveis a danos causados pela pressão quando sentado. Fonte: Stockton, Gebhardt e Clark (2009).29
- Figura 3 - Exemplos de mapa de pressão: (a) concentração de pressão junto às proeminências ósseas isquiáticas e (b) distribuição de pressão mais adequada. Fonte: Swain (2005).31
- Figura 4 - Diferenças entre indivíduos de diferentes etnias. Fonte: Iida (2005).34
- Figura 5 - Um assento com maior profundidade aumenta a área na qual a força é aplicada, diminuindo os picos de pressão; contudo, os picos continuam nos mesmos locais de risco. Fonte: Carison, Payette e Vervena (1995).36
- Figura 6 - O contorno adequado das superfícies de contato e/ou da superfície de suporte oferece um meio bem mais eficaz de gerenciamento (e distribuição) de pressão. Fonte: Carison, Payette e Vervena (1995)36
- Figura 7 - Espuma Alveolar de escavação. Fonte: Prestes (2011).38
- Figura 8 - Processo RIM de baixa pressão: (A) aplicação do material, (B) expansão e cura do material, (C) abertura do molde e (D) retirada da peça. Fonte: adaptado de Lima (2006).43
- Figura 9 - Tecnologias para digitalização tridimensional do corpo humano: (a) digitalização a laser; (b) digitalização por luz branca; (c) métodos passivos, fotogrametria e silhueta; (d) outros sensores, miliondas e de toque. Fonte: Editado pelo autor, imagens de D'Apuzzo (2009).45
- Figura 10 - Princípio da Triangulação. Fonte: D'Apuzzo (2009).45
- Figura 11 - Digitalização direta de usuário com escoliose. Fonte: Prestes et al. (2010).47
- Figura 12 - Digitalização de almofada de posicionamento. Fonte: Prestes (2011).48

Figura 13 - Princípio de operação por Holografia Conoscópica, cabeçote Conoprobe 1000.....	50
Figura 14 - Princípio de Digitalização 3D por triangulação, equipamento Vivid 9i. Fonte: Adaptado de Konica Minolta (2006).	52
Figura 15 - Princípio de triangulação do DAVID Laserscanner.	53
Figura 16 - Princípio da triangulação por luz branca. Fonte: adaptado de Frankowski (2011).....	54
Figura 17 - (A) Seqüência de padrões projetados formando código binário; (B) avaliação de padrões com distribuição de intensidade senoidal. Fonte: adaptado de Frankowski (2011).....	55
Figura 18 - Princípio de funcionamento da fotogrametria. Fonte: Cuypers et al. (2008).....	55
Figura 19 - Princípio da Digitalização Baseada em Fotografia.....	56
Figura 20 - Parâmetros de usinagem: (A) processo de desbaste e (B) profundidade de corte. Fonte: Edgecam (2009).	61
Figura 21 - Parâmetros de usinagem: velocidade de rotação (n), velocidade de avanço (V_f), profundidade de corte (a_p) e penetração de trabalho (a_e).....	62
Figura 22 - Influência da velocidade de avanço (V_f) e da penetração de trabalho (a_e) no cavaco.	63
Figura 23 - Fresamento concordante (A) e discordante (B). Fonte: Diniz et al. (2001).....	63
Figura 24 - Equipamento (A) e Ferramenta (B) especializados para usinagem de PU flexível. Fonte: adaptado de Brienza et al. (1992).	65
Figura 25 - Usinagem com endurecimento por gás. Fonte: adaptado de Olari e Allen (2004).....	67
Figura 26 - Exemplos de níveis de acabamento em rasgos usinados em peças de elastômeros. Fonte: Shih, Lewis e Strenkowski (2004).....	68
Figura 27 - Ferramentas utilizadas para usinagem de PU. Fonte: Beretta (2011)	69
Figura 28 - Ensaio de caracterização por FTIR em espuma flexível de poliuretano, LdSM/UFRGS.....	71
Figura 29 - Ensaio de indentação em espuma flexível de poliuretano, LACER/UFRGS.....	72

Figura 30 - Sistema Digimill 3D baseado em Holografia Conoscópica, LdSM/UFRGS.	74
Figura 31 - Funcionamento do eixo Z do equipamento CNC Digimill 3D.	76
Figura 32 - Registro das nuvens de pontos no software Geomagic Studio.	77
Figura 33 - Scanner 3D a Laser Vivid 9i utilizado, baseado em Triangulação.	78
Figura 34 - Digitalização do molde de gesso com o Scanner Vivid 9i, LdSM/UFRGS.	79
Figura 35 - Digitalização com o Vivid 9i, no software Polygon Editing Tool.	80
Figura 36 - Sistema DAVID Laserscanner montado para triangulação, LdSM/UFRGS.	81
Figura 37 - Digitalização do molde em gesso com o software DAVID Laserscanner.	82
Figura 38 - Scanner Tridimensional a laser VIUscan utilizado, baseado em triangulação.	83
Figura 39 - Digitalização do molde de gesso pelo Scanner Handyscan VIUscan, DvDI/INT (A); Tela do software VXelements indicando a localização de alvos no registro automático (B).	83
Figura 40 - Scanner 3D Artec MHT utilizado, baseado em triangulação por luz branca.	84
Figura 41 - Digitalização do molde de gesso com Scanner Artec MHT, Museu Nacional/UFRJ (A) com detalhe do padrão de luz branca projetado na superfície do objeto (B).	85
Figura 42 - Processamento da digitalização do molde de gesso no software Artec Studio.	85
Figura 43 - Sistema DAVID Structured Light (SL) montado para triangulação, LdSM/UFRGS.	86
Figura 44 - Visualização do padrão de intensidade luminosa no DAVID Structured Light (SL).	87
Figura 45 - Molde de gesso digitalizado no software DAVID Laserscanner - Structured Light (SL).	87
Figura 46 - Digitalização Baseada em Fotografia com projeção de padrões.	88
Figura 47 - Ensaio de digitalização no software PhotoModeler Scanner.	89

Figura 48 - Sistema projetado para digitalização do corpo humano por fotografia, LdSM/UFRGS.	90
Figura 49 - Processamento de fotografias do assento no PhotoModeler	91
Figura 50 - Nuvem de pontos do assento gerada no PhotoModeler Scanner.....	91
Figura 51 - Identificação de pontos (<i>photo stitching</i>) no software 123D Catch.	92
Figura 52 - Resultado do processamento do assento no 123D Catch.	93
Figura 53 - (A) Medida de referência no assento; (B) Modelo 3D sobreposto a uma imagem.....	93
Figura 54 - Scanner Microscribe 3D utilizado, digitalização por contato.	94
Figura 55 - Marcação (A) e aquisição dos pontos (B) com o Microscribe 3D, DvDI/INT.....	95
Figura 56 - Pontos adquiridos com curvas traçadas (A) e superfície NURBS modelada (B).....	95
Figura 57 - Fresa de topo reto 6mm utilizada.....	98
Figura 58 - Análise dimensional das regiões usinadas no software Geomagic Qualify.	99
Figura 59 - Fresa de topo esférico 6mm utilizada.	99
Figura 60 - Simulação da Usinagem CNC de um assento no software Edgecam...	100
Figura 61 - Sistema de Mapeamento de Pressão FSA, CENT/CARVI/UCS.	101
Figura 62 - Análise da distribuição de temperatura com Termógrafo HY6800, LACER/UFRGS.....	102
Figura 63 - Espectro gerado pela análise por FTIR para a espuma D50.	104
Figura 64 - Gráfico da Força de Indentação para a espuma D50.	105
Figura 65 - Relação da força de indentação (IFD) com as densidades das espumas.....	106
Figura 66 - Relação do Suporte de Carga (IFD) com as densidades das espumas.....	107
Figura 67 - Espectro gerado por FTIR para gesso antes e depois da hidratação ...	108
Figura 68 - Diferenças dimensionais entre três moldes do mesmo usuário.	108
Figura 69 - Desvios médios do molde de gesso durante a primeira hora de secagem.....	109
Figura 70 - Digitalizações do molde de gesso com tempos de 30 e 60min. de secagem.....	109

Figura 71 - Desvios médios do molde de gesso durante as primeiras 24h de secagem.....	110
Figura 72 - Digitalizações do molde de gesso com tempos de 6 e 12h. de secagem.....	110
Figura 73 - Desvios médios do molde de gesso durante os primeiros dias de secagem.....	111
Figura 74 - Comparação dos moldes de gesso após 1 e 5 dias, respectivamente: (A) e (B) molde de referência, ambiente controlado; (C) e (D) molde controlado; (E) e (F) molde sem controle.	112
Figura 75 - Molde de gesso utilizado como padrão (A) e sua malha obtida com o Vivid 9i (B).	114
Figura 76 - Malhas do Microscribe 3D: pontos capturados (A) e interpolações 4X (B) e 16X (C).	115
Figura 77 - Modelos obtidos do Microscribe 3D: (A) Geração de malha e (B) modelagem em CAD.	115
Figura 78 - Malhas: (A) Digimill 3D, (B) Vivid 9i, (C) VIUscan, (D) Artec MHT, (E) DAVID Laserscanner, (F) DAVID Structured Light, (G) PhotoModeler, (H) 123D Catch.	116
Figura 79 - Comparação entre tempos de digitalização e de processamento demandados.....	117
Figura 80 - Regiões para análise visual da digitalização via Digimill 3D.	119
Figura 81 - Região 1: (A) Foto, (B) Digimill 3D, (C) VIUscan, (D) Vivid 9i, (E) Artec MHT, (F) DAVID Laserscanner, (G) DAVID Structured Light, (H) PhotoModeler, (I) 123D Catch, (J) Microscribe 3D.....	120
Figura 82 - Análise visual das regiões 2 e 3 do molde, respectivamente: (A) e (C) Fotografia macro, (B) e (C) Malha obtida com o Digimill 3D.	121
Figura 83 - Análise visual da região 4: (A) Fotografia macro e (B) Malha do Digimill 3D.	122
Figura 84 - Região 5: (A) Foto, (B) Digimill 3D, (C) VIUscan, (D) Vivid 9i, (E) Artec MHT, (F) DAVID Laserscanner, (G) DAVID Structured Light, (H) PhotoModeler, (I) 123D Catch, (J) Microscribe 3D.....	123

Figura 85 - Análise dimensional do Microscribe 3D: (A) pontos medidos, (B) malha interpolada, (C) superfície CAD baseada nas linhas traçadas e (D) superfície CAD utilizando todos pontos.....	124
Figura 86 - Análise dimensional com base no Dimill 3D: (A) Vivid 9i, (B) VIUscan, (C) Artec MHT, (D) DAVID Laserscanner, (E) DAVID Structured Light, (F) PhotoModeler.....	126
Figura 87 - Comparação dos desvios dimensionais entre sistemas analisados.....	127
Figura 88 - Relação entre a resolução e os desvios dimensionais dos sistemas analisados.	128
Figura 89 - Custos estimados dos sistemas analisados.....	129
Figura 90 - Usinagem concordante (A) e discordante (B) e seus respectivos cavacos (C) e (D).	131
Figura 91 - Corte na espuma D20 com rotação de 6.000 rpm e altos avanços.....	132
Figura 92 - Corte na espuma D50 com rotação de 18.000 rpm e avanços.....	132
Figura 93 - Mapa de seleção de rotações e avanços para espumas flexíveis de poliuretano.....	133
Figura 94 - Erro dimensional de largura em função da profundidade de corte.....	134
Figura 95 - Erro dimensional de altura em função da profundidade de corte.....	135
Figura 96 - Erro dimensional de comprimento em função da profundidade de corte.	135
Figura 97 - Erro dimensional de volume em função da profundidade de corte.	136
Figura 98 - Avaliação dimensional da usinagem de um assento.....	137
Figura 99 - Preparação e ajuste de um molde de gesso.....	138
Figura 100 - Diretrizes criadas para a moldagem em gesso.	139
Figura 101 - Moldagem em gesso do usuário A.....	140
Figura 102 - Digitalização tridimensional do molde de gesso do usuário A.	141
Figura 103 - Modelagem em CAD e programação de usinagem em CAM para o usuário A.	142
Figura 104 - Usinagem CNC do encosto e assento completo usinado do usuário A.....	142
Figura 105 - Prova do assento do usuário A, acompanhada por profissionais da saúde.	143
Figura 106 - Assento final do usuário A.	143

Figura 107 - (A) Assento anterior e assento produzido; (B) Mapeamento de pressão.	144
Figura 108 - Mapeamento de pressões: à esquerda os assentos e à direita os encostos (A) personalizado, (B) escavado manualmente, (C) escavado com elevação do apoio para pés.	145
Figura 109 - Análise termográfica: (A) assento anterior, (B) assento personalizado.	146
Figura 110 - Moldagem em gesso do usuário B.	148
Figura 111 - Prova do assento e posicionamento para mapeamento de pressão do usuário B.	148
Figura 112 - Mapeamento de pressões: assento padrão (A) e (B), personalizado (C) e (D).	149
Figura 113 - Análise termográfica: (A) assento padrão, (B) assento personalizado, (C) gráfico contendo os encostos e (D) gráfico contendo somente os assentos.	150
Figura 114 - Moldagem em gesso do usuário C.	151
Figura 115 - Prolongamento da superfície do assento do usuário C em CAD.	152
Figura 116 - Prova do assento produzido para o usuário C.	152
Figura 117 - Mapeamento de pressão e avaliação do ângulo de tilt via acelerometria.	153
Figura 118 - Mapeamento de pressões: assento padrão (A) e personalizado (B) ..	154
Figura 119: Análise termográfica: (A) assento padrão, (B) assento personalizado.	155
Figura 120 - Moldagem em gesso do usuário D.	156
Figura 121 - Digitalização tridimensional do molde de gesso do usuário D.	157
Figura 122 - Assento virtual e assento produzido para o usuário D.	157
Figura 123 - Assento final do usuário D.	158
Figura 124 - Análise termográfica do assento padrão (A) e do assento personalizado (B).	159
Figura 125 - Análise termográfica da linha central das superfícies dos assentos. ...	159
Figura 126 - Mapeamento de pressão: assento (A) padrão e (B) personalizado. ...	160
Figura 127 - Mapeamento de pressão com ângulos de 4° (A), 8° (B), 17° (C) e 22° (D).	161

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores típicos de pressão em lugares com maior ocorrência de lesões.	32
Tabela 2 - Dados antropométricos de peso e estatura de adultos.	34
Tabela 3 - Especificações do INER para espumas flexíveis de PU.	42
Tabela 4 - Tabela de Biótipo, Selo de Qualidade Pró-Espuma.	42
Tabela 5 - Especificação das espumas flexíveis de poliuretano.	70
Tabela 6 - Características das Lentes Optimet (em mm) utilizadas no LdSM.	75
Tabela 7 - Características das três lentes do Vivid 9i (em mm).	78
Tabela 8 - Resumo dos sistemas de digitalização tridimensional analisados.	96
Tabela 9 - Velocidades de avanço ensaiadas nas espumas.	97
Tabela 10 - Parâmetros de corte ensaiados nas espumas.	98
Tabela 11 - Densidades medidas nas espumas, valores em kg/m ³	105
Tabela 12 - Valores de IFD para as espumas ensaiadas.	106
Tabela 13 - Comparação entre malhas e resoluções obtidas.	117
Tabela 14 - Regiões para análise visual da digitalização via Digimill 3D.	119

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
AACD	Associação de Assistência à Criança Deficiente
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
a_e	Penetração de trabalho (em mm)
AMF	Formato de arquivo, <i>Additive Manufacturing File Format</i>
a_p	Profundidade de corte (em mm)
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	Design Assistido por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Design</i>)
CAE	Engenharia Assistida por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Engineering</i>)
CAM	Manufatura Assistida por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Manufacturing</i>)
CCD	Dispositivo de carga acoplado (do inglês, <i>Charge Coupled Device</i>)
CMM	Máquinas de Medição por Coordenadas (do inglês, <i>Coordinate-Measuring Machine</i>)
CNC	Comando Numérico Computadorizado
D50	Densidade 50 kg/m ³ (para espumas flexíveis de poliuretano)
DSM	<i>Dense Surface Modeling</i>
DvDI	Divisão de Desenho Industrial
fps	Quadros por segundo (do inglês, <i>frames per second</i>)
FSA	<i>Force Sensitive Applications</i>
FTIR	Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (do inglês, <i>Fourier Transform Infrared Spectroscopy</i>)
h	Horas

HD	Alta definição (do inglês, <i>High Definition</i>)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IFD	Deflexão pela Força de Indentação, ou suporte de carga (do inglês, <i>Indentation Force Deflection</i>)
IGES	Formato de arquivo, <i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
IMC	Índice de Massa Corporal
INER	Instituto Nacional do Repouso
INT	Instituto Nacional de Tecnologia
ITS	Instituto de Tecnologia Social
kg	Quilogramas
LACER	Laboratório de Materiais Cerâmicos
LdSM	Laboratório de Design e Seleção de Materiais
LED	Diodos emissor de luz (do inglês, <i>light-emitting diode</i>)
MB	Megabytes
Mb/s	Megabits por segundo
MEC	Ministério da Educação
min	Minutos
µm	micrometros
mm	milímetros
mm/min	Milímetros por minuto
mm ³	Milímetros cúbicos
mW	miliwatts
n	Velocidade de rotação (em rpm)
nm	nanômetros
NURBS	<i>Non-Uniform Rational Bézier Spline</i>

OBJ	Extensão de arquivo do tipo <i>Wavefront Object</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
PC	Paralisia Cerebral
PCD	Pessoas Com Deficiência
PLY	Extensão de arquivo do tipo <i>Polygon File Format</i>
PU	Poliuretano
px	Pixels
RGB	Padrão de cores Vermelho, Verde, Azul (do inglês, <i>Red, Green, Blue</i>)
RIM	Moldagem por injeção e reação (do inglês, <i>Reaction Injection Moulding</i>)
RP	Prototipagem Rápida (do inglês, <i>Rapid Prototyping</i>)
rpm	Rotações Por Minuto
s	Segundos
SESu	Secretaria de Educação Superior
SL	Luz estruturada (do inglês, <i>Structured Light</i>)
STL	Extensão de arquivo para prototipagem (originalmente <i>Stereolithography</i> , também conhecido como <i>Standard Triangulation Language</i>)
TA	Tecnologia Assistiva
TO	Terapia Ocupacional
UCS	Universidade de Caxias do Sul
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
V_f	Velocidade de avanço (em mm/min)
VRML	<i>Virtual Reality Modeling Language</i>
WRL	Extensão de arquivo do tipo VRML
XML	<i>Extensible Markup Language</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	22
1.1	Objetivos	23
1.2	Objetivos Específicos:.....	23
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	25
2.1	Tecnologia Assistiva (TA)	25
2.1.1	Adequação Postural Sentada.....	26
2.1.2	Assentos Personalizados	33
2.2	Seleção de Materiais	39
2.2.1	Propriedades das Espumas Flexíveis de Poliuretano	40
2.3	Digitalização Tridimensional do Corpo Humano	44
2.3.1	Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica	50
2.3.2	Digitalização a Laser por Triangulação	51
2.3.3	Digitalização por Luz Branca (Luz Estruturada)	54
2.3.4	Digitalização Baseada em Fotografia (Fotogrametria)	55
2.3.5	Digitalização com contato	57
2.3.6	Modelamento Computacional (CAD/CAM).....	58
2.4	Usinagem CNC	60
2.4.1	Parâmetros de Usinagem.....	61
2.4.2	Usinagem de Materiais Flexíveis e Espumas.....	64
3	MATERIAIS E MÉTODOS	70
3.1	Espumas Flexíveis de Poliuretano.....	70
3.1.1	Caracterização das Espumas de PU.....	71
3.2	Digitalização Tridimensional	72
3.2.1	Moldagem de Usuários	73
3.2.2	Digimill 3D (Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica).....	74
3.2.3	Vivid 9i (Digitalização a Laser por Triangulação)	77
3.2.4	DAVID Laserscanner (Digitalização a Laser por Triangulação)	80
3.2.5	Handyscan VIUscan (Digitalização a Laser por Triangulação).....	82
3.2.6	Artec MHT (Digitalização com Luz Branca).....	84
3.2.7	DAVID Structured Light (Digitalização com Luz Branca).....	86
3.2.8	PhotoModeler Scanner (Digitalização Baseada em Fotografia)	88
3.2.9	123D Catch (Digitalização Baseada em Fotografia).....	92

3.2.10	Microscribe 3D (Digitalização por contato)	94
3.2.11	Análise comparativa entre os sistemas estudados	96
3.3	Usinagem CNC	97
3.3.1	Ensaio de Usinabilidade	97
3.3.2	Execução de Protótipos	99
3.4	Validação da Metodologia	100
3.4.1	Mapeamento de pressões	100
3.4.2	Análise Termográfica	101
3.4.3	Estudos de Caso	102
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	104
4.1	Caracterização das Espumas de PU	104
4.2	Caracterização dos Moldes de Gesso	107
4.3	Digitalização Tridimensional	114
4.4	Usinagem CNC	130
4.5	Validação da Metodologia	138
4.5.1	Usuário A	140
4.5.2	Usuário B	147
4.5.3	Usuário C	151
4.5.4	Usuário D	156
4.5.5	Considerações Finais	162
5	CONCLUSÕES	164
5.1	Sugestões para trabalhos futuros	167
	REFERÊNCIAS	168
	APÊNDICE A	176
	APÊNDICE B	178
	APÊNDICE C	182
	ANEXO A	186

1 INTRODUÇÃO

Atualmente existe uma demanda crescente de desenvolvimento de tecnologias destinadas a pessoas com deficiências físicas (PCD). De acordo com o último censo demográfico realizado em 2010 pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2011), o número de habitantes com deficiência chega a 23,9% de toda população, cerca de 45,6 milhões de brasileiros. Destes, 8,8 milhões tem deficiência motora e metade deles apresenta deficiência mais severa. Além desta população específica, outros indivíduos também podem apresentar problemas necessitando de uma avaliação postural e uma intervenção para correção de posturas inadequadas, as quais podem ser causadas por alterações ortopédicas, traumas e pela própria postura inadequada adquirida ao longo da infância ou adolescência.

A autonomia de pessoas com deficiência é ampliada pelo uso de uma cadeira de rodas bem prescrita e adaptada às suas necessidades, a qual possibilita mobilidade, conforto e segurança. Porém, uma cadeira de rodas sem adaptações acarreta danos ao usuário, podendo levar a uma postura inadequada com possíveis contraturas e deformidades; prejudicar funções básicas como respiração, nutrição pela dificuldade de deglutição; alteração no sistema circulatório dificultando o retorno venoso; surgimento de dores e assim refletir diretamente nos aspectos psicossociais alterando a qualidade de vida do paciente (BURNS, 1999). O mau posicionamento pode levar o indivíduo a ter problemas como rigidez, contraturas, deformidades, restrição do movimento e úlceras de pressão, além de comprometer seu desenvolvimento emocional e intelectual (RATLIFFE, 2000).

Neste sentido, o problema a ser resolvido é obter uma superfície de assento com o formato ajustado à anatomia do usuário, capaz de promover o conforto, o alívio de pressão e a adequação postural de pessoas com deficiência física. Deve-se considerar que pessoas saudáveis apresentam grande variabilidade de parâmetros anatômicos, por diferenças de tamanho, tipo físico, massa corporal e idade, e que em pessoas com deficiência essa variabilidade tende a ser ainda maior. Dado que o ajuste entre a superfície de suporte e a anatomia do usuário é fator fundamental na distribuição de pressão sobre o assento, torna-se importante que, ao menos nos casos de maior risco, a confecção do assento seja personalizada.

A presente Tese de Doutorado trabalha com a hipótese de que um processo de Digitalização Tridimensional, o qual seja capaz de capturar indiretamente a superfície do corpo humano, permite obter a geometria do usuário em postura adequada e pode ser integrado com a Usinagem CNC diretamente de um material flexível, com propriedades adequadas para a confecção de assentos ortopédicos, gerando, assim, uma nova rota para fabricação destes produtos personalizados. Para tanto é fundamental a contribuição destas novas tecnologias para pessoas com deficiência.

1.1 Objetivos

Disponibilizar uma alternativa tecnológica e economicamente viável para a fabricação de assentos personalizados com foco na Tecnologia Assistiva. Estudar o processo de desenvolvimento de produtos, realizar a seleção de materiais para produtos com propriedades ortopédicas, bem como pesquisar a influência do método e dos parâmetros da digitalização tridimensional e da posterior usinagem CNC no resultado final dos assentos. Criar uma metodologia para a fabricação de assentos personalizados para pessoas com deficiência, identificando os parâmetros, materiais e o ferramental necessários para o seu projeto e execução.

1.2 Objetivos Específicos:

- I. Estudar as técnicas de digitalização tridimensional disponíveis para a captura de imagens humanas, e determinar quais os principais parâmetros a serem considerados em casos clínicos;
- II. Estudar as espumas flexíveis de poliuretano e sua viabilidade de fabricação precisa e rápida por usinagem CNC, observando que cada peça será única para cada usuário;
- III. Verificar quais são as vantagens e limites dos processos de fabricação adequados para assentos (geometrias) e espumas (materiais), avaliando os parâmetros que possibilitam os resultados mais satisfatórios do ponto de vista clínico, econômico e tecnológico;
- IV. Desenvolver uma metodologia para produção de assentos personalizados que seja capaz de garantir adequado ajuste na estrutura anatômica do usuário;

- V. Comparar a eficácia dos assentos produzidos de forma personalizada (mínima intervenção manual, velocidade de produção) com os sistemas utilizados atualmente no mercado (mão de obra altamente especializada);
- VI. Validar a metodologia desenvolvida com estudos de caso realizados por equipe interdisciplinar, aplicação prática dos assentos acompanhada por profissionais da área da saúde (fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais).
- VII. Buscar o alívio de pressão e a adequação postural (conforto) para pessoas com deficiência física, bem como possibilitar o tratamento de alto nível para pessoas de renda mais baixa;

A presente Tese foi realizada no Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM), da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). O Projeto de Pesquisa foi realizado integradamente com as Dissertações de Mestrado (Design e Tecnologia) de Prestes (2011) e Beretta (2011) e com o Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) de Rockenbach (2011).

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são revisados conceitos importantes para o desenvolvimento da pesquisa, referentes à Tecnologia Assistiva, Espumas Flexíveis, Digitalização Tridimensional e Usinagem CNC.

2.1 Tecnologia Assistiva (TA)

Conforme afirma Bersch (2009), na literatura internacional existem diferentes denominações para esta área: Ajudas Técnicas, Tecnologia Assistiva, Tecnologia de Apoio.

Todos somos constantemente beneficiados pelo desenvolvimento tecnológico, que diariamente nos coloca à disposição novas ferramentas que favorecem e agilizam nossa comunicação, mobilidade, trabalho, lazer, cuidados pessoais e de saúde. Quando o desenvolvimento tecnológico traz respostas aos problemas funcionais encontrados por pessoas com deficiência e desenvolve para elas ferramentas ou práticas que agilizem, ampliem ou promovam habilidades necessárias do cotidiano, estamos falando do conceito de tecnologia assistiva (BERSCH, 2009).

No Brasil, após a Constituição de 1988, gradualmente as políticas públicas vem observando a Inclusão Social de pessoas com deficiência. Pode-se citar o artigo 203, referente à Assistência Social, que tem dentre seus objetivos “a habilitação e reabilitação das pessoas portadoras de deficiência e a promoção de sua integração à vida comunitária” (BRASIL, 1988). Neste sentido, a Lei nº 10.098 de 2000 define Ajuda Técnica: “qualquer elemento que facilite a autonomia pessoal ou possibilite o acesso e o uso de meio físico” (BRASIL, 2000). Tal lei é regulamentada pelo Decreto nº 5.296 de 2004: “consideram-se ajudas técnicas os produtos, instrumentos, equipamentos ou tecnologia adaptados ou especialmente projetados para melhorar a funcionalidade da pessoa portadora de deficiência ou com mobilidade reduzida, favorecendo a autonomia pessoal, total ou assistida” (BRASIL, 2004).

Segundo a Secretaria de Educação Especial do Ministério da Educação (SEESP/MEC), Tecnologia Assistiva é uma terminologia mais recente, apresentando-se paralelamente à expressão Ajudas Técnicas, sendo “utilizada para identificar todo o arsenal de recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e, conseqüentemente, promover vida independente e inclusão” (ALVES, 2006).

Em 2007, o Comitê de Ajudas Técnicas, da Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência, Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (CAT/CORDE/SEDH/PR), propôs o conceito: “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).

Em 17 de novembro de 2011, o Governo Federal lançou o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência, chamado "Viver Sem Limite", que reúne ações estratégicas em educação, saúde, cidadania e acessibilidade. Uma das novidades é a destinação de recursos para adaptação e manutenção de cadeiras de rodas.

Sá (2003) explica que a resolução de problemas funcionais, do dia a dia, pode produzir Tecnologia Assistiva e cita como exemplo “projetar um assento e um encosto de cadeira que garanta estabilidade postural e favoreça o uso funcional das mãos”.

A tecnologia assistiva deve ser compreendida como resolução de problemas funcionais, em uma perspectiva de desenvolvimento das potencialidades humanas, valorização de desejos, habilidades, expectativas positivas e da qualidade de vida. As diversas modalidades de tecnologias assistivas incluem recursos de comunicação alternativa, de acessibilidade ao computador, de atividades de vida diária, de orientação e mobilidade, de adequação postural, de adaptação de veículos, Órteses e próteses, entre outros (SÁ, 2003).

Conforme King (1999), a Tecnologia Assistiva se divide em diversas subáreas, dependendo do tipo de funcionalidade que ela busca recuperar, sendo uma destas a Adequação Postural.

2.1.1 Adequação Postural Sentada

A postura pode ser definida como uma posição característica de sustentação do corpo no espaço, tendo uma relação direta entre as partes corporais e a linha do centro de gravidade (TACHDJIAN, 2001; KISNER e COLBY, 1998). Cada pessoa apresenta suas próprias características com relação à sua postura, a qual é influenciada pela idade e por diversos outros fatores como, obesidade, frouxidão

ligamentar, hábitos posturais inadequados, alterações nos sistemas respiratório, muscular, ósseo, entre outros. Diversos indivíduos que apresentam problemas posturais, juntamente com dificuldades de caminhar, necessitam de dispositivos auxiliares para manutenção postural e locomoção.

O método de adequação postural possui objetivos fundamentais que visam melhor independência e participação social do usuário, sendo eles: conforto, alívio de pressão, aumento da função básica humana, suporte corporal, alterações e reajustes (MELLO, 1995). Neste contexto, as cadeiras de rodas adaptadas podem potencializar as funções existentes, através de pontos de apoio e pontos de fixação para melhor adequar a postura na posição sentada.

Salienta-se o fato de que a postura do ser humano está intimamente ligada a questões de bem-estar e saúde, e, conseqüentemente ao desejo, capacidade de superação e comunicação por vias naturais ou tecnológicas. A reabilitação postural propicia maior independência nas atividades da vida diária através do aumento da capacidade física, o que amplia o alcance e simplifica o acesso a objetos e controles. Com o alcance ampliado e um maior conforto alcançado através da adequação postural, a pessoa com deficiência tem melhores condições e maiores chances de acesso à educação, assim como a produções diversas. A referida melhoria das condições de saúde facilita o uso dos meios de informação e comunicação, bem como promove uma maior autonomia para acessar serviços de transporte, instalações prediais e áreas de circulação.

Teixeira et al. (2003) diferenciam os modelos de assentos para cadeira de rodas de acordo com a patologia do usuário. Para indivíduos com diagnóstico de mielomeningocele (patologia que afeta a coluna vertebral podendo causar paralisia dos membros inferiores), o assento deverá ser confeccionado em uma base rígida, plana com diferentes densidades, sendo que no terço distal das coxas apresente maior densidade e na região dos glúteos menor densidade. Para pessoas com paralisia cerebral são indicados dois modelos. O primeiro é denominado assento anatômico com base rígida, confeccionado com compensado de madeira e forrado em espuma com formato anatômico, a parte anterior deve ser mais alta cerca de 50%. O segundo é chamado de assento digitalizado, confeccionado a partir da usinagem da espuma de acordo com a antropometria do usuário, mensurada a partir de simulador de almofadas que proporciona maior contato corporal (TEIXEIRA et al., 2003).

Watson e Woods (2005) concluem que dentre os usuários de cadeiras de roda, existe um grande número de pessoas que necessitam de assentos personalizados, como os que possuem movimentos articulares limitados, deformidades ósseas, instabilidade articular e uma antropometria diferenciada. Cooper (1998) afirma que a altura do encosto deve ser suficiente baixa para não empurrar as escápulas para frente, porém alta o suficiente para proporcionar apoio adequado para a região lombar. De acordo com Dicianno et al. (2008), o alinhamento corporal é extremamente importante para adultos e crianças com escoliose estruturada (deformidade óssea fixa) ou não estruturada (deformidade óssea móvel), estando diretamente envolvido na manutenção das diferentes funções fisiológicas providas por órgãos vitais.

A maioria das cadeiras de rodas prescritas para pessoas com alterações posturais são montadas a partir módulos pré-fabricados. No mercado nacional, poucas cadeiras possuem ajustes, o que dificulta muito a clínica de adequação postural. Poucos modelos possuem acessórios como controles laterais para tronco e membros inferiores, apoios para cabeça e para pés, além de diferentes modelos de assentos com variação dos materiais aplicados. Outra dificuldade encontrada é que as cadeiras disponíveis não possuem padrões estruturais, impedindo que acessórios para adequação postural de uma marca sejam instalados em cadeiras de outras marcas. Ocorre que grande parte dos sistemas e equipamentos para avaliação e diagnóstico em reabilitação postural são importados de outros países. A falta do desenvolvimento de produtos locais torna o Brasil dependente de tecnologias estrangeiras, dificultando o acesso às populações de mais baixa renda. O estudo produzido pelo Instituto de Tecnologia Social - ITS (MORYA e GARCIA, 2007) indica que “pesquisas estão sendo produzidas, mesmo que de forma tímida, mas os produtos ou processos estão sendo armazenados, sem chegar no usuário final”.

Na prática clínica da adequação postural existe uma rotina regular para as atividades de intervenção terapêutica, que fazem parte de uma sistemática mais geral relativa à prática da tecnologia assistiva, envolvendo a participação constante de um profissional de saúde: avaliação, estabelecimento de objetivos, prescrição do equipamento, ajuste ao usuário, e seguimento (EUSTAT, 1998).

O posicionamento, a distribuição de pressão e a carga sobre o tempo são os principais parâmetros que afetam o conforto mecânico do usuário. Este é definido como a parte do conforto total que depende da distribuição de pressão de contato

sobre partes do corpo humano em contato com o assento ou a cama (Hänel, Dartman e Shishoo, 1997). Rosenthal et al. (2003) explica que é importante a transmissão da força peso para o assento, na forma de pressão distribuída, igualmente em todas as áreas da superfície, conforme pode ser observado na Figura 1.

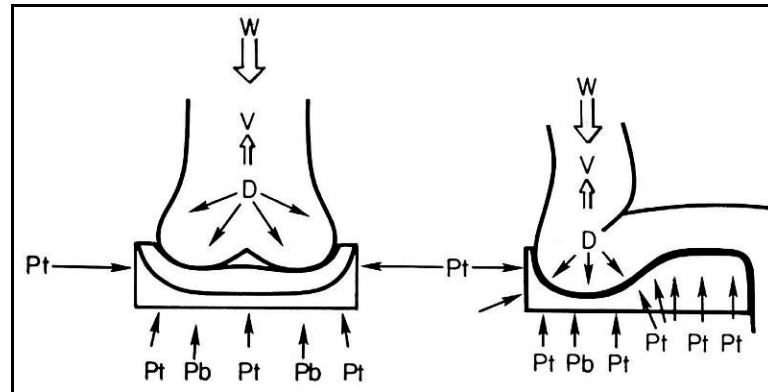


Figura 1 - Diagrama conceitual para distribuição da pressão de contato. Legenda: W, força peso; D, deslocamento lateral = cisalhamento interno; Pt, pressão nos tecidos moles; Pb, pressão nas proeminências ósseas; V, componente vertical do somatório de cisalhamentos. Fonte: Rosenthal et al. (2003).

Além do desconforto, a compressão não equilibrada pode levar a pressões pontuais gerando úlceras de pressão, popularmente conhecidas como escaras. Segundo Stockton, Gebhardt e Clark (2009), estas são geradas pela combinação de muitas horas na mesma posição (freqüentemente incorreta) com altas cargas sobre pequenas áreas do corpo, aumentando a pressão que induz danos nos tecidos moles. Na Figura 2 podem-se visualizar os principais locais do corpo humano propensos a desenvolverem pontos de pressão.

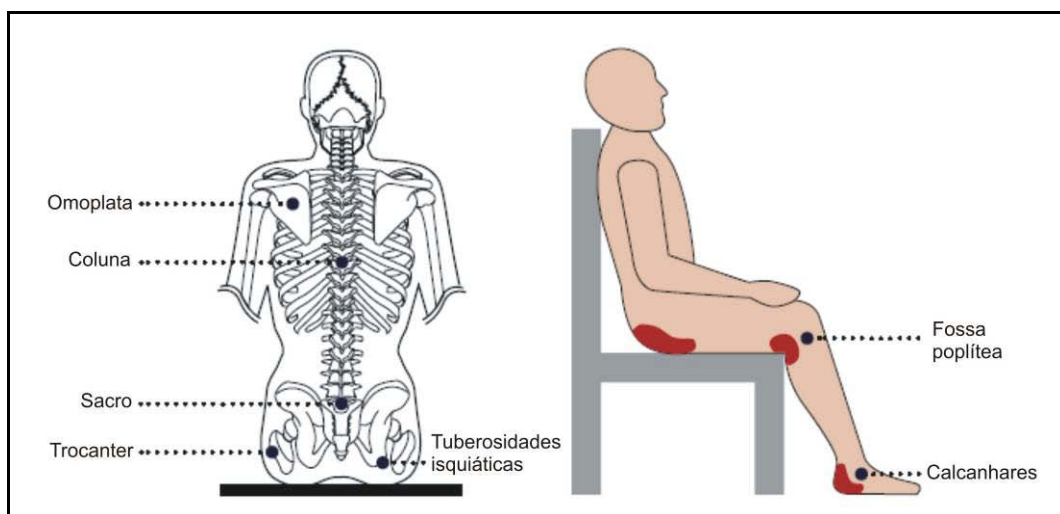


Figura 2 - Áreas vulneráveis a danos causados pela pressão quando sentado. Fonte: Stockton, Gebhardt e Clark (2009).

Makhsous et al. (2007) afirmam que lesões na pele, em usuários de cadeiras de rodas, são registradas mais frequentemente nas tuberosidades isquiáticas, devido à concentração de tensão sobre as proeminências ósseas. De acordo com Matsuoka e Hanai (1988), reduzir a magnitude e distribuir a pressão são incluídas como principais especificações no design de assentos. Segundo Kochhann et al. (2004), é interessante utilizar superfícies para distribuir a pressão exercida sobre as proeminências ósseas; como afirma a Lei de Pascal, estabelecendo que o peso de um corpo sobre uma estrutura fluida faz com que a pressão exercida seja distribuída igualmente por toda superfície de contato. No entanto, torna-se difícil estabelecer a relação entre a pressão da superfície e o desconforto sentado. Dentro desse contexto, vem ganhando destaque os chamados sistemas de mapeamento de pressão.

Segundo Hardwick et al. (2001), mapeamento de pressão se refere a uma ferramenta que identifica áreas de risco, auxiliando a tarefa de posicionamento do usuário no assento. O sistema utiliza uma espécie de tapete com uma matriz de sensores que medem individualmente a pressão entre o usuário e a superfície de assento. Os dados de saída são valores numéricos (normalmente em mmHg) e um mapa codificado com cores (Figura 3), assim possibilitando avaliações quantitativas e qualitativas.

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

De acordo com Swain (2005), as medições de pressão mostram o efeito das mudanças de postura, tais como inclinação pra frente, propensão para um dos lados, as quais implicam em grande variação da distribuição de pressão. Em casos clínicos, essas informações podem ser utilizadas para determinar o assento adequado para cada indivíduo. A Figura 3 apresenta dois mapas de pressão, um com maior concentração de pressão junto às proeminências ósseas isquiáticas e outro com uma distribuição de pressão mais adequada na mesma região.

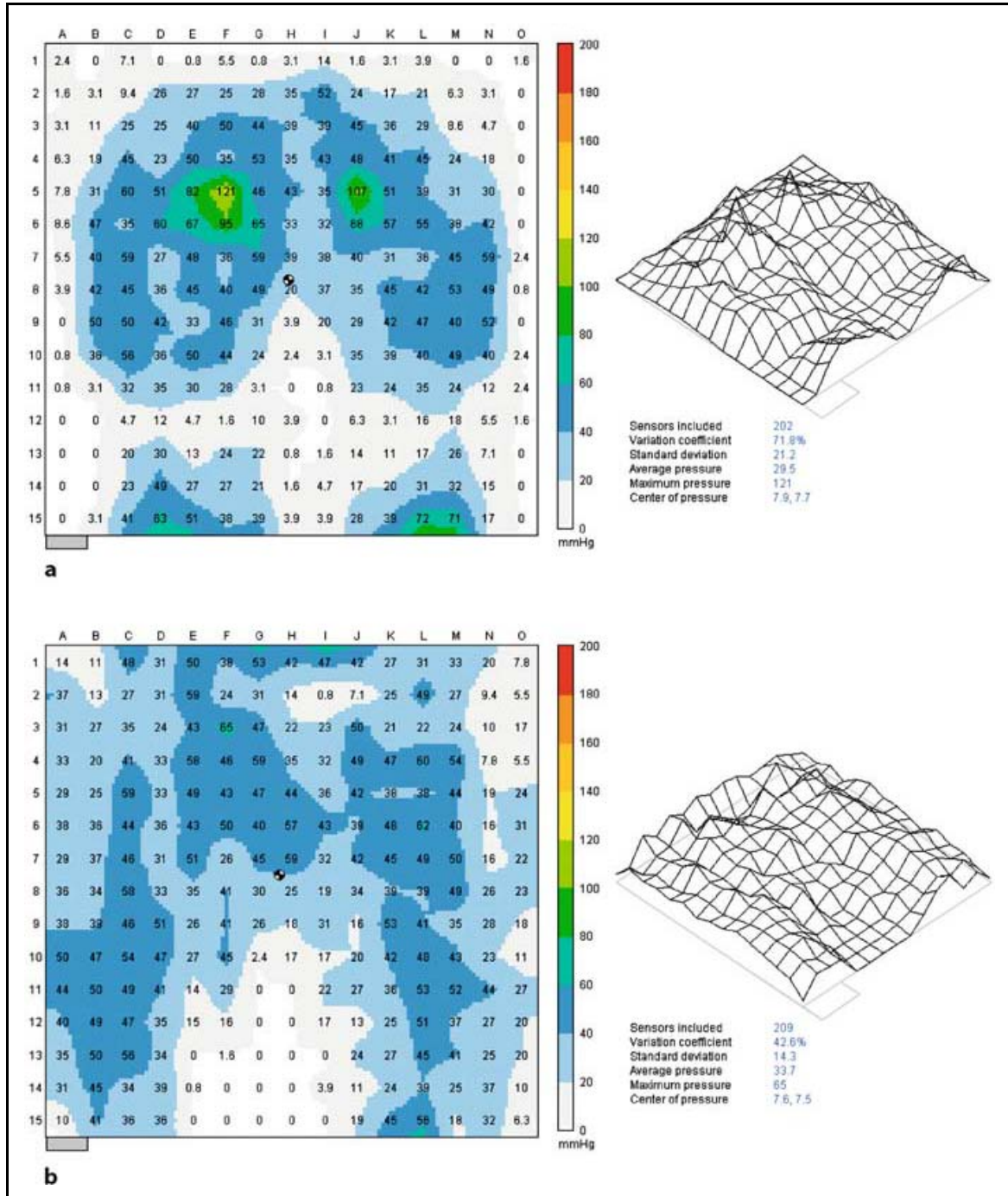


Figura 3 - Exemplos de mapa de pressão: (a) concentração de pressão junto às proeminências ósseas isquiáticas e (b) distribuição de pressão mais adequada. Fonte: Swain (2005).

Segundo Swain (2005), não há muitos estudos relacionando diferentes grupos de usuários, mas, em geral, pessoas com um menor índice de massa corporal (IMC) tendem a apresentar maiores pressões de interface (devido às proeminências ósseas). Contudo, o autor não acredita ser possível prever pressões da interface do usuário apenas pelo seu tipo físico. Swain (2005) ainda apresenta alguns valores típicos de pressão, para os lugares com maior ocorrência de úlceras de pressão (Tabela 1).

Tabela 1 - Valores típicos de pressão em lugares com maior ocorrência de lesões.

Local de medição	Valores de Pressão
Sacro (encosto semi-reclinado a 45°)	62-107 mmHg (8,3-14,3 kPa)
Trocanter (deitado de lado, quadris e joelhos a 60°)	06-156 mmHg (8,1-20,8 kPa)
Calcanhares	107-213 mmHg (14,3-28,4 kPa)
Tuberosidades Isquiáticas (sentado em almofada padrão de 3")	60-146 mmHg (8,0-19,5 kPa)

Fonte: adaptado de Swain (2005).

Hardwick et al. (2001) afirmam que Indivíduos com pressões menores que 80 mmHg, sem problemas de pele, geralmente não necessitam intervenção, enquanto que para os demais podem ser necessárias algumas ações, como a troca do assento. Kyung e Nussbaum (2008) sugerem que o uso do mapeamento de pressão é mais apropriado para avaliar conforto/desconforto de curto prazo, mas não ao desconforto de longo prazo (fadiga). Stockton e Rithalia (2009) mostram que o conforto não está ligado apenas a baixas pressões e que assentos projetados para gerar baixas pressões apresentam desconforto após horas de uso contínuo.

Ferguson-Pell e Parry (2001) salientam que o mapeamento de pressão é uma ferramenta para atender a cada paciente individualmente. Comparações numéricas generalizadas devem ser feitas com cautela, pois, apesar de muitas publicações buscarem um guia para pressões máximas suportadas, não há evidências suficientes para tanto. Eitzen (2004), afirma que há sérios problemas no que tange à metodologia de aplicação dos equipamentos (tapetes) para mapeamento de pressão. O tamanho do tapete, o número de sensores e a sensibilidade do sistema podem influenciar na resolução, precisão, confiabilidade e replicabilidade dos valores medidos. Neste sentido, os estudos atuais são de grande validade individualmente, mas de limitada e difícil comparação entre eles. Para Swain (2005), a grande variabilidade ocorre devido ao posicionamento, à curvatura e à complacência do usuário e da superfície de interface, bem como às vestimentas, entre outros. Devido ao sistema utilizado, é aceitável uma imprecisão de até 10% ou 10mmHg.

Zou, Mueller e Lott (2007) destacam que não sendo possível estabelecer um limite universal para os valores de pressão, acima dos quais houvesse dano tecidual, outros fatores começaram a ser pesquisados, entre eles a taxa de variação da pressão entre pontos adjacentes, ou seja, o gradiente de pressão.

Existe debate sobre a importância relativa entre uma posição considerada saudável e uma posição naturalmente preferida pelo paciente (mesmo com prejuízo da simetria), não havendo consenso entre especialistas sobre qual é a mais desejável em termos de prescrição (TREFFLER e SCHMELER, 2001 apud MORAES 2009). Grandjean e Kroemer (2008) relatam que a recomendação ortopédica de manter a postura ereta do tronco na posição sentada a fim de manter as curvas fisiológicas da coluna vertebral, conflita com o fato de outros estudos que afirmam que a posição sentada ligeiramente à frente ou reclinada, reduz os esforços musculares o que se torna mais confortável. De acordo com Watson e Woods (2005), existem poucos trabalhos científicos que afirmem um modelo ou sistema de adequação postural sentada preferível.

A adequação postural apresenta alguns objetivos comuns com a ergonomia, como o favorecimento da produtividade e do conforto e a diminuição da fadiga e da sobrecarga sobre o organismo. A recomendação ergonômica de manutenção de uma postura ideal se manifesta na maioria das prescrições de cadeiras de rodas, onde uma postura simétrica e bem definida é considerada um dos objetivos a ser alcançado com uso do sistema de assento (KANGAS, 2005).

2.1.2 Assentos Personalizados

No desenvolvimento de produtos, por meio de análises ergonômicas, utilizam-se dados de antropometria (relacionando medidas do usuário com o produto), normalmente expressos em percentis. De acordo com Panero e Zelnik (2006), percentis indicam a porcentagem de pessoas dentro da população que tem uma dimensão corporal de um certo tamanho (ou menor que este). Para fins de estudo, a população é dividida em 100 categorias percentuais da maior para a menor relação a algum tipo específico de medida corporal. O percentil 95 de estatura, por exemplo, indica que somente 5% da população estudada teriam alturas maiores. Uma vez que há dificuldades em se pesquisar ou projetar para toda a população, costuma-se selecionar um segmento central. Geralmente, trabalha-se com 90% do grupo populacional em questão, não abrangendo os indivíduos das duas extremidades (Tabela 2).

Tabela 2 - Dados antropométricos de peso e estatura de adultos.

Percentil	Gênero	Peso (kg)	Estatura (m)
5	Feminino	44,9	1,52
95	Masculino	97,1	1,85

Fonte: Adaptado de Panero e Zelnik (2006).

Gontijo et al. (2010) apresenta influências decisivas associadas a fatores como geografia, sexo, raça, etnia, bem como fatores sociodemográficos, sugerindo a necessidade de mais estudos antropométricos no Brasil. Iida (2005) salienta as diferenças existentes nas proporções corporais entre usuários de diferentes etnias. Na Figura 4 observa-se essa diferença, a qual se aplica não apenas para peso e estatura, mas também para as demais dimensões corporais.

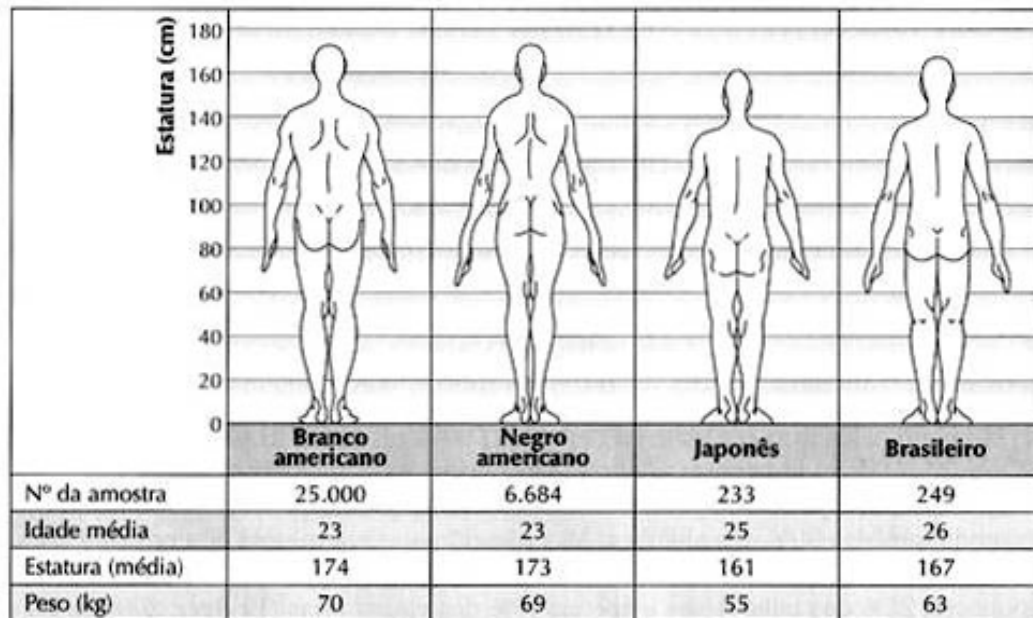


Figura 4 - Diferenças entre indivíduos de diferentes etnias. Fonte: Iida (2005).

Desta forma, evidencia-se que não existe ninguém que possa ser considerado mediano. Pode haver indivíduos que são considerados medianos de peso, estatura ou altura quando sentados. No entanto, indivíduos medianos em duas dimensões de medidas constituem apenas cerca de 7% da população; aqueles considerados medianos em três dimensões corporais são apenas em 3% da população; e aqueles considerados medianos para quatro regiões corporais a porcentagem cai para 2% da população. Neste sentido, Panero e Zelnik (2006) ainda salientam que para 10 dimensões corporais não existe um indivíduo mediano (GONTIJO et al., 2010).

Dentro deste contexto, é ainda importante salientar a maior variabilidade de parâmetros anatômicos para pessoas com deficiência. De acordo com Gontijo et al. (2010), mesmo com pequenas variações nos dados antropométricos pode haver interferências nas atividades e assim causar prejuízos diretamente na saúde, segurança e produtividade dos indivíduos. Gontijo et al. (2010) também afirmam que as medidas a serem consideradas para qualquer tipo de estudo ou aplicação devem estar associadas às necessidades do projeto considerando seus usuários.

A adequação postural está envolvida com o atendimento de uma população altamente heterogênea, com uma enorme variação de parâmetros psicológicos, intelectuais, anatômicos, clínicos e sociais, tornando necessária a atenção individual a cada caso (CEDAT, 2003).

O projeto e a fabricação de dispositivos de Tecnologia Assistiva tem características especiais quando comparados aos projetos de produto em geral. Para itens de consumo produzidos em massa, restrições de mercado e de processos fazem com que seja recomendável a aplicação de economias de escala, baixando o custo do produto final através da padronização e serialização da produção. Já para os produtos de TA, ocorre o oposto, já que as pessoas com deficiência apresentam condições excepcionais que exigem soluções diferenciadas, com um nível maior de atenção à usabilidade e à inclusão da diversidade (DONG, 2007).

Atualmente, são disponibilizados para assentos e encostos dos pacientes apenas objetos com formatos pré-definidos, que muitas vezes não se adaptam de forma adequada à sua anatomia. Alguns métodos buscam definir a melhor geometria do assento baseados na medição das pressões sobre o assento e não na medição direta do contorno do usuário. Neste contexto, a maioria dos estudos busca definir um formato ideal e não um método viável para fabricação de peças individuais. Assim, no mercado são encontrados somente assentos em formatos-padrão. Mesmo as alternativas de personalização são baseadas na montagem de um formato adequado através da composição de pequenas partes-padrão.

Embora a maioria dos usuários possa manter um bom nível de segurança e estabilidade com o uso de um sistema modular, muitas vezes é necessária a confecção de um assento moldado exatamente ao contorno do paciente, constituindo-se assim em uma órtese de tronco (TRAIL e GALASKO, 1990; CARISON; PAYETTE e VERVENA, 1995; ENGSTRÖM, 2002 apud MORAES, 2009).

Conforme o exposto, diante de peças pré-fabricadas em determinados tamanhos, o usuário tem que adaptar-se ao modelo mais próximo de suas medidas. Também há limitações quanto ao local onde divisões podem ser feitas no contorno, já que ali haverá uma descontinuidade que pode criar pontos potencialmente lesivos ao usuário. Segundo Moraes (2009), a conformação dos contornos do assento ao usuário vem sendo mais valorizada, havendo inclusive diversas indicações para que, em determinados casos, o assento seja conformado sob medida. O modo mais direto e intuitivo de diminuir a compressão sobre o assento consiste em fazer com que ela seja distribuída por uma área maior, e essa tem sido uma estratégia importante nos dispositivos de assento, através do acolchoamento e do contorno, conforme pode ser visto na Figura 5 e na Figura 6 (CARISON, PAYETTE E VERVENA, 1995).

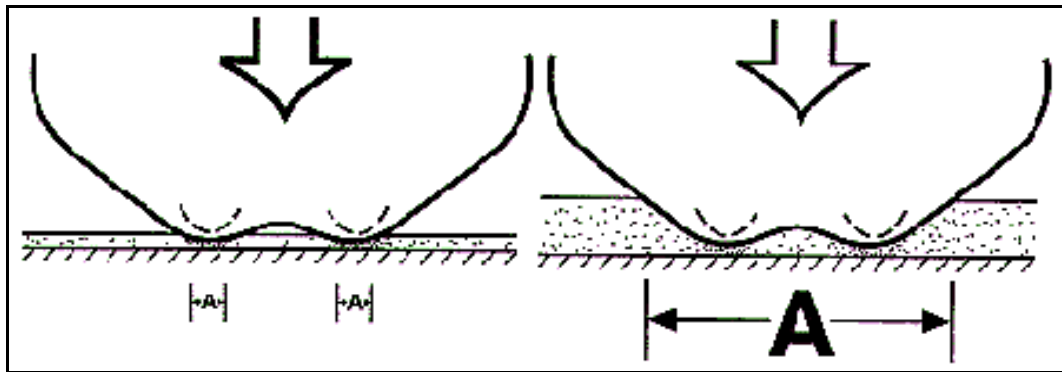


Figura 5 - Um assento com maior profundidade aumenta a área na qual a força é aplicada, diminuindo os picos de pressão; contudo, os picos continuam nos mesmos locais de risco. Fonte: Carison, Payette e Vervena (1995).

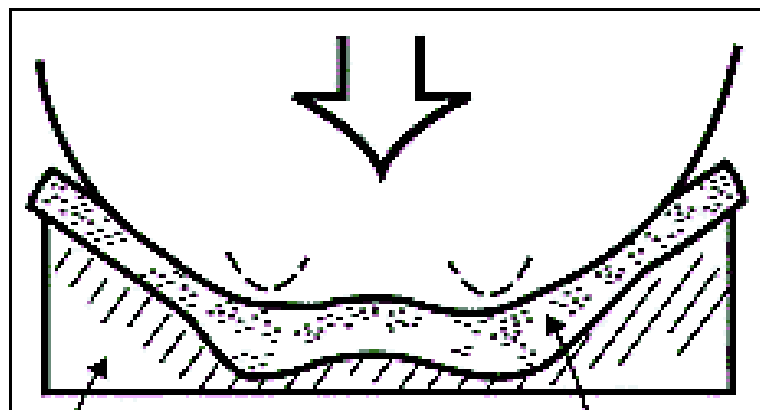


Figura 6 - O contorno adequado das superfícies de contato e/ou da superfície de suporte oferece um meio bem mais eficaz de gerenciamento (e distribuição) de pressão. Fonte: Carison, Payette e Vervena (1995).

Neste sentido, considerando que o ajuste entre a superfície de suporte e a anatomia do usuário é crítico na obtenção das condições desejadas de pressão sobre o assento, é consenso que, ao menos nos pacientes de maior risco, a confecção do assento deva ser personalizada (LIN et al., 2004; APATSIDIS et al., 2002; SY et al., 2000; ROSENTHAL et al., 1996; BRIENZA et al., 1996).

Um problema a ser enfrentado no desenvolvimento de assentos personalizados é a tendência ao maior custo. Segundo Sá (2003), Os recursos e as alternativas disponíveis são considerados caros e pouco acessíveis para todos.

Em nossa sociedade, considerações de caráter econômico sempre são necessárias para a avaliação da viabilidade de diversas iniciativas. No caso da tecnologia assistiva, que envolve equipamentos muitas vezes caros, nichos estreitos de mercado, volume reduzido de produção, necessidade de recursos de personalização, alto custo de desenvolvimento, isso é especialmente válido. É importante que se perceba que de nada adianta o cumprimento de todas as etapas da prestação de serviços de tecnologia assistiva - incluindo pesquisa e desenvolvimento - se o acesso à ferramenta adequada esbarra em restrições orçamentárias, ou se a viabilidade mercadológica de um produto torna necessário o empobrecimento do seu projeto, como, por exemplo, a redução da variabilidade e da ajustabilidade dos equipamentos (BERSCH, 2009).

Neste contexto, insere-se o conceito de personalização em massa, definida por Pine (1993) como a produção em massa de bens e serviços que atendam aos anseios específicos de cada cliente, a custos semelhantes aos dos produtos não personalizados. Para Silveira, Borenstein e Fogliatto (2001), o conceito pode ser visto como a aplicação natural de processos que se tornaram cada vez mais flexíveis e otimizados quanto a sua qualidade e custos. Assim, a personalização em massa é relacionada à capacidade de prover produtos ou serviços personalizados através de processos flexíveis em grandes volumes e a custos baixos.

Muitas das tecnologias que facilitam o design de produtos personalizados consistem em métodos e ferramentas auxiliados por computadores (COLOMBO et al., 2010), tais como tecnologias CAD (*Computer-aided Design*) e CAM (*Computer-aided Manufacturing*). Estas já foram utilizadas em vários estudos de produtos totalmente personalizados, por exemplo, em áreas de calçados, automóveis, jóias, óculos e implantes médicos. De fato, mesmo quando diversos produtos podem ser classificados como similares, a diferença natural entre eles em termos de aspectos

antropométricos de cada indivíduo levam as pesquisas em direção à alta customização, a fim de garantir a melhor performance possível para o produto. Neste sentido, a usinagem CNC torna-se uma interessante alternativa de flexibilização para as aplicações nas quais o produto deve ser único. A área médica representa, certamente, um destes casos.

No que tange aos assentos e encostos, poucas são as alternativas de produção de peças únicas moldadas com o contorno do usuário. Dentre as inúmeras inovações para cadeira de rodas, o que mais se destacou foi a evolução dos assentos e a adaptação de dispositivos de adequação postural sentada (WATSON E WOODS, 2005). Ocorre que as adaptações existentes são, em grande parte, artesanais, as quais muitas vezes não atendem a exigências individuais. De acordo com Prestes (2011), o recurso mais utilizado por terapeutas ocupacionais e ortoprotesistas são as espumas alveolares de escavação (Figura 7). Neste sistema basicamente encosta-se o sujeito na espuma e um profissional vai escavando manualmente esta estrutura até que o indivíduo esteja acomodado dentro do dispositivo.



Figura 7 - Espuma Alveolar de escavação. Fonte: Prestes (2011).

Os estudos atuais consistem em obter a forma do corpo do usuário (positivo) e tentar replicá-la (negativo) na superfície de suporte escolhida, normalmente uma espuma de poliuretano. Broughton, Cooper e Dilabio (2001), classificaram estes estudos em três técnicas:

- O método tradicional de medição manual dos contornos do corpo para reproduzi-los cortando e colando espuma (como o apresentado na Figura 7).
- A técnica “*Foam in Place*”, na qual o paciente é o próprio molde (a espuma é curada em contato com o contorno do corpo).
- A confecção de um molde, real ou virtual, que represente o formato desejado da pessoa; captura da forma via moldagem por almofada a vácuo ou revestindo o corpo do paciente; fabricação por técnicas como “*Foam in Box*” (a espuma é curada em uma caixa em contato com um molde), termoformagem ou utilizando processos CAD/CAM.

Acredita-se que o processo de fabricação de um assento personalizado deve ser automatizado, pois é necessário garantir que as almofadas produzidas contornem a superfície anatômica do paciente com contato máximo. Distorções geométricas poderão causar esforços indesejados, acarretar na ineficiência do sistema ou mesmo produzir efeitos contrários aos esperados. Neste sentido, a presente Tese propõe a digitalização tridimensional do usuário e a posterior usinagem da espuma, diretamente, através de uma fresadora CNC.

2.2 Seleção de Materiais

Os materiais utilizados na forração de assentos devem ter características antiderrapantes, ter a capacidade de dispersar o calor e o suor; portanto, a utilização de plásticos lisos e impermeáveis não é indicada para este fim (IIDA, 2005). Existem diversos modelos de almofadas desenvolvidas para serem utilizadas sobre o assento da cadeira de rodas. Algumas destas utilizam um, dois ou mais materiais em sua composição, como poliuretano de alta densidade, que dá o formato do assento, forrada com tecido e gel; almofadas de diferentes polímeros, que podem ser infladas com água, ar ou gel; almofadas em silicone; entre outras. Apesar de diferenciarem-se em alguns aspectos, a maioria dos sistemas de adequação postural sentada é confeccionada em espumas de polímeros, sendo o poliuretano (PU) o material mais utilizado (PRESTES, 2011).

Stockton, Gebhardt e Clark (2009) identificam as vantagens e desvantagens dos assentos confeccionados em espuma de poliuretano, salientando que estes podem variar pela densidade da espuma e que voltam à forma original quando a carga não está sendo aplicada. Suas principais vantagens são: baixo custo, estabilidade, os que possuem formas anatômicas podem se adaptar bem a forma do usuário melhorando seu posicionamento, bem como anti-bactericidas podem ser adicionados à espuma. Dentre as desvantagens pode-se identificar que as espumas de baixa qualidade possuem pouca durabilidade, obrigando o usuário a adquirir outra em pouco tempo, e que este assento pode não ser adequado para pessoas obesas.

Uma importante vantagem dos sistemas de suporte produzidos em espuma resiliente é o baixo custo dos materiais. Cabe salientar que para fazer uma comparação válida com outros tipos de materiais, devem ser considerados fatores de fabricação, tais como custos de equipamentos e ferramental. Dada a disponibilidade de materiais, os custos associados a estes, bem como suas características físicas, a presente Tese restringe o estudo nas espumas flexíveis de poliuretano. Conforme descrito no item 3.1, serão tomadas como variáveis as densidades dessas espumas.

2.2.1 Propriedades das Espumas Flexíveis de Poliuretano

Espumas flexíveis também são conhecidas como materiais celulares flexíveis (*flexible cellular materials*), definidos pela ASTM (*American Society for Testing and Materials*) como materiais contendo numerosas células, intencionalmente introduzidas, interconectadas ou não, distribuídas ao longo de sua massa (ASTM D883-11). Uma espuma de poliuretano pode ser genericamente definida como um produto celular expandido, produzido pela interação entre compostos de hidrogênio reativos, água e isocianatos (ASTM D3574-08).

Espumas de Poliuretano Flexível são produzidas pela reação de poliadição de um poliisocianato (no mínimo bifuncional) e um polioliol ou outros reagentes (contendo dois ou mais grupos de hidrogênio reativos). Os compostos contendo hidroxilas podem variar quanto ao peso molecular, natureza química e funcionalidade. Os isocianatos podem ser aromáticos, alifáticos, cicloalifáticos ou policíclicos. Esta flexibilidade de escolha de reagentes permite obter uma ampla variedade de compostos com diferentes propriedades físicas e químicas.

Esse tipo de espuma é amplamente utilizado na produção de colchões e de almofadas para assentos em geral, como os de veículos e móveis. Segundo Lima (2006), são espumas elásticas de cura a frio, muito utilizadas para acolchoamento em virtude da facilidade de fabricação e do alto nível de qualidade superficial/dimensional, o que possibilita a obtenção de peças com geometria complexa de espessura variada. Tipicamente apresentam densidades baixas (de 26 a 46 kg/m³), elasticidade permanente (alto grau de amortecimento), resistência à abrasão, bom isolamento térmico, resistência à maioria dos solventes, tintas, vernizes, bem como à bactérias (LIMA, 2006).

Comercialmente, a principal propriedade do material em questão é a densidade, definida como a relação entre a massa e o volume do material. Ela está intimamente ligada à maioria das demais propriedades. Nas espumas flexíveis, o suporte de carga (associado à dureza e rigidez) é determinado através de testes como o da força de indentação ou IFD (*indentation force deflection*). O suporte de carga (indentação), o qual deve estar vinculado ao valor da densidade, avalia o peso que a espuma suporta sobre si, por metro quadrado. O IFD é o principal indicador da qualidade da espuma produzida, pois o material deve ser macio no início da deflexão (ato de sentar) e logo após resistir.

Nas espumas flexíveis de PU os resultados dos experimentos de indentação muitas vezes são confundidos com os de resistência à compressão. Na resistência à compressão a amostra é comprimida, por um prato que excede o tamanho do bloco padrão, por 60 segundos a 50% de seu tamanho original e a carga final é medida. Na determinação do IFD, é medida a força necessária para acarretar reentrâncias específicas na espuma (de 25 a 65%), causadas por um indentador de 20 cm de diâmetro (VILAR, 2004).

Segundo Vilar (2004), a indentação de 65% é comparável a força exercida por um adulto sentado. Nas espumas flexíveis o “valor de conforto” (próximo a três) é definido como a razão entre as forças de indentação a 65% e 25%. A norma ASTM D3574-08 define essa relação como “fator de suporte” e não recomenda a nomenclatura “fator de conforto”. A referida norma coloca que espumas para assento com baixos fatores suporte comumente afundam, possuindo um desempenho inferior. No Brasil, as propriedades de espumas flexíveis para colchões, são especificadas pelo INER (Instituto Nacional do Repouso), conforme a Tabela 3.

Tabela 3 - Especificações do INER para espumas flexíveis de PU.

Propriedades	D18	D20	D23	D26	D28	D33	D40	D45
Densidade (kg/m ³), mín.	16,2	18,0	20,7	23,4	25,2	29,7	36,0	40,5
Resiliência (%)	35	40	40	40	40	40	45	45
Suporte de carga, 65% (N), mín.	140	160	180	220	240	270	330	340
Deform. permanente a 90% (%) máx.	12	10	8	8	7	7	6	6

Fonte: adaptado de Vilar (2004).

Buscando proporcionar mais saúde e conforto às pessoas, o INER desenvolveu um estudo que estabelece um colchão adequado para cada biótipo (relação entre peso e altura), fornecendo para os fabricantes o Selo de Qualidade Pró-Espuma, de acordo com a Tabela 4 (INER, 2011). Estes dados servem como referência, visto que não existem tabelas similares específicas para assentos.

Tabela 4 - Tabela de Biótipo, Selo de Qualidade Pró-Espuma.

Altura (m) Peso (kg)	até 1,50	1,51 a 1,60	1,61 a 1,70	1,71 a 1,80	1,81 a 1,90	acima de 1,90
Até 50	D23	D23*/20	D23/20*	D20		
51 a 60	D26	D26*/23	D26/23*	D23		
61 a 70	D28	D26/28*	D26/28*	D26*/28	D26	
71 a 80		D33	D28/33*	D28*/33	D28	
81 a 90			D33	D33*/28	D33/28*	D28
91 a 100			D40	D40*/33	D33	D33
101 a 120			D45	D40	D40	D40/33*
121 a 150				D45	D45/40*	D40

* Preferencialmente

** D18 indicado para recém-nascidos e crianças de até 3 anos.

Fonte: adaptado de INER (2011).

É importante observar o comportamento viscoelástico das espumas flexíveis, as quais, ao deformarem-se, sofrem simultaneamente deformações elásticas e viscosas. Este fato deve ser levado em consideração nas caracterizações mecânicas, pois a deformação total torna-se dependente do tempo. Cabe ainda salientar que não são objetos do presente estudo as espumas classificadas como viscoelásticas, ou seja, com valores de resiliência menores que 20%, comparados aos 40% das espumas convencionais.

No que tange à fabricação, as espumas flexíveis em bloco são produzidas por processos contínuos ou descontínuos, como um produto semi-acabado que é cortado nas dimensões e formas desejadas. Equipamentos de espumação descontínua (técnica em caixote) são os mais utilizados na América do Sul, Ásia e África, devido ao menor investimento e possibilidade de fabricação de pequenas quantidades de uma grande variedade de tipos de espuma. Equipamentos de última geração permitem que, pela variação da pressão, possam ser mudadas as densidades e as propriedades das espumas, a partir de uma mesma formulação (VILAR, 2004).

As espumas de poliuretano com formato específico são produzidas pelo processo denominado moldagem por injeção e reação (RIM - *reaction injection moulding*). O princípio consiste na aplicação da mistura dos reagentes na cavidade de um molde, no qual ocorre uma expansão limitada às suas paredes internas, em alta ou baixa pressão. A proporção dos componentes na referida mistura é determinante para obtenção de uma espuma mais rígida ou mais flexível, com maior ou menor dureza, com maior ou menor aderência, com maior ou menor densidade, entre outras características. O processo pode ser dividido em alguns estágios básicos: aplicação de desmoldante na superfície do molde, aplicação do material (Figura 8A), expansão do material (Figura 8B), cura (Figura 8B), abertura do molde (Figura 8C) e retirada da peça (Figura 8D). A Figura 8 apresenta uma seqüência resumida do processo RIM, ilustrando a produção de uma espuma de assento de poltrona de ônibus (LIMA, 2006).

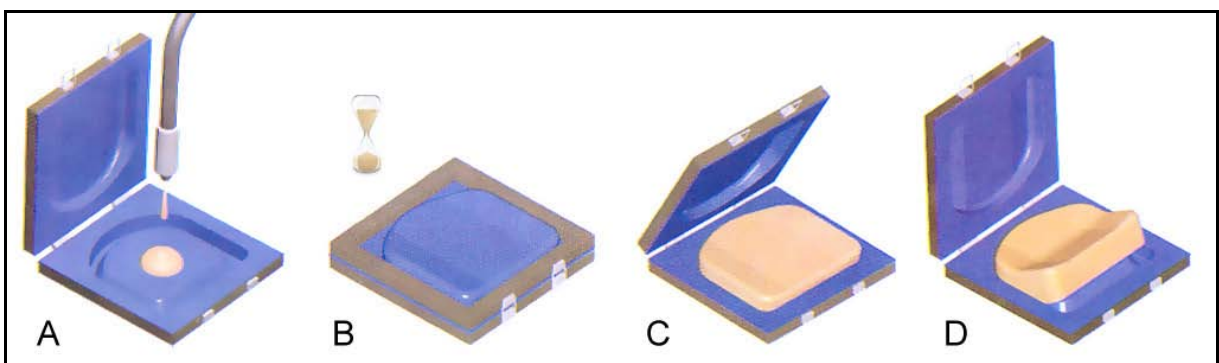


Figura 8 - Processo RIM de baixa pressão: (A) aplicação do material, (B) expansão e cura do material, (C) abertura do molde e (D) retirada da peça. Fonte: adaptado de Lima (2006).

Conforme já exposto, em função do alto custo de um único molde para personalização, a presente Tese busca a usinagem diretamente de um bloco de espuma flexível de poliuretano. Esse assunto é revisado e discutido no item 2.4.

2.3 Digitalização Tridimensional do Corpo Humano

Para a realização da usinagem CNC é necessário um modelo virtual, o qual pode ser obtido, a partir de um modelo físico. Este processo é conhecido como engenharia reversa e pode ser realizado via digitalização tridimensional.

A digitalização tridimensional é utilizada para capturar dados de objetos em 3D e, auxiliada por softwares, permite obter com grande precisão curvas, detalhes de superfícies e texturas. Através dos modelos digitalizados podem ser realizadas medidas de desgaste, construção de moldes, análises de superfícies, etc., e aplicar os resultados com fidelidade a produtos inovadores. Muitas aplicações da técnica em questão estão direcionadas para tornar o setor produtivo mais ágil e flexível. A partir da digitalização 3D é possível facilitar sobremaneira o desenvolvimento de produtos personalizados. Para estas aplicações, normalmente, são utilizados sistemas de alta tecnologia, como o Scanner 3D e sistemas CAD/CAE/CAM. Embora esses sistemas venham se popularizando, para o mercado nacional eles ainda requerem elevados investimentos, dificultando sua utilização em projetos de baixo custo. No entanto, no Design muitas vezes é necessária a velocidade, mas não toda a precisão que estes sistemas oferecem. É o caso da digitalização de partes do corpo humano para o desenvolvimento de alguns produtos personalizados, ergonômicos e de Tecnologia Assistiva.

Nas últimas duas décadas, os sistemas de digitalização 3D foram continuamente melhorados, no que diz respeito a métodos, técnicas e softwares. Tais sistemas, inicialmente desenvolvidos para outros setores industriais, vem sendo aplicados para medições de partes humanas. Segundo D'Apuzzo (2009), as tecnologias comercialmente disponíveis para digitalização do corpo humano (*body scanning*) podem ser divididas em quatro grupos: digitalização a laser (*laser scanning*); digitalização por luz branca (*white light scanning*); métodos passivos, como os baseados em silhueta ou a fotogrametria (*photogrammetry*); e tecnologias baseadas em outros sensores, como milionondas (*millimeter-wave radar*) ou sensores de toque (*touch sensors*). A Figura 9 ilustra alguns desses sistemas, apresentando equipamentos e exemplos de digitalizações.

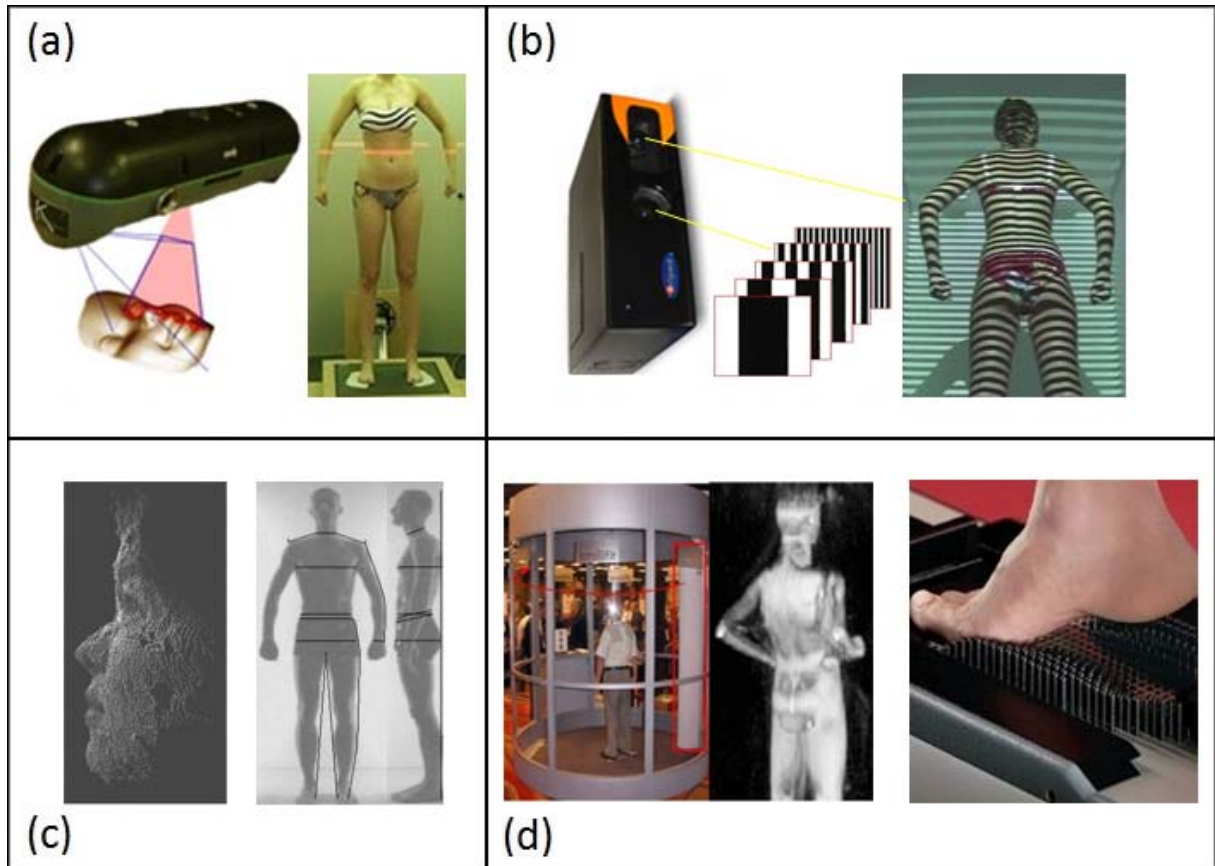


Figura 9 - Tecnologias para digitalização tridimensional do corpo humano: (a) digitalização a laser; (b) digitalização por luz branca; (c) métodos passivos, fotogrametria e silhueta; (d) outros sensores, miliondas e de toque. Fonte: Editado pelo autor, imagens de D'Apuzzo (2009).

De acordo com D'Apuzzo e Mitchell (2008) a digitalização a laser e a digitalização por luz branca (também chamada de luz estruturada) são as técnicas mais empregadas para digitalização do corpo humano. Ambas são baseadas no princípio da triangulação, no qual são projetadas luzes (laser ou luz branca), normalmente na forma de listras, e sensores capturam imagens para o processamento 3D (Figura 10). Equipamentos específicos para digitalização de um corpo inteiro são compostos por 3 ou 4 unidades de digitalização, as quais são sincronizadas e fixadas em pilares dispostos em volta da pessoa.

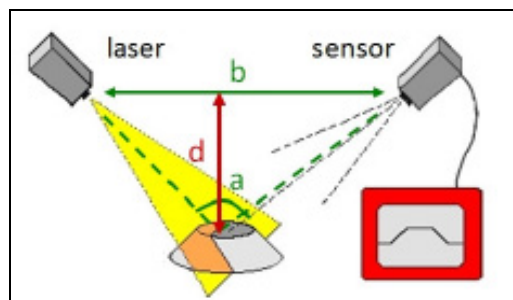


Figura 10 - Princípio da Triangulação. Fonte: D'Apuzzo (2009).

Os sistemas a laser tendem a ser de custo mais elevado, devido aos componentes, como unidades óticas e motores para posicionamento. Porém, estes mesmos fatores os tornam sistemas bastante precisos. Uma desvantagem do sistema é o tempo para digitalizar grandes superfícies, devido a possíveis movimentos da pessoa durante a digitalização. Os sistemas de luz branca tem como vantagem a utilização de lâmpadas de projeção. Assim, em detrimento da precisão, é possível projetar várias listras simultaneamente em grandes áreas. Porém, para obter maior resolução, é necessário fazer algumas projeções com as listras deslocadas e adquirir múltiplas imagens, aumentando o tempo de digitalização. O tempo de aquisição é considerado baixo, ocorrendo problemas de movimento apenas quando é necessário montar mais de uma vista. As projeções interferem umas nas outras, para usar mais de um dispositivo é necessário acioná-los em série (D'APUZZO E MITCHELL, 2008).

Uma vez que a maioria dos sistemas baseados em luz analisa imagens, torna-se interessante também avaliar o uso da fotogrametria. Bösemann (2005) afirma que os escâneres de luz branca não são exatamente sistemas fotogramétricos, mas utilizam muitos dos princípios de fotogrametria, especialmente para configuração das câmeras e para calibração. A digitalização por fotogrametria consiste em capturar diversas fotografias, em diferentes direções, por câmeras calibradas. Algoritmos específicos determinam a correspondência entre pontos nas diferentes imagens e, assim, é possível estimar coordenadas tridimensionais. Uma questão fundamental a ser observada nesse caso é a identificação de pontos nas imagens.

Conforme Bösemann (2005), o procedimento clássico para fotogrametria consiste na colocação de alvos (*targets*) para referência, embora alvos naturais (geometrias que possam ser identificadas) também possam ser utilizados. D'Apuzzo e Mitchell (2008) colocam que as superfícies corporais são livres de alvos naturais, o que dificulta o processo, e assim pode ser necessário acrescentar algum tipo de textura ou padrão. Num estúdio fotográfico as imagens precisam ser sincronizadas, para isso são necessárias várias câmeras. Na maioria dos casos, a pessoa marcada por alvos, é fotografada em posições que podem ocultar a maioria dos alvos. Com diversas câmeras e posições isso até pode ser minimizado, mas o processamento torna-se sofisticado e relativamente caro (D'APUZZO E MITCHELL, 2008). Assim, apesar da fotogrametria ser um processo rápido, praticamente instantâneo, a questão dos alvos pode ser um fator impeditivo de usá-lo diretamente na pessoa sentada.

De fato, o problema de visualizar a parte do corpo assentada, dificulta o procedimento para praticamente todos os sistemas. Cabe salientar que muitas vezes é necessário o suporte por parte de um profissional da saúde, o qual pode também ficar entre a câmera (sistema de aquisição) e a pessoa. Neste sentido, em alguns casos pode ser interessante recorrer à alternativa da digitalização indireta, ou seja, moldar o paciente e digitalizar a peça moldada.

Estudos prévios realizados em colaboração com Prestes et al. (2010) e Prestes et al. (2011a) demonstraram a viabilidade da digitalização direta de um usuário com escoliose não estruturada (deformidade óssea móvel que desaparece com inclinação lateral ou anterior de tronco). Porém, para minimizar a intervenção na digitalização e manter a postura durante o processo, foram utilizadas faixas de tecidos pelos fisioterapeutas, conforme observa-se na Figura 11. Este procedimento não pode ser aplicado para pessoas com deficiências mais severas ou com grande flutuação de tônus muscular, devido à dificuldade de aquisição e processamento de dados.

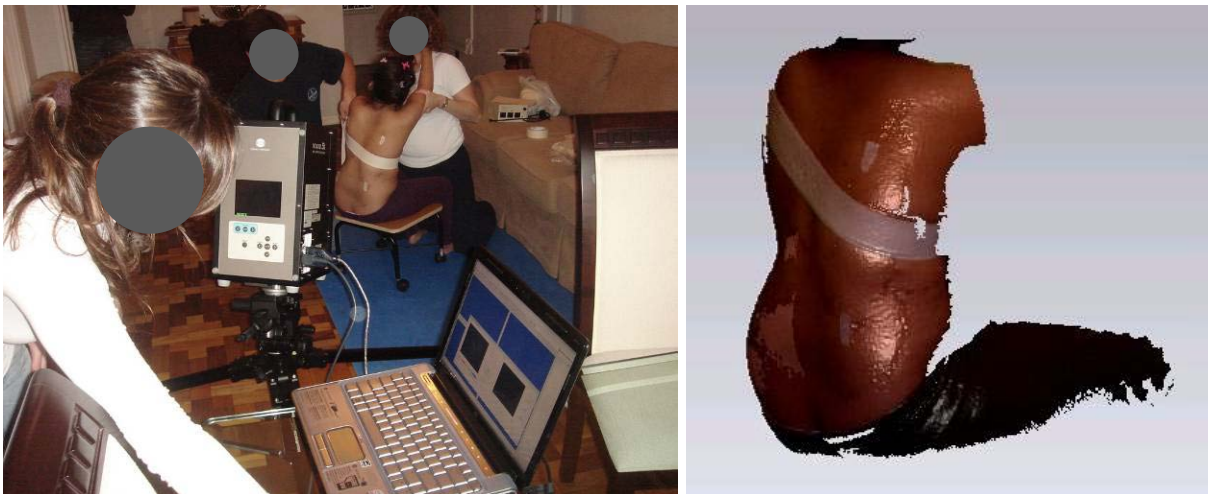


Figura 11 - Digitalização direta de usuário com escoliose. Fonte: Prestes et al. (2010).

A moldagem por parte de um profissional da saúde pode ser uma opção bastante interessante do ponto de vista ortopédico, desde que o sistema permita a ele liberdade suficiente para posicionamento e manipulação. Também, necessidades de ajustes no molde podem ser feitas na hora, manualmente pelo profissional, uma vez que esta etapa (avaliação e prescrição) é inevitável e parte integrante da clínica de adequação postural. Cabe salientar que o ajuste manual, pelo profissional da saúde, pode facilitar sobremaneira o andamento do processo, visto que necessidades de ajustes posteriores demandariam acompanhamento e conhecimentos de CAD/CAM.

Neste sentido, Prestes (2011) comparou a moldagem de usuários em gesso com a moldagem através de uma almofada de posicionamento (Figura 12). O usuário foi posicionado sobre o assento de uma cadeira de rodas e em seguida foi retirado o ar da almofada através de uma bomba de vácuo acoplada à mesma. Os moldes foram digitalizados e os assentos produzidos foram analisados via termografia. Os resultados apontaram a dificuldade em manter uma simetria na moldagem da almofada de posicionamento, pois as únicas referências são a percepção do usuário e a análise visual. Já o molde em gesso apresentou melhores condições de moldagem, visto que o fisioterapeuta pode sentir com o tato as curvas do usuário. Cabe ainda salientar que o molde em gesso pode ser digitalizado por praticamente qualquer processo aqui apresentado.



Figura 12 - Digitalização de almofada de posicionamento. Fonte: Prestes (2011).

Outras técnicas ainda podem ser potencialmente utilizadas, como a tomografia computadorizada (*computed tomography - CT scanning*), a qual baseia-se em feixes de raio-x que atravessam o corpo e são capturados do outro lado por um detector. Esse tipo de sistema é particularmente interessante para casos onde é necessário capturar estruturas internas, como propõe Santos (2009), aliando à tecnologia de manufatura aditiva para produzir modelos 3D de fetos. A tecnologia também encontra grande aplicação no design de implantes personalizados, como na área de cirurgia bucomaxilofacial, conforme Bertol (2008). Porém, os equipamentos disponíveis

nacionalmente (em geral em hospitais) são de difícil posicionamento do paciente para o caso de adequação postural sentada, bem como o procedimento é de alto custo. A já citada técnica baseada em miliondas (ondas de alta frequência que passam pela roupa e refletem no corpo) também apresenta a vantagem de atravessar alguns objetos. Este sistema é empregado, por exemplo, em sistemas de segurança que permitem detectar se a pessoa porta objetos ocultos. Porém, também é uma técnica de equipamentos de alto custo e, até o presente momento, inviável ao mercado nacional.

Os sistemas de digitalização a toque, para o caso em questão, são de aplicação bastante complexa. Tais sistemas realizam medições baseados na pressão de contato, exatamente uma das variáveis importantes a se gerenciar. Os antigos sistemas específicos, como o apresentado por Brienza e Karg (1998), foram substituídos pelos sistemas de mapeamento de pressão, apresentados no item 2.1.1.

Atualmente, são disponíveis também alguns sistemas de código aberto, bem como sistemas comerciais de baixo custo. Em geral são softwares mais simples que operam a partir do princípio de triangulação. Um bom exemplo é o software DAVID Laserscanner, desenvolvido por pesquisadores da Universidade de Braunschweig, Alemanha. A partir deste sistema é possível processar dados capturados com uma webcam compatível com qualquer computador (WINKELBACH et al., 2006).

A medição do corpo tem seus próprios desafios, um aspecto importante a salientar é relativo ao conforto. Humanos necessitam de conforto físico, não desejam ficar parados em uma determinada posição por algum tempo. Por outro lado, há também requisitos de conforto mental, incluindo a necessidade por privacidade e confidencialidade (D'APUZZO, 2009). Neste contexto, podem ocorrer problemas para a digitalização a laser, que pode demorar alguns segundos, mas, por outro lado, problemas para a fotogrametria, que apesar de instantânea documenta a pessoa através de fotos (em trajes íntimos por exemplo). Jones e Rioux (1997) apontaram algumas limitações para digitalizar o corpo humano, o qual está em constante movimento, sujeito a variação de forma devido a fatores externos (gravidade) e internos. Embora algumas partes possam ser imobilizadas, especialmente extremidades como pés e mãos, é praticamente impossível uma pessoa permanecer imóvel durante muitos segundos. Movimentos involuntários, como respiração e contrações musculares devem ser consideradas.

Isoladamente, esses pequenos erros podem estar dentro da tolerância necessária para muitas aplicações, mas podem trazer prejuízos significativos no que tange a montagem das nuvens e implicar em maior perda de precisão na superfície como um todo. Em pesquisa relacionada com medições do corpo humano, Jones e Rioux (1997) determinaram que três níveis de resolução podem ser definidos: alta resolução (10 - 100 μm), para dentes; resolução média (100 μm - 1 mm), para face, mãos e pés; e baixa resolução (1 - 5 mm) para tronco e membros.

Para D'Apuzzo (2004), o processo para seleção de um método deve levar em consideração alguns critérios:

- Parte do corpo a ser medida (corpo inteiro, cabeça, face, pés, etc.);
- Qualidade dos resultados (precisão, resolução, textura);
- Equipamentos (custos, mobilidade, espaço, manuseio, design);
- Processo (invasividade, tempos de aquisição e de processamento, conforto).

A discussão da melhor tecnologia é complexa, pois todas apresentam vantagens e desvantagens, e dependendo da aplicação uma pode ser mais adequada do que outra. Este fato reflete-se no mercado, dada a diversidade de sistemas comerciais de digitalização existentes. Algumas destas tecnologias são analisadas ao longo deste trabalho, assim, características e dispositivos são revisados a seguir.

2.3.1 Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica

O cabeçote de digitalização conoscópica consiste na emissão, através de um diodo, de um feixe de Laser, o qual é refletido por um divisor de feixe e incide pontualmente sobre o objeto a ser medido. A luz dispersada retorna da peça, passa pelo módulo conoscópico (composto um cristal birrefringente) e é detectada pelo sensor CCD (dispositivo de carga acoplado), conforme a Figura 13.

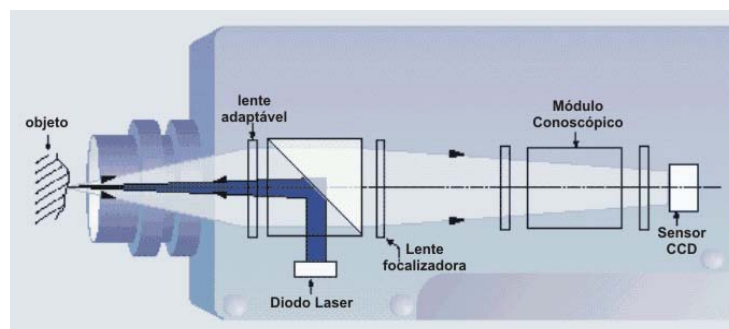


Figura 13 - Princípio de operação por Holografia Conoscópica, cabeçote Conoprobe 1000.
Fonte: adaptado de Optimet (2005).

O CCD é um tipo de sensor formado por um conjunto de capacitores sensíveis à luz. O cristal birrefringente modifica diferentemente a velocidade de cada raio de luz de acordo com seu ângulo, criando um padrão de franjas com alto contraste no detector CCD. Uma vez que o ângulo do raio de luz é função da distância entre um plano de referência e o ponto de laser projetado no objeto, esta distância pode ser então determinada pela análise das características do padrão criado. A relação entre o sinal no detector CCD e a distância dos objetos é determinada por um processo preciso de calibração realizado para cada lente objetiva utilizada (OPTIMET, 2005).

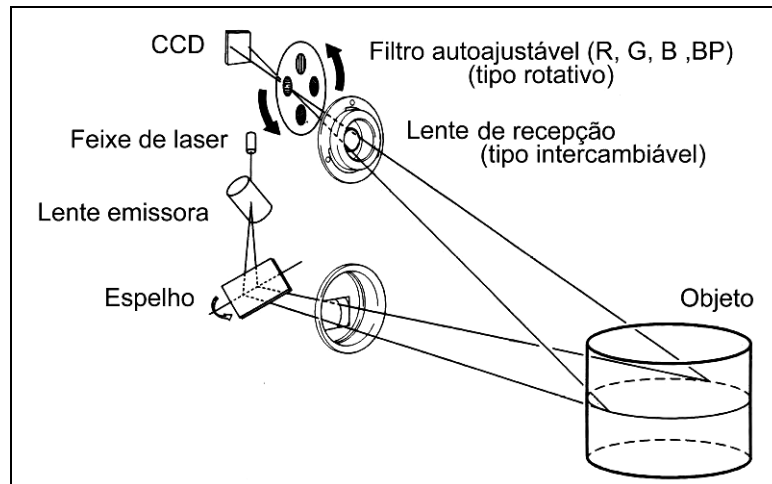
Este tipo de sensor a laser não trabalha necessariamente com triangulação, visto que pode ser adaptado em equipamentos CNC e realizar medições colineares por interferometria. A característica ótica do sistema torna-o de grande precisão.

2.3.2 Digitalização a Laser por Triangulação

Os digitalizadores a laser baseados em triangulação já estão bem difundidos no mercado atual. A maioria dos sistemas utiliza uma câmera para obter a linha de intersecção do laser com o objeto. Grande parte desses sistemas preocupa-se com alta precisão, tornando-se de alto custo (WINKELBACH et al., 2006). Um equipamento comercial que enquadra-se neste caso é o Vivid 9i, da Konica Minolta®.

Na triangulação do Vivid 9i, um feixe pontual de laser é emitido e, ao atravessar uma lente cilíndrica, torna-se uma linha horizontal (eixo X) de laser que incidirá sobre o objeto a ser digitalizado. O ângulo de incidência é controlado por um espelho galvânico, o qual possui um eixo de rotação capaz de varrer a superfície verticalmente (eixo Y). A luz refletida pelo objeto passa através de uma lente focalizadora até incidir em um sensor CCD, para captação de imagens. Então, através do triângulo formado, obtém-se a medida de distância (eixo Z). Adicionalmente, é possível capturar a cor do objeto digitalizado, através de um filtro de cores RGB posicionado em frente ao CCD. O Princípio descrito é ilustrado na Figura 14.

Após ser finalizada a varredura da área superficial de interesse, obtém-se o mapeamento ponto a ponto da superfície do objeto. Como resultados, podem ser exportados arquivos com milhares de pontos descritos em coordenadas (X,Y,Z). Este conjunto de pontos é chamado “nuvem de pontos” e após manipulação computacional pode gerar superfícies tridimensionais.



**Figura 14 - Princípio de Digitalização 3D por triangulação, equipamento Vivid 9i.
Fonte: Adaptado de Konica Minolta (2006).**

Atualmente encontram-se disponíveis no mercado scanners de mão (*handheld scanners*), como é o caso da linha Handyscan da Creaform®, ou ZScanner da Z corporation®. Estes são portáteis, dispensando o uso de tripés, braços mecânicos ou outros dispositivos de posicionamento. A operação é manual, na qual o usuário varre o objeto como se estivesse operando uma pistola de pintura. Para tanto, são utilizadas etiquetas reflexivas como alvos (*targets*) na superfície a ser digitalizada e/ou ao seu redor. Com a identificação dos alvos, o sistema realiza um autoposicionamento, apresentando os resultados na tela de um computador em tempo real.

Há ainda softwares disponíveis para que o usuário monte seu próprio sistema, como é o caso do DAVID Laserscanner®, desenvolvido por pesquisadores da Universidade de Braunschweig, Alemanha (WINKELBACH et al., 2006). Neste método, um laser de linha é projetado sobre um objeto, varrido manualmente, enquanto os contornos da forma são capturados por uma webcam e identificados por um algoritmo de triangulação. O software pode ser obtido gratuitamente na Internet, mas com algumas restrições de uso (quanto à resolução, montagem e registro das nuvens de pontos).

Para montagem deste sistema são necessários um emissor de laser linear, uma câmera (webcam) e um painel de calibração com padrões. O painel de calibração com padrões para a câmera consiste de dois planos ortogonais contendo em suas superfícies padrões geométricos circulares equidistantes, cuja distância define o fator de escala. Esta calibração determina os parâmetros de aquisição (posição e orientação dos planos, distância focal e distorção da lente). Estes requisitos afetam

diretamente a precisão dos resultados obtidos. O sistema calcula as coordenadas espaciais utilizando como referência o painel de calibração (geometria conhecida), considerando que o ponto (p) é a intersecção entre um raio projetado (r) e o plano do laser (L), conforme a Figura 15.

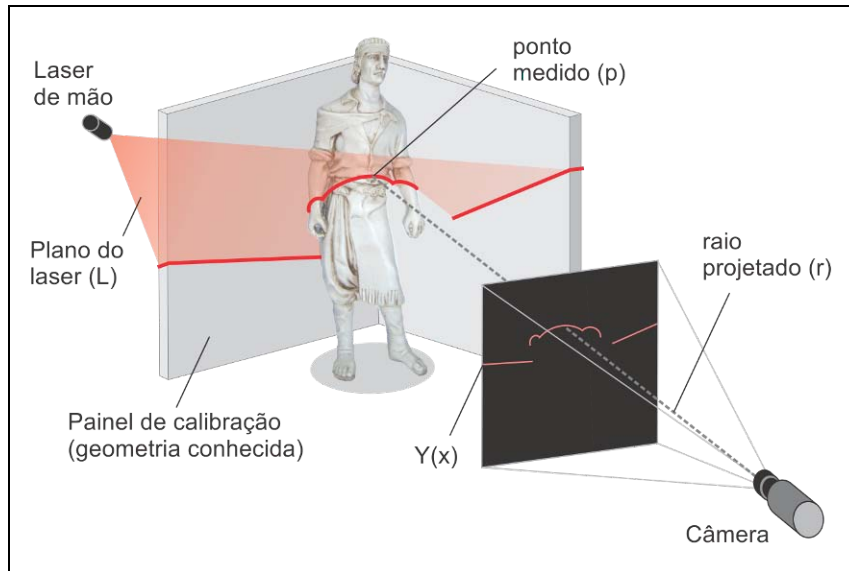


Figura 15 - Princípio de triangulação do DAVID Laserscanner.

Como resultado tem-se um mapa de curvas de nível, que pode ser exportado como nuvem de pontos ou malha 3D. Caso o modelo virtual necessite de diferentes vistas para ser montado, é necessário adquirir a licença profissional do software. Cabe salientar que a montagem também pode ocorrer nos softwares convencionais de engenharia reversa.

Além da digitalização, o software DAVID Laserscanner (versão profissional licenciada) possui controles de suavização da malha e um módulo denominado Shapefusion para a montagem (registro) das nuvens de pontos. No mercado em que este sistema compete, há outras empresas que comercializam softwares de mesma funcionalidade. Cada fabricante propõe uma técnica diferente para a captura e processamento dos dados, mas o método é semelhante. Porém, seus concorrentes oferecem kits completos contendo o software, câmeras de alta resolução e o laser, defendendo a incompatibilidade de seus softwares com outros tipos de hardware. Já o software DAVID Laserscanner se utiliza de uma simples webcam, compatível com qualquer computador, e um laser de linha manual, possibilitando ao usuário dimensionar os custos, que tendem a ser baixos.

2.3.3 Digitalização por Luz Branca (Luz Estruturada)

Este sistema opera através da projeção de um padrão conhecido de luz (linhas paralelas ou grades) em um objeto. As linhas de luz deformam quando atingem a superfície do objeto e são capturadas por uma câmera calibrada. De acordo com a distorção do padrão, o sistema calcula as coordenadas tridimensionais da superfície. A Figura 16 ilustra esse princípio de digitalização.

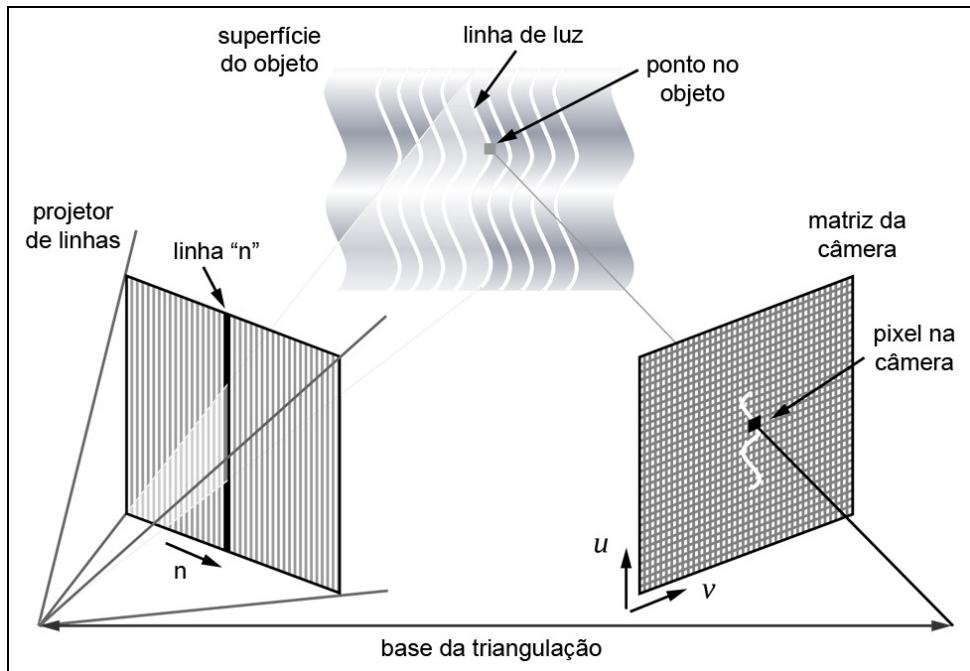


Figura 16 - Princípio da triangulação por luz branca. Fonte: adaptado de Frankowski (2011).

Ao invés de projetar apenas uma linha fina, como nos sistemas a laser, usualmente são projetadas várias linhas de uma vez só, permitindo significativo aumento na velocidade de digitalização. Em alguns casos, o uso de mais de uma câmera permite o aumento da precisão da digitalização. Quanto maior a resolução da câmera, mais pontos podem ser obtidos de cada vez, podendo atingir centenas de milhares de pontos por imagem.

Uma seqüência de diferentes padrões podem ser projetados, segundo Frankowski (2011) para identificação de cada linha faz-se com que eles formem um código binário, conforme observa-se na Figura 17A. Durante a calibração são realizados ajustes de brilho e contraste para que a intensidade da luz medida tenha um padrão senoidal (Figura 17B). Pelo menos três padrões são necessários para uma análise precisa. Alguns sistemas utilizam a projeção de padrões coloridos, podendo também avaliar a frequência e a defasagem da luz.

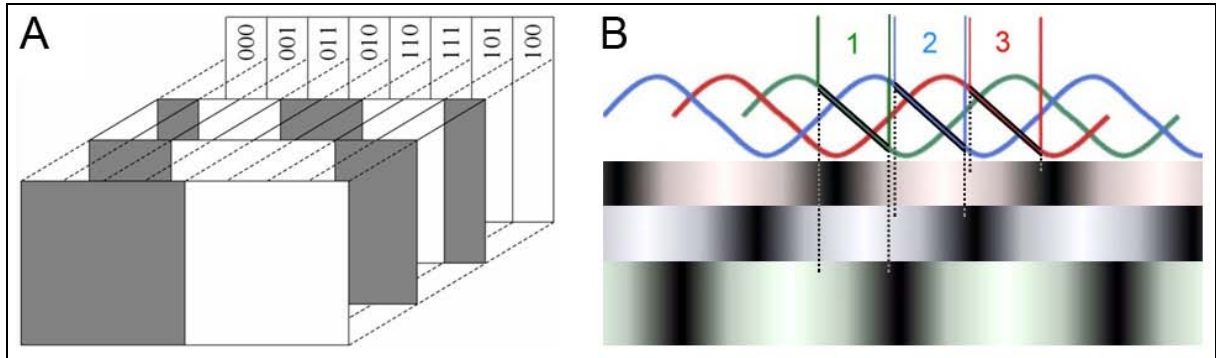


Figura 17 - (A) Seqüência de padrões projetados formando código binário; (B) avaliação de padrões com distribuição de intensidade senoidal. Fonte: adaptado de Frankowski (2011).

Assim como os sistemas a laser, também existem os scanners de mão baseados em luz branca, como é o caso da linha Artec 3D Scanners®. Existem, ainda, softwares para montagem de sistemas de baixo custo com projetores e câmeras convencionais, como o já citado DAVID Laserscanner®.

2.3.4 Digitalização Baseada em Fotografia (Fotogrametria)

De acordo com Walford (2010), proveniente da topografia fotogramétrica digital e da estereoscopia computadorizada, recentemente surgiu a Digitalização Tridimensional Baseada em Fotografia. A topografia fotogramétrica digital (difundida nos anos 80) gera modelos digitais de relevo do solo. Já a estereoscopia computadorizada (difundida nos anos 70) extrai informação tridimensional de objetos, a partir de pares de imagens capturadas simultaneamente em perspectivas deslocadas (Figura 18). Assim, a Digitalização Baseada em Fotografia é fortemente fundamentada nestes consagrados princípios da fotogrametria.

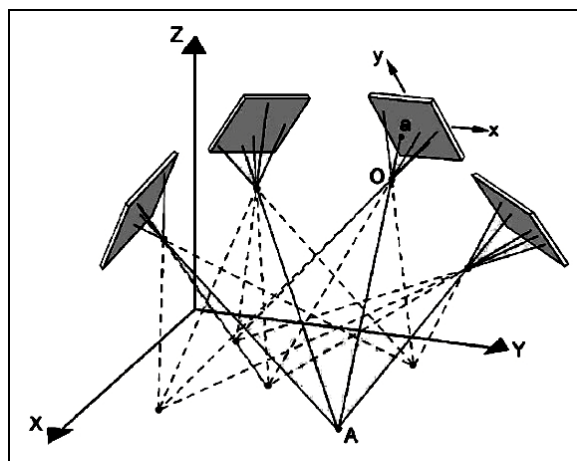


Figura 18 - Princípio de funcionamento da fotogrametria. Fonte: Cuypers et al. (2008).

Um dos algoritmos utilizado na Digitalização Baseada em Fotografia, chamado de *Dense Surface Modeling* (DSM), identifica a posição e a orientação das câmeras no ato da captura. Em seguida, o software de digitalização compara duas fotos por meio de marcas de contraste, buscando definir a melhor sobreposição entre elas. Quando são encontradas as correspondências ótimas, a posição e a orientação das fotografias são utilizadas para calcular a localização da marca no espaço tridimensional. Definida uma grade regular em uma imagem de um par fotografado, combinada com a posição ideal da outra imagem, o resultado será uma densa nuvem de pontos 3D (Figura 19). Para este processo de correspondência dos dados, a superfície a ser digitalizada deve possuir marcas como uma textura ou um padrão aleatório, por exemplo, carpete, rocha ou mesmo pele humana (WALFORD, 2010).

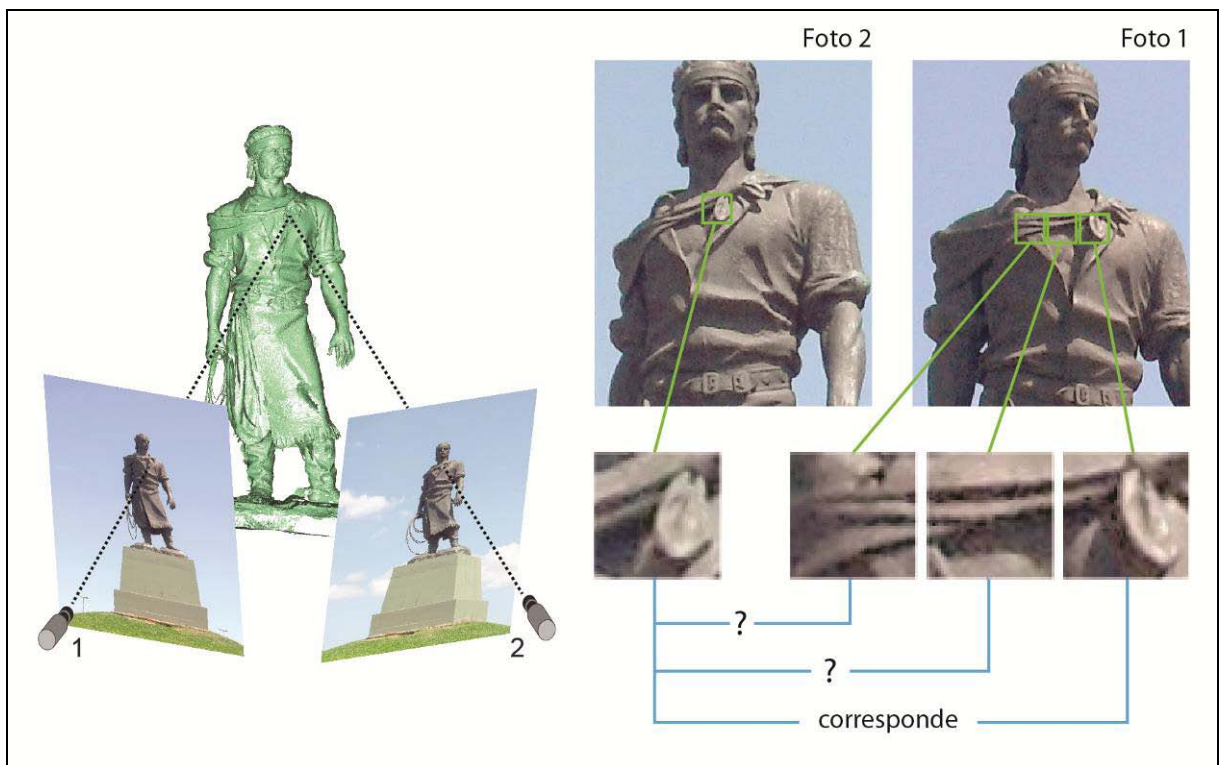


Figura 19 - Princípio da Digitalização Baseada em Fotografia.

A Digitalização Tridimensional Baseada em Fotografia gera modelos 3D para aplicações diversas com a precisão da fotogrametria, utilizando-se dos algoritmos da estereoscopia. A precisão dos resultados obtidos é afetada pela resolução da câmera, da lente utilizada, pela distância da câmera para o modelo e pelo padrão de textura da superfície do objeto. Muitas vezes a resolução pode ser melhorada através da aproximação da câmera ou usando uma câmera de alta resolução.

Segundo Walford (2010), com uma câmera de 10 Megapixels fotografando um objeto a 1 m de distância, se obtém cerca de 0,3 mm de superfície em cada pixel, ou seja, uma resolução de aproximadamente 0,3 mm. Afastando o objeto a 10 m, a resolução cai para 3 mm. A Digitalização Tridimensional Baseada em Fotografia não é restringida pelo tamanho do modelo, porém para capturar a textura requer que esta seja visível em foto. Podem ser digitalizados objetos que se movem ou mesmo vivos utilizando múltiplas câmeras sincronizadas. Este é considerado um método passivo de digitalização, pois não é projetada nenhuma radiação além da natural sobre o objeto. O método apresenta limitações relacionadas a áreas de pouca iluminação, superfícies reflexivas, objetos com mudanças abruptas de profundidade, densidade de pontos muito alta e tempo de processamento (WALFORD, 2010).

2.3.5 Digitalização com contato

Scanners de contato adquirem pontos da superfície do objeto através de contato físico. Estes sistemas são derivados das Máquinas de Medição por Coordenadas (CMM, do inglês *Coordinate-Measuring Machine*), as quais são largamente utilizadas em indústrias de precisão e inspeção. Em geral este tipo de scanner é composto por braços mecânicos rígidos com 5 ou 6 juntas articuladas, com precisos sensores de medição angular (*encoders*). A localização espacial da ponta de contato é realizada pelo cálculo da rotação de cada junta considerando o comprimento conhecido de cada braço.

O fato de tocar a superfície do objeto representa algumas limitações em materiais flexíveis, frágeis ou valiosos, como artefatos históricos. Porém, não há restrições em superfícies transparentes e brilhosas como no caso dos métodos baseados em radiação. Há tanto equipamentos fixos e robustos, quanto equipamentos móveis e portáteis. Estes últimos são os mais utilizados para aplicações não-repetitivas como é o caso da engenharia reversa e do design de produto. Com os sistemas de contato de operação manual costumam-se capturar alguns pontos representativos da superfície e utilizá-los para reconstruir o objeto em softwares CAD.

Para todos os sistemas descritos, após a etapa de digitalização, procede-se a etapa de manipulação de dados. Para passar o modelo do virtual para o real, é necessário realizar um processamento computacional.

2.3.6 Modelamento Computacional (CAD/CAM)

Os processos de digitalização funcionam, em geral, por meio de uma varredura em intervalos regulares medindo a localização de pontos no espaço (X, Y e Z). Com intervalos pequenos entre os pontos, obtêm-se uma densidade (resolução) regular da superfície do modelo original, chamada nuvem de pontos. Uma nuvem de pontos 3D, adquirida através de digitalização tridimensional, normalmente necessita algum tipo de pós-processamento, como suavização, aplicação de filtros (remoção de ruído), preenchimento, montagem de partes (operação denominada registro), triangulação de pontos e geração de malha. Estas operações são realizadas por softwares especializados, geralmente de custo alto.

O processamento é realizado nos dados da nuvem de pontos adquirida, a qual pode conter alguns milhões de pontos. Um arquivo como este pode tornar-se pesado demais para manipulação em computadores convencionais. Através de alguns sistemas CAD pode ser realizada uma filtragem dos pontos desta nuvem, podendo diminuí-la consideravelmente (geralmente em mais de 50%). Esta filtragem mantém apenas os pontos realmente significativos para representar o objeto, ou seja, quanto menos detalhes existirem na superfície da peça, menor será a quantidade de pontos que serão necessários para representá-la. A filtragem de pontos é muito importante para a redução de ruídos inerentes ao processo de digitalização, bem como para a criação de um modelo tridimensional mais facilmente manipulável (SILVA, 2006).

A partir da nuvem de pontos já filtrada, é possível unir os pontos três a três formando inúmeros triângulos, criando-se assim uma malha tridimensional da superfície da peça. Com a malha criada, é possível se fazer uma série de alterações, como suavizar a superfície, criar furos, alterar cantos vivos, entre outras possibilidades. Arquivos com dados de malhas de triângulos planos podem ser salvos com a extensão STL (de *Stereolithography*, segundo a ASTM F2792-10), formato padrão na indústria para os sistemas de manufatura aditiva. Segundo Galantucci et al. (2008), o padrão STL possibilita o fatiamento de superfícies utilizando elementos triangulares. Os dados de cada triângulo são compostos por três coordenadas espaciais dos vértices e três direções de suas normais. Ainda segundo o autor, este tipo de modelo CAD é a conexão mais fácil entre a engenharia reversa e os processos de prototipagem rápida baseados em camadas (manufatura aditiva).

Freitas (2006) recomenda alguns procedimentos para a conversão do arquivo neste formato: a) usar tolerância de 0,01mm para que o modelo não fique facetado; b) fechar os furos porventura existentes na malha; c) orientar as normais dos triângulos para fora da superfície; d) exportar o arquivo no formato binário. Acrescenta-se a estes a importante eliminação de possíveis intersecções entre alguns dos triângulos.

Dado que os triângulos em questão são planos, para que a malha não fique facetada ao utilizar menores resoluções, pode ser importante realizar um procedimento de suavização. A suavização consiste em diminuir ângulos existentes entre polígonos, tornando-os mais tangentes e diminuindo a rugosidade da malha. Cabe salientar que o deslocamento de vértices tem o mesmo efeito de deslocar os pontos da nuvem original, ou seja, pode implicar na perda de precisão dimensional.

Para os scanners capazes de capturar a textura (cor) do objeto, é necessário salvar os dados em formatos que suportem esse recurso. Nesses casos, são usuais os formatos OBJ (*Wavefront Object*) ou PLY (*Polygon File Format*). Pode-se ainda utilizar o formato WRL (arquivo VRML - *Virtual Reality Modeling Language*), difundido em aplicações via internet. Foi lançada em maio de 2011 a norma ASTM F2915, a qual padroniza o formato AMF (*Additive Manufacturing File Format*). Este padrão de arquivo, baseado em XML (*Extensible Markup Language*), foi desenvolvido para ser o sucessor do STL em equipamentos de manufatura aditiva, tais como impressoras 3D.

Para aplicações onde é necessário alterar consideravelmente a forma do objeto digitalizado, a utilização de arquivos de malha torna-se limitada. Nestes casos, pode ser necessário gerar superfícies NURBS a partir dos dados digitalizados.

Superfícies NURBS (*Non-Uniform Rational Bézier Spline*) são descritas por *B-Splines*, as quais são curvas suaves que possuem vetores associados a seus pontos de controle, de modo a permitir cálculos matemáticos com grande precisão. Este tipo de arquivo pode ser salvo no formato padrão IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) e editado mais facilmente pelos sistemas CAD/CAE/CAM atuais, permitindo diversas técnicas de análise virtual, visualização científica, animação gráfica, medições quantitativas de área, volume, massa, etc. No entanto, a modelagem NURBS é uma tarefa bem mais complexa do que a simples geração de malha, muitas vezes dependendo de softwares especializados.

Para as operações de processamento da nuvem de pontos 3D os softwares mais conhecidos no mercado são o Raindrop Geomagic® e o RapidForm®, capazes de automaticamente transformar dados digitalizados (nuvem de pontos) em malha de polígonos. Possuem ferramentas para suavização, filtros de pontos, registro de nuvens, modelagem avançada e opções de conversão para formatos CAD de padrão comercial. Tais softwares possuem ainda módulos para realizar análises e comparações entre dados tridimensionais. Há também diversos softwares específicos para determinadas aplicações, como nas áreas dentária e de moda.

Na área de fotogrametria existem alguns softwares, mas poucos específicos para digitalização baseada em fotografia. Atualmente, no mercado internacional, os mais populares são o PhotoModeler Scanner®, o iModeller 3D®, o D Sculptor® e o Autodesk ImageModeler®. Cada fabricante propõe variações nas técnicas de captura e processamento dos dados, mas o método é semelhante.

Cabe ainda salientar que alguns softwares CAD já possuem funções de engenharia reversa disponíveis em pacotes adicionais (por exemplo, Catia®, Pro/Engineer®, SolidWorks®), bem como há plug-ins de terceiros para adicionar funções de digitalização. Pode-se citar o RhinoResurf® e o Point Cloud® (para engenharia reversa) e o RhinoPhoto® (para fotogrametria), ambos para o software Rhinoceros®.

2.4 Usinagem CNC

A usinagem abrange uma gama de processos de fabricação utilizados para dar forma a um componente através da remoção de material. O material removido é chamado de cavaco (FERRARESI, 1995). Quando o processo é automatizado, controlado por um computador, fala-se de usinagem CNC (comando numérico computadorizado).

Um dos processos de usinagem mais utilizados é o fresamento, o qual consiste em uma ferramenta cortante que faz um movimento de rotação e movimentos de translação sobre a peça (ou a mesa da fresadora translada). Tal processo é utilizado, por exemplo, para produzir moldes, como os utilizados para a expansão de espumas. Como já explicitado, a proposta é eliminar o uso de moldes, usinando diretamente blocos de espuma nas densidades desejadas. Para tal aplicação é necessário o estudo da usinagem (fresamento) de materiais flexíveis.

2.4.1 Parâmetros de Usinagem

Parâmetros de corte são grandezas numéricas que representam valores de deslocamento da ferramenta ou da peça, adequados ao tipo de trabalho a ser executado, ao material a ser usinado e ao material da ferramenta.

Tipicamente as fresas são ferramentas multicortantes, constituídas de duas ou mais arestas cortantes, destinadas à remoção do cavaco. De acordo com Diniz et al. (2001), as ferramentas podem ser de diversos materiais, os quais apresentem principalmente tenacidade e dureza a quente, além de resistência ao desgaste. Quando tenacidade é o principal requisito (para resistir a impactos), são bastante utilizados Aços Rápidos, os quais são ligados com elementos como cromo e cobalto. Para melhor controle dessas propriedades, muitas vezes recorre-se ao uso de materiais compósitos, com partículas duras ligadas por um aglomerante. Neste sentido, são muito utilizadas ferramentas de Metal Duro. Este é composto por carbonetos de metais refratários (como carboneto de tungstênio) sinterizados com metais do grupo do ferro (como o cobalto). As ferramentas ainda podem ser revestidas com materiais mais resistentes ao desgaste, como o Nitreto de Titânio (TiN).

Normalmente, as operações são realizadas em etapas de desbaste e etapas de acabamento. As primeiras buscam obter dimensões próximas às finais da peça, realizando um trabalho mais grosseiro e facilitando a etapa seguinte. As segundas, então, visam obter as dimensões finais e/ou um acabamento especificado na peça (FERRARESI, 1995). Um dos parâmetros que diferencia o desbaste do acabamento é a profundidade de corte (Figura 20). Esta é definida como a profundidade que a ferramenta entra na peça, medida perpendicularmente ao plano de trabalho, na direção do eixo da fresa.

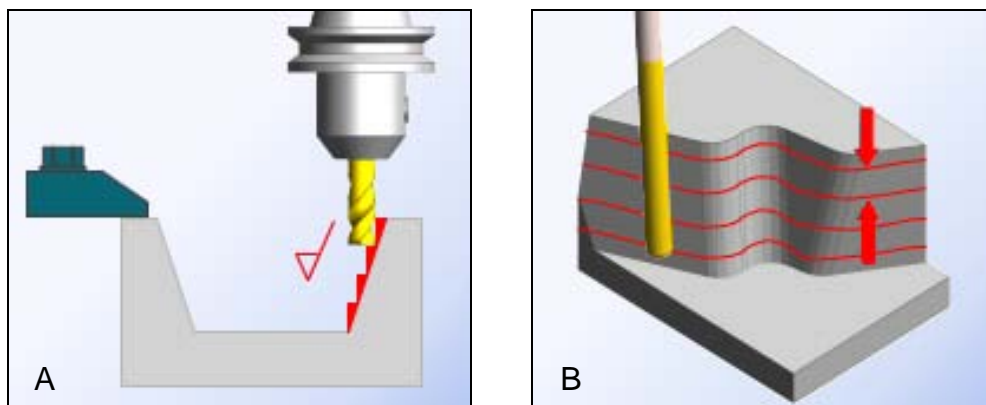


Figura 20 - Parâmetros de usinagem: (A) processo de desbaste e (B) profundidade de corte.
Fonte: Edgecam (2009).

Para que um processo de fresamento seja satisfatório, devem ser observados os parâmetros de velocidade de corte e de avanço. A primeira é a velocidade tangencial instantânea de um ponto da aresta de corte da ferramenta, em relação à peça. No fresamento, o movimento de corte é proporcionado pela rotação da ferramenta. Convencionalmente, este último é o parâmetro utilizado como entrada em um software CAM. A velocidade de avanço é a velocidade instantânea de um ponto sobre a aresta de corte da ferramenta, no movimento de avanço, em relação à peça. No fresamento, o movimento de avanço é provocado pela translação da ferramenta sobre a peça ou vice-versa. A Figura 21 ilustra os principais parâmetros de usinagem.

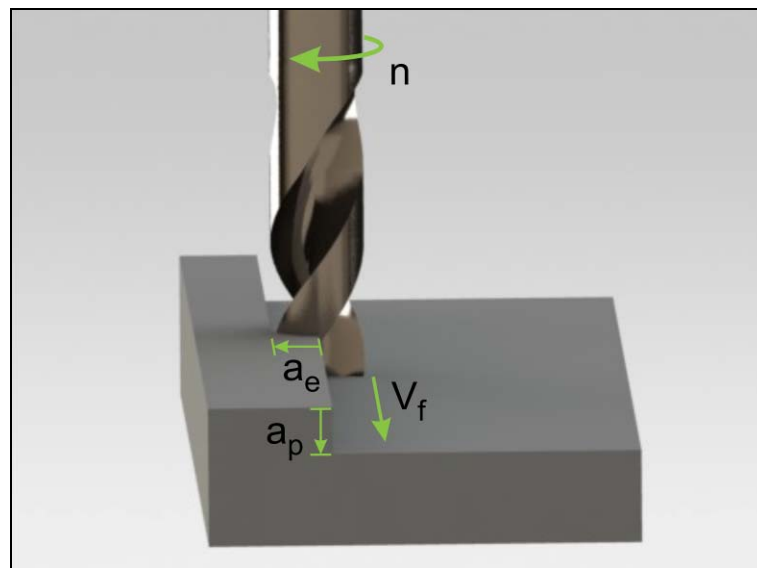


Figura 21 - Parâmetros de usinagem: velocidade de rotação (n), velocidade de avanço (V_f), profundidade de corte (a_p) e penetração de trabalho (a_e).

Segundo Wrublak et al. (2008), estes parâmetros tem influência significativa nos custos do processo, bem como no acabamento. Quanto maior profundidade de usinagem, maior será a carga sobre a ferramenta, se o avanço for excessivo e a velocidade de corte não estiver de acordo com os parâmetros de avanço e profundidade de corte, o esforço sobre a ferramenta será grande e poderá causar a deflexão da mesma (acarretando erros na superfície usinada).

Há ainda a penetração de trabalho, ou seja, a penetração da ferramenta em relação à peça, medida no plano de trabalho e perpendicularmente à direção de avanço. Estes parâmetros influenciam também na formação do cavaco, a qual pode ser analisada para fins de avaliação da usinagem. Por meio da Figura 22 é possível observar a influência do avanço e da penetração sobre a formação do cavaco.

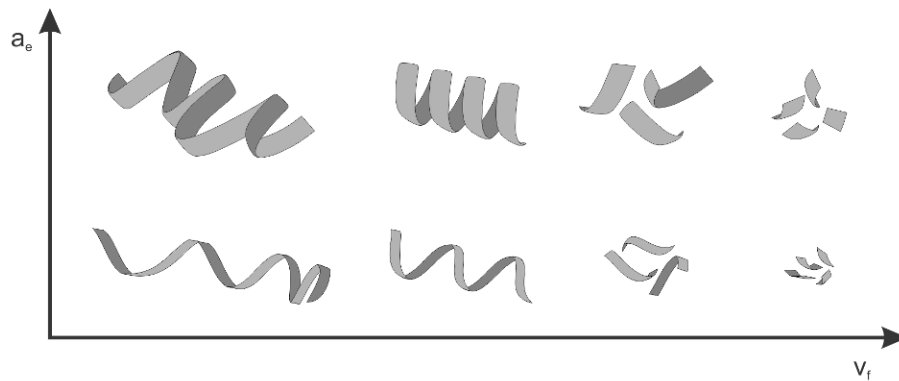


Figura 22 - Influência da velocidade de avanço (V_f) e da penetração de trabalho (a_e) no cavaco. Fonte: adaptado de Smith (2008).

Outro fator de grande influência na usinagem é o sentido de corte, caracterizando dois tipos de fresamento, discordante e concordante. No fresamento discordante, o sentido do movimento de avanço da peça é contrário ao sentido do movimento rotatório da fresa. Analogamente, no fresamento concordante, o sentido do movimento de avanço da peça é o mesmo do movimento rotatório da fresa. A Figura 23 ilustra esses dois tipos de fresamento.

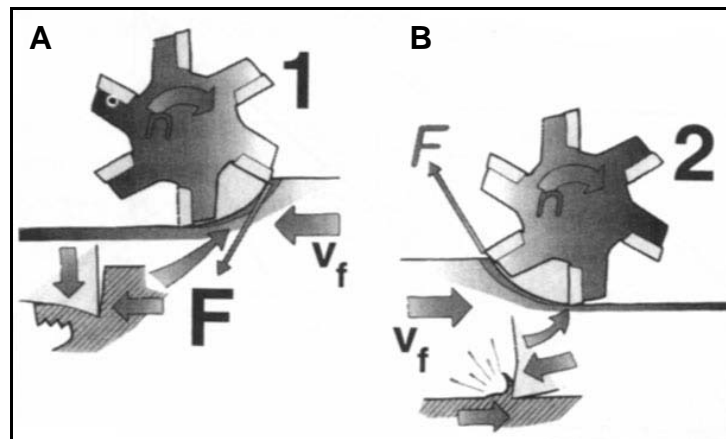


Figura 23 - Fresamento concordante (A) e discordante (B). Fonte: Diniz et al. (2001).

Conforme observa-se na Figura 23A, no fresamento discordante o corte inicia na espessura mínima do cavaco aumentando até seu valor máximo. Nesta condição inicial, a ferramenta é forçada para dentro da peça, gerando atrito e deformação plástica. Quando a pressão na aresta da ferramenta atinge um valor capaz de vencer a tensão de ruptura do material da peça, a ferramenta penetra, retirando uma porção de cavaco em forma de vírgula. Assim, no início da operação de cada dente, a força (F) empurra a peça contra a mesa da fresadora, enquanto que no final tende a arrancá-la.

Essa alternância produz vibrações indesejáveis, as quais prejudicam o acabamento superficial e a tolerância da peça fresada (DINIZ et al., 2001). No fresamento concordante (Figura 23B), tais efeitos são sanados, visto que a força (F) sempre tem o mesmo sentido, empurrando a peça na direção da mesa. A desvantagem, neste caso, é que o contato inicial da ferramenta se dá na espessura máxima do cavaco a ser removido, podendo reduzir a vida da ferramenta no caso de materiais duros. Com base nesta discussão, Diniz et al. (2001) afirma que, em geral, o fresamento concordante possibilita melhor acabamento superficial da peça, sendo por isto, preferido em muitos casos.

No que tange ao acabamento superficial das peças fresadas, cabe utilizar o conceito de usinabilidade. Esta pode ser entendida como o grau de dificuldade de se usinar um determinado material para obter adequado acabamento. Ela depende das propriedades (principalmente mecânicas) do material, das condições de usinagem e características da ferramenta.

2.4.2 Usinagem de Materiais Flexíveis e Espumas

Shih, Lewis e Strenkowski (2004) afirmam que a usinagem CNC oferece uma alternativa atraente para manufaturar componentes personalizados. A habilidade de usinar materiais flexíveis oferece vantagens para produzir produtos personalizados, por exemplo, solas de sapatos ortopédicos, usando estratégias de usinagem direta sem a necessidade da tecnologia de molde que é de alto custo. No entanto, há muito pouco conhecimento em termos de parâmetros de usinagem para polímeros, em especial para os flexíveis (DHOKIA et al., 2008).

Poucos estudos têm sido reportados na literatura sobre corte de espumas flexíveis de poliuretano. Um dos primeiros que citam brevemente a usinagem deste material são Wright e Cumming (1969). Eles dão algumas diretrizes para parâmetros, como altas rotações e pequenos avanços. No entanto, eles apontam a dificuldade de se definir parâmetros conclusivos devido à ampla gama de densidades disponíveis.

Brienza et al. (1992) discute o desenvolvimento de um sistema específico para fabricação de almofadas de assentos com contorno personalizado. O sistema é baseado no uso de uma máquina de fresamento, mas especializada para tal fim. A espuma é fixada à mesa por meio de uma moldura e por um sistema de vácuo

conectado através de um furo no centro da plataforma. A mesa possui um eixo de rotação controlado, enquanto a ferramenta de corte é transladada verticalmente pelo eixo z e horizontalmente pelo raio desta plataforma (Figura 24A). A ferramenta é também personalizada com duas arestas de corte (Figura 24B) e atua a aproximadamente 7.000 rpm através de um motor síncrono de corrente alternada.

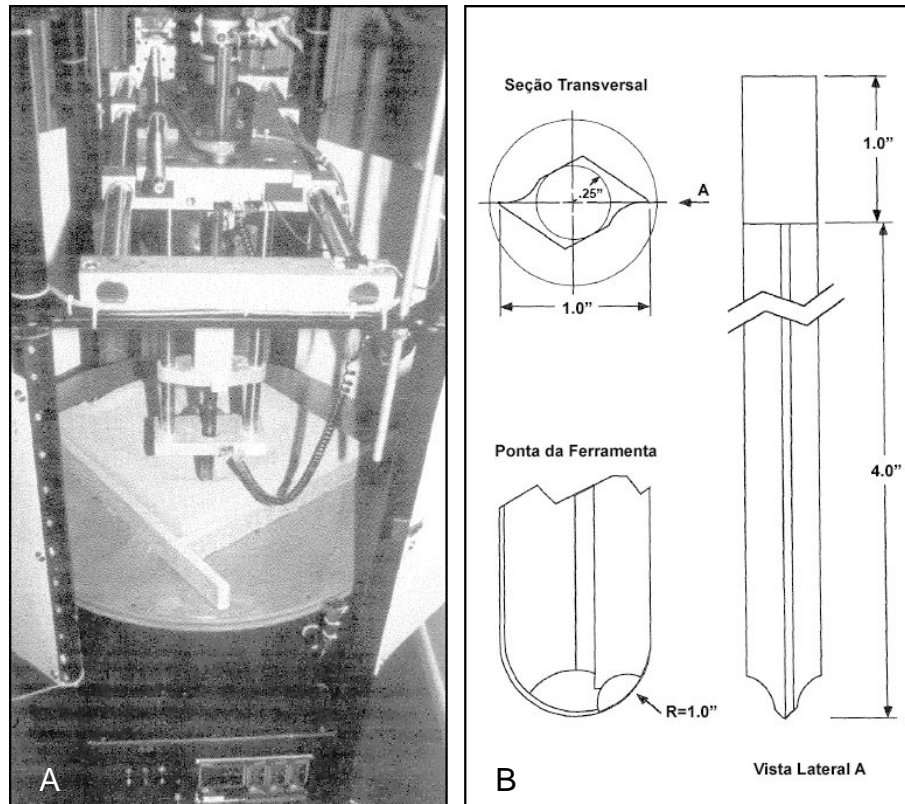


Figura 24 - Equipamento (A) e Ferramenta (B) especializados para usinagem de PU flexível.
 Fonte: adaptado de Brienza et al. (1992).

Segundo Brienza et al. (1992), o erro mais comum é o desprendimento da espuma da mesa rotatória, fazendo com que a espuma se prenda na ferramenta de corte e seja destruída. O operador do equipamento deve ser treinado para reconhecer quando um contorno contém porções profundas ou paredes muito finas. É durante essas condições que a espuma está mais propensa a ser levantada pela ferramenta de corte. Quando esta condição é reconhecida previamente, o operador deve manter esforços extras para assegurar que a espuma fique fixa na mesa. Cavilhas de madeira podem ser facilmente inseridas na espuma e quebradas pela ferramenta de corte, caso necessário, sem interromper o processo ou danificar a ferramenta.

Brienza et al. (1992) ainda deixa importante contribuição ao observar que podem ocorrer variações dimensionais, dadas pela indentação do material, que tende a se afastar da ferramenta quando é cortado e depois retorna à forma original. Apesar do autor afirmar que a tarefa de cortar espumas de assentos para sistemas de suporte de cadeiras de rodas requer uma resolução não maior que 2 mm, este erro deve ser cuidadosamente observado, pois pode gerar efeitos negativos na eficácia do contorno final da espuma do assento.

Atkins (2006) afirma que as forças durante todos os tipos de corte dependem da razão entre a fatia retirada e a lâmina de corte. No caso de materiais flexíveis, os componentes da energia principal são o trabalho de separação e o trabalho de fricção, gerando os cavacos deformáveis (assim armazenando energia elástica). A fricção se opõe ao movimento do material sobre a lâmina e, quando não há distorção permanente dos cavacos, a direção da força de fricção é oposta ao movimento da peça de trabalho. No caso de materiais flexíveis é possível que o material seja empurrado ao invés de ser cortado (ATKINS, 2006).

Em outros casos, além da indentação, o material pode ser arrancado do substrato ao invés de cortado, levando a um corte desigual. Para avaliar esses aspectos é interessante a observação dos cavacos gerados no corte. Alauddin (1995) identificou que é sempre desejável obter um cavaco constante para evitar a geração de calor e deformação do material durante seu corte. Para fazer isso é desejável utilizar ferramentas que tenham maior ângulo de inclinação, o que produz cavacos contínuos e mínima deformação.

Outros autores ainda propõem equipamentos dedicados para produção de artefatos específicos em espuma. Jouaneh, Hammad e Datseris (1997) desenvolveram um equipamento para produção de assentos de automóveis utilizando ferramentas de fio quente especializadas. Primeiramente, eles identificaram formas geométricas empregadas em assentos, limitando a cinco formas finais. Após, desenvolveram cinco ferramentas de fio quente para produzir tais formas. Um método específico para gerar os caminhos de corte da geometria modelada também foi apresentado. Os resultados mostram que o sistema produz peças de qualidade satisfatória. Porém, o processo é altamente dependente do operador do equipamento, o qual tem que especificar a ordem de execução dos blocos que representam a geometria de corte desejada.

Também são encontradas duas patentes dos Estados Unidos que tratam do corte de espumas de poliuretano especificamente para assentos de automóveis. Ambas protegem equipamentos especializados e dedicados. Trybus (2003) desenvolveu um sistema em que a espuma é usinada de ambos os lados para facilitar o encaixe do assento final na moldura do carro. O equipamento é uma fresadora CNC com uma plataforma onde a espuma é colocada; uma estrutura se move no eixo y e ferramenta se move nos eixos x e z. Depois que a parte da frente é usinada, a cavidade resultante é preenchida com o material granular removido e o assento é virado para ser usinado do outro lado. No processo desenvolvido por Olari e Allen (2004) a espuma flexível é temporariamente transformada em rígida, sendo esta molhada e resfriada por um gás antes do corte (Figura 25). Outros métodos utilizados para enrijecer a espuma foram gases liquefeitos, tais como nitrogênio líquido e dióxido de carbono. Depois de usinada, a espuma é deixada retornar ao seu estado original. A desvantagem está principalmente no custo associado ao aparato, considerando ainda que os gases necessitam de locais especiais para armazenamento, bem como é necessária certa especialização na operação.

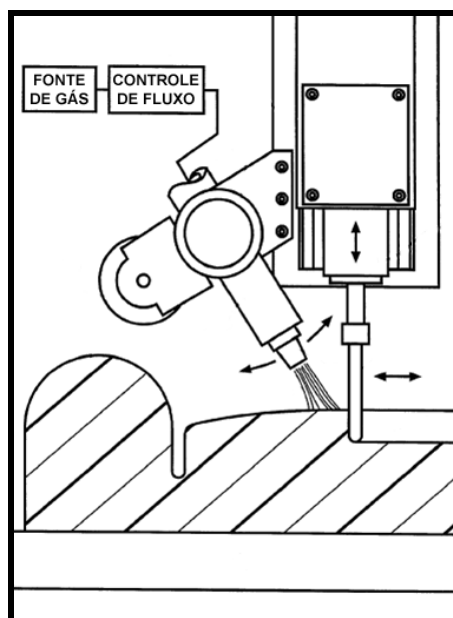


Figura 25 - Usinagem com endurecimento por gás. Fonte: adaptado de Olari e Allen (2004).

Para justificar o desenvolvimento de seu sistema, Olari e Allen (2004) afirmam que as ferramentas de corte dos equipamentos automatizados convencionais arrancam a espuma ao invés de cortá-la. Afirmam também que, como resultado, é uma prática comum cortar espumas a mão ao invés de usar equipamentos

automatizados como uma fresadora CNC, mesmo quando são disponíveis dados CAD para gerar caminhos de ferramentas para o equipamento automatizado.

Mesmo com alguns equipamentos desenvolvidos, todos são dedicados e alguns ainda possuem ferramentas especializadas, o que limita a aplicação da técnica. Para efetivamente popularizar a alta personalização de assentos de espumas flexíveis, é importante estudar meios de usinagem CNC com equipamentos e ferramentas já existentes. Para tanto, faz-se necessária a determinação de parâmetros que permitam otimizar a relação entre acabamento superficial e tempo de corte.

Dada a carência de literatura específica, cabe destacar um estudo realizado sobre fresamento de elastômeros por Shih, Lewis e Strenkowski (2004). Este tipo de material apresenta dificuldades similares às espumas de PU, como a tendência da ferramenta empurrar ao invés de cortar o material, bem como há pouca bibliografia disponível. No estudo os autores ensaiaram borrachas de pneus com 13 ferramentas, variando diâmetro (3,18, 6,35 e 12,7mm), material (carbonetos e aço rápido), número de arestas de corte (1 e 2), geometria e direção de corte (concordante e discordante). Os resultados foram classificados qualitativamente em A (corte limpo, sem rebarbas), B (poucas rebarbas), C (rebarbas com camada residual) e D (obstruído, inaceitável), conforme a Figura 26.

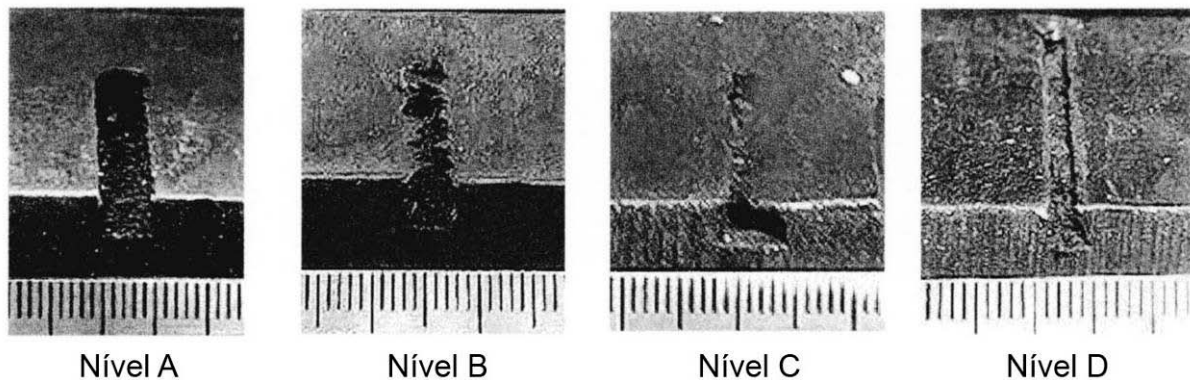


Figura 26 - Exemplos de níveis de acabamento em rasgos usinados em peças de elastômeros. Fonte: Shih, Lewis e Strenkowski (2004).

Shih, Lewis e Strenkowski (2004) concluíram que a lâmina afiada, a configuração discordante de corte e a dureza do elastômero são três variáveis fundamentais para remover material e gerar um corte limpo e sem rebarbas. Tal estudo foi utilizado como referência para os ensaios de usinabilidade executados no presente trabalho.

Estudos prévios realizados pelo presente autor e colaboradores (BATISTA et al., 2009; BERETTA et al., 2010; SILVA et al., 2011) já demonstraram a viabilidade da usinagem da espumas flexíveis de poliuretano de densidade 50 kg/m³ (D50) com ferramentas convencionais.

Na evolução destes estudos, Beretta (2011) avaliou a usinagem de espumas de densidades 20 a 60 kg/m³, utilizando ferramentas de 2 e 4 arestas de corte, com ângulos de 25°, 35° e 45° (Figura 27).

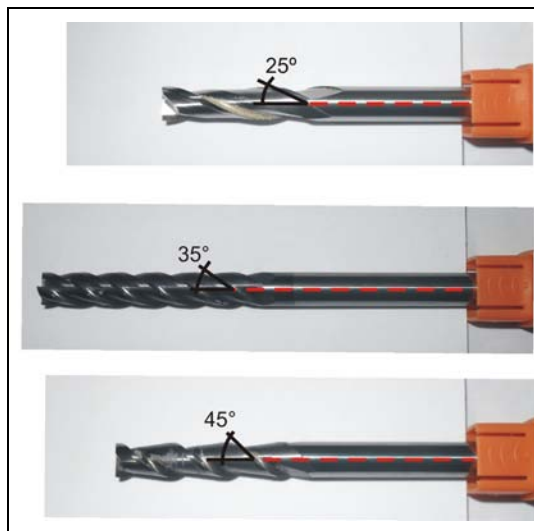


Figura 27 - Ferramentas utilizadas para usinagem de PU. Fonte: Beretta (2011).

Bereta (2011) determinou que as ferramentas com duas arestas de corte realizam cortes com melhor acabamento. Embora o ângulo da lâmina não seja uma variável decisória, resultados ligeiramente melhores foram obtidos com a ferramenta de menor grau. A autora ainda avaliou algumas velocidades de rotação e avanço para a espuma D50, delimitando uma faixa de estudos de 2.400 a 4.000 mm/min.

Outro aprofundamento realizado pela equipe do LdSM/UFRGS, observou parâmetros como profundidade de corte e penetração de trabalho. Neste sentido, Rockenbach (2011) combinou diferentes parâmetros e avaliou a inspeção dimensional realizada por digitalização tridimensional a laser, através do método convencional de projeção de perfil. O autor observou resultados satisfatórios com grandes profundidades e grandes penetrações de trabalho. O mesmo ainda conclui que a digitalização 3D pode ser aplicada como técnica de medição em espumas com precisão, desde que a superfície usinada seja o menos perpendicular possível ao plano de escaneamento.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Conforme já exposto, o estudo partiu da conhecida necessidade de produtos personalizados na área de Tecnologia Assistiva. Embora existam diversos modelos de assentos pré-fabricados, as pessoas com alterações posturais enfrentam dificuldades para se adequar a eles. Assim, foi proposto o desenvolvimento de um processo completo desde a captura da geometria do paciente até a fabricação de um produto final.

A metodologia aplicada consiste na análise dos processos de digitalização tridimensional, envolvendo a escolha de um método eficiente e de baixo custo; na seleção de espumas flexíveis de poliuretano, aliada à viabilidade técnica de processamento por usinagem CNC; na inspeção das peças produzidas, no que diz respeito à importância das medidas para o paciente; e na validação dos assentos, com acompanhamento de profissionais da área da saúde.

3.1 Espumas Flexíveis de Poliuretano

Para o presente estudo foram analisadas espumas flexíveis de poliuretano da marca H Química®. Dentre as densidades disponíveis no mercado, foram selecionadas as de valores extremos e algumas intermediárias a estas. A seleção resultou nas espumas de densidades nominais 20, 26, 33, 45, 50 e 60 kg/m³. As especificações encontram-se na Tabela 5 e os respectivos catálogos no Anexo A.

Tabela 5 - Especificação das espumas flexíveis de poliuretano, densidades em kg/m³.

Referência	Densidade Nominal	Tolerância (catálogo)	Processo
H100	D20	17 - 21	Normal
H120	D26	24 - 28	Normal
H160	D33	30,5 - 35	Normal
H200	D45	39,5 - 47,5	Normal
H220	D50	46 - 54	Caixote
H350	D60	54 - 62	Caixote

Fonte: catálogo do fabricante, H Química, 2010.

3.1.1 Caracterização das Espumas de PU

As espumas foram caracterizadas quimicamente através de Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier - FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*). Para tanto foi utilizado o equipamento modelo Spectrum One, marca Perkin-Elmer®, do Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), conforme a Figura 28.

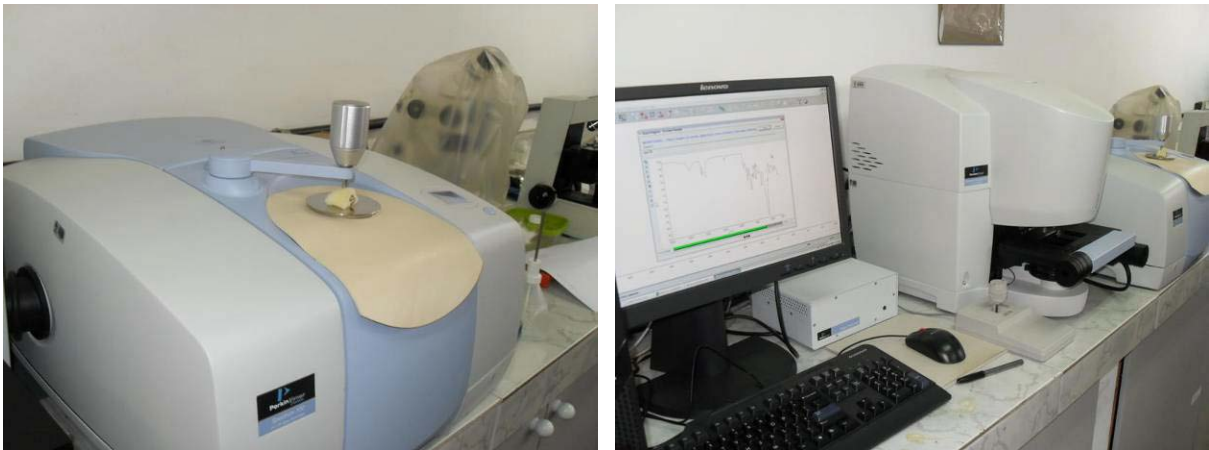


Figura 28 - Ensaio de caracterização por FTIR em espuma flexível de poliuretano, LdSM/UFRGS.

As espumas foram também caracterizadas mecanicamente, através de ensaios de densidade e de indentação (IFD). Para tanto foi utilizada a norma ASTM D3574-08 (*Standard Test Methods for Flexible Cellular Materials - Slab, Bonded, and Molded Urethane Foams*). Neste sentido, foram utilizados corpos de prova no tamanho 380 x 380 x 100 mm. O ensaio de densidade consiste em medir a peça e pesá-la, calculando a relação peso/volume, em kg/m³. Os dados obtidos foram comparados aos dados fornecidos pelo fabricante.

O ensaio mais importante foi o de indentação (suporte de carga). De acordo com a ASTM D3574-08, o indentador deve ser um dispositivo plano, circular, com 203 mm de diâmetro, o qual deve possuir furos passantes de 6,5 mm de diâmetro com espaçamento entre centros de 20 mm. Ele deve permitir o rápido escape de ar durante a compressão. Tal dispositivo foi confeccionado em um bloco de MDF usinado no LdSM/UFRGS. Para iniciar o ensaio, o indentador deve pré-comprimir a espuma com uma força de 4,5 N, sendo esta a sua espessura de referência. A 50 mm/min é realizada a indentação até 25% da espessura da espuma, então, após esperado 1 minuto de relaxamento, é medido o valor da força em N, sendo este o IFD 25%.

Sem remover o corpo de prova, a deflexão deve ser aumentada até 65%, e novamente após 1 minuto, é medido o IFD 65%. Após, calcula-se também o fator de suporte (ou fator de conforto, nomenclatura não recomendada pela norma) definido como a razão entre o IFD 65% e o 25%.

O ensaio de indentação foi realizado em uma máquina universal modelo SG-X, marca Shimadzu®, com célula de carga de 50 kN, instalada nas dependências do Laboratório de Materiais Cerâmicos (LACER/UFRGS), conforme a Figura 29.



Figura 29 - Ensaio de indentação em espuma flexível de poliuretano, LACER/UFRGS.

3.2 Digitalização Tridimensional

Foram avaliados os métodos de Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica (Tecnodrill Digimill 3D®); Digitalização a Laser por Triangulação (Konica Minolta Vivid 9i®, Creafom Handyscan VIUscan® e DAVID Laserscanner®); Digitalização com Luz Branca (3D Scanner Artec MHT® e DAVID Laserscanner - Structured Light®); Digitalização Baseada em Fotografia (EOS PhotoModeler Scanner® e Autodesk 123D Catch®) e Digitalização por contato (Immersion Microscribe 3D®).

Inicialmente foram digitalizados moldes de gesso, elaborados por profissionais da saúde (fisioterapeutas). Após análise destes resultados preliminares, alguns dos referidos métodos foram aplicados diretamente a usuários, através de estudos de caso acompanhados por profissionais da saúde. Os equipamentos e procedimentos adotados para cada uma das tecnologias são apresentados a seguir.

3.2.1 Moldagem de Usuários

Para produzir o molde de um paciente, foi utilizada a mesma técnica convencionalmente utilizada na imobilização de membros para tratamento de fraturas. Foram empregados como materiais ligaduras de tecido saturadas com sulfato de cálcio desidratado (CaSO_4) sob a forma de pó branco. Trata-se do Gesso clássico, o qual utiliza um processo amplamente difundido e dominado de hidratação e posterior secagem. Apresenta como vantagem a facilidade de moldagem e o baixíssimo custo. As desvantagens são o fato de que o gesso suja ao ser aplicado (sugere-se a aplicação de filme polimérico para proteção) e o tempo de secagem. Embora o tempo de secagem total não seja tão crítico, uma vez que o gesso não permanecerá no corpo do usuário, este deve ser observado quanto às possíveis contrações do molde obtido, bem como durante seu manuseio para não ocasionar deformações.

Para padronizar os moldes em questão, foram utilizadas ataduras gessadas de 20cm de largura, marca Cremer®, linha Cysne, disponíveis em rolos de 4m. O gesso foi caracterizado por FTIR antes e depois da hidratação. Foram produzidos três moldes de um mesmo usuário para comparação entre as diferenças geométricas geradas pelo processo manual. A análise comparativa foi realizada através de digitalização tridimensional com o scanner Vivid 9i e o software Geomagic Qualify, conforme procedimento descrito no item 3.2.11.

Para acompanhar a contração/deformação dos três moldes durante o período de secagem, foram realizadas digitalizações periódicas. Dois dos moldes foram mantidos em ambiente de laboratório controlado, com temperatura de 24°C e umidade de 50%. O terceiro molde foi mantido em ambiente de laboratório sem esse controle. Um dos moldes controlados foi digitalizado de 3 em 3 min. durante a primeira 1h de secagem; de 30 em 30 min. durante as primeiras 12h; e de 12 em 12h durante os primeiros 5 dias de secagem. Os outros dois foram digitalizados apenas de 12 em 12h, durante cinco dias, até garantir sua estabilização dimensional. Tais análises também foram realizadas com o scanner Vivid 9i e o software Geomagic Qualify.

Um molde específico de gesso, com paredes mais altas, foi construído para realização de ensaios comparativos entre as técnicas de digitalização tridimensional estudadas. Este molde padrão foi produzido, secado por mais de 5 dias, reforçado por novas ataduras e secado novamente por mais de 5 dias. Os procedimentos de análise dimensional são descritos no item 3.2.11.

3.2.2 Digimill 3D (Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica)

Para avaliar a tecnologia de conosopia foram utilizados dois equipamentos modelo Digimill 3D, marca Tecnodrill® (Figura 30), instalados nas dependências do LdSM /UFRGS. Tais equipamentos utilizam cabeçotes emissores de laser pontual modelo ConoProbe 1.000, da marca Optimet®.

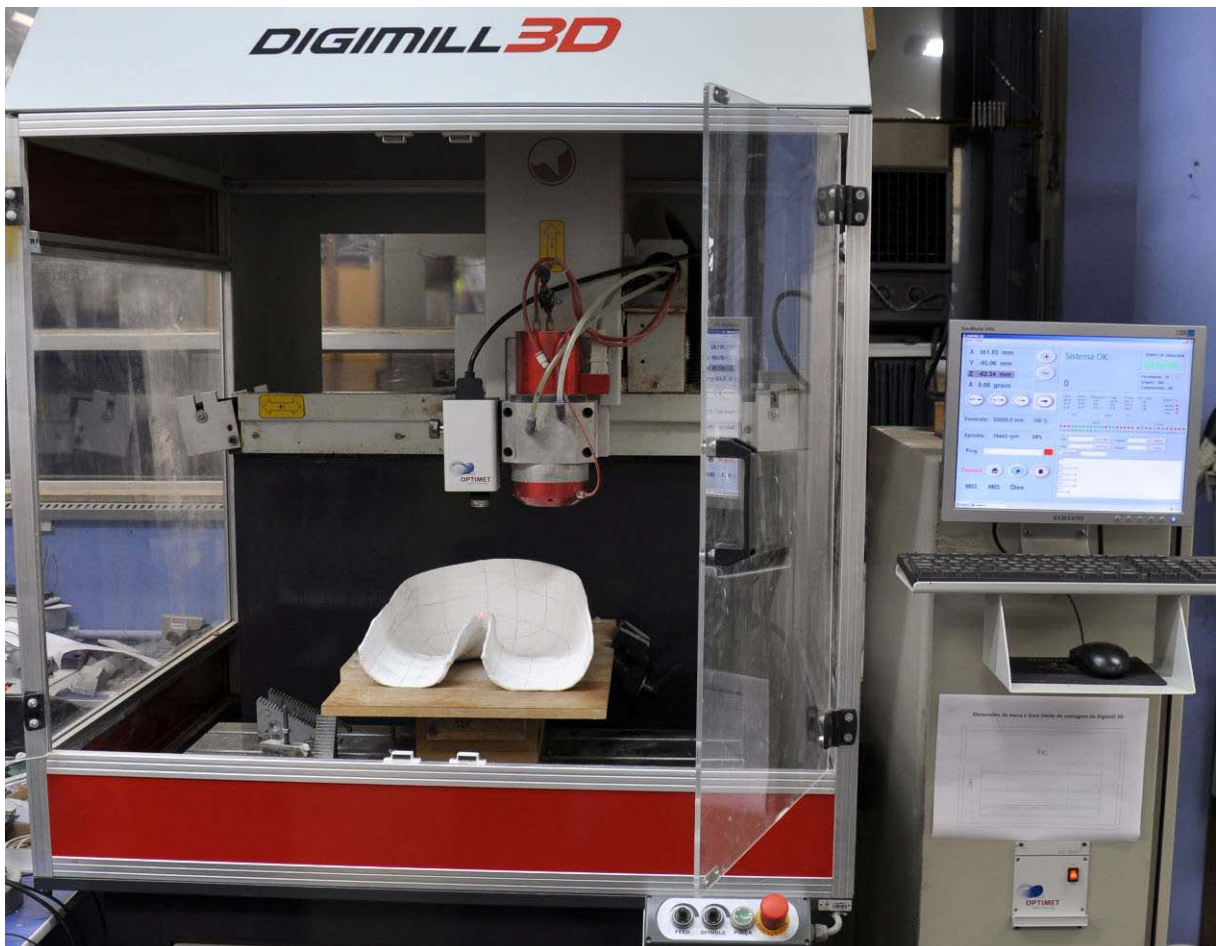


Figura 30 - Sistema Digimill 3D baseado em Holografia Conoscópica, LdSM/UFRGS.

O Digimill 3D é um equipamento CNC híbrido, o qual pode trabalhar como uma Fresadora CNC ou como um Scanner Tridimensional a Laser. Este sistema trabalha com comprimento de onda de 655nm, potência máxima de 1mW, e tem por característica adquirir até 1.000 pontos por segundo, sendo a precisão de sua medida variável conforme a lente utilizada. Também de acordo com a lente selecionada o equipamento pode operar em diferentes faixas de aquisição de dados. Estas faixas são menores à medida que é aumentada a resolução da lente.

No LdSM são utilizadas três lentes para cada equipamento (Tabela 6). Um deles trabalha com faixas menores, de 25mm, 75mm e 100mm, enquanto que o outro

trabalha com lentes de 50mm, 150mm e 250mm. Para a maioria das aplicações são utilizadas as lentes de 100mm ou 150mm, devendo-se isto a sua boa precisão (0,015 e 0,035mm respectivamente) associada à boa faixa de trabalho, proporcionando uma maior velocidade de digitalização.

Na presente Tese foi utilizada a lente de 150mm, sendo esta a lente de maior precisão e menor faixa de trabalho capaz de atender ao tamanho dos moldes digitalizados.

Tabela 6 - Características das Lentes Optimet (em mm) utilizadas no LdSM.

	25mm	50mm	75mm	100mm	150mm	250mm
Precisão (Z)	0,003	0,006	0,010	0,015	0,035	0,100
Faixa de captura (Z)	1,8	8	18	35	70	180
Distância do objeto (Z)	15	42	65	90	140	240
Resolução Lateral (X)	0,012	0,015	0,025	0,035	0,050	0,100*

* valor estimado

Em seu funcionamento, o scanner 3D movimenta-se sobre determinada peça no plano dos eixos X e Y, através do CNC, enquanto que o cabeçote Laser vai medindo a altura no eixo Z. Como resultado da varredura são obtidos arquivos de texto com os pontos da superfície do objeto descritos em coordenadas (x,y,z), ou seja, a já definida nuvem de pontos. Pode-se controlar a resolução (espaçamento entre os pontos) em função da precisão de posicionamento dos eixos CNC (X e Y), neste caso até 0,002 mm (2 μ m). Os três eixos da máquina funcionam através de fusos acionados por servomotores, conforme a Figura 31.

As lentes foram calibradas especificamente para cada cabeçote e os dados de sua calibração ficam armazenados em uma memória dentro do próprio cabeçote sendo acessados pelo software de aquisição cada vez que o equipamento é ligado. Para ajustar o cabeçote à faixa de operação, basta posicioná-lo na altura adequada sobre a peça, através do eixo Z. Ainda deve ser escolhida a potência utilizada no laser para leitura (máximo 1mW). Quanto mais escura a superfície (maior absorção) ou mais polida (maior espalhamento) maior tende a ser a potência utilizada. Superfícies especulares ou transparentes necessitam de recobrimento (em geral branco). O procedimento adotado para digitalização com o Digimill3D ocorreu conforme detalhado por Silva (2006).

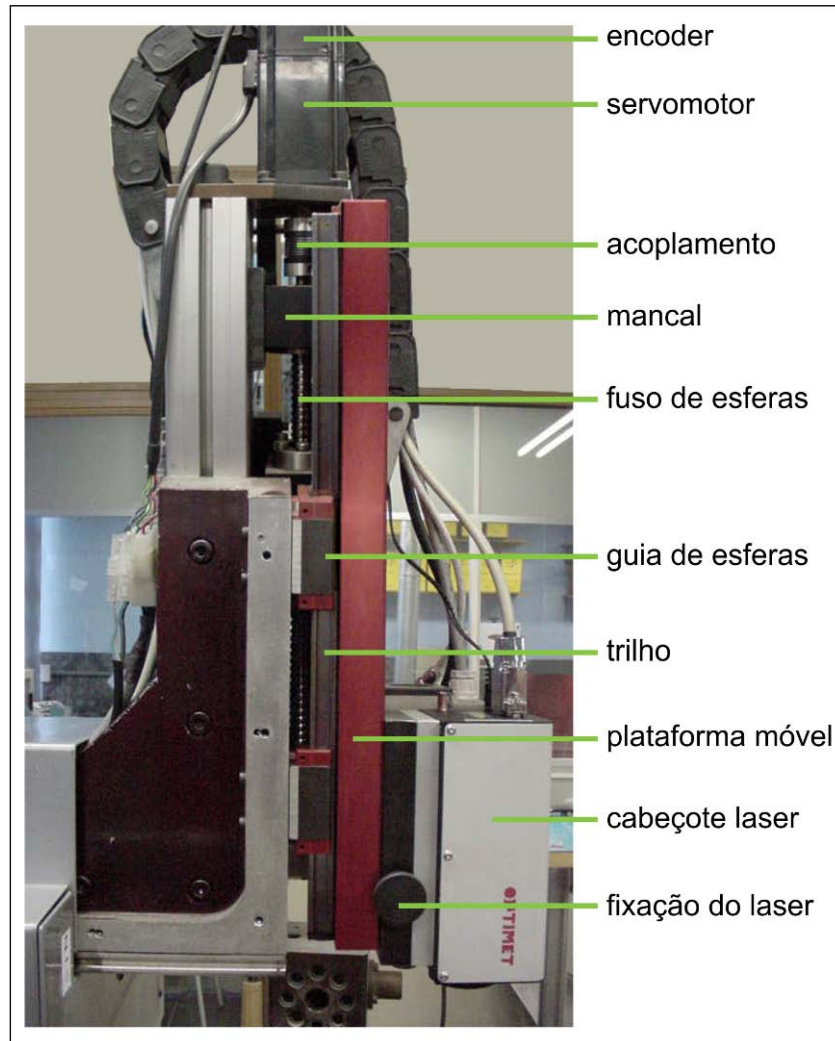


Figura 31 - Funcionamento do eixo Z do equipamento CNC Digimill 3D.

Devido às características deste sistema, tais como o sensor pontual e a sua alta precisão, o processo pode tornar-se bastante lento. Assim, somente é possível digitalizar moldes confeccionados por profissionais da saúde, e não diretamente os usuários. Visto que este é o sistema que apresenta a maior resolução e a maior precisão nominal, bem como que o processo é amplamente dominado no LdSM/UFRGS, o mesmo foi utilizado como referência para comparações dimensionais, entre os demais sistemas, conforme elucidado no item 3.2.11.

O molde de gesso foi digitalizado em quatro etapas de captura (quatro vistas diferentes), com a lente de 150mm e resolução nominal de 0,1mm. A vista principal demandou 5 horas e as outras três cerca de 2 horas cada. Os dados foram posteriormente processados com uso do software Geomagic Studio, para combinação das vistas digitalizadas (registro das nuvens de pontos), filtragem e geração da malha de triângulos.

As quatro nuvens de pontos foram pré-alinhadas uma a uma através de 3 pontos clicados manualmente (*manual registration*). A seguir, a montagem foi calculada realizando iterações entre tais nuvens (*global registration*). Para efeito de cálculo, buscando minimizar a perda de precisão, foi utilizado o tamanho máximo de amostragem (*sample size*) permitido pelo software, de 100.000 pontos. A Figura 32 apresenta a etapa de registro, sendo cada cor correspondente a uma nuvem de pontos. Devido ao tamanho do arquivo gerado, as nuvens resultantes foram filtradas para atingir a resolução de 0,2mm e a malha final filtrada para 0,3mm.

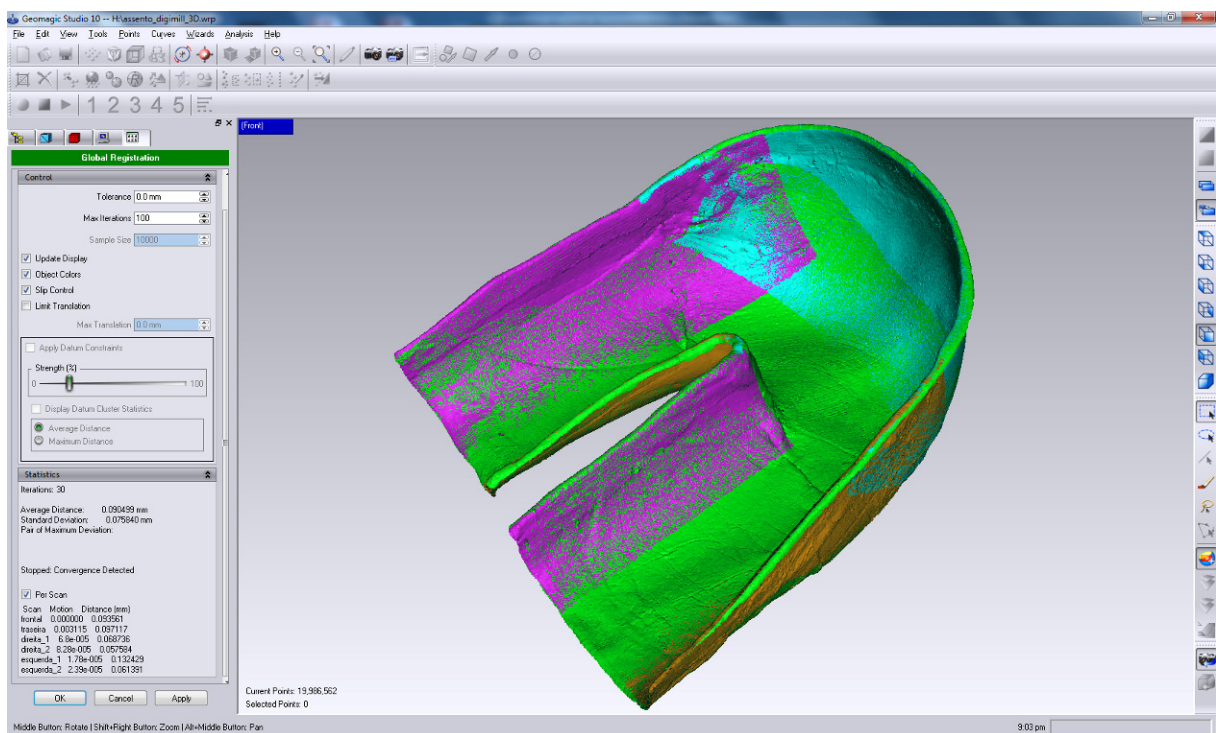


Figura 32 - Registro das nuvens de pontos no software Geomagic Studio.

3.2.3 Vivid 9i (Digitalização a Laser por Triangulação)

Para avaliar a tecnologia por triangulação, um dos equipamentos utilizados foi o modelo Vivid 9i, da marca Konica Minolta® (Figura 33). Trata-se de um equipamento móvel cuja unidade digitalizadora consiste de uma caixa com aproximadamente 15 kg, de dimensões 221,0 x 300,3 x 474,5 mm, e uma alça para transporte. Para operação é necessário um suporte (tripé) e um notebook com duas entradas USB disponíveis. O equipamento, que não possui bateria, tem potência elétrica de 60 W e emite laser vermelho (comprimento de onda 690 nm) com potência máxima de 30 mW. A triangulação é realizada por uma câmera disposta na parte superior do equipamento.

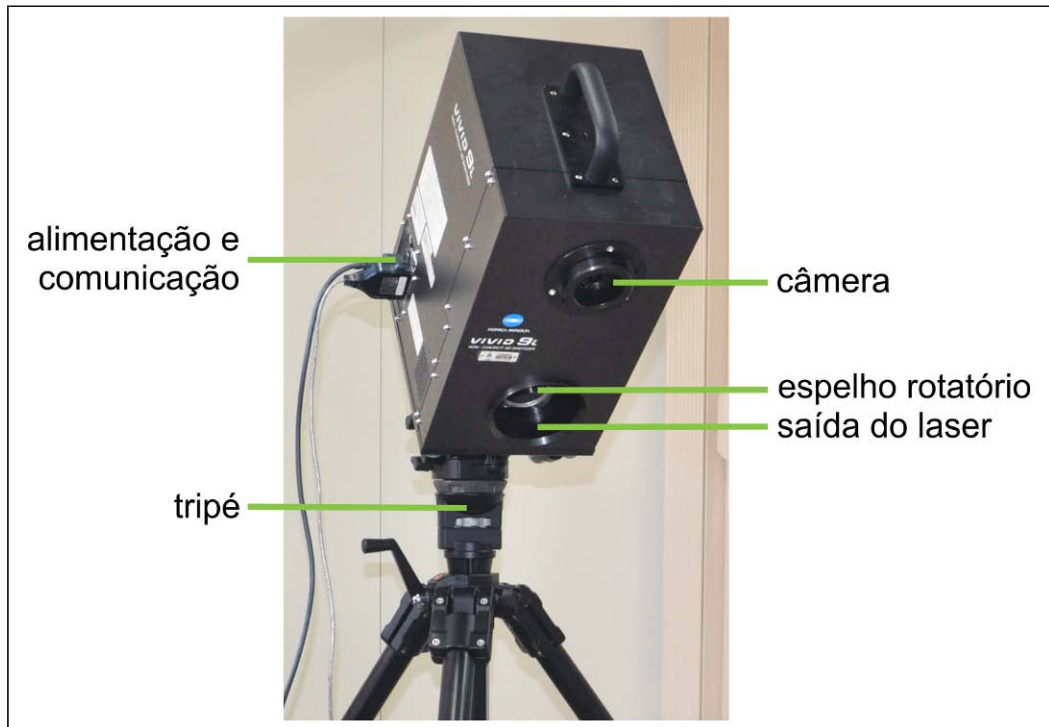


Figura 33 - Scanner 3D a Laser Vivid 9i utilizado, baseado em Triangulação.

Este scanner tridimensional utilizado leva 2,5 segundos por varredura, podendo transferir cerca de 3,6 MB de dados (até 340.000 pontos). O Vivid 9i captura ainda a textura (cor) do objeto da através da mesma câmera de aquisição de pontos. Os parâmetros de digitalização dependem da área a ser mapeada e da precisão necessária, as quais são função da lente selecionada de acordo com a complexidade do objeto e/ou superfície a ser digitalizada. As lentes do equipamento são intercambiáveis e definem a área de captura e a precisão de cada varredura. Existem três lentes padrão, denominadas *Tele*, *Middle* e *Wide*, conforme apresentado na Tabela 7.

Tabela 7 - Características das três lentes do Vivid 9i (em mm).

	<i>Tele</i>	<i>Middle</i>	<i>Wide</i>
Distância focal	25	14	08
Faixa de captura X	370	658	1196
Faixa de captura Y	278	494	897
Faixa de captura Z	654	1058	1684
Exatidão (X,Y,Z)	0,05	0,10	0,20
Precisão Z	0,008	0,016	0,032

A resolução (espaçamento entre pontos no plano XY) é função da distância do objeto ao scanner em relação à capacidade de captura do CCD de 640 x 480 pontos. Tipicamente a distância do scanner ao objeto fica na faixa de 0,5 até 2,5 m. Podem ser alcançadas precisões de até 0,05 mm por eixo, sendo a precisão máxima de 0,008 mm no cálculo da coordenada Z por triangulação (lente *Tele*). É importante observar que quanto maior a precisão da lente utilizada, menor será a área adquirida. Assim, para digitalização de objetos de grandes volumes é necessário abrir mão de precisão ou realizar várias operações e posteriormente processá-las computacionalmente.

O processo de digitalização com o Scanner Vivid 9i (Figura 34) também ocorreu no LdSM/UFRGS. Para cobrir toda a superfície interna, o molde em gesso foi digitalizado em quatro vistas com a lente padrão (*Wide*). O tempo para aquisição de cada vista foi menor do que um minuto.



Figura 34 - Digitalização do molde de gesso com o Scanner Vivid 9i, LdSM/UFRGS.

A digitalização ocorreu com o software fornecido junto com o sistema, denominado Polygon Editing Tool (Figura 35). Embora o software faça registro e filtragem das nuvens de pontos, assim como no procedimento anterior, os dados foram processados até a geração da malha de triângulos (arquivo formato STL), com uso do software Geomagic Studio.

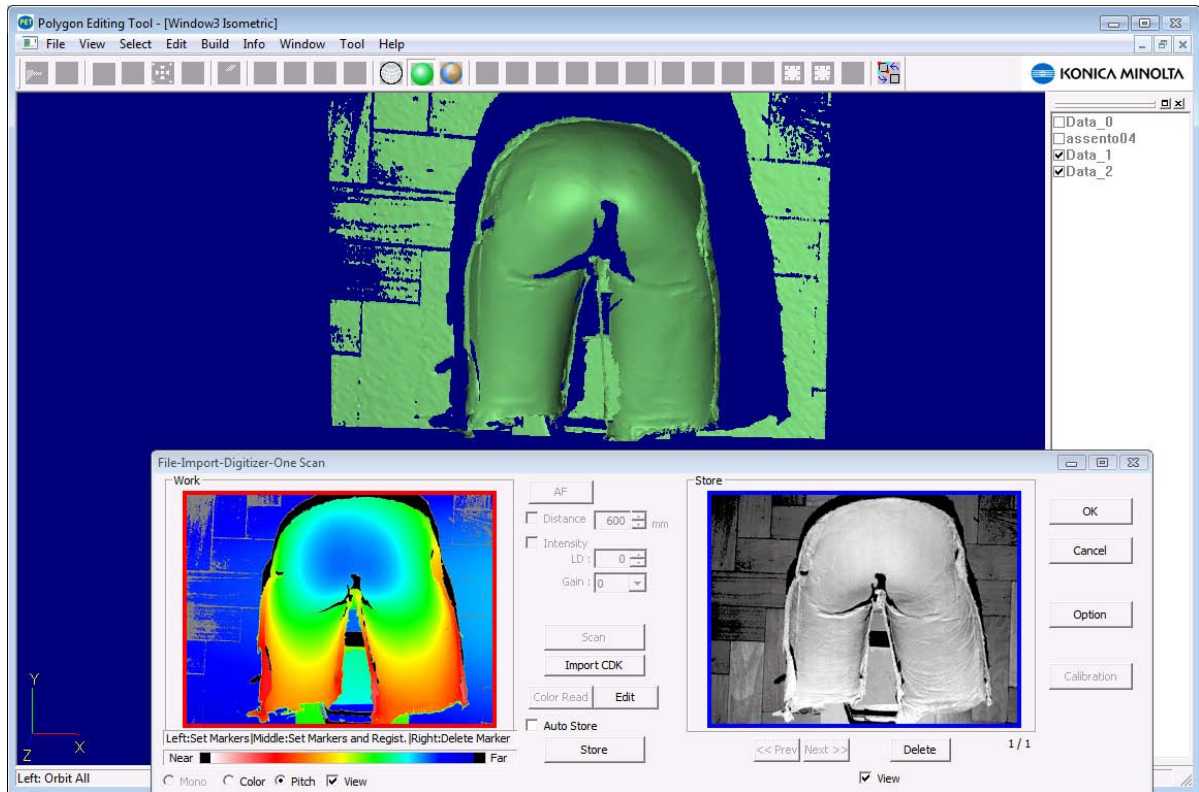


Figura 35 - Digitalização com o Vivid 9i, no software Polygon Editing Tool.

3.2.4 DAVID Laserscanner (Digitalização a Laser por Triangulação)

Para iniciar a aplicação deste método é necessário montar um painel de calibração e posicionar a webcam que fará a leitura dos dados. Estes dois dispositivos permaneceram fixos durante todo o processo. A calibração é realizada com alta iluminação, sem o modelo físico a ser escaneado e sem o laser. Estes dispositivos serão inseridos posteriormente no mesmo cenário para realizar a varredura.

Os equipamentos utilizados para montagem do sistema foram: uma câmera Microsoft® LifeCam Cinema, com resolução 720p HD (1280x720 pixels, formato widescreen 16:9) que captura até 30 quadros por segundo; um laser Skil® 500, o qual emite um laser de linha vermelho (comprimento de onda 650nm), com potência de 1mW, precisão de 12mm a uma distância de 10m; e um painel de calibração com padrões feitos em plotter de impressão e suportes confeccionados em MDF. Foi utilizado ainda um notebook para operação e uma luminária de apoio. O sistema foi montado no LdSM/UFRGS e pode ser observado na Figura 36.

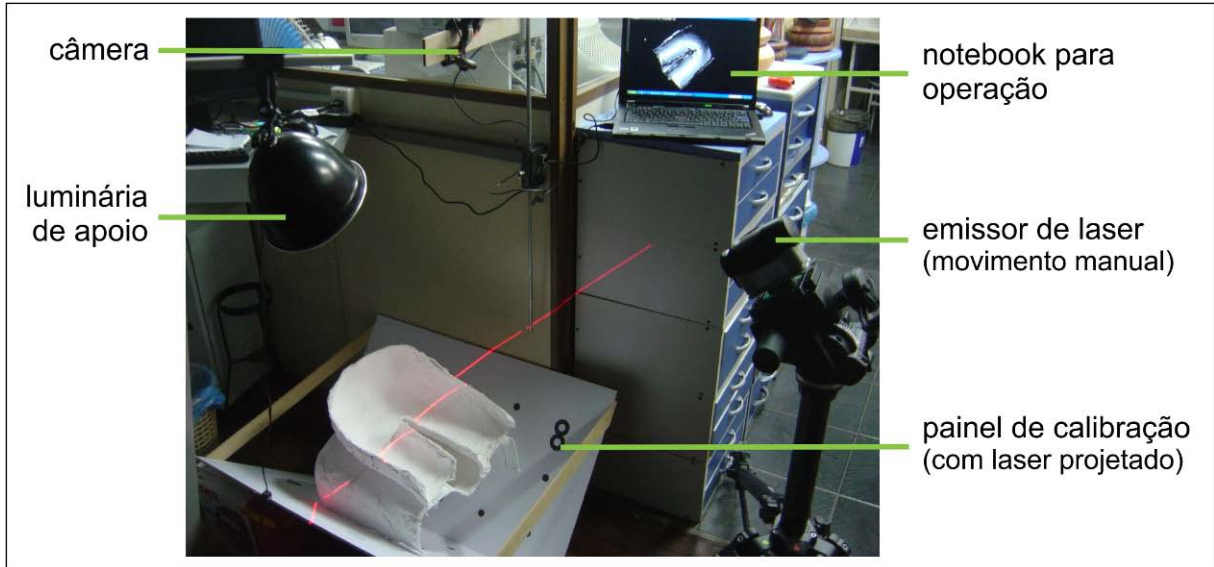


Figura 36 - Sistema DAVID Laserscanner montado para triangulação, LdSM/UFRGS.

Para o procedimento de calibração, posiciona-se o painel de calibração com padrões e, frontalmente ao ângulo agudo do painel, coloca-se a câmera. Os controles da webcam devem ser ajustados para que os pontos do painel sejam reconhecidos pelo software, garantindo o sucesso a calibração. Após este procedimento, um novo ajuste dos controles da câmera é necessário, diminuindo a exposição à luz, para configurar a captura apenas do feixe de laser. Ensaio preliminares determinaram que um ambiente escuro propicia melhor ajuste e gera menos ruído.

Ajustados os parâmetros de aquisição, coloca-se diante do painel o objeto a ser digitalizado. A distância entre o objeto e o painel implica diretamente na área de captura do modelo. Ensaio preliminares determinaram que áreas tangentes e muito próximas aos planos não são adquiridas pelo software. O laser deve incidir sobre os dois lados do painel para ser reconhecido pelo sistema.

Ao disparar a captura via software, inicia-se a varredura do objeto, manualmente com o feixe de laser. Durante o procedimento, a linha de interseção com o objeto é capturada pela câmera e reconhecida pelo algoritmo, o qual identifica a posição e a orientação de pontos no espaço. A geração dos pontos das curvas de nível é acompanhada em tempo real na tela do computador e, após, é visualizada a nuvem de pontos ou a malha 3D (Figura 37). Com a mesma câmera o sistema também permite capturar a textura do objeto.

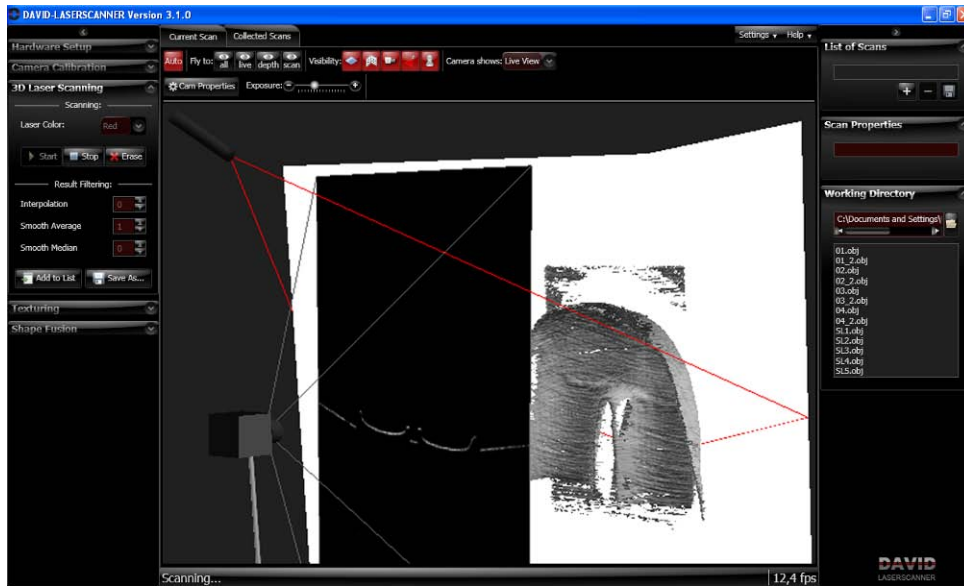


Figura 37 - Digitalização do molde em gesso com o software DAVID Laserscanner.

Foram realizadas quatro varreduras do objeto em diferentes posições, o tempo para aquisição de cada vista do objeto foi menor do que 5 minutos. Como nos processos anteriores, os dados adquiridos na digitalização foram importados no software Geomagic Studio para remoção de ruído, registro, e suavização da malha.

3.2.5 Handyscan VIUscan (Digitalização a Laser por Triangulação)

Outro sistema a laser analisado foi o scanner de mão VIUscan, da linha Handyscan, marca Creafom® (Figura 38). Este equipamento foi utilizado no Laboratório de Modelos Tridimensionais, da Divisão de Desenho Industrial (DvDI) do Instituto Nacional de Tecnologia (INT). Seu peso é de aproximadamente 1,3kg e para a operação é necessário ainda um notebook. A triangulação com o laser emitido é realizada por duas câmeras dispostas nas extremidades do equipamento. Para captura da textura do objeto há ainda uma terceira câmera disposta centralmente.

A operação é manual, mas o sistema realiza um autoposicionamento das nuvens de pontos. Para a montagem automática dos pontos, faz-se necessário colocar etiquetas reflexivas no objeto e a seu redor. Estes alvos são iluminados pelos LEDs (Diodos Emissores de Luz) dispostos em volta das duas câmeras para a aquisição dos pontos. Através do registro desses alvos, o sistema calcula a posição do scanner e permite que o mesmo possa ser movido em relação ao objeto digitalizado. Essa característica permite que a superfície possa ser varrida sem a necessidade de gerar vários arquivos de diferentes vistas da peça.

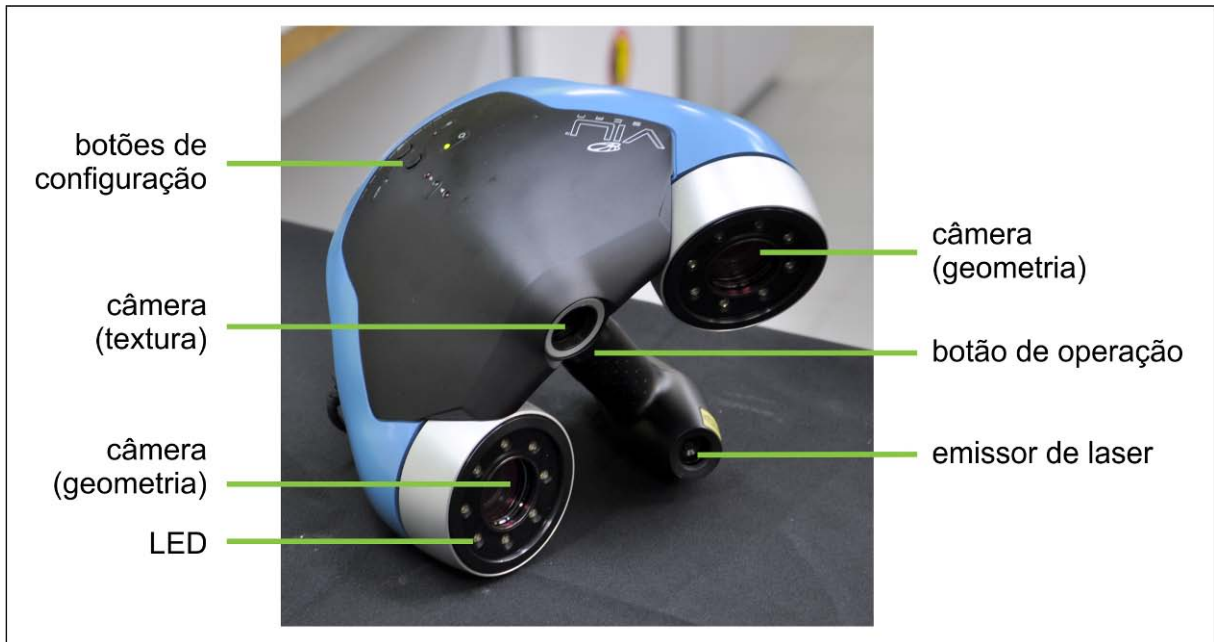


Figura 38 - Scanner Tridimensional a laser VIUscan utilizado, baseado em triangulação.

Este equipamento opera com uma taxa de dados de até 18.000 pontos por segundo, precisão de até 0,05mm e resolução de até 0,1mm. Para determinação da resolução, deve ser delimitado um cubo no sistema. Quanto menor o volume deste, maior será a resolução obtida. Na digitalização realizada, o menor cubo possível de conter o assento foi o de 350mm de aresta. A distância do scanner ao objeto (cerca de 30cm) deve ser controlada utilizando a barra de escala existente na tela do software de operação do scanner, o VXelements. Pela característica do sistema, foi realizada apenas uma varredura, a qual demandou aproximadamente 5 minutos. Dado que o próprio sistema faz o registro automático dos pontos, foi utilizado apenas o próprio software para geração da malha. A Figura 39 mostra a digitalização com o VIUscan.

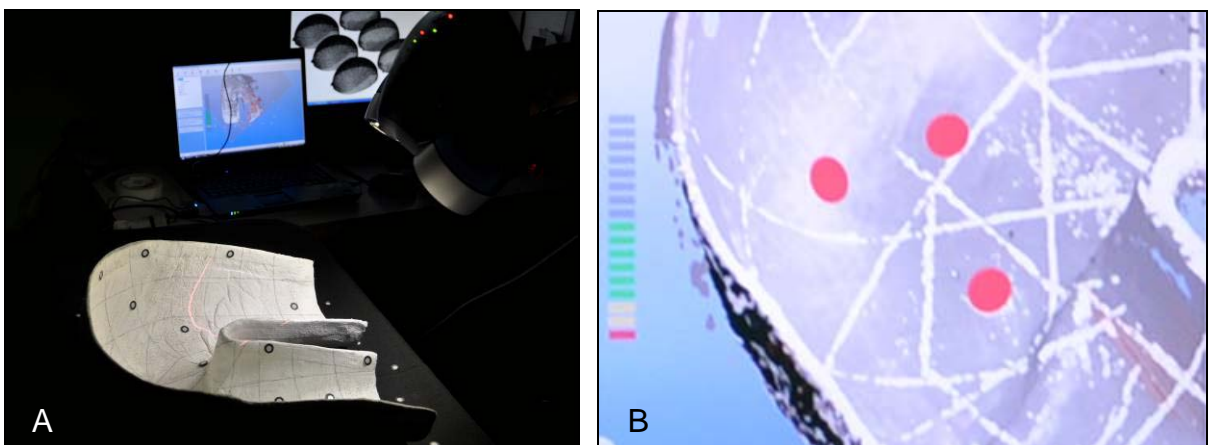


Figura 39 - Digitalização do molde de gesso pelo Scanner Handyscan VIUscan, DvDI/INT (A); Tela do software VXelements indicando a localização de alvos no registro automático (B).

3.2.6 Artec MHT (Digitalização com Luz Branca)

Para avaliar a tecnologia de Digitalização com Luz Branca (ou Luz Estruturada), um dos scanners utilizados foi o Artec MHT, do Artec Group® (Figura 40). O equipamento, pertencente ao DvDI/INT, foi utilizado no Museu Nacional da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Trata-se de um scanner 3D de mão, o qual opera com a triangulação entre uma câmera e a luz de um flash ao invés de um laser. O sistema portátil possui 1,6kg e também pode adquirir a textura do objeto através de um segundo flash e uma segunda câmera específicos para tanto. Para a operação também é necessário um notebook com duas portas USB.

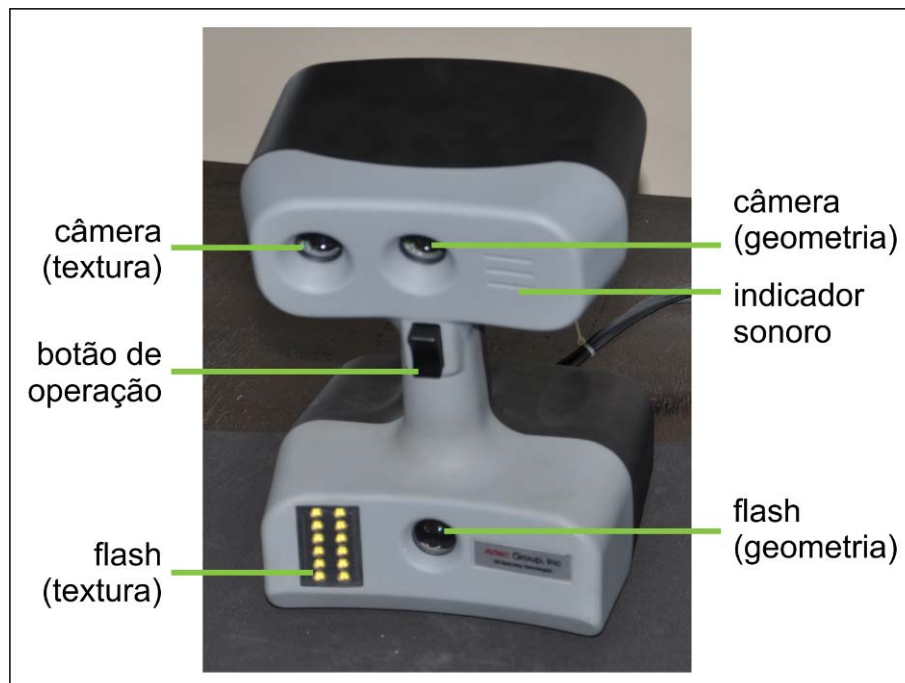


Figura 40 - Scanner 3D Artec MHT utilizado, baseado em triangulação por luz branca.

A lâmpada central emite um flash de luz branca, até 15 vezes por segundo, com um padrão em forma de grade, enquanto a câmera central captura a imagem. O software Artec Studio, que acompanha o equipamento, calcula as coordenadas 3D com base na distorção desse padrão. O sistema é capaz de adquirir até 500.000 pontos por segundo com uma precisão de até 0,1mm. Há dois modos de operação, para áreas de 214 x 148 mm (*closest range*) e para áreas de 536 x 371 mm (*furthest range*). A resolução pode chegar até 0,5 mm no primeiro modo, o qual foi utilizado na presente análise. A Figura 41 apresenta o processo de digitalização do molde de gesso com o detalhe do padrão de luz branca projetado.



Figura 41 - Digitalização do molde de gesso com Scanner Artec MHT, Museu Nacional/UFRJ (A) com detalhe do padrão de luz branca projetado na superfície do objeto (B).

Este sistema também realiza o autoposicionamento das nuvens de pontos obtidas em tempo real. Porém, seu diferencial é a utilização de geometrias do próprio objeto para referência, sem a necessidade de utilizar alvos externos. Devido a essas características, a digitalização foi realizada em uma única etapa com duração inferior a um minuto. A fusão dos dados para geração de malha foi realizada no próprio software Artec Studio (Figura 42).

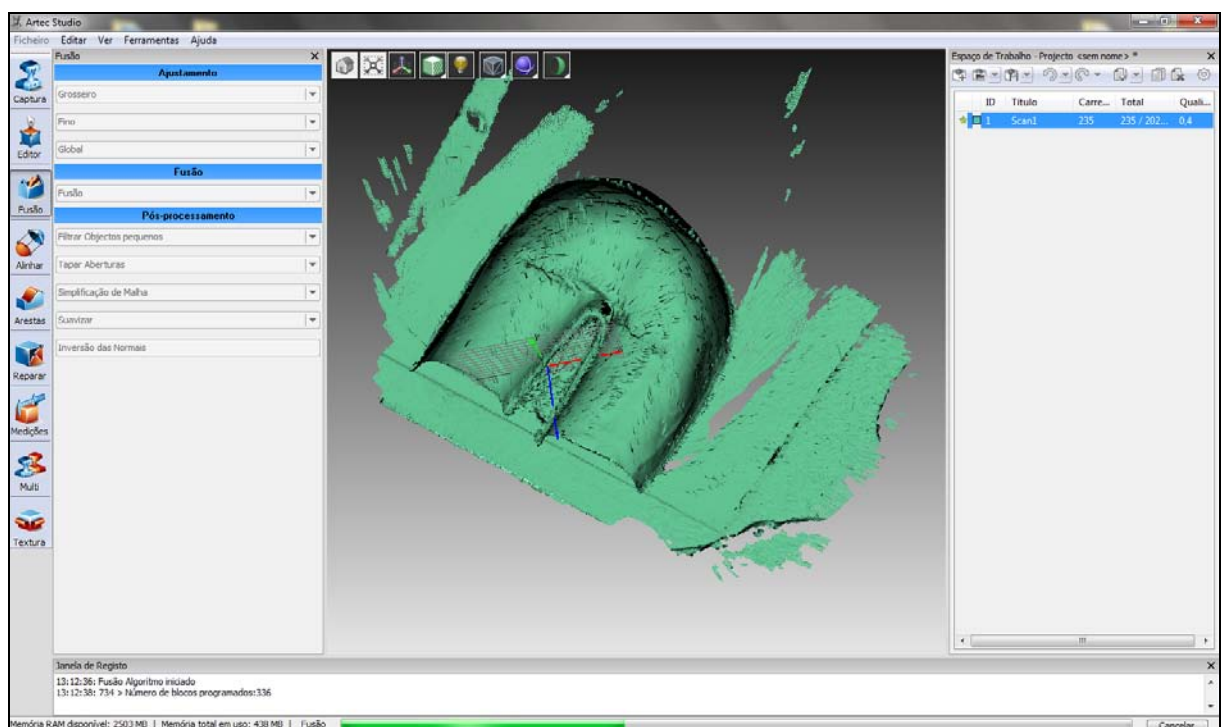


Figura 42 - Processamento da digitalização do molde de gesso no software Artec Studio.

3.2.7 DAVID Structured Light (Digitalização com Luz Branca)

Este é um sistema personalizável para triangulação através de um projetor multimídia (luz branca) e uma câmera. Trata-se de um módulo do software DAVID laserscanner®, lançado em outubro de 2011. Para aplicação deste método é necessário o mesmo painel de calibração para a webcam de leitura dos dados. Foi utilizada a mesma câmera Microsoft® LifeCam Cinema e um projetor Epson® PowerLite S4 (com 1800 lumens e resolução 800x600). O sistema foi montado no LdSM/UFRGS e pode ser observado na Figura 43.

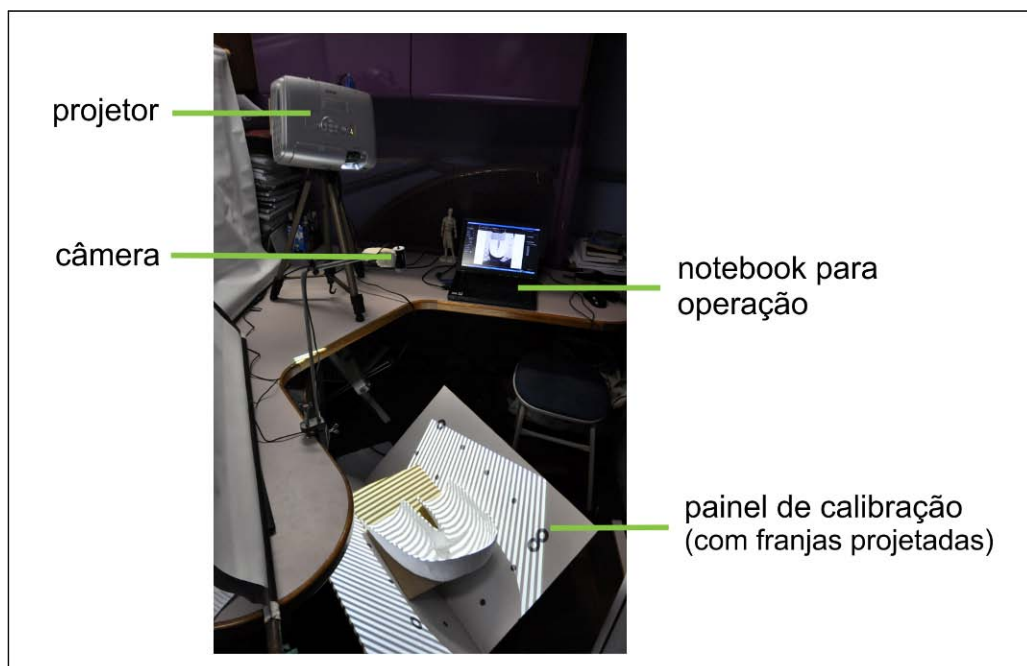


Figura 43 - Sistema DAVID Structured Light (SL) montado para triangulação, LdSM/UFRGS.

O sistema DAVID Structured Light (SL) opera projetando padrões de luz na forma faixas sobre o objeto e reconhecendo a deformação dessas faixas. O projetor deve ser posicionado em ângulo com a câmera para garantir a triangulação. Assim, além da calibração da câmera, é necessário realizar a calibração do projetor. Durante esta etapa o sistema reconhece o posicionamento da câmera e do projetor em relação ao painel de calibração (Figura 44). Os controles da webcam (exposição à luz) e do projetor (brilho e contraste) devem ser ajustados para atingir um adequado padrão de intensidade luminosa. Para o sucesso da calibração, o padrão de intensidade observado deve ser o mais próximo possível de ondas senoidais. Ensaios preliminares determinaram que um ambiente escuro proporciona melhores resultados, sendo este sistema mais sensível à iluminação do que no caso do uso de laser.

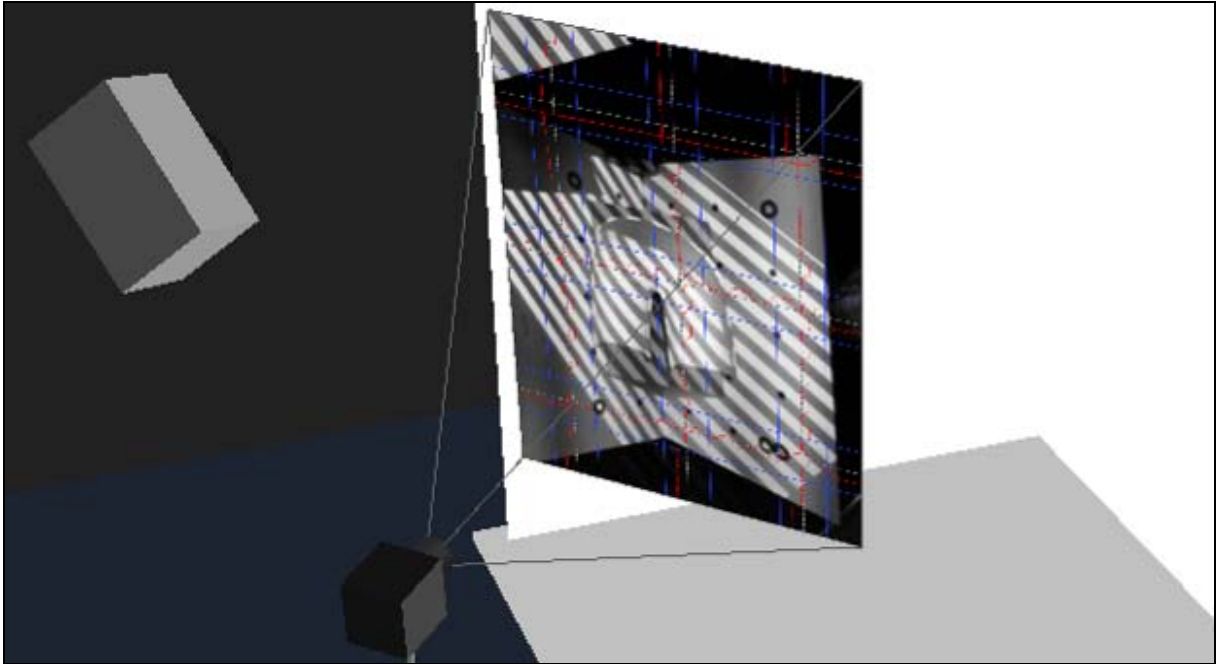


Figura 44 - Visualização do padrão de intensidade luminosa no DAVID Structured Light (SL).

Diferentemente do que ocorre com o uso de laser, para a digitalização não é necessário a permanência do painel de calibração, pois o projetor encontra-se em posição fixa. A projeção é controlada pelo software e não há intervenção manual. Isso permite um aumento na velocidade de aquisição e em poucos segundos tem-se o modelo virtual na tela do computador, conforme observa-se na Figura 45.

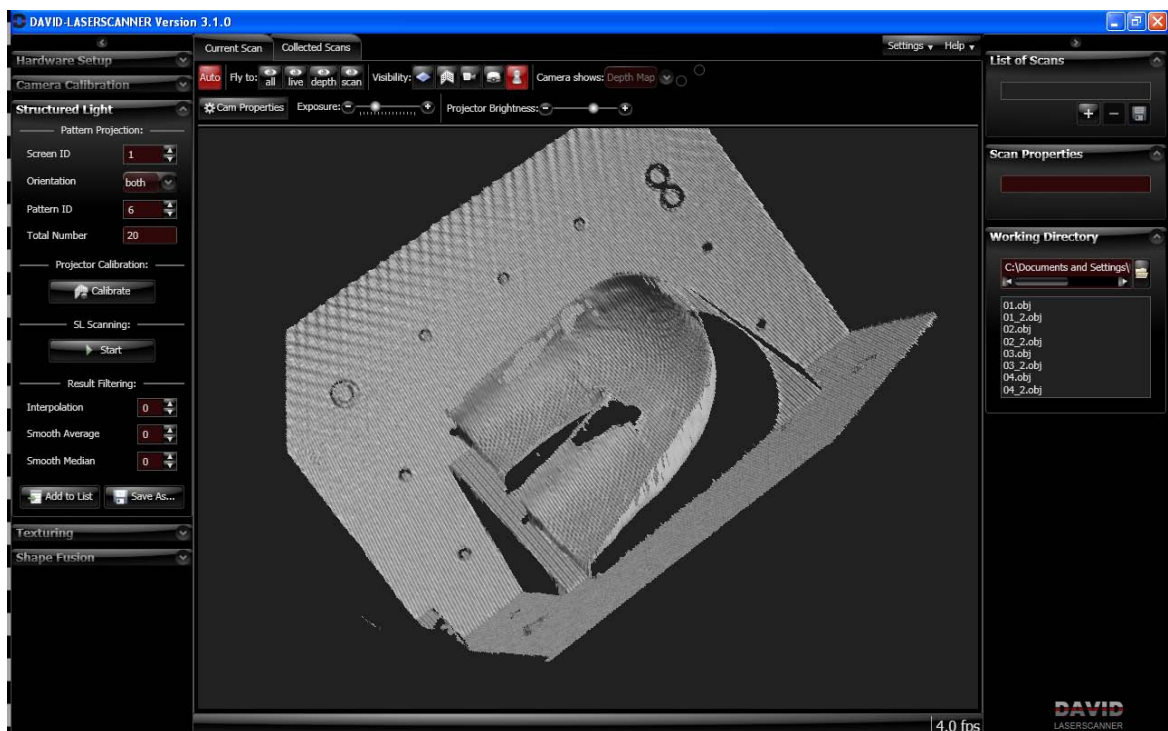


Figura 45 - Molde de gesso digitalizado no software DAVID Laserscanner - Structured Light (SL).

Foram realizadas quatro varreduras do objeto em diferentes posições, o tempo para aquisição de cada vista do objeto foi menor do que um minuto. Assim como nos processos sem autoposicionamento anteriores, os dados adquiridos na digitalização foram importados no software Geomagic Studio para remoção de ruído, registro, e suavização da malha.

3.2.8 PhotoModeler Scanner (Digitalização Baseada em Fotografia)

Primeiramente, foram realizados ensaios para avaliação do potencial da técnica, utilizando uma câmera digital Sony® Cybershot DSC-S500. Colocaram-se alvos padrões de alto contraste ao lado do molde em gesso e executou-se a calibração da câmera. Devido à baixa textura da peça, a iluminação foi feita com um projetor multimídia Epson® PowerLite S4, por meio do qual se projetou uma grade sobre o modelo. Este procedimento, similar ao de luz estruturada, foi realizado a fim de facilitar a identificação de pontos no processamento (Figura 46).

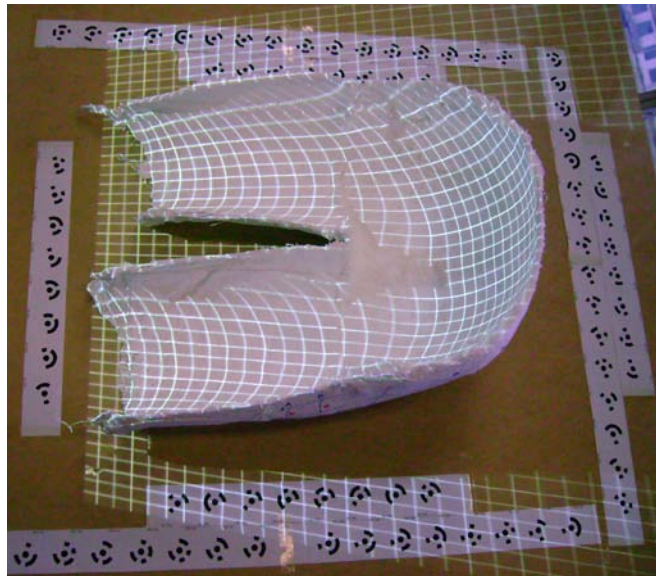


Figura 46 - Digitalização Baseada em Fotografia com projeção de padrões.

Foram tomadas 4 fotografias do objeto em ângulos diferentes, com resolução de 2048x1536, 3 Megapixels (3.145.728 pixels). No software PhotoModeler Scanner® (versão demonstrativa) realizou-se a orientação automática identificando o posicionamento da câmera em cada tomada e o processamento gerando a nuvem de pontos 3D. A nuvem foi filtrada, suavizada e convertida em malha de triângulos no próprio software (Figura 47).

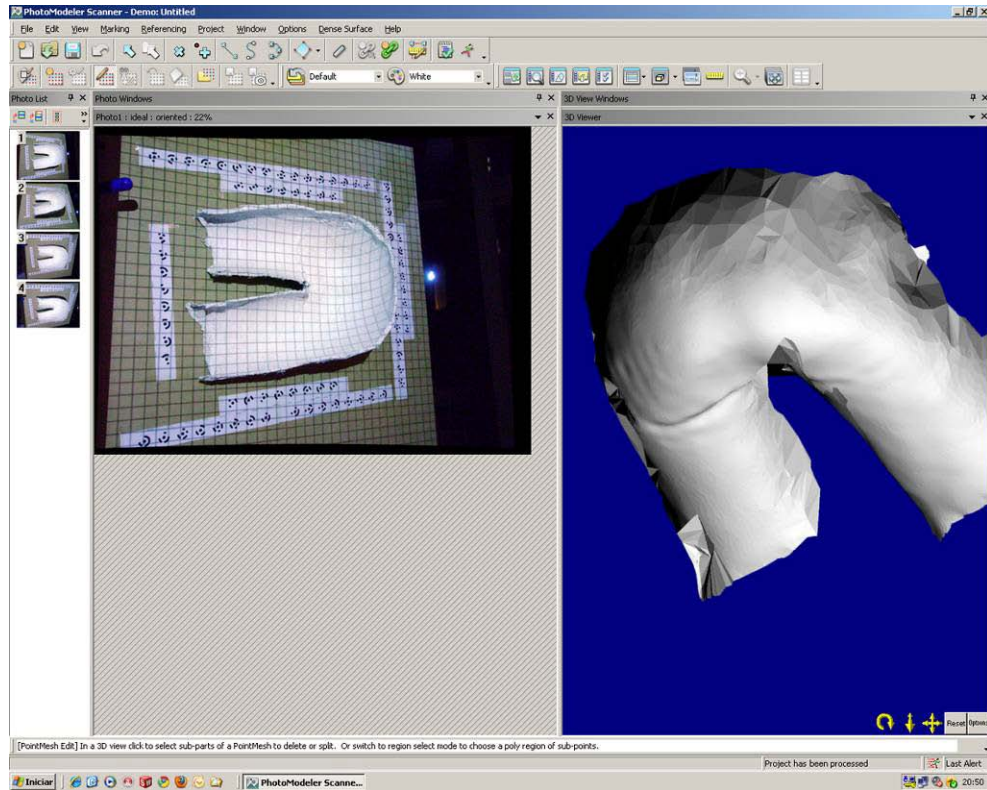


Figura 47 - Ensaio de digitalização no software PhotoModeler Scanner.

A partir dos resultados prévios, o método aplicado foi aprimorado. Assim, para atingir bons níveis de qualidade neste processo, fez-se necessário o uso de câmeras digitais de alta resolução, as quais possam ser sincronizadas por disparadores e montadas em tripés. É importante a iluminação do ambiente, a qual deve ser calibrada através de medições realizadas por fotômetro. Foi mantida a possibilidade de emissão de padrões gráficos computadorizados sobre o modelo, realizada através de projetor, bem como o gerenciamento do sistema e o processamento das imagens obtidas em um computador portátil que também permita o uso em campo.

Para a execução deste sistema foram utilizadas 4 câmeras fotográficas Nikon® D-90, DSLR com lente objetiva intercambiável 18-105mm VR, 12.3 Megapixels; Disparadores automáticos Nikon® ML-3; Fotômetro Digital Sekonic® 308S; Projetor Multimídia Epson® PowerLite S4; e um notebook Lenovo® ThinkPad SL410, com processador Intel® Core 2 Duo T5870 (2.0 GHz), 2 GB de memória RAM. O sistema foi montado no LdSM/UFRGS e pode ser observado na Figura 48.



Figura 48 - Sistema projetado para digitalização do corpo humano por fotografia, LdSM/UFRGS.

Para o processamento das imagens, foi adquirido o software PhotoModeler Scanner® (versão profissional), Para tanto as câmeras foram calibradas, conforme procedimento indicado pelo mesmo. Basicamente, são tiradas fotos de 4 lados de uma base retangular com diversos alvos (disponíveis para impressão no próprio software), com controle de luminosidade e distância focal.

Em volta do objeto a ser digitalizado são colocados alvos (disponíveis para impressão no próprio software). Adicionalmente, podem ser utilizadas fotografias com a projeção de padrões, buscando melhora no sistema de identificação de pontos na superfície do objeto. Foram obtidas oito imagens com resolução de 4288 x 2848 pixels, sendo utilizadas as seis melhores (apontadas pelo software).

Na primeira etapa do processamento, as fotografias são importadas no software e tratadas, com base na calibração, para remoção da distorção causada pelas lentes. Em seguida, os alvos são reconhecidos em cada imagem, a distância entre eles deve ser informada para definir a escala do modelo. As fotos são processadas aos pares (par estereoscópico) e o sistema informa a qualidade obtida em cada par. Define-se então a área a ser processada para a geração da nuvem de pontos e, finalmente, os parâmetros (resolução, faixa de profundidade e tamanho do grupo de pixels a ser analisado) para o cálculo.

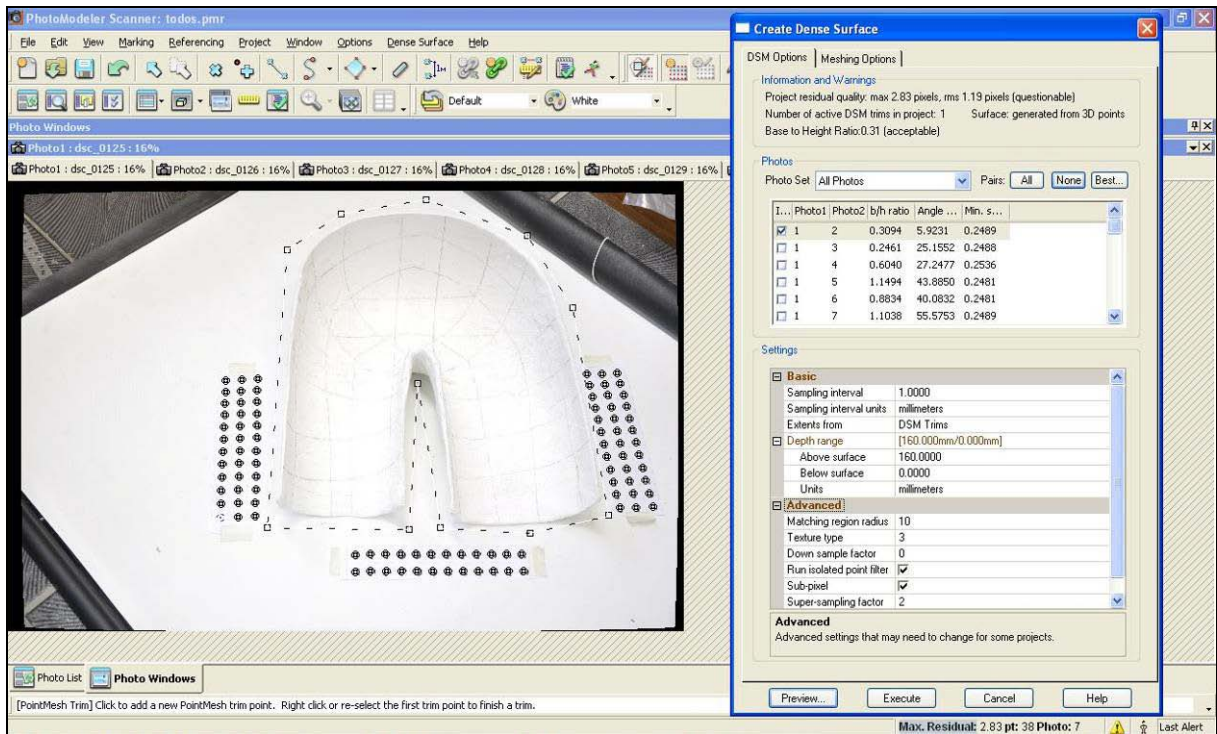


Figura 49 - Processamento de fotografias do assento no PhotoModeler Scanner.

Os alvos reconhecidos em cada imagem permitem a identificação da posição da câmera no espaço no momento da fotografia. Dado que as fotos são trabalhadas aos pares, o sistema gera uma nuvem de pontos para cada par, mas permite processar automaticamente a fusão dos pontos em uma única nuvem (Figura 50).

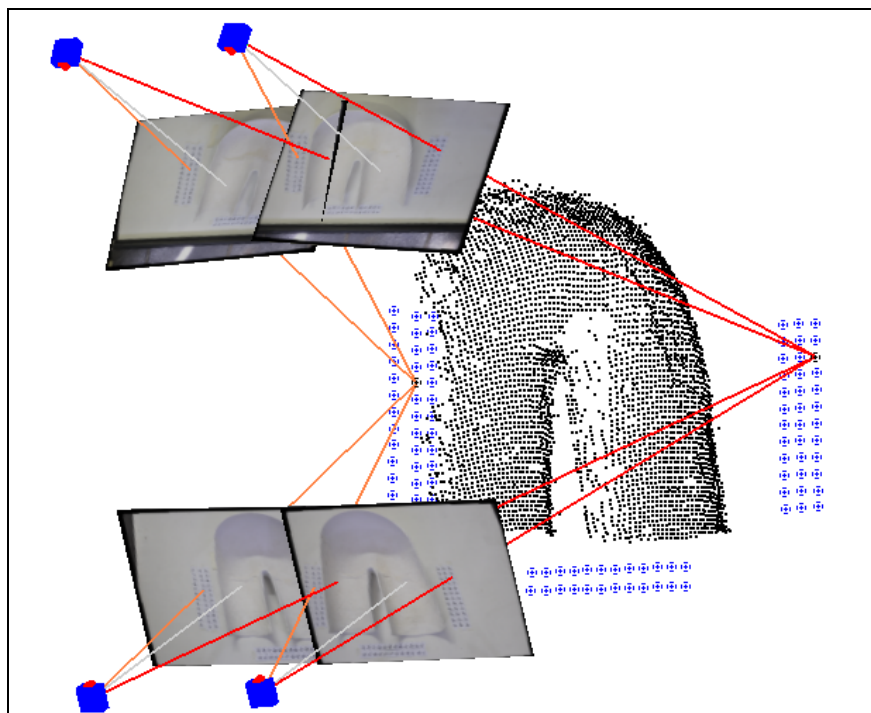


Figura 50 - Nuvem de pontos do assento gerada no PhotoModeler Scanner.

3.2.9 123D Catch (Digitalização Baseada em Fotografia)

Trata-se de um sistema para obtenção de modelos tridimensionais, lançado em novembro de 2011, parte integrante dos aplicativos Autodesk 123D®. Estes são softwares livres, integrados entre si e com serviços de fabricação, tais como impressão 3D e corte a laser. Especificamente, o 123D Catch gera modelos a partir da combinação de múltiplas imagens com campos sobrepostos (*photo stitching*). Para o processamento é necessário obter fotografias de maneira a cobrir toda a superfície desejada, usualmente circundando o objeto a ser digitalizado. A identificação dos pontos comuns às fotos é feita automaticamente, mas caso necessário pode haver intervenção manual, conforme observa-se na Figura 51.

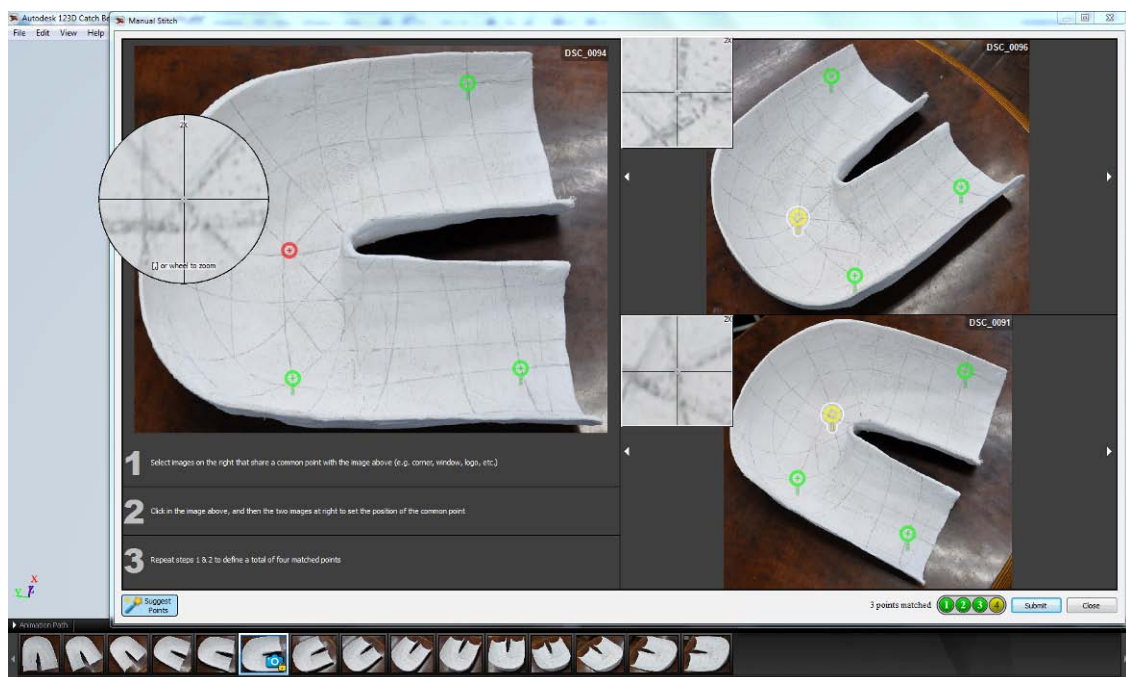


Figura 51 - Identificação de pontos (*photo stitching*) no software 123D Catch.

O sistema trabalha com computação em nuvem (*cloud computing*), ou seja, utiliza a capacidade de diversos servidores interligados. Assim, o processamento não depende do computador do usuário, o qual apenas gerencia os dados. Através do software, é necessário enviar as fotos via internet (*upload*) e, após, baixar o resultado (*download*). Pode-se acompanhar o andamento *on line*, ou solicitar receber um e-mail quando o processamento for finalizado.

Para este sistema, utilizou-se uma câmera Nikon® D-90 com a sua resolução máxima de 4288 x 2848 pixels. Foram obtidas 25 fotos (85MB) sem o auxílio de tripés, as quais foram enviadas em menos de 5min. através de uma conexão de 10Mb/s. O

processamento no servidor levou em torno de 15 minutos. O resultado pode ser visto na Figura 52. Nesta observam-se também as posições das câmeras identificadas pelo sistema (acima), bem como as imagens utilizadas (abaixo).

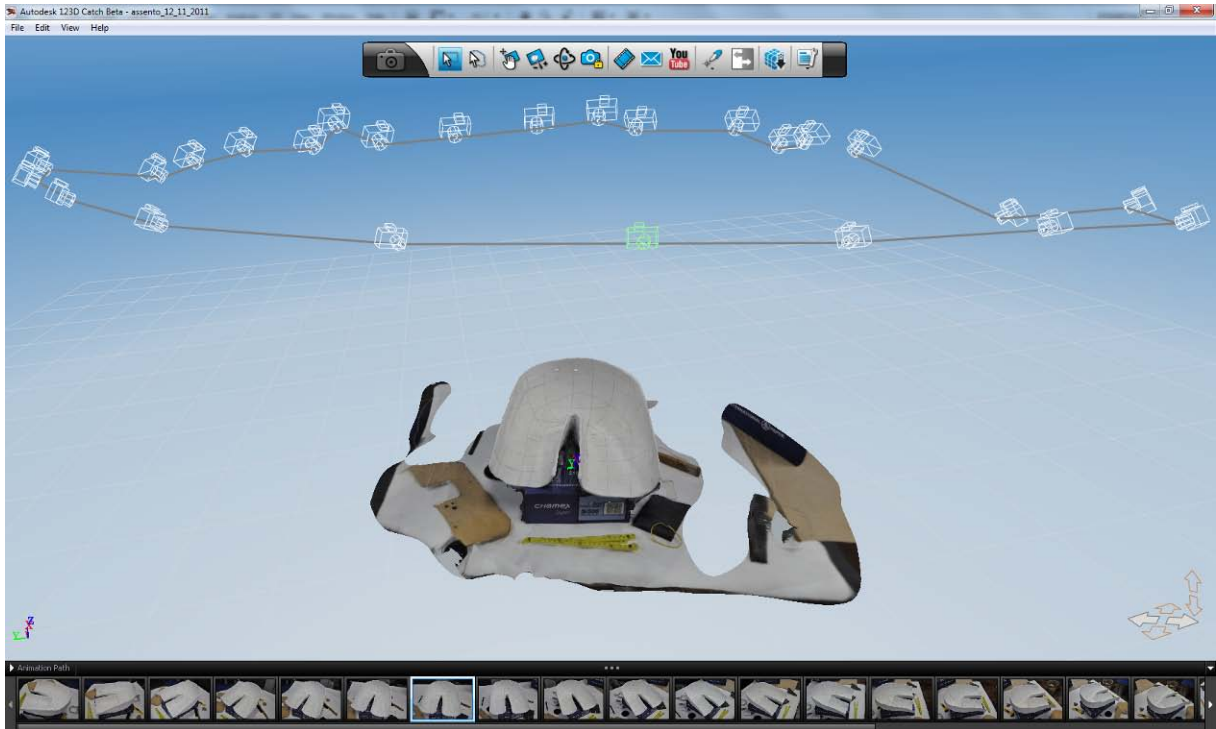


Figura 52 - Resultado do processamento do assento no 123D Catch.

A intervenção manual realizada foi marcar uma medida de referência no assento, a fim de definir sua escala de tamanho (Figura 53A). Os objetos existentes no cenário auxiliam no reconhecimento das imagens. A última etapa foi a seleção da área do assento (eliminando as superfícies adquiridas a sua volta), para refinamento da malha (Figura 53B). É possível exportar um arquivo OBJ com 3 níveis de resolução.

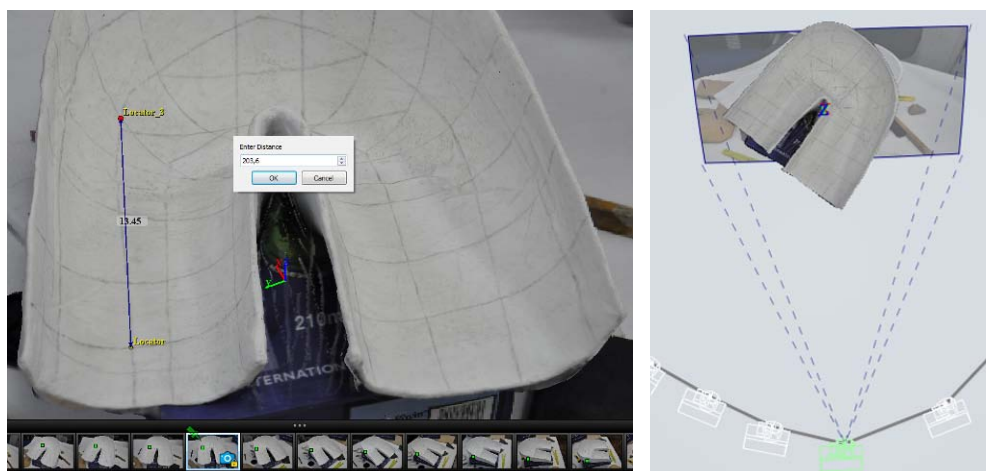


Figura 53 - (A) Medida de referência no assento; (B) Modelo 3D sobreposto a uma imagem.

3.2.10 Microscribe 3D (Digitalização por contato)

Para avaliar a digitalização com contato, foi utilizado um equipamento Immersion Microscribe 3D® (Figura 54). Este scanner foi utilizado no Laboratório de Modelos Tridimensionais, no DvDI/INT. Trata-se de um sistema de mesa, portátil e manual na forma de braço, o qual possui cinco graus de liberdade (5 articulações). Há um sensor de rotação em cada articulação e uma central de processamento na base para calcular a posição da ponta da caneta apalpadora.

O sistema adquire o posicionamento com uma resolução de 0,13 mm, ou seja, essa é a menor distância que o equipamento é capaz de medir. A precisão na medida da posição é de 0,38 mm. O braço alcança um raio de até 635mm, podendo girar 360° e perfazer um diâmetro de 1,27m.



Figura 54 - Scanner Microscribe 3D utilizado, digitalização por contato.

Para adquirir uma coordenada, posiciona-se a ponta do apalpador no local desejado da superfície e pressiona-se um pedal. Um contrapeso auxilia para tornar a movimentação manual mais suave e precisa. Porém, para viabilizar a medição das coordenadas desejadas, foi necessário marcar os pontos a serem adquiridos na superfície do assento. Para tanto, foram utilizadas tiras de fita adesiva como referência e foram traçadas algumas linhas à lápis (Figura 55).



Figura 55 - Marcação (A) e aquisição dos pontos (B) com o Microscribe 3D, DvDI/INT.

Os pontos foram adquiridos diretamente para o software Rhinoceros (CAD). Inicialmente foram medidas as coordenadas do contorno do assento e logo após as coordenadas das intersecções das linhas traçadas. Com as curvas geradas foi modelada uma primeira superfície NURBS para análise.

Visando gerar uma malha de triângulos, automaticamente e somente com os pontos adquiridos (sem modelamento em CAD), foram medidas as coordenadas entre as curvas (Figura 56A). Com base nesse último grupo de pontos, foram interpoladas novas curvas e gerada uma segunda superfície NURBS (com maior resolução) para análise (Figura 56B).

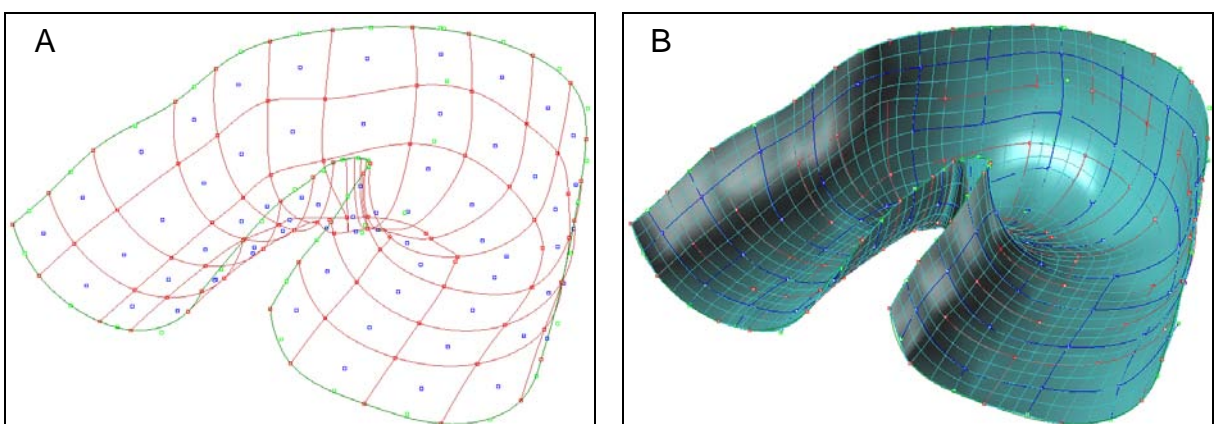


Figura 56 - Pontos adquiridos com curvas traçadas (A) e superfície NURBS modelada (B).

3.2.11 Análise comparativa entre os sistemas estudados

Conforme exposto no item 3.2.1, um molde de gesso foi elaborado e utilizado como padrão para digitalização por todos os sistemas supracitados. A Tabela 8 apresenta um resumo destes sistemas, com as respectivas resoluções e precisões utilizadas. Informações sobre os equipamentos encontram-se no Apêndice A.

Tabela 8 - Resumo dos sistemas de digitalização tridimensional analisados.

Classificação		Sistema de Digitalização	resolução nominal*	precisão nominal*	Velocidade	Peso da unidade	
Sem Contato	Laser	Conoscopia	Digimill 3D (1)	0,1	< 0,035	1.000 pt/s	1.000 kg
		Triangulação	Vivid 9i (2)	0,2	0,032	340.000 pt/2,5s	15 kg
	Handyscan VIUScan (3)		0,1	0,050	18.000 pt/s	1,3 kg	
	DAVID Laserscanner (4)		-	0,400	manual	0,4 kg	
	Artec MHT		0,5	0,100	500.000 pt/s	1,6 kg	
	Luz Branca	DAVID Structured Light (4)	-	0,400	-	2,6 kg	
		Passivo (Fotografia)	PhotoModeler Scanner (5)	1	0,500	processamento	0,9 kg
		123 Catch (6)	-	-	processamento	0,9 kg	
Contato		Microscribe 3D (7)	20	0,380	manual	5,4 kg	

* valores informados pelos respectivos fabricantes (em mm).

(1) resolução de posicionamento do equipamento CNC (ajustável até 0,01mm); precisão com lente 150mm (a lente 25mm tem precisão < 0,003mm, mas é inviável devido à pequena faixa de trabalho).

(2) valores à 0,6m de distância do objeto (sensíveis à distância); sensor CCD com resolução 640x480 px (a lente tele fornece resolução de 0,05mm e precisão de 0,008mm, mas possui pequena faixa de trabalho).

(3) Resolução máxima de 0,1mm, esta varia de acordo com o tamanho do objeto (volume cúbico digitalizado).

(4) A versão gratuita apenas permite salvar em baixa resolução, 320x240 px (sensível à distância da câmera); resolução de aquisição: 1280 x 720 px (HD); erros máximos de até 0,4mm, em média <1% da distancia.

(5) resolução ajustável durante o processamento, observando o esforço computacional e o tempo demandado; precisão varia de acordo com a câmera (estimativa de convencionais: 1/2.000 e profissionais:1/20.000); resolução de aquisição: 2848 x 4288 px (12.3 Mpx).

(6) O sistema permite selecionar três níveis de resolução (baixo, médio e alto), não disponibilizando maiores informações. Os dados dependem da câmera e das imagens, adquiridas a 2848 x 4288 px (12.3 Mpx).

(7) A resolução é determinada pelo espaçamento entre os pontos marcados manualmente pelo operador. A resolução máxima (menor espaçamento que o sistema pode medir) é 0,13mm.

Todos os arquivos obtidos (malhas de triângulos) foram importados no software Geomagic Qualify para avaliação. Foram avaliadas as quantidades de pontos e de triângulos, bem como as resoluções de fato obtidas. Para análise de precisão, foi tomado como base o arquivo obtido pelo Scanner Digimill 3D, por este apresentar o conjunto de maior resolução e precisão nominal, conforme já exposto no item 3.2.2. Para o alinhamento entre as malhas utilizou-se o algoritmo *best fit alignment* com o tamanho de amostra máximo permitido pelo software, de 100.000 pontos.

3.3 Usinagem CNC

Para avaliar a viabilidade de usinar a geometria personalizada em um bloco de espuma flexível de poliuretano, foi necessário realizar alguns ensaios preliminares. Uma que vez que foi detectada a viabilidade do processo, os ensaios de usinabilidade foram sistematizados.

Todos os procedimentos de usinagem foram realizados no equipamento Digimill 3D. Cabe salientar que trata-se de um cabeçote de fresamento, comandado por CNC na mesma máquina que realiza digitalização a laser, já apresentada no item 3.2.2. O sistema utilizado possui potência de 1.1 kW, rotação máxima de 24.000 rpm e avanço máximo de 4.000 mm/min.

3.3.1 Ensaios de Usinabilidade

No primeiro ensaio, optou-se por trabalhar com uma espuma mais densa, por acreditar que seria mais fácil usiná-la do que uma de baixa densidade. Para tanto, selecionou-se a espuma D50 (densidade nominal 50 kg/m³). Assim, realizou-se um ensaio com uma fresa de topo reto, 6 mm de diâmetro e 4 arestas de corte (Alltech Tools® LETA 0604). Como parâmetros básicos, foi utilizada alta velocidade de rotação (20.000 rpm) e avanço de 1.000mm/min. O principal objetivo deste ensaio foi verificar a influência do sentido de corte, concordante ou discordante, na operação de fresamento de materiais flexíveis.

Observada a preferência pelo sentido de corte discordante, novos ensaios de usinabilidade foram sistematizados. Os procedimentos ocorreram nas espumas com densidades de 20 a 60 kg/m³, já especificadas no item 3.1.

Os parâmetros analisados foram a velocidade de rotação e de avanço. Utilizaram-se quatro velocidades de rotação: 6.000, 12.000, 18.000 e 24.000 rpm. Os avanços usados para cada uma das velocidades foram de 400 a 4.000 mm/min, variando de 10 em 10%, conforme apresentado na Tabela 9.

Tabela 9 - Velocidades de avanço ensaiadas nas espumas.

Avanço (%)	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
Avanço (mm/min)	400	800	1.200	1.600	2.000	2.400	2.800	3.200	3.600	4.000

Para os ensaios de usinabilidade, a programação dos caminhos da ferramenta foi realizada manualmente em editor de texto. Foi programado que a ferramenta recuasse 10 mm da espuma, entrando lateralmente nesta já na rotação especificada. A ferramenta deveria cortar uma profundidade de 5 mm em uma extensão de 100 mm. Ao chegar ao final, ela avança 1 mm para o lado, e retorna os mesmos 100 mm para visualização do corte apenas no sentido discordante. As espumas foram fixadas em um dispositivo sobre a mesa da fresadora, através de fitas dupla face de alto desempenho, 3M® VHB.

Observados os resultados de Beretta (2011), a presente Tese explora a fresa convencional inteiriça de topo reto, com 6 mm de diâmetro e ângulo de 25°, OSG® 801/2, tipo EDL base D844 (Figura 57). Visto que Beretta (2011) também explorou as diferentes densidades de espumas, bem como que seus resultados ficaram em consonância com os primeiros ensaios aqui realizados, a presente Tese restringiu novos ensaios às espumas de densidade 50 kg/m³ (D50).



Figura 57 - Fresa de topo reto 6mm utilizada.

Observados também os resultados de Rockenbach (2011), foram avaliadas as combinações dos parâmetros de profundidade de corte e a penetração de trabalho com a velocidade de avanço de 2.000 mm/min. Assim, nos mesmos moldes dos ensaios anteriores, foram avaliadas três variações para cada um dos dois parâmetros, conforme a Tabela 10. As velocidades de rotação foram mantidas no máximo do equipamento, em 24.000 rpm, por este permitir a maior taxa de remoção de material.

Tabela 10 - Parâmetros de corte ensaiados nas espumas.

Parâmetro de usinagem	Valores ensaiados		
Profundidade de Corte (mm)	3	6	12
Penetração de Trabalho	1	3	6

Os resultados foram avaliados quanto à taxa de remoção de material em função da precisão obtida. Para análise dimensional, as regiões cortadas foram digitalizadas com o scanner Digimill 3D, utilizando a lente de 50mm e resolução de 0,01 mm entre pontos. Os dados foram analisados no software Geomagic Qualify, através da interpolação de planos nas nuvens de pontos, conforme a Figura 58.

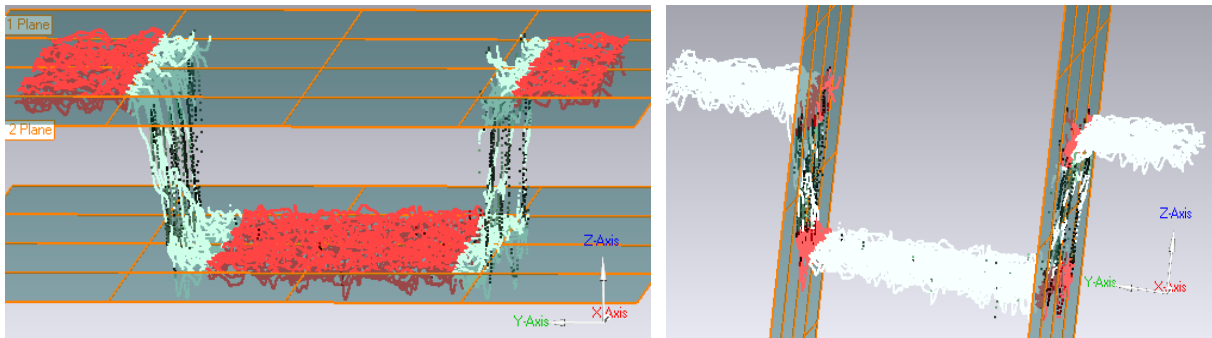


Figura 58 - Análise dimensional das regiões usinadas no software Geomagic Qualify.

Para usinagem de acabamentos foi utilizada a fresa inteira de topo esférico, com 6 mm de diâmetro e ângulo de 35°, Dormer® C502 (Figura 59). Conforme Beretta (2011), os parâmetros de acabamento podem ser associados aos de desbaste, apenas reduzindo a velocidade de avanço.

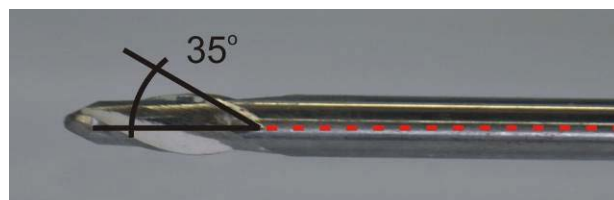


Figura 59 - Fresa de topo esférico 6mm utilizada.

3.3.2 Execução de Protótipos

Com base nos parâmetros analisados, foram usinados alguns protótipos para avaliação por profissionais da saúde. Tal avaliação foi realizada através de estudos de caso, conforme é descrito no item 3.4.3.

Assim, a partir dos dados gerados pelas digitalizações, os quais foram transformados em malha (arquivo STL), partiu-se para a modelagem CAD/CAM. O modelo virtual tridimensional foi importado no software CAD Rhinoceros, para melhor

posicionamento, extração de contornos e projeto de superfícies adjacentes a tais contornos. Após, esses dados foram exportados para o software CAM *Edgecam* para definição da estratégia de usinagem. Os parâmetros são inseridos no software que calcula e simula os caminhos a serem percorridos pela ferramenta na fresadora CNC. A Figura 60 ilustra a simulação da usinagem de um assento.

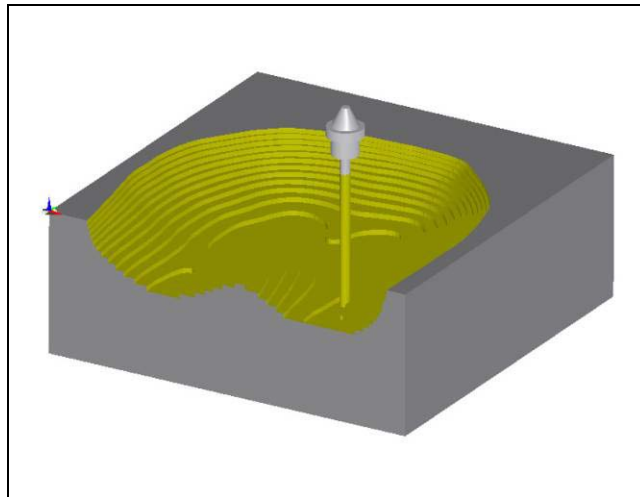


Figura 60 - Simulação da Usinagem CNC de um assento no software Edgecam.

3.4 Validação da Metodologia

Definidas as características dos sistemas para digitalização tridimensional do usuário e adequados parâmetros para usinagem CNC das espumas flexíveis de poliuretano, a metodologia proposta foi avaliada através de quatro estudos de caso.

Nesta etapa, foi comparada a eficácia dos assentos produzidos de forma personalizada com os assentos padrão, originais das cadeiras de rodas disponíveis atualmente no mercado. Para tanto, foram utilizadas as técnicas de mapeamento de pressão e termografia, bem como o acompanhamento de profissionais da saúde.

3.4.1 Mapeamento de pressões

Para o mapeamento de pressões utilizou-se o sistema FSA (*Force Sensitive Applications*), da marca Vista Medical®. Tal sistema conta com um tapete de sensores para assento flexível (*SoftFlex Seat Sensing Mat*). O tapete utilizado possui um formato quadrado de 400x400mm, com 256 sensores distribuídos em uma matriz de 16x16 (sensores de 25mm).

Ensaio prévios foram realizados no Centro de Ciências Exatas, da Natureza e de Tecnologia (CENT), Campus Universitário da Região do Vale dos Vinhedos (CARVI), Universidade de Caxias do Sul (UCS). Após a adequada configuração do sistema, os ensaios foram realizados com usuários. O tapete flexível utilizado pode ser observado na Figura 61.



Figura 61 - Sistema de Mapeamento de Pressão FSA, CENT/CARVI/UCS.

Um segundo tapete, componente do mesmo sistema, foi utilizado para avaliação de pressões nas costas dos usuários. Para efetuar a medição, os usuários foram posicionados nas suas cadeiras de rodas e, após um minuto para relaxamento, os dados foram capturados. A utilização deste sistema constitui um diferencial importante nas análises, visto que pode-se verificar a relação da geometria obtida com a distribuição do peso do usuário.

3.4.2 Análise Termográfica

Complementarmente à avaliação da distribuição de pressão, foi avaliada a distribuição de temperatura nos assentos e no encostos das cadeiras de rodas. A análise termográfica permite medir a quantidade de energia infravermelha (calor) emitida por uma superfície. Neste sentido, foi utilizado um termógrafo HY6800, da marca SAT®, pertencente ao Laboratório de Materiais Cerâmicos (LACER/UFRGS). O referido equipamento pode ser visualizado na Figura 62.



Figura 62 - Análise da distribuição de temperatura com Termógrafo HY6800, LACER/UFRGS.

Todas as análises foram realizadas no mesmo dia, em uma sala climatizada a aproximadamente 24°C. Para estabilização da temperatura, as medições foram realizadas em intervalos de vinte minutos, de acordo com os procedimentos realizados por Allen (2006), Zaproudina (2008) e Prestes (2011).

Neste sentido, antes de realizar as medições, o usuário foi posicionado em outra cadeira de maneira a relaxar por 20min. e atingir equilíbrio térmico com o ambiente. Em seguida, o mesmo foi posicionado em sua cadeira de rodas por profissionais da saúde e assim permaneceu por mais 20min. Após, o indivíduo foi retirado da cadeira, a qual foi imediatamente termografada. Este procedimento foi realizado duas vezes com cada usuário, uma para seu assento padrão e outra para o assento personalizado.

3.4.3 Estudos de Caso

Os estudos de caso ocorreram dentro do escopo do projeto “Tecnologias para adequação postural visando a inclusão social de pessoas com deficiência”, aprovado no Edital PROEXT 2010 - MEC/SESu. Tal projeto visa exatamente a aplicação dos resultados de pesquisas em Tecnologia Assistiva realizados no LdSM/UFRGS. O maior parceiro é a Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD-RS). Essa

associação conta um setor para atividades de adequação postural, dispondo também de uma oficina para confecção de órteses e próteses. Os profissionais da saúde (Fisioterapia e Terapia Ocupacional) foram os responsáveis pelas avaliações dos usuários. Neste sentido, foram realizados os seguintes procedimentos metodológicos:

- Avaliação inicial

Na avaliação inicial foi analisada a postura da pessoa sentada e as alterações posturais (coluna vertebral, deformidades ósseas, sistema muscular). Foram levantados dados da cadeira de rodas para posterior confecção do assento personalizado.

- Moldagem do usuário

Neste processo foi ajustado um molde de gesso buscando-se um melhor posicionamento para o usuário, conforme descrito no item 3.2.1. Além disso, a técnica de aplicação do molde foi focada nas etapas tecnológicas posteriores, a fim de facilitá-las.

- Digitalização tridimensional do modelo de formas humanas

Nesta etapa foram digitalizados os moldes dos usuários para obtenção de modelos virtuais.

- Processamento de dados dos modelos virtuais

As nuvens de pontos e malhas (geradas pelas digitalizações) foram processadas através do softwares Geomagic Studio. Na avaliação do modelo virtual, o processamento é acompanhado, verificado e planejado de acordo com o paciente e com a adequação postural pretendida. Finalizado o modelo virtual, são feitos ajustes para a integração CAD/CAM (conforme item 3.3.2).

- Fabricação através de usinagem CNC

Nesta etapa foi realizado o programa, com os caminhos da ferramenta, para a máquina de usinagem CNC. Foram aplicados resultados de pesquisas sobre usinagem de espumas flexíveis de poliuretano D50 (item 3.3.1).

- Avaliação dos assentos: mapeamento de pressão e termografia

Realizou-se a prova do assento com o usuário (pelos profissionais da saúde), bem como as medições de pressão (3.4.1) e temperatura (3.4.2).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados permitem maior entendimento do comportamento das espumas flexíveis de poliuretano, bem como indicam a viabilidade de sua usinagem CNC por meio de equipamentos e ferramentas convencionais. Puderam também ser observadas características específicas da digitalização de assentos, sugerindo a necessidade do uso de moldes de gesso para adequação postural do usuário. Estudos de caso permitiram avaliar e validar a aplicação do processo proposto.

4.1 Caracterização das Espumas de PU

Os resultados da Espectroscopia de Infravermelho (FTIR) confirmaram a composição da espuma de poliuretano e mostraram que, independente da densidade da espuma, a composição do material se mantém a mesma Figura 63

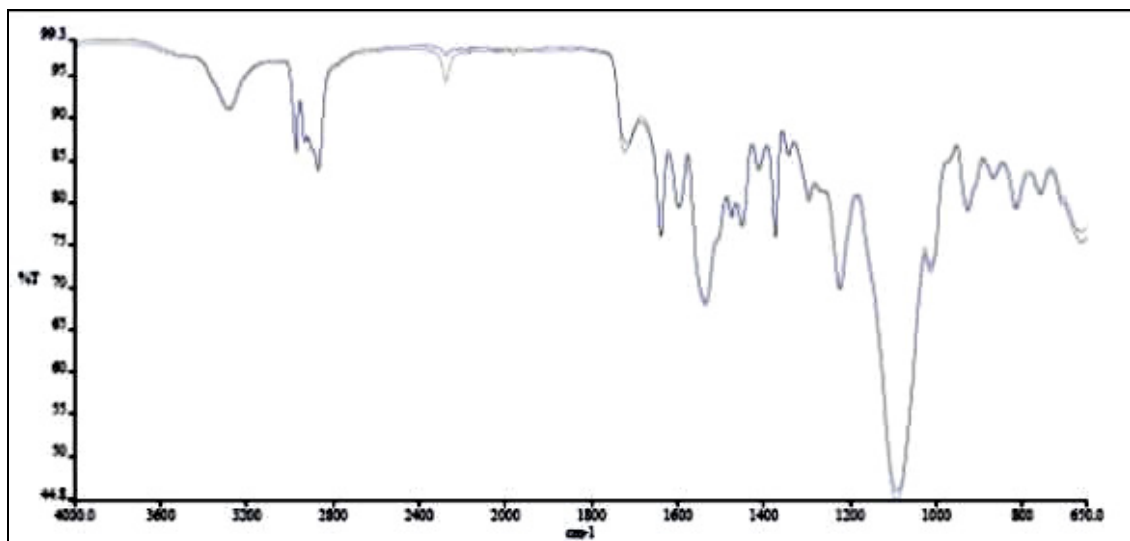


Figura 63 - Espectro gerado pela análise por FTIR para a espuma D50.

Os valores de densidade medidos, de acordo com a norma ASTM D3574-08, foram confrontados com o catálogo do fabricante para confirmação dos valores nominais. As espumas de menor densidade (D20, D26, D33 e D45) atendiam os valores nominais. A D50 ficou ligeiramente abaixo do valor mínimo esperado e a D60 ficou consideravelmente defasada do seu valor nominal. A Tabela 11 apresenta estes dados.

Tabela 11 - Densidades medidas nas espumas, valores em kg/m³.

Densidade Nominal	Densidade Medida	Tolerância (catálogo)
D20	19,3	17,0 - 21,0
D26	25,7	24,0 - 28,0
D33	33,4	30,5 - 35,0
D45	42,7	39,5 - 47,5
D50	45,7	46,0 - 54,0
D60	50,5	54,0 - 62,0

Também de acordo com a norma ASTM D3574-08, o ensaio de indentação foi realizado em espumas de 100 mm de altura. A Figura 64 ilustra um gráfico gerado a partir do ensaio da espuma D50. Neste gráfico é possível visualizar os valores de IFD 25% e 65% (final do ensaio), medidos após um minuto de relaxamento.

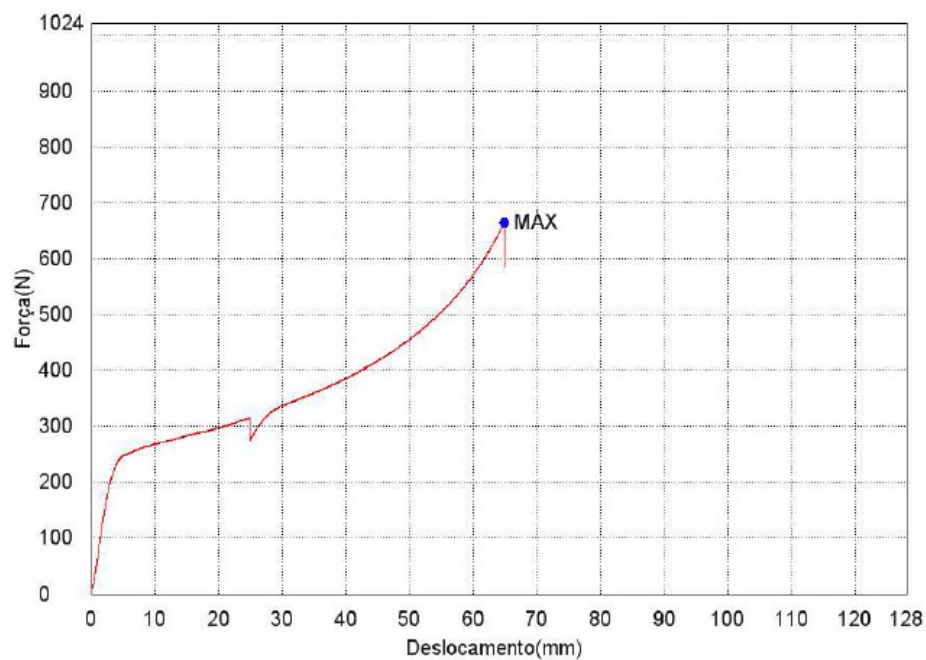


Figura 64 - Gráfico da Força de Indentação para a espuma D50.

Os resultados dos valores de IFD para as espumas ensaiadas podem ser visualizados na Tabela 12. Fica evidente que a espuma D60 está fora dos padrões, possuindo inclusive valores abaixo das espumas D45 e D50.

Tabela 12 - Valores de IFD para as espumas ensaiadas.

Densidade Nominal	Espessura a 4,5N	IFD 25%	IFD 65%	Suporte de Carga
D20	99.752mm	92,1	170,2	1,85
D26	99.780mm	126,6	238,2	1,88
D33	99.665mm	182,0	355,5	1,95
D45	99.625mm	271,5	560,8	2,07
D50	99.854mm	275,3	586,5	2,13
D60	99.776mm	237,8	499,3	2,10

Dados os desvios das medições de densidades, em relação aos valores nominais, foram geradas curvas para avaliar o comportamento da espuma. Assim como o ocorrido nos ensaios de densidade, as espumas 20, 26, 33 e 45 apresentaram-se dentro do mesmo padrão. A espuma D50 ficou ligeiramente abaixo do valor esperado (por interpolação) e a D60 ficou consideravelmente defasada do comportamento das demais, conforme a Figura 65.

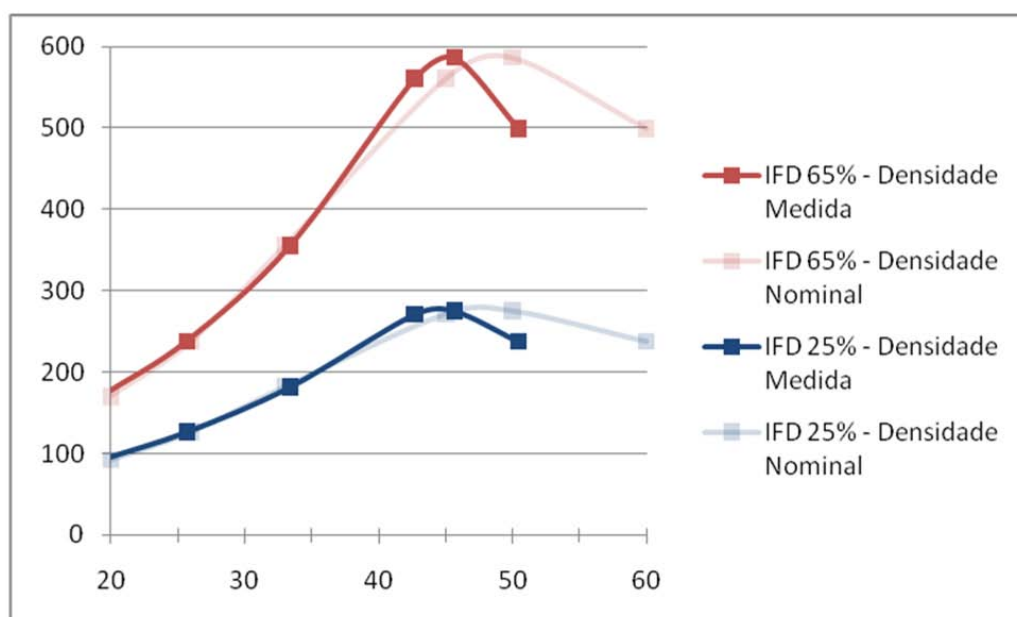


Figura 65 - Relação da força de indentação (IFD) com as densidades das espumas.

Com estes valores ainda calculou-se o suporte de carga. Este mostrou-se máximo na espuma D50, a qual também tem o maior IFD 65%. A Figura 66 apresenta os resultados. Observa-se a tendência da formação de uma parábola, indicando a relação quadrática do suporte de carga com a densidade. Neste sentido, as espumas D45 e D50 podem ser consideradas as mais estáveis para assentos. Mais uma vez a espuma D60 foge aos padrões e não apresenta vantagem em relação à D50.

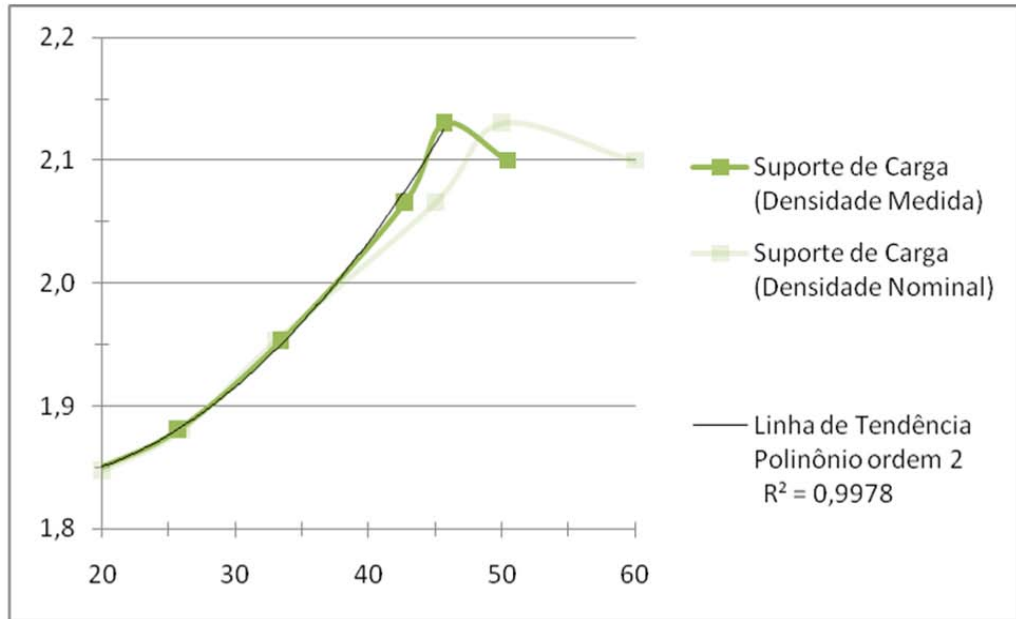


Figura 66 - Relação do Suporte de Carga (IFD) com as densidades das espumas.

Os resultados da caracterização das espumas flexíveis de poliuretano permitem concluir que a espuma D50 oferece maior suporte e, conseqüentemente, maior estabilidade ao usuário. Tais resultados vem ao encontro da Nota Técnica 060/2001 da Comissão Nacional de Ergonomia (Ministério do Trabalho e Emprego). A nota afirma que a densidade do assento é importante para suportar as tuberosidades isquiáticas e recomenda um valor mínimo de 50 kg/cm³.

4.2 Caracterização dos Moldes de Gesso

Os resultados da Espectroscopia de Infravermelho caracterizaram o processo de hidratação do sulfato de cálcio. Na Figura 67 observa-se (de cima para baixo) o CaSO₄ desidratado, o hidratado e o modelo de referência utilizado pelo software do equipamento. As bandas que aparecem na região entre 3700 e 3200 cm⁻¹ são atribuídas ao estiramento assimétrico das ligações OH pertencente ao sulfato de cálcio dihidratado. Em consonância com a especificação do fabricante, o produto secou em cerca de cinco minutos. Não foram detectadas alterações nas bandas do espectro após este período.

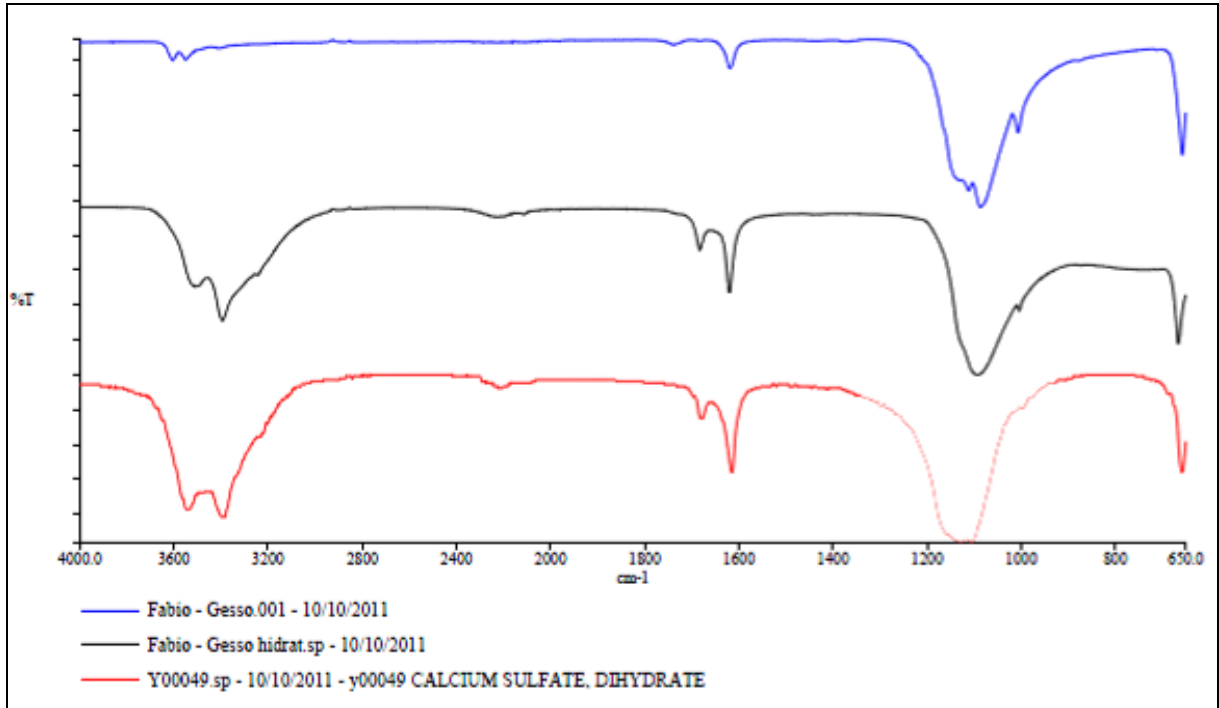


Figura 67 - Espectro gerado por FTIR para o gesso antes e depois da hidratação.

Os três moldes tirados do assento do mesmo usuário foram digitalizados com o Vivid 9i no mesmo instante em que foram extraídos, para evitar possíveis erros de contração. Tomando um dos assentos como base, os outros dois foram sobrepostos no Geomagic Qualify e as diferenças avaliadas (Figura 68A e Figura 68B). Estes últimos dois assentos ainda foram sobrepostos entre si para a mesma verificação (Figura 68C). Os desvios médios apresentados entre as peças foram de (A) 3,1mm, (B) 3,9mm e (C) 3,4mm. Observaram-se valores maiores nas bordas dos moldes, podendo chegar a pouco mais de 10mm. Estes erros são atribuídos a áreas já fora do contorno do usuário e podem ser desconsiderados. Faz-se aqui a ressalva de que pode ser interessante reforçar as bordas do molde com novas ataduras.

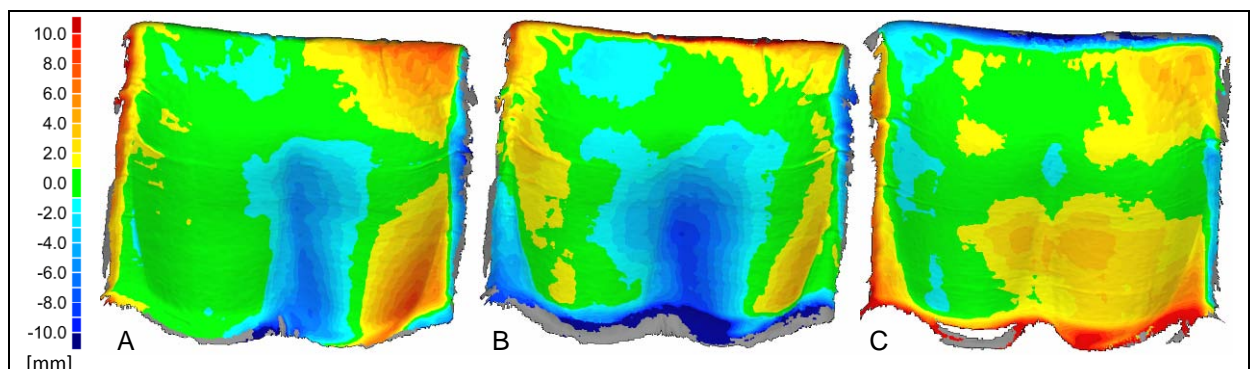


Figura 68 - Diferenças dimensionais entre três moldes do mesmo usuário.

O molde utilizado como referência na análise anterior foi mantido em ambiente controlado e avaliado quanto à deformação em função do seu tempo de secagem. Na primeira hora, as medições via digitalização realizadas de 3 em 3 minutos permitiram gerar uma curva com tendência de comportamento parabólico, conforme observa-se na Figura 69. O desvio médio após 1h ficou na ordem de 0,8mm. A Figura 70 apresenta as digitalizações do assento em questão após 30 e após 60min.

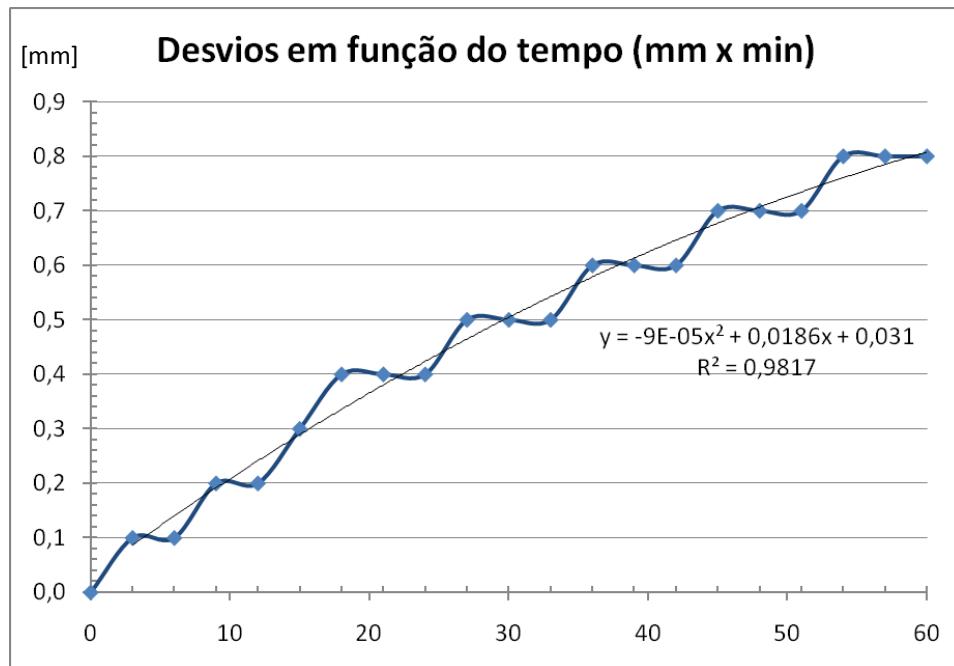


Figura 69 - Desvios médios do molde de gesso durante a primeira hora de secagem.

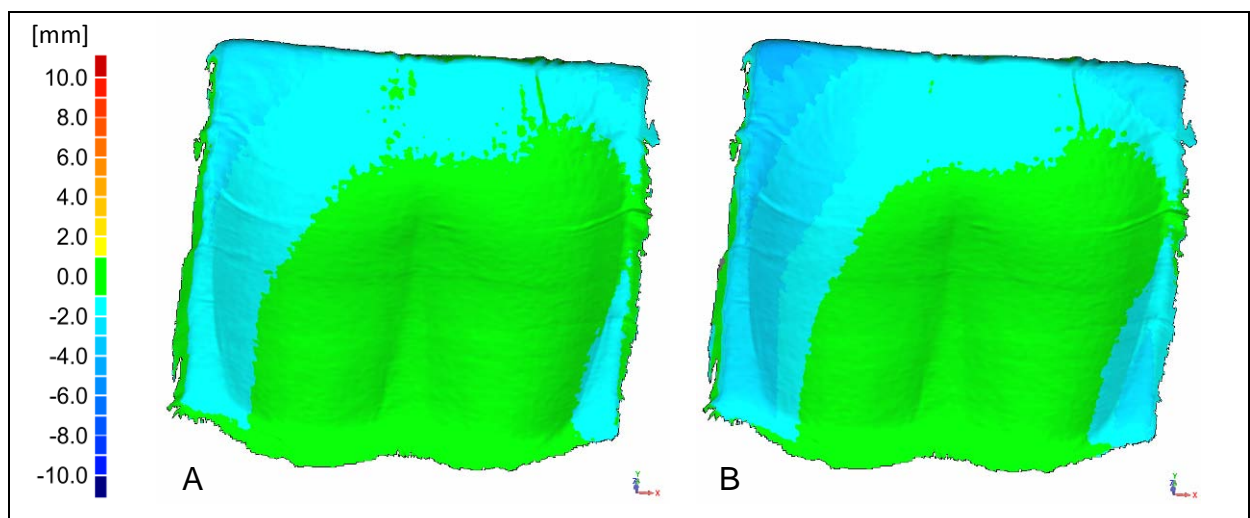


Figura 70 - Digitalizações do molde de gesso com tempos de 30 e 60min. de secagem.

Após a primeira hora, o mesmo molde foi digitalizado de 30 em 30min. durante 12h com os mesmos procedimentos. Com a medição dos desvios médios foi novamente gerada uma curva de tendência, mas desta vez o comportamento aproximou-se de um logaritmo. Isso indica que as medidas do assento começam a convergir após este período. A digitalização após 24h foi incluída na curva para verificação da tendência, conforme observa-se na Figura 80. O desvio médio após 12h ficou na ordem de 3mm. A Figura 72 apresenta as digitalizações do assento em questão após 6 e 12h.

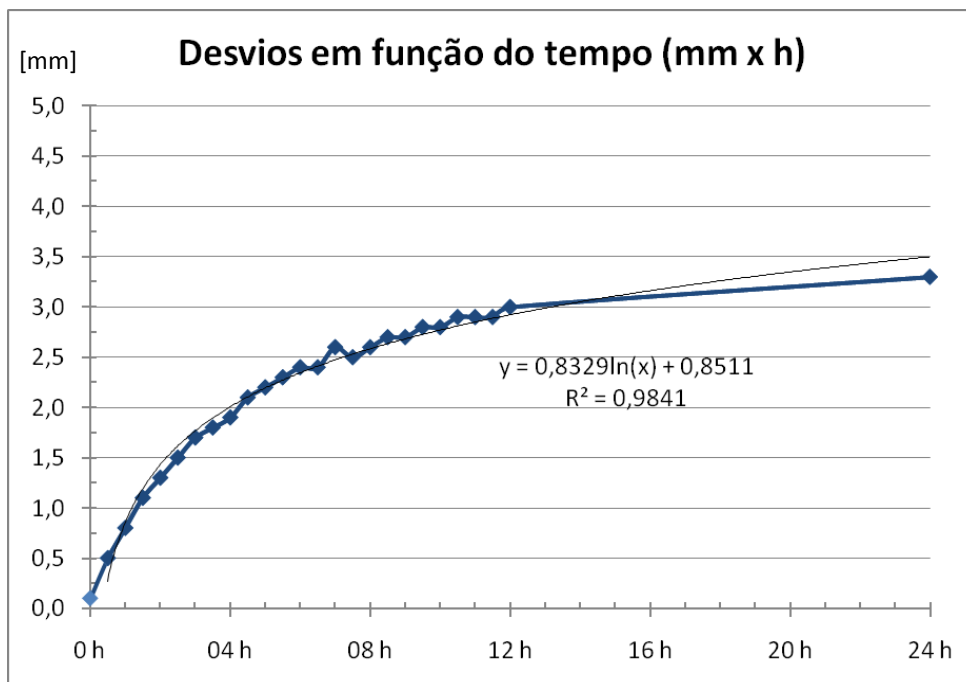


Figura 71 - Desvios médios do molde de gesso durante as primeiras 24h de secagem.

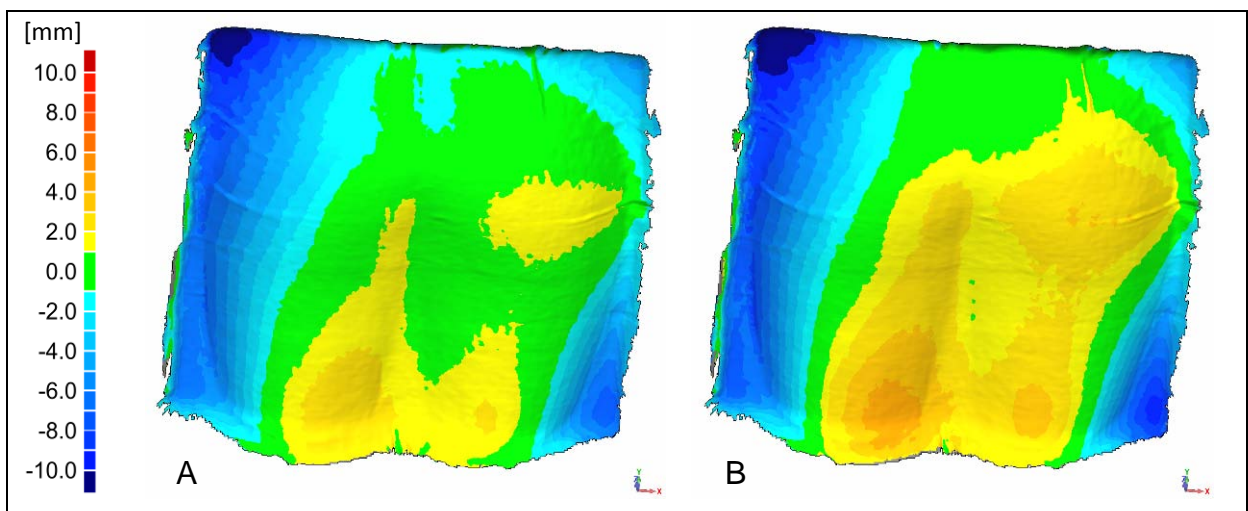


Figura 72 - Digitalizações do molde de gesso com tempos de 6 e 12h. de secagem.

Após as primeiras doze horas, o molde de referência passou a ser digitalizado de 12 em 12h, durante cinco dias, com os mesmos procedimentos. Após as primeiras 24h, os outros dois moldes também foram digitalizados de 12 em 12h para comparação dos resultados. Devido a não haver dados para interpolação, as curvas destes dois assentos são consideradas de maneira indicativa nas primeiras 24h. Logo após este período, pode-se afirmar que os moldes atingem estabilidade (Figura 73).

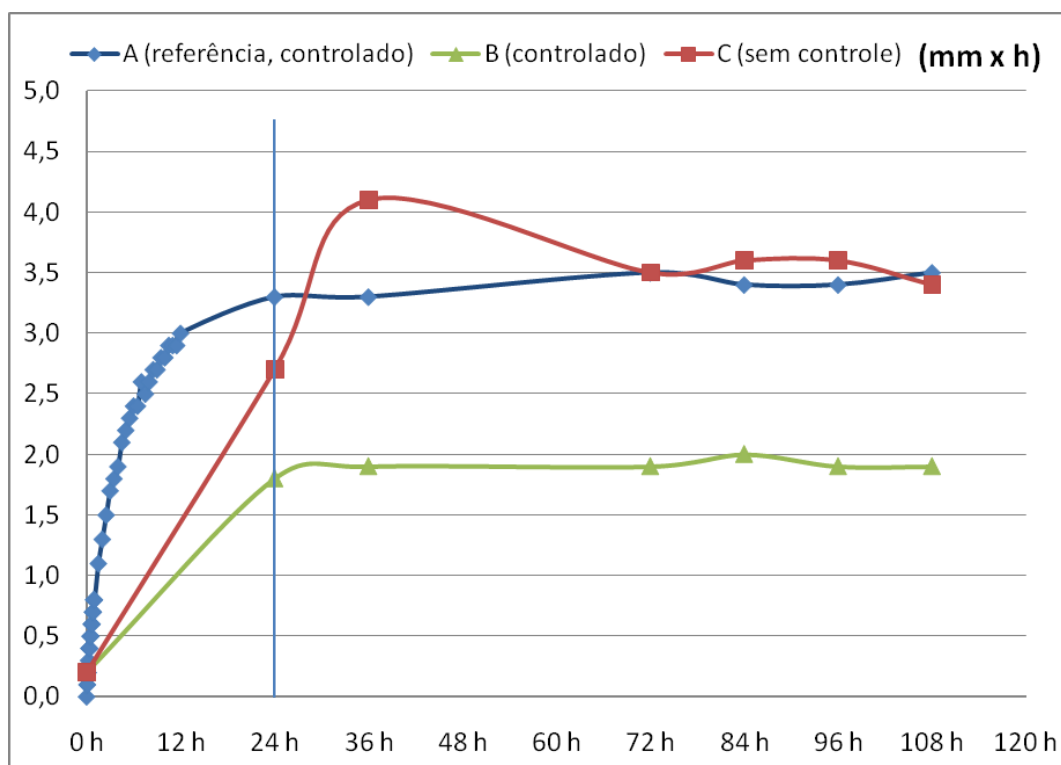


Figura 73 - Desvios médios do molde de gesso (em mm) durante os primeiros dias de secagem.

O molde de referência (Figura 74A e Figura 74B) manteve-se no mesmo patamar de deformação (3,5 mm), enquanto o outro molde controlado (Figura 74C e Figura 74D) apresentou deformação média de apenas 1,9mm. Esta diferença é atribuída ao processo manual de moldagem. Acredita-se que o segundo assento tenha sido modelado com menor quantidade de água.

O molde mantido sem controle (Figura 74E e Figura 74F) apresentou um pico de deformação em 36h (4,1mm) e depois retornou ao mesmo patamar de deformação do molde utilizado como referência (3,4mm). Visto que não é esperado um erro deste patamar no processo de digitalização, parte desta diferença pode ser atribuída à alguma condição ambiental, por exemplo, um dia com maior umidade durante a secagem do gesso.

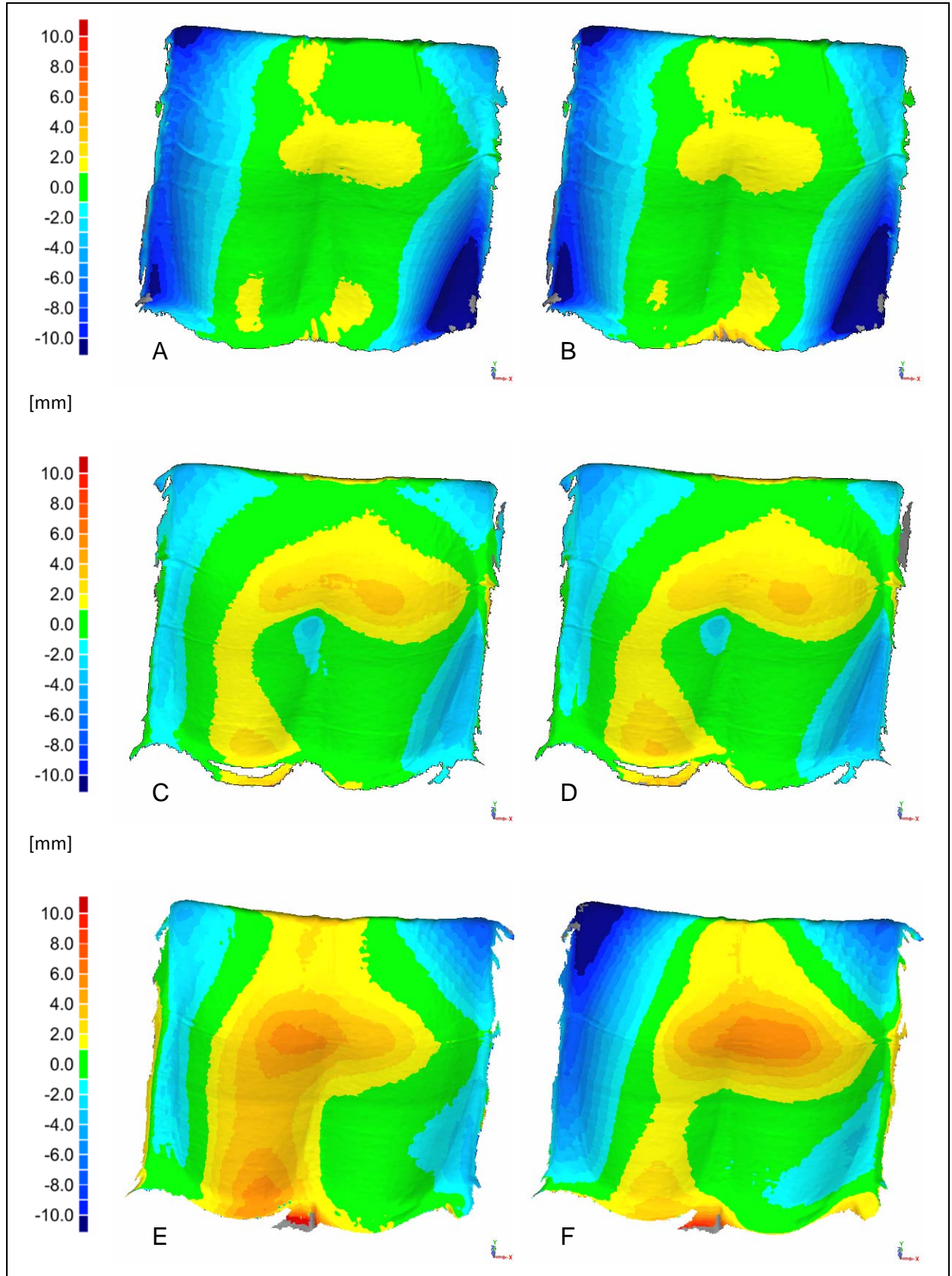


Figura 74 - Comparação dos moldes de gesso após 1 e 5 dias, respectivamente: (A) e (B) molde de referência, ambiente controlado; (C) e (D) molde controlado; (E) e (F) molde sem controle.

Cabe salientar que durante as primeiras 12h o molde de referência foi digitalizado em posição fixa e com o scanner Vivid 9i montado em um tripé. Este método foi particularmente interessante para avaliar o comportamento inicial do gesso. Porém, para a avaliação de longo prazo deve-se considerar que o molde se move (perde a referência da posição inicial) ao deformar. Assim, os dados foram alinhados usando o algoritmo *best fit alignment* do software Geomagic Qualify. Considera-se que o usuário ao sentar também realiza um procedimento semelhante de acomodação em relação ao assento.

Os resultados finais indicam variações menores que 2mm no centro do assento e grandes desvios nas bordas. As paredes laterais dos assentos apresentam erros maiores (podendo superar 10mm), porém, em geral sua função é mais de contenção do usuário, tornando o fato não crítico. Cabe salientar que alguns erros nas bordas limites da superfície escaneada são característicos do processo de digitalização, bem como são provocados por pedaços de ataduras que não são parte do contorno do usuário, e podem ser desconsiderados. Os desvios ocorridos durante o processo de secagem foram da mesma ordem de grandeza das diferenças provocadas pela moldagem manual (de 3 a 4 mm). Esta mesma faixa pode ser utilizada como tolerância para os processos de digitalização, porém, deve-se evitar que erros dimensionais possam ser acumulados gerando maiores discrepâncias no assento para o usuário final.

Dado o perfil de deformação dos moldes, constata-se que o fenômeno de interesse não é a contração do gesso, mas sim um certo tipo de fluência. Observa-se que as paredes mais verticais cedem pelo peso próprio enquanto o gesso ainda está úmido. Este fator tende a ser mais crítico em peças com paredes maiores.

Neste sentido, deve ser recomendado ao profissional da saúde responsável pela moldagem, a utilização da menor quantidade de água possível em detrimento do tempo de manuseio e secagem do gesso. Sugere-se ainda que após a moldagem do usuário as bordas sejam reforçadas e acabadas com uma nova atadura. Usuários com maior necessidade de contenção lateral necessitam de moldes mais profundos e, nestes casos, deve-se atentar para uma deformação excessiva. Para situações nas quais o molde não será imediatamente digitalizado, pode ser uma alternativa interessante armazená-lo com apoios nas laterais.

4.3 Digitalização Tridimensional

O molde de assento criado como padrão foi digitalizado pelos nove sistemas analisados. A Figura 75A apresenta o molde em questão e sua respectiva digitalização com textura produzida pelo Vivid 9i (Figura 75B). Embora a maioria dos scanners utilizados pudessem capturar a textura (cor) do objeto, esta não foi objeto de análise. Modelos com cor possuem diversas aplicações, principalmente para visualização e animação, mas podem mascarar eventuais erros na geometria da peça. Cabe citar que, devido a seus princípios de operação, apenas o Digimill 3D (holografia conoscópica) e o Microscribe 3D (contato) não possuem tal recurso.

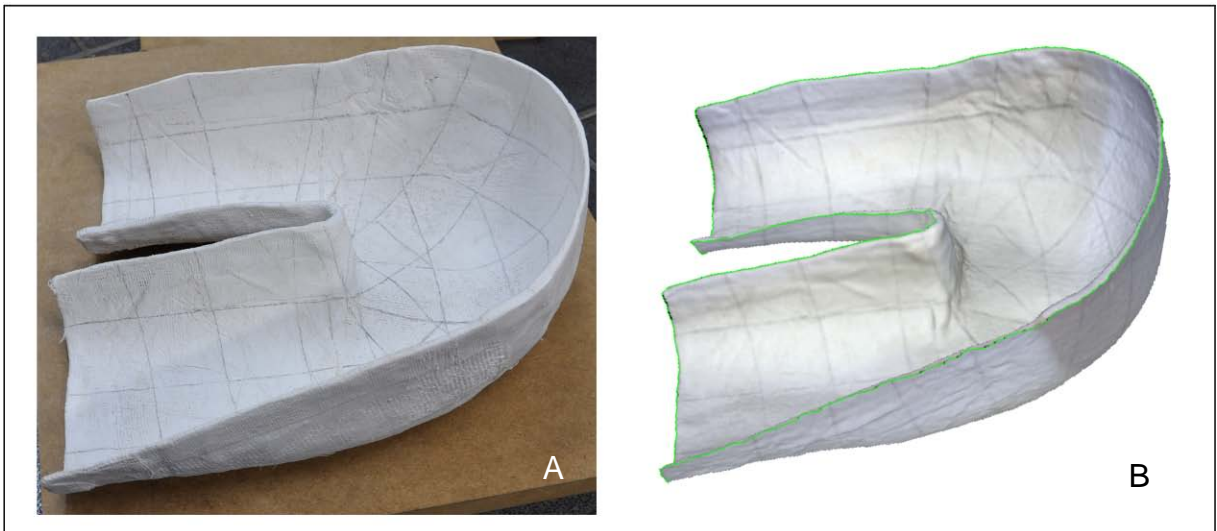


Figura 75 - Molde de gesso utilizado como padrão (A) e sua malha obtida com o Vivid 9i (B).

Devido à característica do Microscribe 3D, os pontos adquiridos foram processados de diferentes maneiras. Para comparação direta com os demais sistemas analisados, a primeira tentativa foi gerar uma malha de triângulos de maneira automática no software Geomagic Studio. Para tanto, aumentou-se a resolução da malha com duas interpolações de pontos (aumentando 4x cada). A Figura 76 apresenta as malhas resultantes.

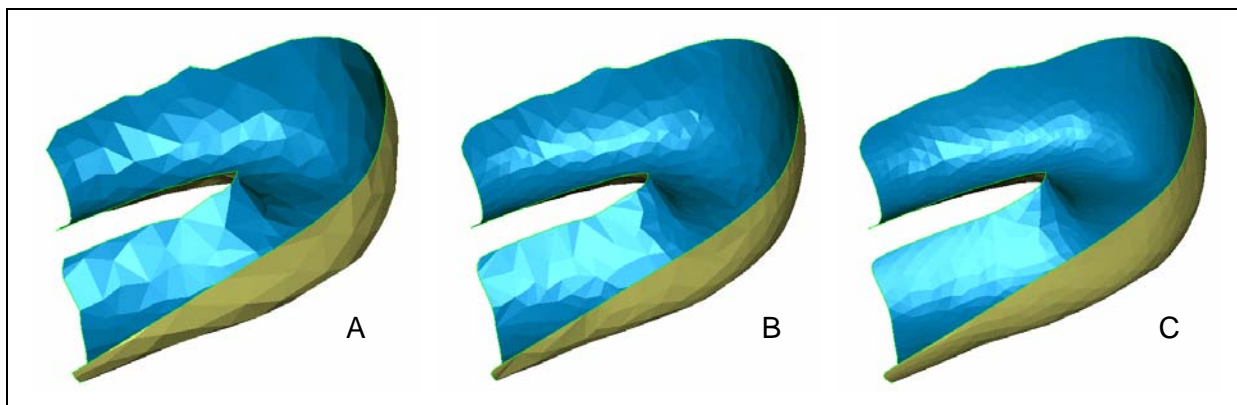


Figura 76 - Malhas do Microscribe 3D: pontos capturados (A) e interpolações 4X (B) e 16X (C).

Conforme observado na Figura 76C, o resultado ainda ficou bastante facetado, sendo necessário realizar um procedimento de suavização para tornar os triângulos mais tangentes. O modelo final obtido pelo processo de interpolação e geração de malha pode ser visualizado na Figura 77A.

A segunda maneira utilizada para obtenção do modelo com o Microscribe 3D, foi a geração de linhas e posterior superfície no software CAD Rhinoceros, conforme descrito no item 3.2.10. Comparativamente, a superfície obtida pode ser visualizada na Figura 77B.

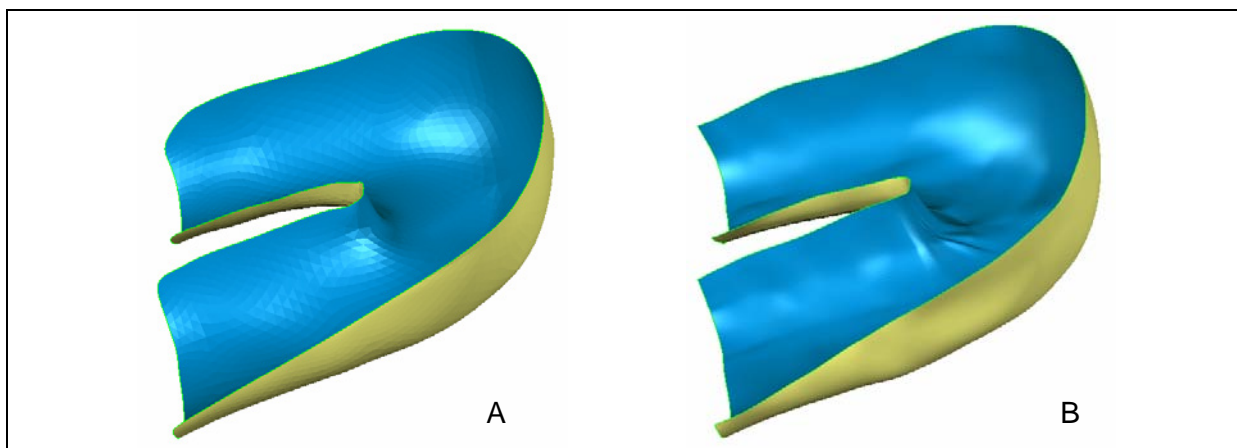


Figura 77 - Modelos obtidos do Microscribe 3D: (A) Geração de malha e (B) modelagem em CAD.

Os demais sistemas foram analisados através de suas respectivas malhas de triângulos, conforme descrito no item 3.2.11. Na Figura 78 é possível visualizar as malhas obtidas.

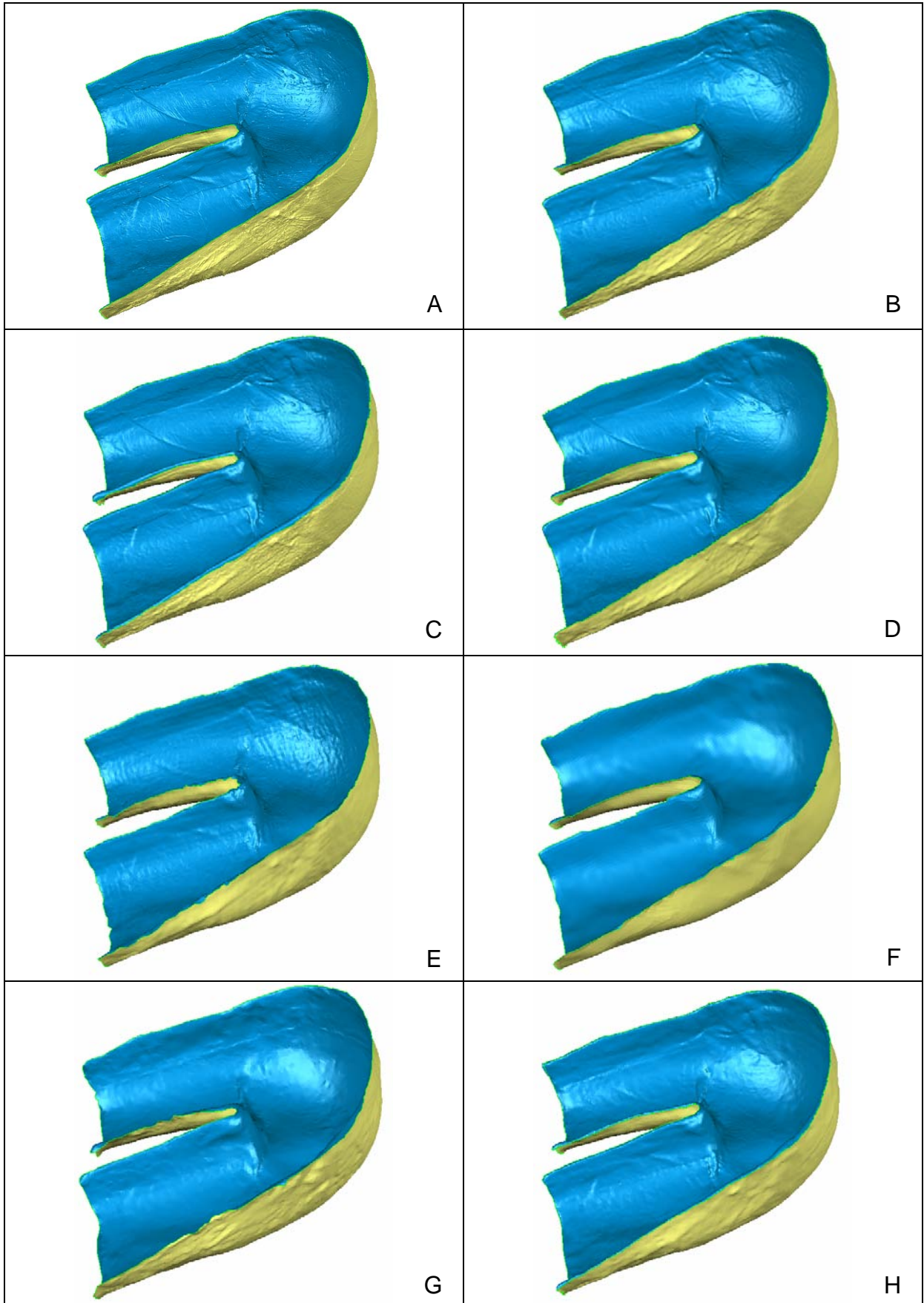


Figura 78 - Malhas: (A) Digimill 3D, (B) Vivid 9i, (C) VIUscan, (D) Artec MHT, (E) DAVID Laserscanner, (F) DAVID Structured Light, (G) PhotoModeler, (H) 123D Catch.

A análise das malhas geradas iniciou avaliando o nº de elementos e a resolução obtida, conforme a Tabela 13. Observa-se a malha evidentemente maior do sistema Digimill 3D, seguida pelo Artec MHT. A grande diferença entre eles foi o tempo de digitalização (Figura 79), o primeiro foi o mais lento de todos os processos enquanto que o segundo foi o mais rápido. O outro scanner de mão, VIUscan também apresentou essa característica. Cabe salientar que nestes tempos não estão incluídos eventuais procedimentos de calibração. Destaca-se ainda que o Digimill 3D pode ser configurado para uma resolução menor (o tempo diminui em proporção quadrática), porém a alta resolução foi desejada para torná-lo o sistema de referência.

Tabela 13 - Comparação entre malhas e resoluções obtidas.

Sistema de Digitalização	Nº de malhas	Malha (Nº de triângulos)	Vértices (Nº de pontos)	Resolução (mm)
Digimill 3D	4	4.263.681	2.135.172	0,3
Artec MHT	1	3.261.024	1.634.337	0,4
VIUscan	1	565.677	284.031	0,7
Vivid 9i	4	298.255	149.710	0,9
PhotoModeler	1	220.612	116.088	1,1
DAVID Structured Light (SL)	4	87.515	44.214	1,7
DAVID Laser Scanner	4	79.054	40.054	1,8
123D Catch	1	72.948	39.727	1,8
Microscribe 3D (interpolado)	1	5.136	2.691	6,5
Microscribe 3D (pontos adquiridos)	1	398	196	23,5

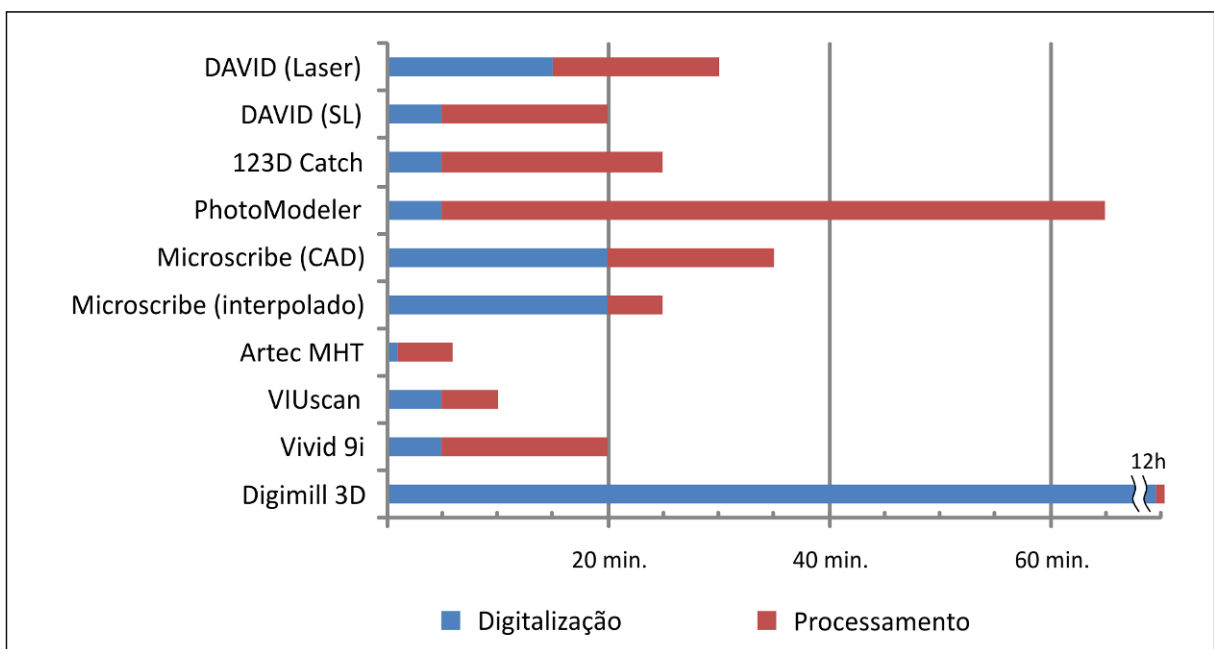


Figura 79 - Comparação entre tempos de digitalização e de processamento demandados.

Os dois sistemas de mão com autoposicionamento, Artec MHT e VIUscan, permitiram obter o modelo em até 15 minutos. Cabe salientar que o segundo demanda uma etapa a mais, para posicionamento dos alvos. Estes sistemas, assim como o 123D Catch, apesar de operados manualmente na aquisição, foram os que menos exigiram intervenção manual no processamento.

Os demais processos de triangulação por laser e luz branca demandaram até 30 minutos para obtenção do modelo final. O Vivid 9i (laser) e o DAVID Structured Light (luz branca) exigiram praticamente o mesmo tempo e esforço de processamento. Ambos sistemas varrem o objeto automaticamente em poucos segundos, sendo necessário adquirir novas vistas e montá-las na etapa de processamento. O DAVID Laserscanner demandou mais tempo na etapa de captura, devido a necessidade de varrer o objeto com a linha de laser. Esta etapa ainda sofre influência da velocidade de captura de vídeo. No caso, até a resolução de 800x600 pixels foi possível obter 30 quadros por segundo (*fps, frames per second*). Já para utilização da resolução máxima (1280x720), a taxa caiu para 10 fps necessitando uma movimentação mais lenta do laser. Cabe salientar que em resolução máxima o sistema mostrou-se mais sensível a ruídos, bem como à espessura da linha de laser.

O PhotoModeler, apesar de permitir uma rápida aquisição de dados, demandou muito tempo de processamento e conhecimentos um pouco mais avançados do processo. As etapas necessárias, de calibração e ajuste dos dados, antes do software iniciar o cálculo das coordenadas, exigiram maior intervenção manual. Além disso, o processamento computacional mostrou-se altamente dependente da resolução pretendida, demandando o maior tempo dentre os sistemas analisados. Já o 123D Catch exigiu aproximadamente o mesmo tempo de aquisição, mas o processamento foi mais rápido e automatizado. Cabe salientar que embora o segundo utilize mais imagens, essas não necessitam de intervenção para calibração, tripés e alvos. Foram enviados cerca de 85MB e recebidos cerca de 5MB de dados, o que demandou menos de 5min. com uma conexão de 10Mb/s. A ressalva a ser feita é o tempo de tráfego via Internet, o que pode limitar o sistema e aumentar o tempo do processo.

O sistema com contato, Microscribe 3D, exigiu uma preparação do molde antes da digitalização (conforme item 3.2.10) e demandou maior tempo de captura. No caso da modelagem em CAD, o tempo foi ainda maior devido à etapa de geração de linhas e superfícies. Devido à baixa resolução, a geração de malha foi rápida.

Conforme esperado, o Scanner com laser pontual Digimill 3D apresentou-se o processo mais lento e com maior resolução, sendo capaz de capturar a textura geométrica do molde digitalizado. Como não havia uma referência para avaliação deste sistema, uma análise visual utilizando fotografias macro foi realizada. Cinco regiões foram observadas (Tabela 14 e Figura 80).

Tabela 14 - Regiões para análise visual da digitalização via Digimill 3D.

	Localização e descrição da característica
região 1	Área entre o glúteo e a perna direita com forte saliência existente
região 2	Extremidade lateral direita com marca de emenda das ataduras gessadas
região 3	Extremidade esquerda com uma área visivelmente mais lisa
região 4	Fundo do assento com forte marca da textura (tecido) das ataduras gessadas
região 5	Extremidade lateral esquerda com alta rugosidade devido a emenda de ataduras

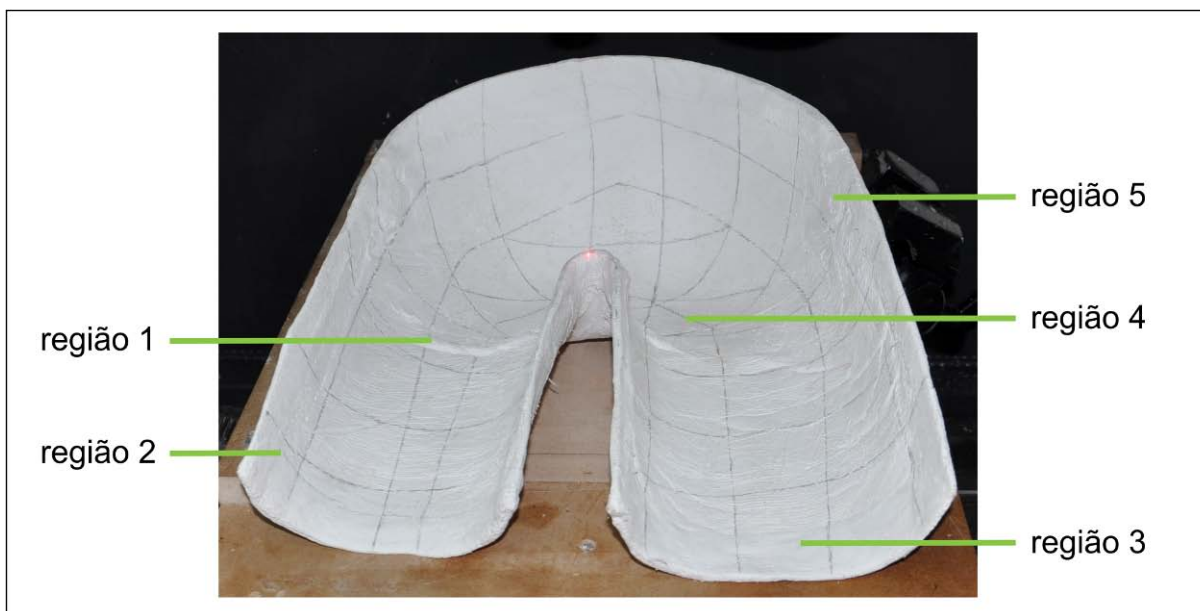


Figura 80 - Regiões para análise visual da digitalização via Digimill 3D.

A análise da região 1 (Figura 81A) com o Digimill 3D (Figura 81B) permite observar com bastante riqueza de detalhes a saliência existente. Nota-se a correspondência de pequenos poros no gesso, tanto em cima da saliência, quanto nas regiões adjacentes. Tais poros são característicos dos vazios existentes entre as fibras do tecido componente da atadura. A saliência é característica de uma dobra na atadura no momento da moldagem e ocorreu nesta região para permitir a elevação do cavalo de abdução (área para afastamento das pernas do usuário). Visto que esta saliência é uma boa geometria de referência, a mesma vista foi tomada a partir das malhas obtidas pelos demais digitalizadores.

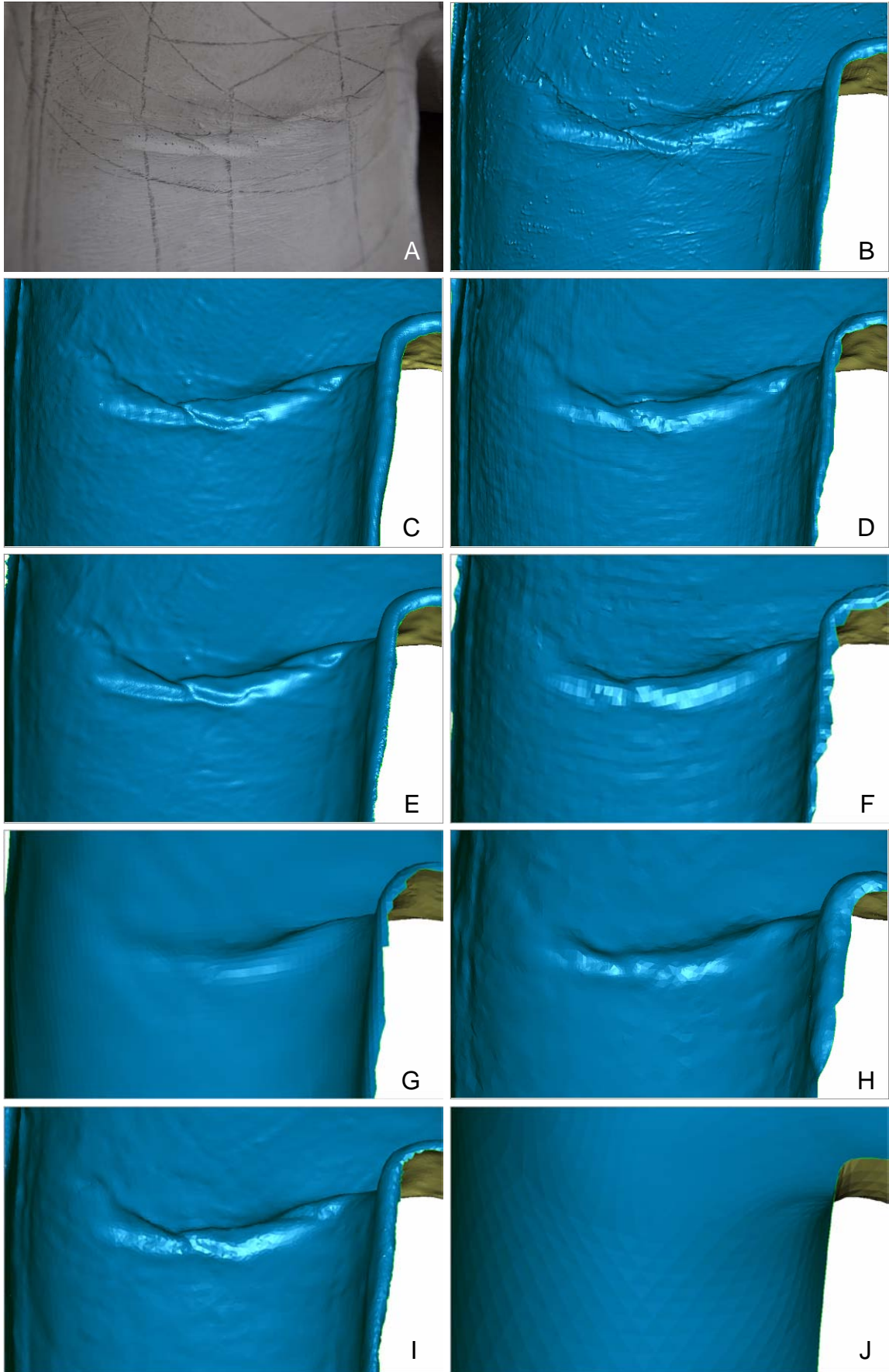


Figura 81 - Região 1: (A) Foto, (B) Digimill 3D, (C) VIUscan, (D) Vivid 9i, (E) Artec MHT, (F) DAVID Laserscanner, (G) DAVID Structured Light, (H) PhotoModeler, (I) 123D Catch, (J) Microscribe 3D.

Observa-se também uma boa representação da geometria pelo VIUScan (Figura 81C) e pelo Artec MHT (Figura 81E). O Vivid 9i (Figura 81D), apesar da boa representação, apresentou pequenas saliências e reentrâncias nas linhas que foram riscadas para medição com o Microscribe 3D, indicando suas maior sensibilidade a cor do objeto. O mesmo aconteceu com o PhotoModeler (Figura 81H), porém a malha apresentou predominantemente uma textura característica de ruído. Tal característica pode ser atribuída ao grande contraste entre o gesso e o grafite. O outro processo via fotografia, o 123D Catch (Figura 81I), mostrou-se superior, com a melhor malha dentre os sistemas de baixo custo. Tal característica é ainda evidenciada pela observação das bordas do modelo. O DAVID Laserscanner (Figura 81F), devido à baixa resolução permitida, perdeu bastantes detalhes da saliência, enquanto que o DAVID Structured Light (Figura 81G) apresentou a superfície bastante suavizada. O Microscribe 3D (Figura 81J) não teve resolução suficiente para representar o detalhe.

Seguindo a análise visual com o Digimill 3D, observa-se na região 2 (Figura 82 A e B) uma marca característica de emenda de ataduras ao longo de toda a perna. Tal emenda é realizada após a moldagem do usuário para reforçar a extremidade do molde. Observa-se bem acima uma área com a textura das ataduras e, logo abaixo desta, uma área mais lisa. A mesma característica pode ser observada na outra perna, região 3 (Figura 82C e D), com uma área mais suave na extremidade do molde.

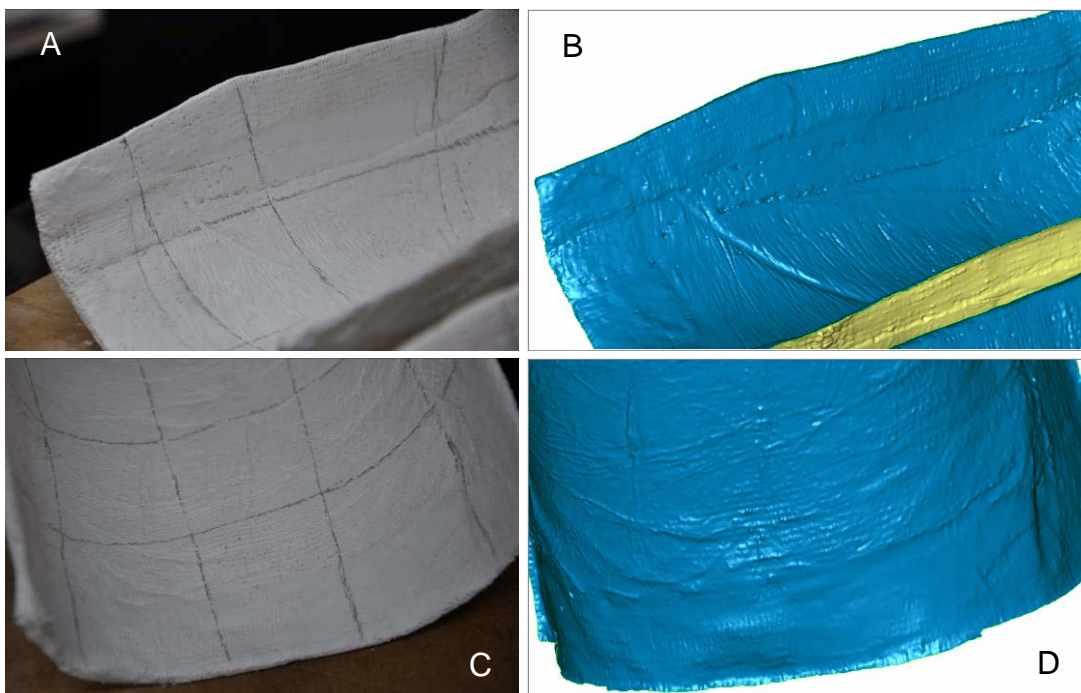


Figura 82 - Análise visual das regiões 2 e 3 do molde, respectivamente: (A) e (C) Fotografia macro, (B) e (D) Malha obtida com o Digimill 3D.

Na região 4 (Figura 83) também é possível verificar com riqueza de detalhes a textura provocada pelo tecido da atadura na parte central do molde, bem como a dobra do lado oposto para elevação do cavalo de abdução.

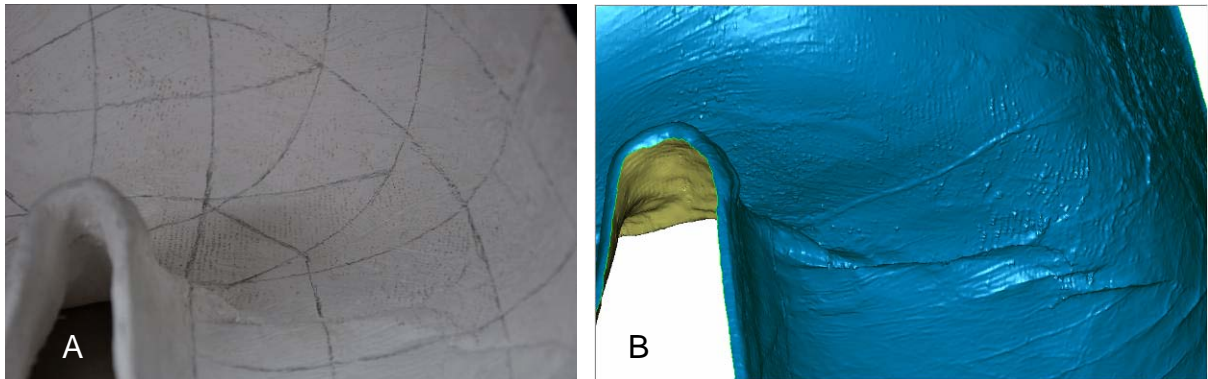


Figura 83 - Análise visual da região 4: (A) Fotografia macro e (B) Malha do Digimill 3D.

A análise da região 5 (Figura 84A) permite observar uma área com alta rugosidade devido a emenda de ataduras. Nota-se uma linha de união diagonal e uma pequena depressão pontual à sua direita. Mais acima observa-se ainda o contorno de uma fina faixa de atadura utilizada para reforçar as bordas. Mais uma vez o Digimill 3D (Figura 84B) é o que permite maior riqueza de detalhes.

Esta região de rugosidade apresentou dificuldades de digitalização por algumas técnicas, sendo, em geral, a área com os maiores erros medidos. Neste sentido, a exemplo da análise realizada na região 1, foram observadas também as malhas obtidas pelos outros sistemas de digitalização. Da mesma maneira, houve uma boa representação da geometria pelo VIUscan (Figura 84C), pelo Artec MHT (Figura 84E) e pelo Vivid 9i (Figura 84D). Neste último, nota-se mais uma vez a representação em relevo das linhas traçadas no molde. O PhotoModeler (Figura 84H) foi o sistema que apresentou a pior malha nessa região. Na área rugosa a malha apresentou diversas saliências inexistentes no molde original. Ainda referente a esse sistema, nota-se a representação de uma linha (acima e à esquerda) com uma parte bastante saliente. Tal linha também pode ser observada no modelo gerado pelo 123D Catch (Figura 84I), porém com o restante da malha bastante satisfatório na análise visual. Como na análise anterior, o DAVID Laserscanner (Figura 84F) perdeu detalhes devido à resolução, mas ainda foi capaz de representar bem os detalhes. Já o DAVID Structured Light (Figura 84G) apresentou apenas uma leve saliência na região, enquanto o Microscribe 3D mais uma vez não teve resolução suficiente (Figura 84J).

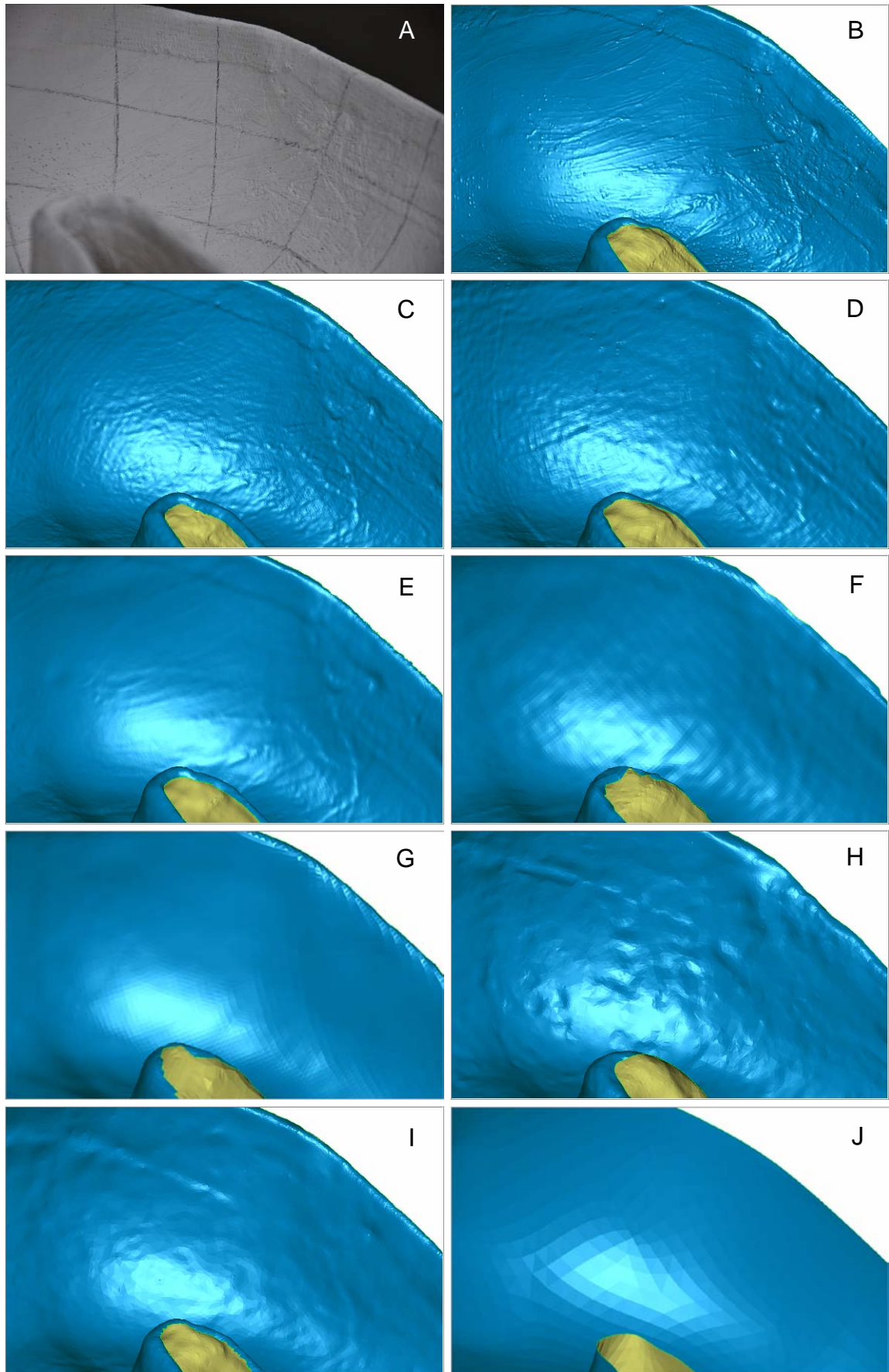


Figura 84 - Região 5: (A) Foto, (B) Digimill 3D, (C) VIUscan, (D) Vivid 9i, (E) Artec MHT, (F) DAVID Laserscanner, (G) DAVID Structured Light, (H) PhotoModeler, (I) 123D Catch, (J) Microscribe 3D.

Com esta análise visual, foi possível observar a influência da resolução nas malhas geradas, bem como confirmar a escolha do scanner Digimill 3D como referência para a comparação da precisão das demais malhas. Nas análises realizadas no software Geomagic Qualify, as áreas verdes representam erros menores do que 0,5mm, as áreas vermelhas correspondem a erros positivos (a malha está acima do ponto de referência) e, analogamente, as áreas azuis são referentes a erros negativos.

A primeira análise foi realizada para as diferentes formas de processamento utilizadas para os dados do Microscribe 3D. Os pontos medidos pelo equipamento (Figura 85A) apresentaram desvios médios de 0,80mm, mas a malha interpolada (Figura 85B) teve desvios de 2,28mm. Nesta segunda, observa-se que nos pontos originais o erro é bastante baixo, porém, entre eles há triângulos intercalados para cima e para baixo, formando grandes faixas de erros. Este foi considerado o pior resultado, de inviável utilização.

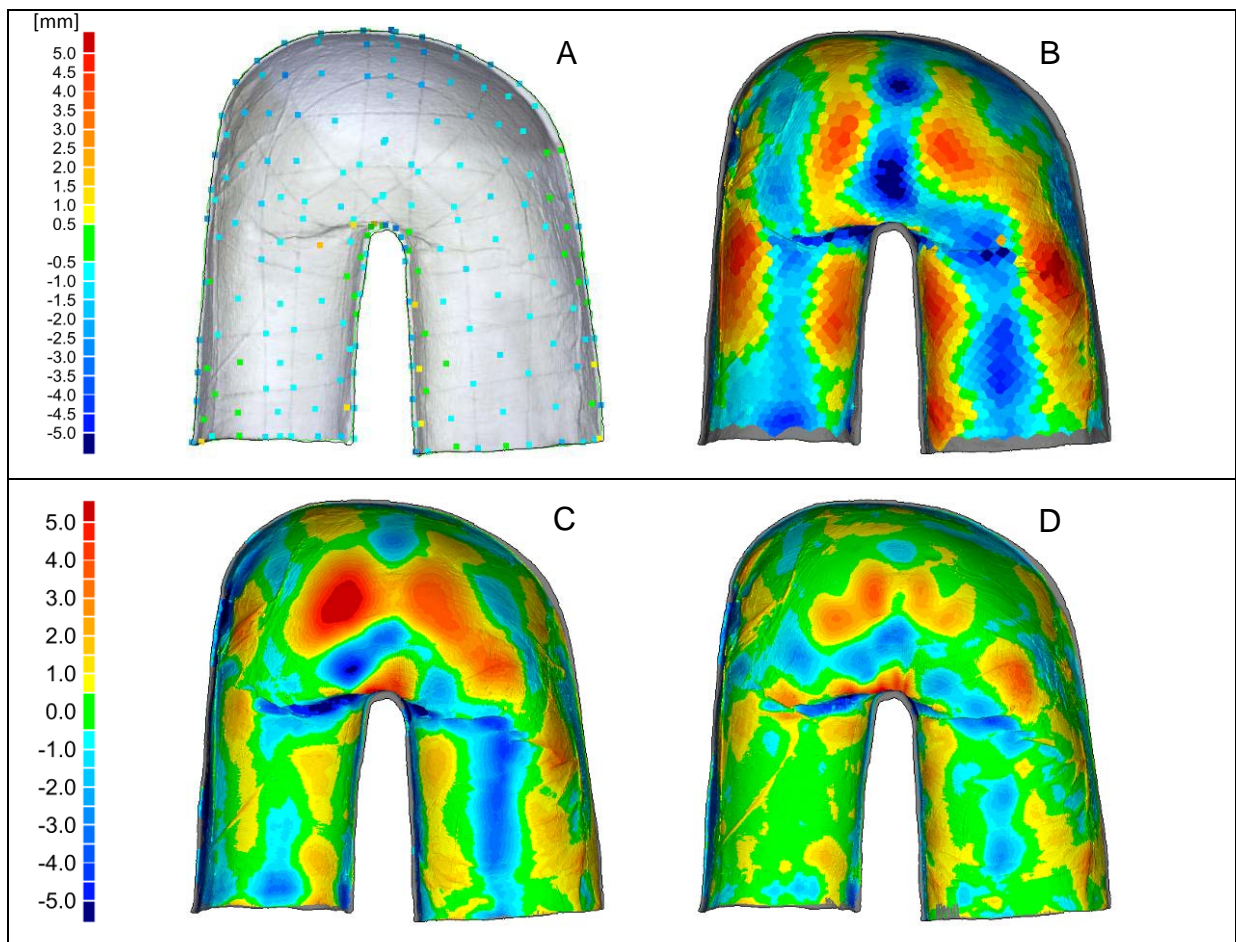


Figura 85 - Análise dimensional do Microscribe 3D: (A) pontos medidos, (B) malha interpolada, (C) superfície CAD baseada nas linhas traçadas e (D) superfície CAD utilizando todos pontos.

Por outro lado, as superfícies geradas no software Rhinoceros, através de curvas NURBS interpoladas nos pontos originais, apresentaram melhores resultados. A primeira superfície (Figura 85C), criada utilizando apenas as linhas traçadas, apresentou uma distribuição muito parecida à malha interpolada. Ela foi apenas mais suave, devido à modelagem CAD, já que matematicamente esta possui resolução extremamente alta. Os desvios médios desta superfície foram de 2,37mm. Nota-se que os maiores erros encontram-se nas regiões de maior curvatura, devido às curvas suaves interpoladas. Uma região de curvatura crítica é o fundo do assento, a qual deve suportar as tuberosidades isquiáticas do usuário. Neste sentido, este modelo 3D ainda não foi considerado adequado. A segunda superfície (Figura 85D), criada utilizando curvas também nos pontos entre as linhas traçadas (já apresentada na Figura 56 e na Figura 77B), foi a que apresentou os resultados passíveis de aplicação. Esta superfície teve desvios médios de 1,83mm, mas com uma distribuição bem mais homogênea. Os maiores erros são observados na saliência da região 1 e em volta do cavalo de abdução, área não considerada crítica para o usuário.

A mesma análise foi aplicada aos demais sistemas de digitalização tridimensional utilizados. A Figura 86 apresenta os resultados, ressaltando que áreas verdes representam erros menores do que 0,5mm. Notam-se pequenos desvios ao longo das bordas das malhas, os quais são intrínsecos aos processos de digitalização tridimensional. As extremidades das bordas foram desconsideradas na análise.

Observou-se que o Vivid 9i (Figura 86A), o VIUscan (Figura 86B) e o Artec MHT (Figura 86C) apresentaram áreas predominantemente verdes, com desvios de 0,43, 0,57 e 0,48mm respectivamente. O primeiro sistema apresentou erros mais visíveis na região 1 (saliência da perna direita) e na região 5 (parte superior da perna esquerda), apesar destes serem desprezíveis. Por outro lado, os outros dois sistemas não apresentaram erros visíveis na região 1, mas sim erros mais generalizados na região 5 e no restante da perna esquerda. Apesar do Vivid 9i ter apresentado resultados ligeiramente melhores, perante esta análise, os três sistemas podem ser considerados equivalentes em precisão. Outro sistema que mereceu destaque, com desvio médio de 0,67mm, foi o 123D Catch (Figura 86G). Neste, a área de assento também é predominantemente verde, bem como a saliência da região 1. Alguns erros aparecem nas bordas laterais, mas estas não são áreas críticas para o usuário, pois normalmente servem apenas para contenção.

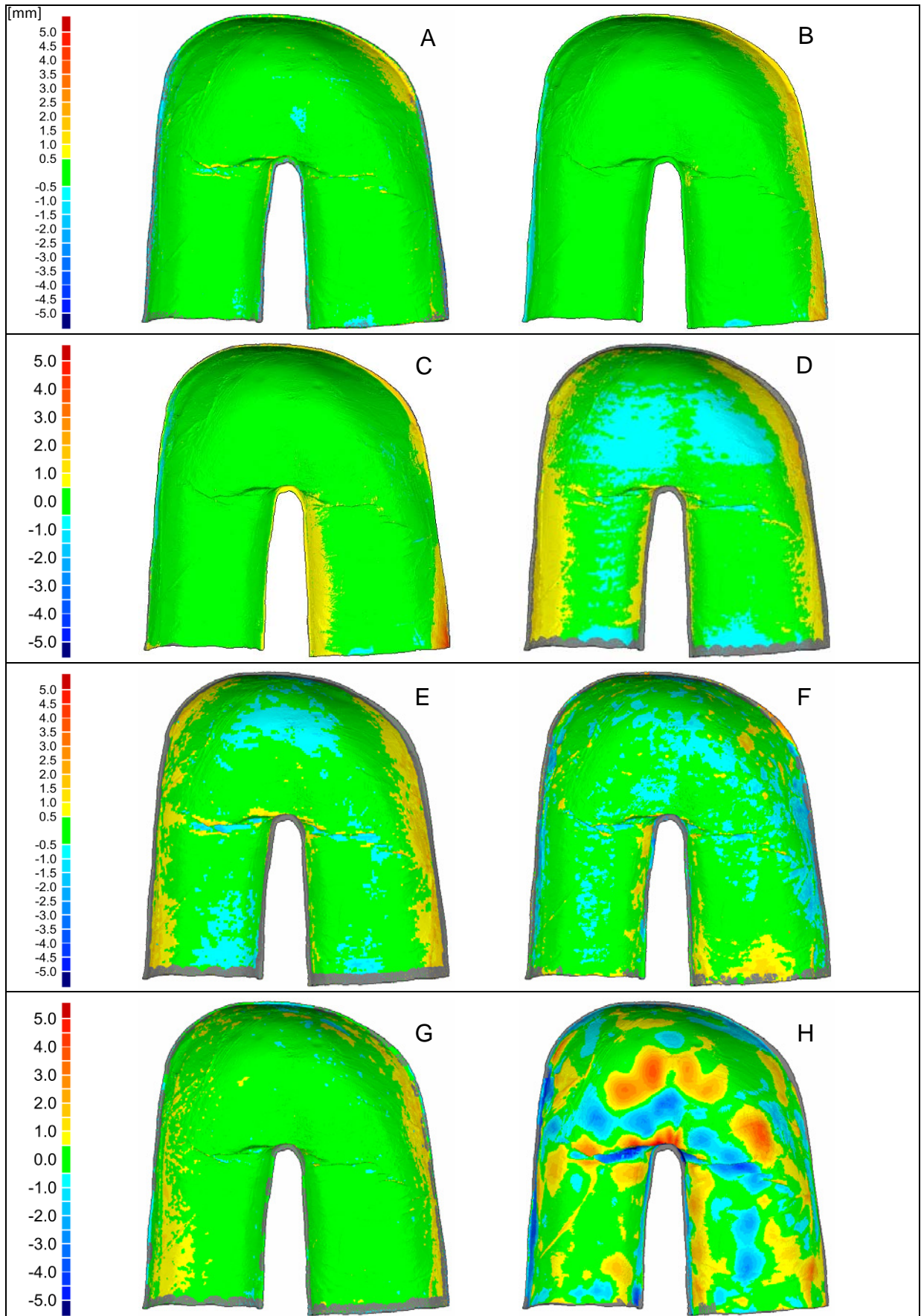


Figura 86 - Precisão: (A) Vivid 9i; (B) VIUscan; (C) Artec MHT; (D) DAVID Laserscanner; (E) DAVID Structured Light; (F) PhotoModeler; (G) 123D Catch; (H) Microscribe 3D.

No PhotoModeler (Figura 86F), as duas extremidades laterais aparecem com leves desvios negativos (áreas azuis de até 1mm). Isso pode ser decorrente da resolução de 1mm utilizada. Ficam evidentes as saliências na área rugosa da perna esquerda (conforme elucidado na análise da região 5), bem como as reentrâncias geradas na malha em função das linhas marcadas no gesso com grafite. Apesar das imprecisões na perna esquerda, a malha apresentou desvios médios de 0,80mm.

As digitalizações com o DAVID Laserscanner (Figura 86D) e com o DAVID Structured Light (Figura 86E) apresentaram o mesmo padrão de erro. Nestes, as duas extremidades laterais possuem desvios positivos (áreas amarelas na faixa de 1mm) e a área central possui desvios negativos (áreas azuis na faixa de 1mm). Tal perfil de desvios caracteriza uma malha alguns décimos de milímetro menor do que o padrão de referência. Este fato pode ser atribuído à imprecisão na informação da distância entre as marcas do painel de calibração, visto que o mesmo foi impresso em papel e informado manualmente ao software. O método com luz branca, por ser mais independente do painel, apresentou desvios médios de 0,57mm, enquanto que o método com laser apresentou desvios de 0,82mm.

Para fins de comparação, é apresentado também o melhor resultado do Microscribe 3D (Figura 86H), conforme já discutido. Os resultados obtidos por todos os sistemas de digitalização tridimensional analisados, em comparação com o Digimill 3D, estão plotados no gráfico da Figura 87. A figura apresenta a média dos desvios negativos, dos desvios positivos e o desvio padrão.

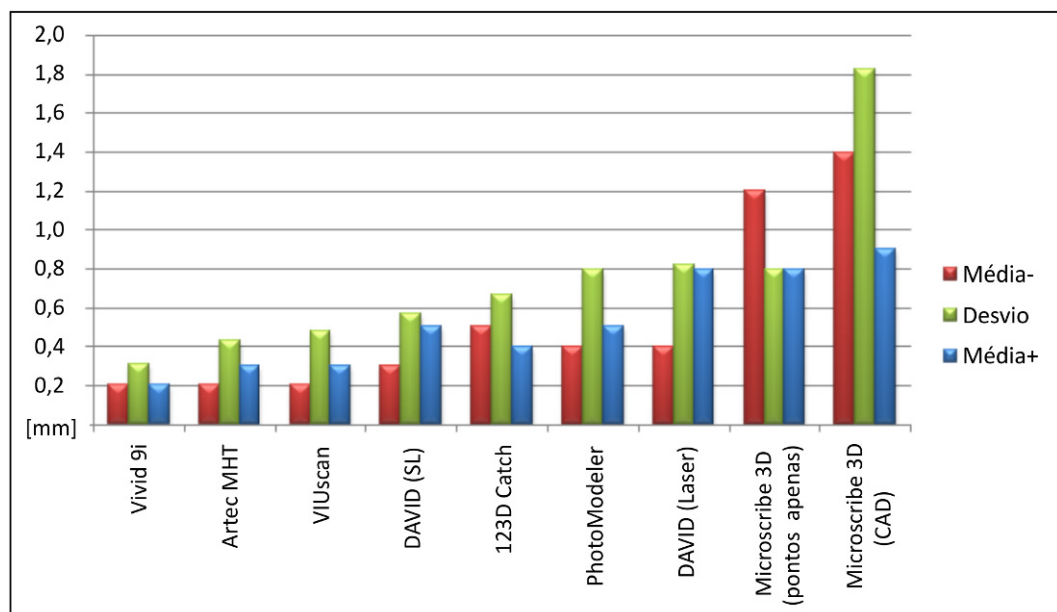


Figura 87 - Comparação dos desvios dimensionais entre os sistemas analisados.

Outra comparação realizada foi a da resolução obtida em relação aos desvios dimensionais medidos (Figura 88). Cabe salientar que a resolução é um indicativo, mas não necessariamente significa maior precisão. Maior resolução implica em um maior número de pontos em uma nuvem ou malha, porém esta pode ser filtrada que permanecerá próxima à sua precisão original (mesmo com menos pontos). Quanto mais filtragem houver, em detrimento da resolução, menor será a quantidade de triângulos da malha e mais leve o modelo 3D gerado.

Essa questão resolução/precisão fica evidente nos dois sistemas DAVID, os quais apresentaram boa precisão com resolução extremamente baixa. Tal fato deve-se exatamente à precisão de captura da câmera HD e posterior filtragem pelo software demonstrativo no momento de salvar. A mesma característica apresentou o sistema 123D Catch, com precisão e resolução similar a estes.

O Vivid 9i destacou-se como o scanner de maior precisão com a menor resolução, facilitando a manipulação de seus arquivos. Já o Artec MHT foi comparável ao Digimill 3D, pois, apesar da precisão, sua malha de mais de 3 milhões de triângulos torna-se pesada para trabalhar. Cabe salientar que a resolução do Digimill 3D foi configurada para este patamar, mas poderia ser bem menor, ou mesmo maior. O VIUscan apresentou boa precisão com resolução intermediária aos dois primeiros. Para efeito de comparação da resolução, foram também plotados os dados da malha gerada pela interpolação dos pontos obtidos com o Microscribe 3D.

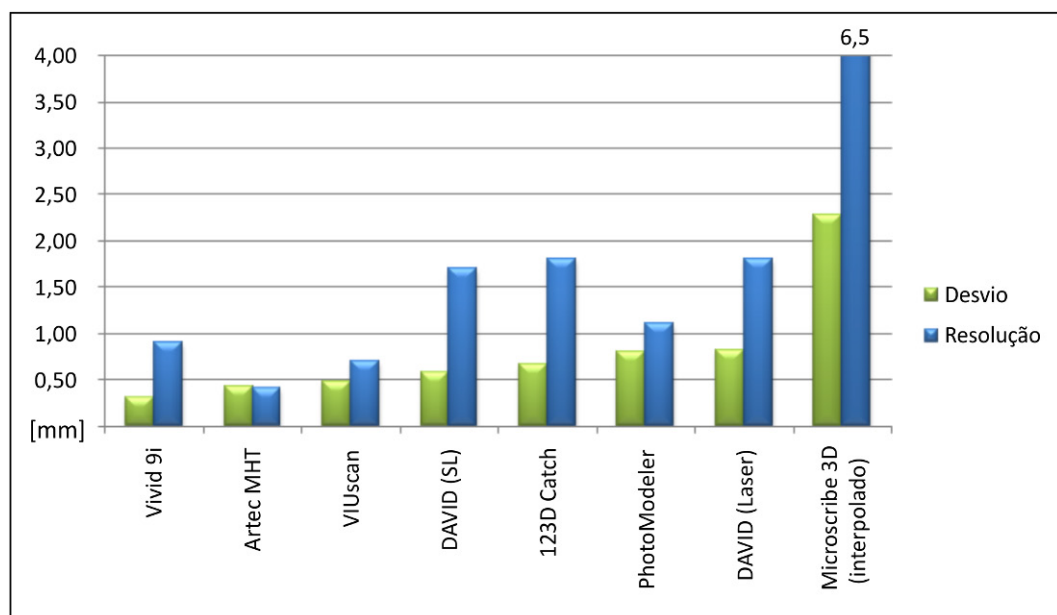


Figura 88 - Relação entre a resolução e os desvios dimensionais dos sistemas analisados.

Ainda na relação resolução/precisão, o PhotoModeler apresentou resultados intermediários em relação aos sistemas analisados. Apesar de possuir boa precisão e custo não elevado (Figura 89), esta mostrou-se uma técnica com excessiva necessidade de intervenção manual e certa especialização do operador. Já o Microscribe 3D, na mesma faixa de custo, apesar da facilidade de operação manual, não tem a possibilidade de automação. O sistema por contato apresentou a pior precisão e exige maior tempo para modelagem em CAD.

O DAVID Laserscanner possui boa precisão e o menor custo dentre os sistemas analisados, sendo uma alternativa viável. Porém, este também não apresenta automação na aquisição de dados. Cabe salientar que o sistema permite automatizar a captura, mas com aumento de investimento e de complexidade. O módulo de luz branca DAVID - Structured Light, demonstrou automação e boa precisão, apresentando-se como interessante alternativa de baixo custo para digitalização dos moldes. Outro sistema de baixo custo com boa precisão foi o 123D Catch, que apesar da captura manual, permite boa velocidade no processo. A restrição fica por conta da necessidade de conexão rápida pela internet.

As melhores precisões e a maior automação foram obtidas pelos sistemas comerciais. Porém, dentre os scanners a laser, o Vivid 9i e o VIUscan ainda são equipamentos de alto investimento de capital. O scanner de luz branca Artec MHT mostrou-se uma alternativa comercial de elevada precisão e custo mais acessível.

Os custos estimados dos sistemas analisados são apresentados na Figura 89, maiores informações podem ser obtidas no Apêndice A.

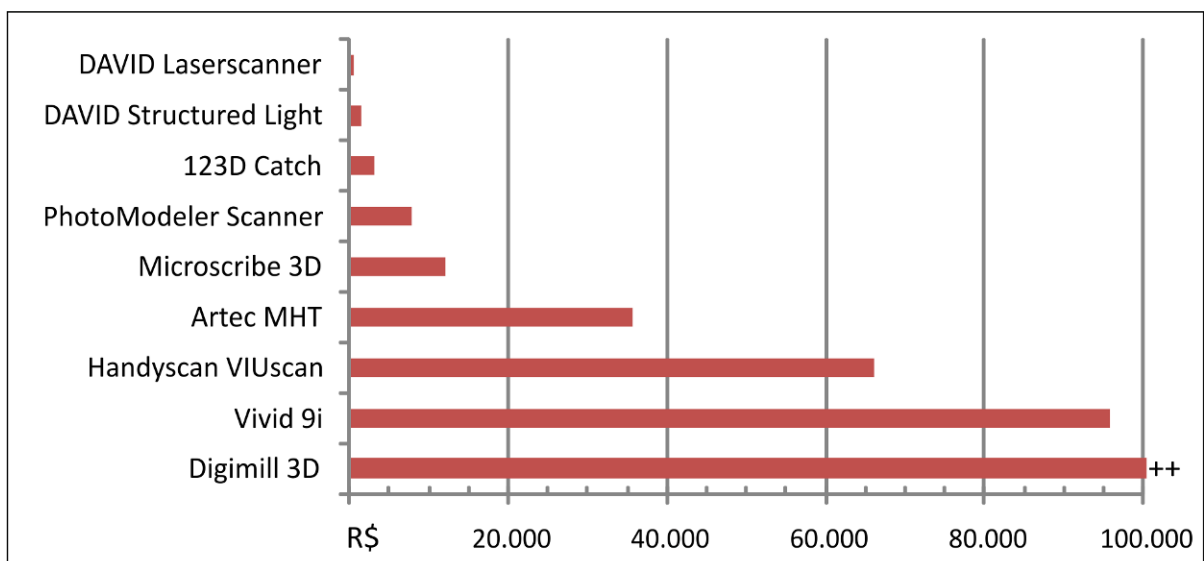


Figura 89 - Custos estimados dos sistemas analisados.

A discussão sobre a melhor técnica de digitalização é complexa, pois cada sistema apresenta vantagens e desvantagens. Dependendo da aplicação pretendida, uma técnica pode tanto se destacar, quanto ser inviabilizada. Assim, não houve o objetivo de escolher um único processo, mas sim de aprofundar o entendimento sobre cada um deles, bem como identificar e avaliar suas potencialidades.

Os resultados obtidos justificam o uso do scanner Vivid 9i para as análises da presente Tese, visto que este apresentou boa precisão, aliada a facilidade para manipulação do grande volume de dados gerados. Cabe salientar que só nos ensaios de deformação/contração do gesso foram realizadas mais de 70 digitalizações. Para alguns ensaios da precisão de usinagem, conforme exposto no item 3.3.1, foi utilizado o scanner de maior precisão, o Digimill 3D. Tais resultados são apresentados a seguir.

4.4 Usinagem CNC

Durante os ensaios preliminares de fresamento, com a espuma D50, observou-se a grande influência do sentido de corte, concordante (Figura 90A) ou discordante (Figura 90B). Para as máquinas atuais, movidas a fusos de esferas, em geral prefere-se o corte concordante (padrão na maioria dos softwares CAM), por facilitar a remoção de cavaco, aumentar a vida da ferramenta e melhorar o acabamento. Embora isso seja particularmente verdade para materiais duros, o comportamento da espuma flexível foi totalmente contrário. O corte concordante acarretou em cavaco “empastando” na ferramenta e às vezes até arrancando porções maiores de material, além de gerar péssimo acabamento (Figura 90A e Figura 90C). Já o corte discordante, apesar de gerar cavaco em fita, normalmente indesejado, apresentou excelente acabamento, praticamente idêntico ao da superfície original do bloco de espuma (Figura 90B e Figura 90D).

Foram utilizados como parâmetros de corte (ferramenta de 6mm) a rotação de 20.000rpm, a taxa de avanço de 1.000mm/min e a profundidade de corte máxima de 30mm. Cabe salientar que a profundidade de corte foi limitada pelo comprimento cortante da ferramenta, visto que o poliuretano D50 implicou em baixos esforços de corte. O avanço foi aumentado gradativamente e foi limitado a partir do momento que os esforços começaram a gerar deformação perceptível da espuma e a rotação máxima permitiu um melhor corte e acabamento da superfície usinada.

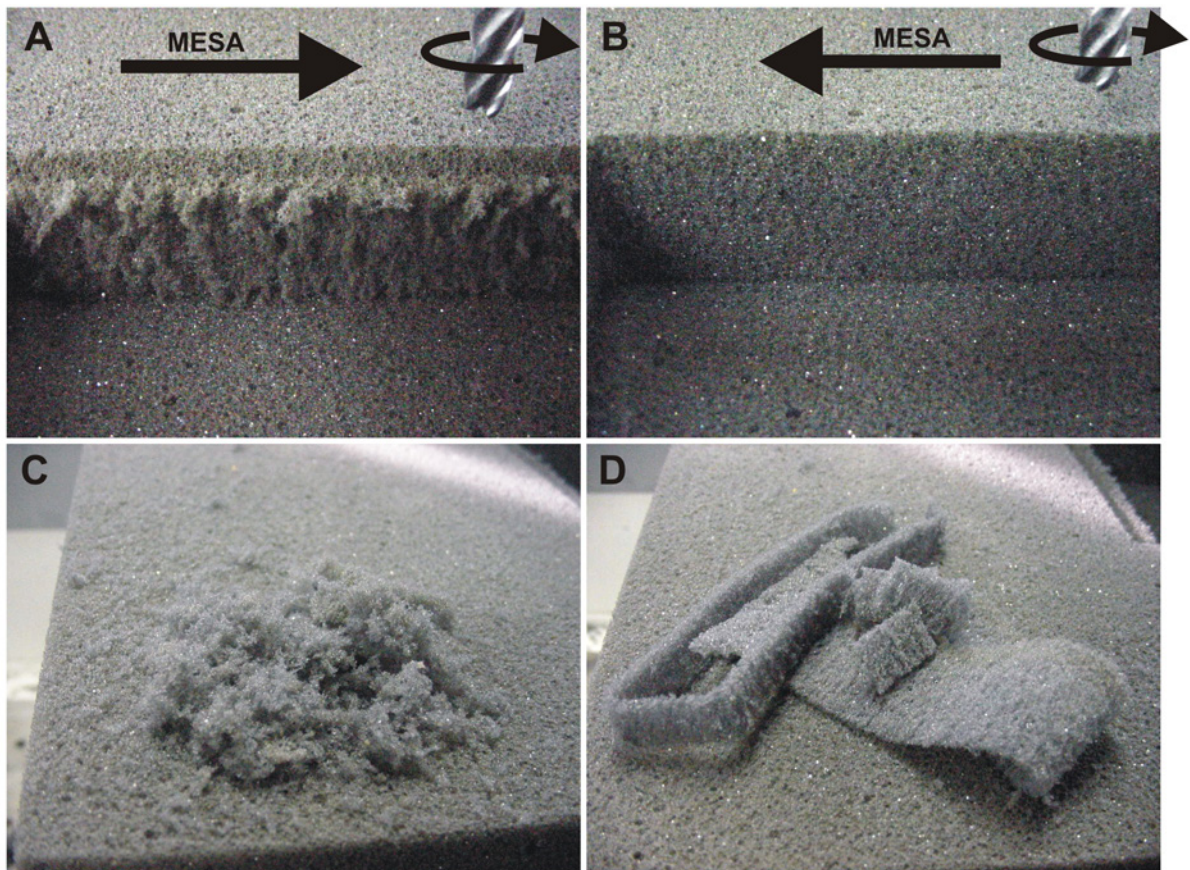


Figura 90 - Usinagem concordante (A) e discordante (B) e seus respectivos cavacos (C) e (D).

De posse desses importantes resultados preliminares, foi possível usar um primeiro protótipo de assento para avaliação do processo, bem como sistematizar ensaios de usinabilidade.

Os resultados dos testes de usinagem confirmam a tendência de utilizar altas rotações e pequenos avanços. Em geral, as usinagens feitas com rotação de 6.000 rpm apresentaram o pior acabamento, inclusive destruindo a integridade das espumas, especialmente as de baixa densidade, como a D20, D26 e D33. As usinagens com rotação de 12.000 rpm apresentaram resultados levemente superiores aos de 6.000 rpm, mas ainda aquém do esperado. A espuma de menor densidade foi a que apresentou mais dificuldade ao ser usinada. Com velocidade de 18.000 rpm e avanço máximo de 4.000 mm/min parte da espuma enroscou na ferramenta e acabou sendo arrancada, causando danos irreparáveis ao material. A Figura 91 mostra alguns cortes realizados na espuma D20.

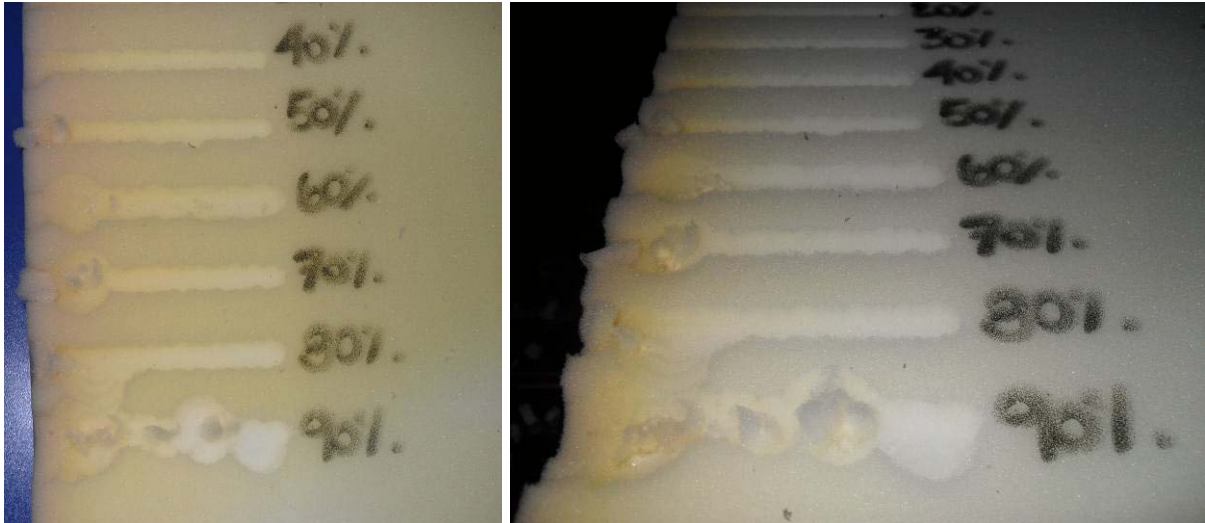


Figura 91 - Corte na espuma D20 com rotação de 6.000 rpm e altos avanços.

Com velocidades intermediárias as espumas de mais alta densidade (D45, D50 e D60) já começaram a apresentar bons resultados. Com 12.000 rpm e avanço na casa de 2.800 mm/min estas apresentaram cortes mais contínuos, gerando cavaco mais longo. Resultados satisfatórios foram obtidos com rotações de 18.000 e 24.000 rpm, porém, com a alta rotação as espumas de baixa densidade apresentaram uma tendência de arrancar o material, especialmente na entrada da ferramenta. Para as espumas de alta densidade, o avanço de 2.000mm/min gerou ótimo acabamento. A partir desta velocidade os cortes mantiveram-se satisfatórios até pouco antes dos 4.000 mm/min. A combinação dos parâmetros máximos da máquina não trouxe bons resultados. A Figura 92 mostra alguns cortes realizados na espuma D50.

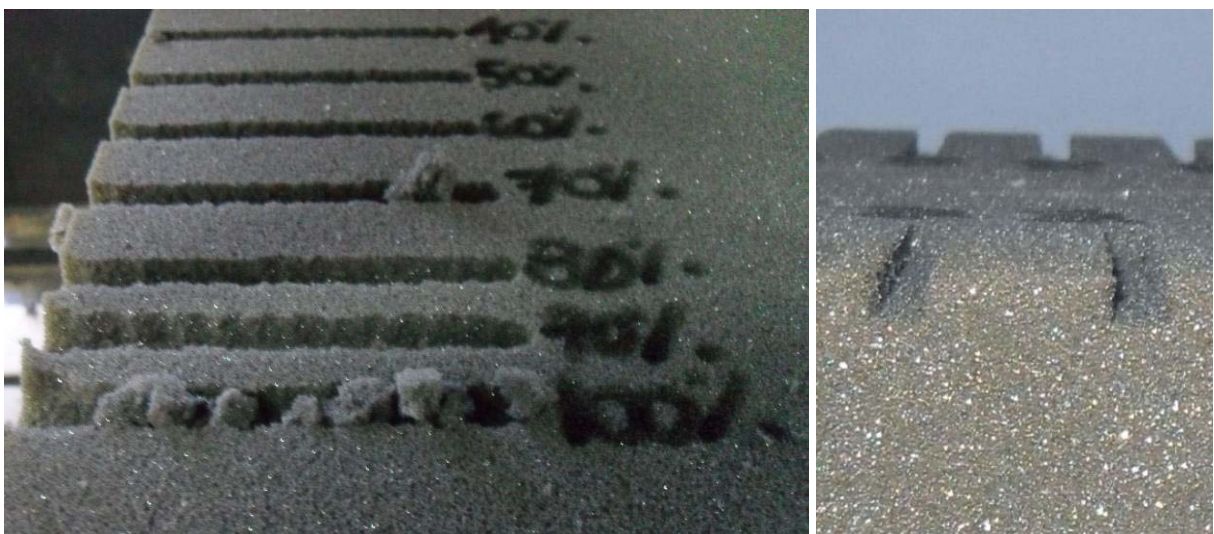


Figura 92 - Corte na espuma D50 com rotação de 18.000 rpm e avanços.

As espumas de baixa densidade, por terem baixo IFD, são mais facilmente deformáveis e de mais difícil corte, sendo assim mais sensíveis aos parâmetros de usinagem. Neste sentido, tais espumas não podem ser cortadas satisfatoriamente com avanços altos, pois há uma excessiva deformação ao contato da ferramenta, e, quando o corte é realizado, acaba por danificar a superfície da espuma. Assim, para estas o avanço foi o parâmetro predominante em relação à rotação. A espuma D20 apresentou bastante dificuldade de ser cortada com bom acabamento, sendo os melhores resultados obtidos com avanços de 2.000mm/min e rotações entre 12.000 e 18.000 rpm. O mesmo ocorreu para a D26, enquanto que a D33 já pode ser cortada com velocidades levemente superiores. As espumas com mais alta densidade (alto IFD), analogamente, permitiram maiores velocidades, com rotações de 18.000 a 24.000 rpm e avanços de 2.000 a 2.800 mm/min. As espumas D45 e D50 apresentaram as melhores condições de acabamento e velocidade. Já a D60 não seguiu o mesmo padrão esperado, fato atribuído a sua densidade e IFD abaixo dos valores nominais.

Com os resultados obtidos, foram recomendadas algumas diretrizes para usinagem das espumas flexíveis de poliuretano. Assim, em geral, sugere-se a utilização da ferramenta com duas arestas de corte a 25°, com velocidade de avanço próximo a 2.000 mm/min e rotação entre 12.000 e 18.000 rpm. Para espumas de maior densidade, estes valores podem ser aumentados, respectivamente, para 3.200 mm/min e 18.000 rpm. A Figura 93 apresenta um mapa de seleção de parâmetros.

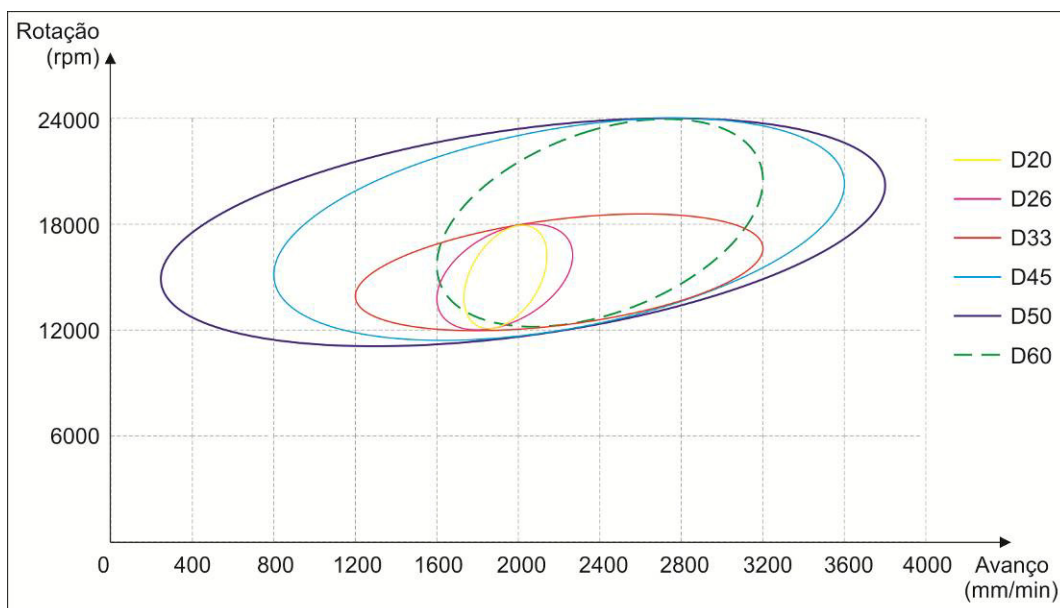


Figura 93 - Mapa de seleção de rotações e avanços para espumas flexíveis de poliuretano.

Para maximizar a taxa de remoção de material foram realizados ainda ensaios variando a profundidade de corte (parâmetro vertical) e a penetração de trabalho (parâmetro horizontal). Os rasgos usinados foram digitalizados para avaliação do desvio dimensional. Neste sentido, foram medidas a largura, a altura e o comprimento dos rasgos gerados.

No que tange à largura, quanto maior a penetração de trabalho (até o limite de diâmetro da ferramenta de 6mm), menor foi o erro obtido. Foram encontrados desvios de 0,05 a 1,54mm, conforme a Figura 94. As maiores profundidades de corte também geraram erros menores, exceto para a penetração de 3mm. Este comportamento é favorável ao processo, pois os parâmetros que permitem a máxima taxa de remoção de material também geram menores desvios dimensionais.

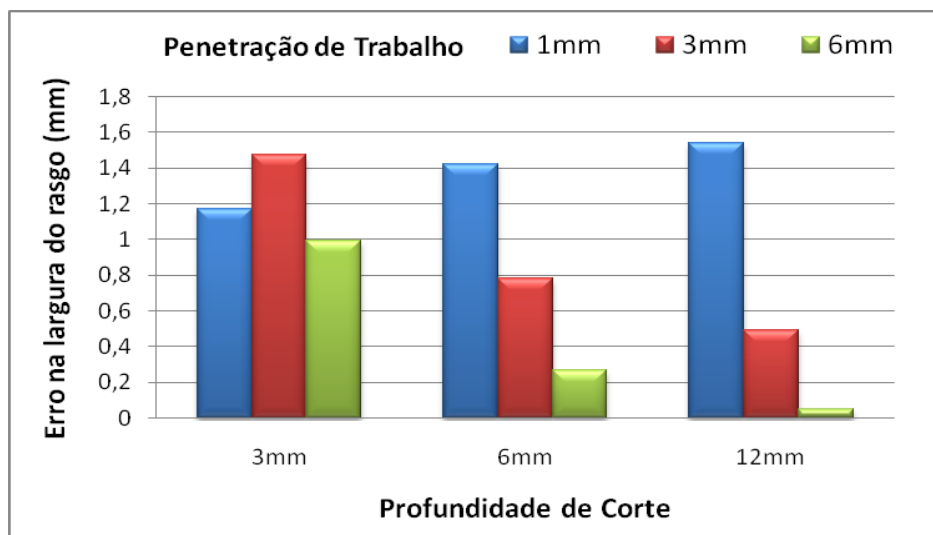


Figura 94 - Erro dimensional de largura em função da profundidade de corte.

O erro na altura do rasgo também tendeu a diminuir com o aumento da profundidade de corte. Os valores medidos foram extremamente baixos, ficando entre 0,01 e 0,08mm, conforme a Figura 95. Para a penetração de trabalho, os valores de 1mm mais uma vez apresentaram maiores desvios. Já na profundidade de corte foi o valor de 3mm que apresentou piores resultados. A combinação dos dois parâmetros a 6mm ocasionou um desvio elevado e fora do padrão, tal fato pode ser atribuído à medida demasiadamente pequena. Cabe salientar que esta parcela do erro foi a menor das três medidas, sendo de pouca influência no volume de material removido.

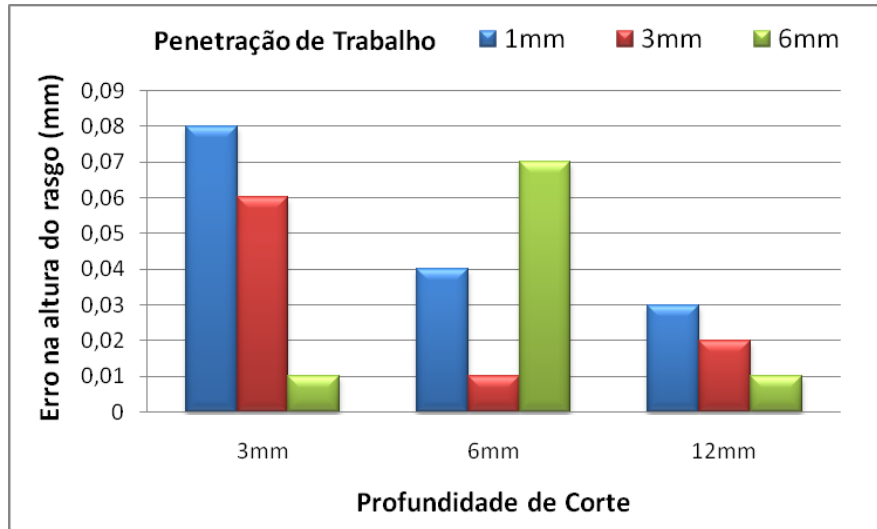


Figura 95 - Erro dimensional de altura em função da profundidade de corte.

A avaliação de erros no comprimento do rasgo usinado não permitiu definir nenhum padrão de comportamento. As medições ficaram entre 0,47 e 1,31mm, conforme observa-se na Figura 96.

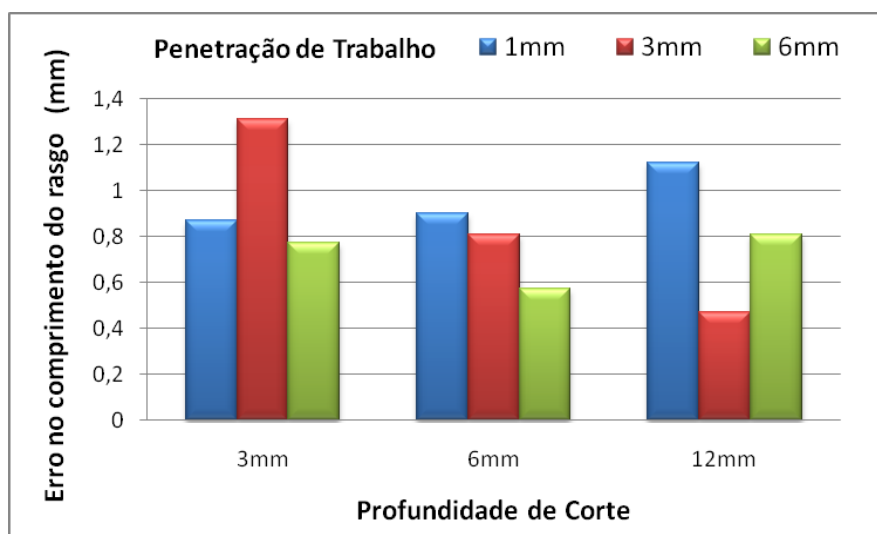


Figura 96 - Erro dimensional de comprimento em função da profundidade de corte.

Por fim, para avaliar o erro do volume removido na usinagem, os três componentes anteriores foram multiplicados. Calcularam-se desvios de $0,4 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ a $115 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$, conforme pode ser observado na Figura 97. Pela análise de volume, descarta-se a utilização da penetração de trabalho de 1mm e sugere-se a não utilização da profundidade de corte de 3mm.

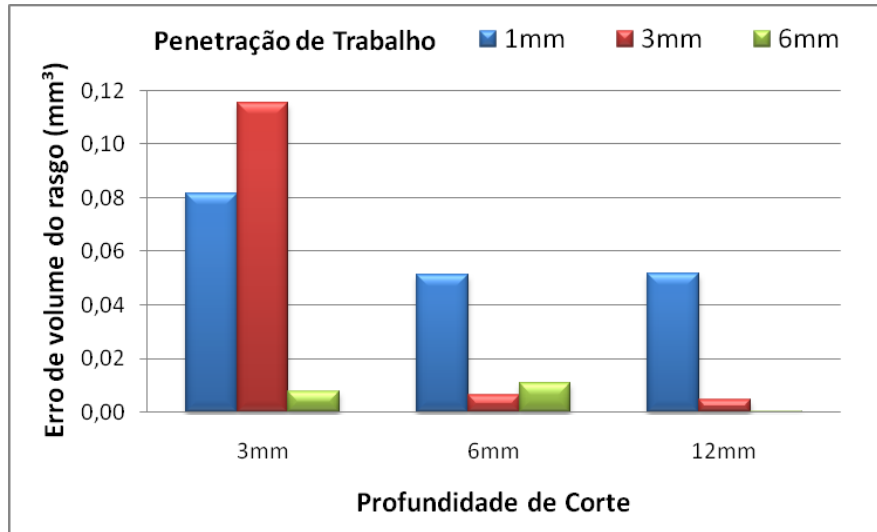


Figura 97 - Erro dimensional de volume em função da profundidade de corte.

Esta análise mostrou mais uma vez que o comportamento da espuma flexível é contrário aos parâmetros tradicionais de usinagem, visto que os baixos valores de profundidade de corte e penetração de trabalho produziram os piores resultados. Cabe salientar que a melhor combinação obtida, com o primeiro a 12mm e o segundo a 6mm, além de apresentar a maior precisão, correspondem à máxima taxa de remoção de material.

Este comportamento pode ser explicado pelas características mecânicas da espuma. Por esta ser flexível, quando a ferramenta de usinagem encosta na sua superfície, acaba por deformar consideravelmente o material antes de cortar. A espuma sofre uma recuperação elástica, retornando em direção à ferramenta, acarretando em um corte fora do local programado. Em geral, devido à espuma se afastar da ferramenta, parte do material não é removido, causando os erros dimensionais.

O aumento da penetração de trabalho causa um aumento da força de usinagem, tendendo a aumentar a deformação, mas, por outro lado, aumenta a área de contato com o material. O mesmo ocorre com o aumento da profundidade de corte. Neste sentido, o maior volume a ser removido apresenta maior resistência por parte da espuma. Assim, quanto maiores os parâmetros de profundidade e penetração, mais a espuma se aproxima de um material rígido, melhorando sua característica de corte. Cabe ressaltar que essa relação de suporte de carga é exatamente a propriedade que torna a espuma eficaz na distribuição de peso do usuário.

No processo de usinagem de um assento inteiro, por hipótese, devido ao material ser macio, foi esperado um erro total semelhante ao erro de um rasgo avaliado. Considera-se que os vários passes de fresamento equivalem à execução de vários rasgos empilhados. Visto que a ferramenta percorre coordenadas absolutas, não há relação no erro entre um nível e outro. Assim, independente do desvio existente no nível anterior, o próximo será executado na mesma posição.

Essa hipótese foi confirmada através da usinagem de um assento (Figura 98A) e sua comparação com o modelo virtual que o gerou (Figura 98B). Para a usinagem de acabamento empregou-se a ferramenta esférica de 6mm, com as mesmas características de corte da utilizada nos ensaios anteriores. Na Figura 98B, nota-se um resultado bastante satisfatório, com grande parte da superfície apresentando erros menores do que 0,25mm.

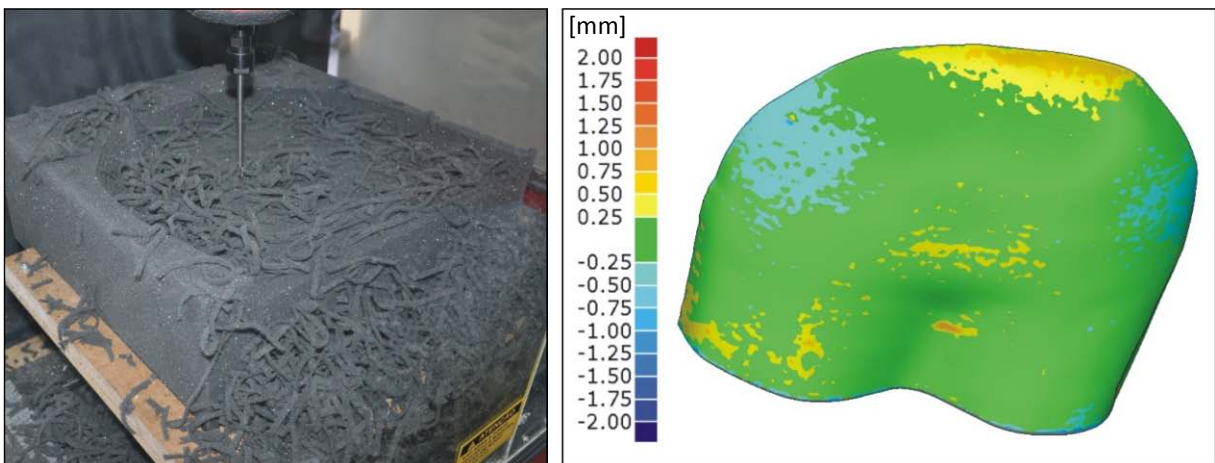


Figura 98 - Avaliação dimensional da usinagem de um assento.

Apesar da boa precisão obtida, observa-se que o lado direito do assento (lado esquerdo da figura) apresentou alguns desvios. Estes desvios não foram atribuídos a erros dimensionais, mas sim a pequenas rebarbas remanescentes na superfície. Isso é evidenciado pelo perfil das manchas de cores, o qual não é contínuo. Constatou-se que tais rebarbas são originadas em regiões onde o corte se dá de baixo para cima, com a ferramenta tendendo a arrancar a espuma. Analogamente, o lado direito, onde a ferramenta operava na descendente, não apresentou problemas. As rebarbas puderam ser facilmente removidas com uma lixa fina. Mesmo assim, recomenda-se a utilização de estratégias de usinagem que operem preferentemente na descendente, por exemplo, cortando a espuma da borda para dentro. Com estes parâmetros definidos, foram usinados assentos para utilização de usuários reais.

4.5 Validação da Metodologia

Através de quatro estudos de caso a metodologia proposta foi colocada em prática e validada. Os procedimentos e resultados comuns a todos os usuários são aqui abordados e discutidos. Os resultados específicos de cada caso analisado são apresentados dentro dos subitens 4.5.1, 4.5.2, 4.5.3 e 4.5.4.

Como esperado, a moldagem em gesso foi um processo relativamente simples e de baixo custo. Este sempre foi realizado por fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. A Figura 99 ilustra os processos de preparação e ajuste de um molde de gesso.



Figura 99 - Preparação e ajuste de um molde de gesso.

Ressalta-se aqui a necessidade da não formação de áreas de sombra (com ângulos negativos) e de paredes mais altas, as quais eventualmente necessitaram ser cortadas para simplificar as operações posteriores. Dado que o assento produzido será uma cópia da geometria desse molde, algumas características importantes devem ser observadas. Como resultado dos problemas enfrentados nos estudos de caso, foram criadas algumas diretrizes (Figura 100) a serem apresentadas aos profissionais da saúde antes de iniciar o processo de moldagem.

Além das regiões de sombra, devem observados os prolongamentos das bordas do gesso, de maneira a deixar a altura o mais uniforme possível. Um item importante observado, foi a necessidade de aumentar a altura do cavalo de abdução (saliência que separa as pernas do usuário), este processo pode ser realizado acrescentando uma atadura após a moldagem. Com base nas medidas da cadeira do usuário, o profissional da saúde deve definir ainda a profundidade do assento, bem como a altura que a espuma deverá possuir.

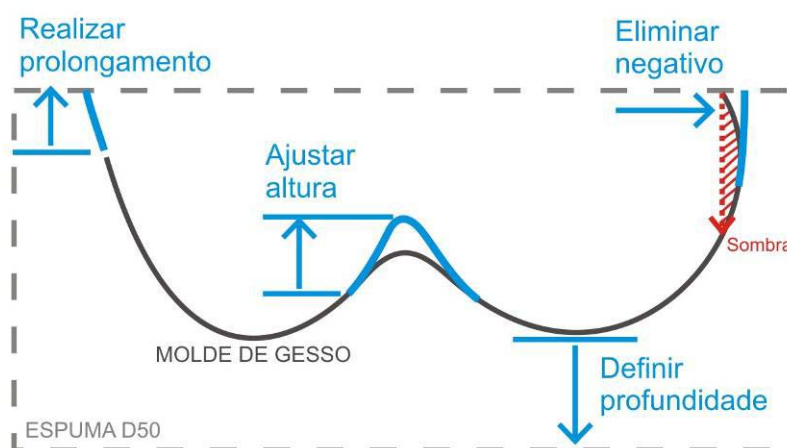


Figura 100 - Diretrizes criadas para a moldagem em gesso.

Cada processo de avaliação e moldagem foi realizado durante uma sessão de aproximadamente 45 minutos. Embora a moldagem dos usuários tenha sido relativamente rápida, conforme os resultados já apresentados, o tempo de secagem deve ser observado para não haver deformações. Após a liberação por parte dos profissionais da saúde, os assentos foram encaminhados para a digitalização tridimensional. Para garantir a precisão do processo, todas as digitalizações foram realizadas imediatamente após a moldagem do usuário, *in loco*, com o scanner Vivid 9i. As etapas de aquisição de dados ocorreram em cerca de 15 minutos. As nuvens de pontos geradas foram levadas para processamento posterior.

Uma vez realizada a geração dos arquivos 3D, foi programada a execução da peça através do processo de fresamento CNC. As programações foram realizadas no software Edgecam e exigiram cerca de uma hora, contando as operações de desbaste e acabamento. Cada uma das etapas de corte da espuma ocupou aproximadamente uma hora. Referente ao processo aqui descrito, foi realizado o Depósito de Pedido de Patente, junto ao INPI (Instituto Nacional de Propriedade Industrial), em 12 de abril de 2010, sob o protocolo nº 0000220907149780 (Apêndice B).

As peças produzidas foram então montadas nas cadeiras de rodas dos próprios usuários para avaliação pelos profissionais da saúde. Utilizaram-se como ferramentas as técnicas de mapeamento de pressão e de termografia. Os casos específicos para cada um dos quatro usuários avaliados são descritos a seguir.

4.5.1 Usuário A

O usuário A é do sexo masculino e possui 6 anos de idade. Segundo a avaliação realizada pelos profissionais da saúde, o mesmo tem o diagnóstico de paralisia cerebral¹ com quadro motor de coreoatetose². Apresenta ao sentar assimetria, retroversão pélvica e não possui controle de tronco. Apresenta movimentos involuntários constantes que não permitem maior estabilidade ao sentar. Segundo seu terapeuta ocupacional, é inteligente e participativo. Este usuário é dependente para as atividades da vida diária e sua locomoção ocorre em cadeira de rodas adaptada.

Conforme os procedimentos já descritos, após a avaliação, foi realizado um molde de gesso. O usuário A foi moldado na sua própria cadeira de rodas. Devido aos movimentos involuntários, este foi o caso que apresentou a maior dificuldade na moldagem em gesso. Foram necessários quatro profissionais, um em cada quadrante, mais a mãe do menino para obter sucesso (Figura 101A).



Figura 101 - Moldagem em gesso do usuário A.

¹ A paralisia cerebral (PC) é definida como um distúrbio permanente, embora não invariável, do movimento e da postura, devido a defeito ou lesão não progressiva do cérebro no começo da vida (LEITE & PRADO, 2004).

² O termo coreoatetose é usado para definir a associação involuntária de movimentos contínuos e lentos (atetose) e rápidos e de início súbito (coréia), os quais podem ser associados à paralisia cerebral do tipo discinética. Na atetose encontra-se movimento involuntário, lento, presentes nas extremidades dos pés e das mãos que dificultam a execução dos movimentos voluntários, pois estes são induzidos ou se acentuam mediante emoção, mudança de postura ou na realização de movimentos intencionais. A coréia é caracterizada por movimentos rápidos, amplos, irregulares e imprevisíveis comprometendo os músculos da face, os músculos bulbares, as partes proximais das extremidades e os dedos dos pés e das mãos. Estas características podem ser agravadas mediante estresse, excitação e febre (MAZZILLO, 2003).

Principalmente no início da moldagem, com várias pessoas ao seu redor, o usuário ficou inquieto. A presença da mãe e do terapeuta ocupacional que o acompanha regularmente foram importantes para acalmá-lo. Cabe salientar que a presença da câmera fotográfica também alterava o estado de atenção do usuário. Após a moldagem, pequenos ajustes foram feitos no molde, para torná-lo mais próximo ao assento desejado (Figura 101B).

Na seqüência, o molde de gesso foi digitalizado com o scanner Vivid 9i para captura da sua geometria (Figura 102A). A Figura 102B mostra a nuvem de pontos obtida. Os dados foram levados para processamento CAD/CAM no LdSM/UFRGS.



Figura 102 - Digitalização tridimensional do molde de gesso do usuário A.

A malha foi importada no software Rhinoceros para ajustar o contorno do molde aos blocos de espuma que seriam usinados (Figura 103A). Cabe salientar que o usuário foi moldado em peça única a qual foi dividida em assento e encosto no CAD. Após, o arquivo gerado foi importado no software Edgecam. Na Figura 103B é possível observar os planos de usinagem de desbaste.

O processo de corte ocorreu conforme previsto, utilizando os parâmetros previamente determinados. Conforme observa-se no lado esquerda da Figura 104A, foi usinado um rebaixo na largura correta da cadeira do usuário, para corte posterior. Em novo encontro com profissionais da saúde, o assento foi montado na cadeira do usuário para avaliação (Figura 104B).

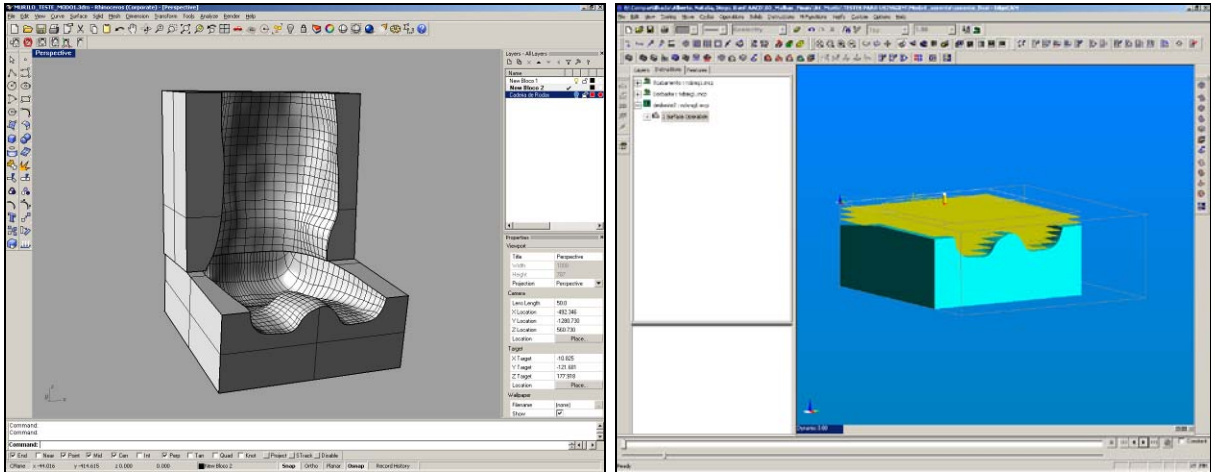


Figura 103 - Modelagem em CAD e programação de usinagem em CAM para o usuário A.

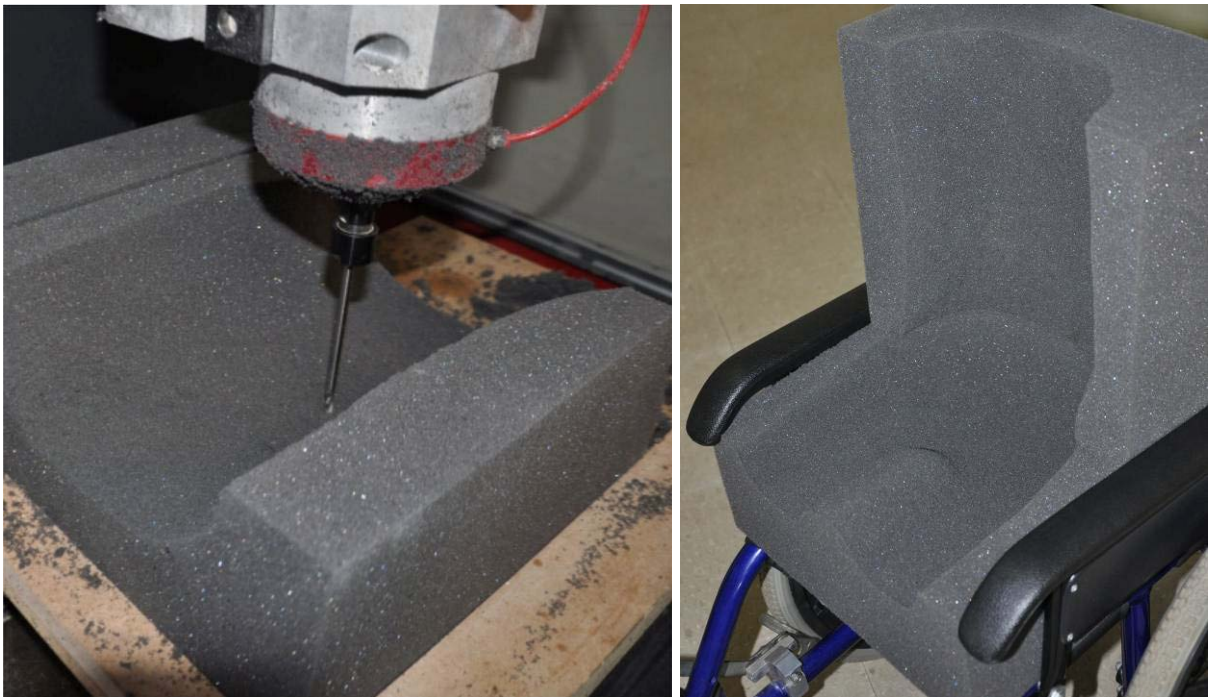


Figura 104 - Usinagem CNC do encosto e assento completo usinado do usuário A.

Uma primeira prova foi realizada com o usuário para determinar a necessidade de ajustes. Foi observado que o assento contornou bem a anatomia do usuário, no entanto, alguns ajustes de fato se fizeram necessários. A principal alteração realizada foi aumentar a altura do cavalete de abdução, para melhor ajustar a posição das pernas do usuário (Figura 105A). Intencionalmente, a altura da contenção lateral do encosto foi produzida maior, para cortá-la adequadamente no momento da prova (Figura 105A).



Figura 105 - Prova do assento do usuário A, acompanhada por profissionais da saúde.

A Figura 106 apresenta o assento final obtido para o usuário A. De acordo com os profissionais que acompanharam o processo, o resultado foi considerado satisfatório e a adequação postural foi evidente.



Figura 106 - Assento final do usuário A.

O usuário possuía um assento personalizado escavado manualmente por seu terapeuta ocupacional. Este também foi avaliado para efeito de comparação (Figura 107A). O próximo passo foi, então, a realização do mapeamento de pressão (Figura 107B) e da termografia para verificação dos resultados.

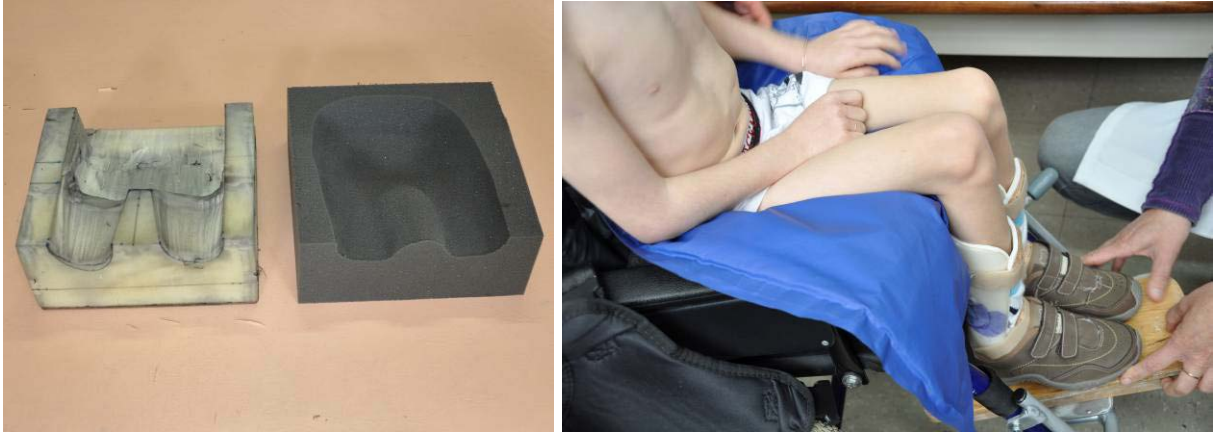


Figura 107 - (A) Assento anterior e assento produzido; (B) Mapeamento de pressão.

Os resultados do mapeamento de pressão são apresentados na Figura 108. O mapa à esquerda corresponde ao assento e o mapa à direita a seu respectivo encosto. O assento aparece em vista superior, tal como ocorreu com os resultados das digitalizações. O encosto é visualizado em vista frontal. Dados os movimentos involuntários do usuário (coreoatetose), as medições de pressão ficavam flutuantes. Assim, foi moroso conseguir uma certa estabilização e adquirir dados confiáveis.

Observa-se a melhor distribuição de pressão no assento personalizado (Figura 108A), ocupando uma maior área e não apresentando picos relevantes de pressão no encosto. O peso do usuário mostrou-se mais distribuído à esquerda do assento (direita da figura), característica de sua assimetria.

O assento anterior (Figura 108B), escavado manualmente, não apresentou picos de pressão, mas teve uma pressão mais concentrada nas tuberosidades isquiáticas (área menor). Este também apresentou pressões no encosto, embora de valores moderados. Uma característica visível do mapa deste segundo assento são as duas marcas de pressão entre os glúteos e as pernas. Esse comportamento justifica-se pelo degrau evidente existente no assento escavado a mão (conforme foi observado na Figura 107A). Embora os valores medidos tenham sido baixos, deve-se atentar para que os repetidos movimentos involuntários do usuário contra as paredes do assento não venham a ocasionar lesões de pele.

Na tentativa de eliminar esses pequenos picos, foi elevado o apoio para os pés da cadeira do usuário (conforme foi observado na Figura 107B). A análise da Figura 108C mostra a grande influência da variação desta altura nas medidas de pressão. Neste caso específico, houve uma pequena redução no assento, mas um grande aumento no encosto, sendo os resultados considerados piores.

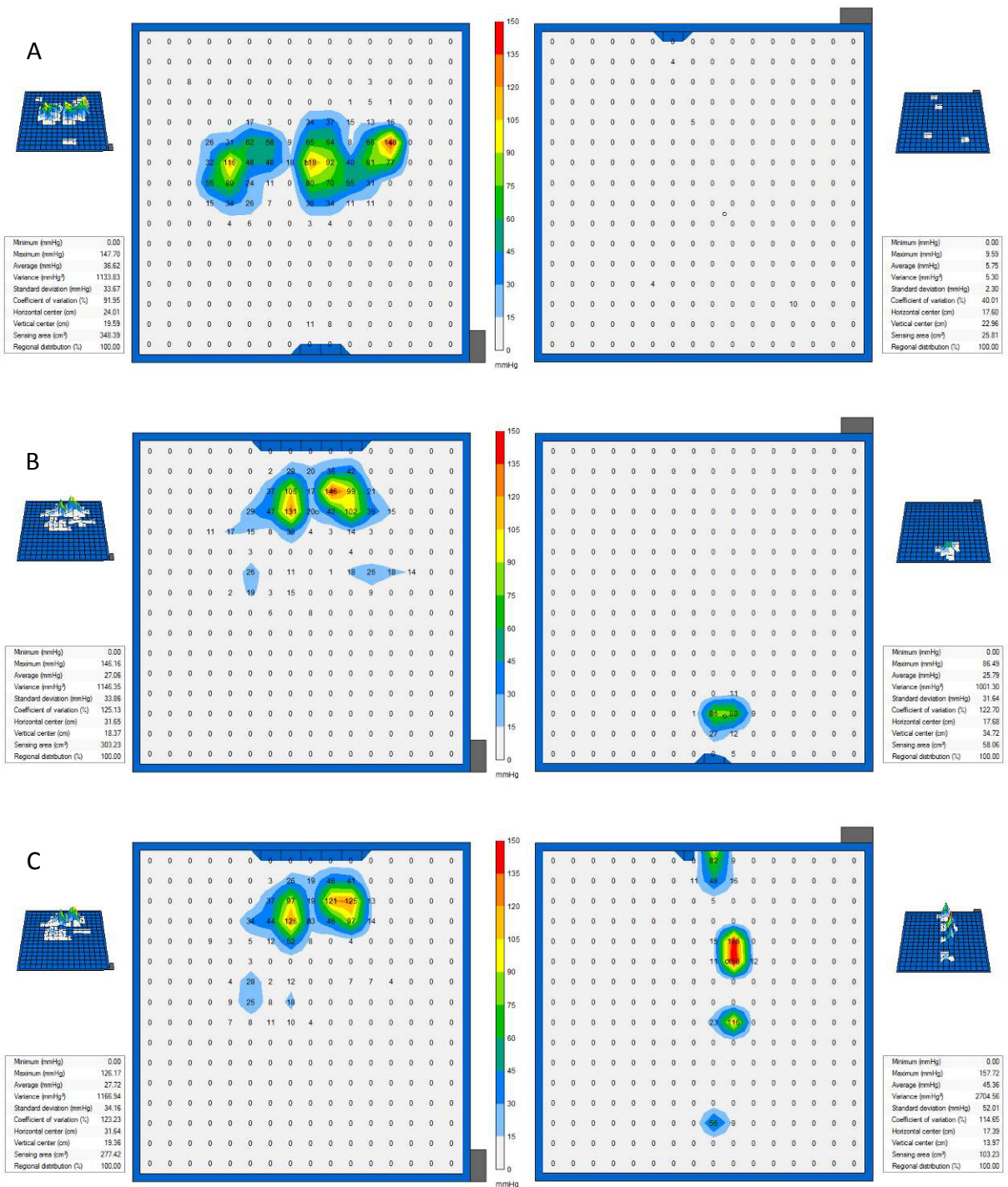


Figura 108 - Mapeamento de pressões: à esquerda os assentos e à direita os encostos (A) personalizado, (B) escavado manualmente, (C) escavado com elevação do apoio para pés.

A análise termográfica ficou em consonância com os ensaios de mapeamento de pressão. No assento anterior do usuário (Figura 109A), a termografia indicou que a temperatura é distribuída na superfície do assento, mas possui um alto pico no degrau existente entre os glúteos e as pernas, conforme já discutido na análise de pressão.

No respectivo encosto, que é plano, não há uma boa distribuição de temperatura, indicando pouco contato na região inferior e maior contato na região superior. As linhas traçadas nas imagens são representadas nos gráficos abaixo delas. Nestas, o eixo x corresponde ao eixo vertical das imagens (de baixo para cima) e o eixo y corresponde à temperatura. A coluna da direita (Figura 109B) mostra a termografia do assento personalizado.

As linhas médias da perna direita (L01) e da perna esquerda (L02) apresentam comportamentos similares em ambos os casos. Porém, pela análise da imagem, nota-se que no assento personalizado a postura do usuário tende para a esquerda da cadeira. Este comportamento também concorda com a análise de pressão e atribui-se o fato ao uso maior da parede de contenção lateral, a qual não existia no assento anterior. Assim, pode-se afirmar que, de um modo geral, o assento personalizado apresentou melhores resultados e atingiu o objetivo proposto.

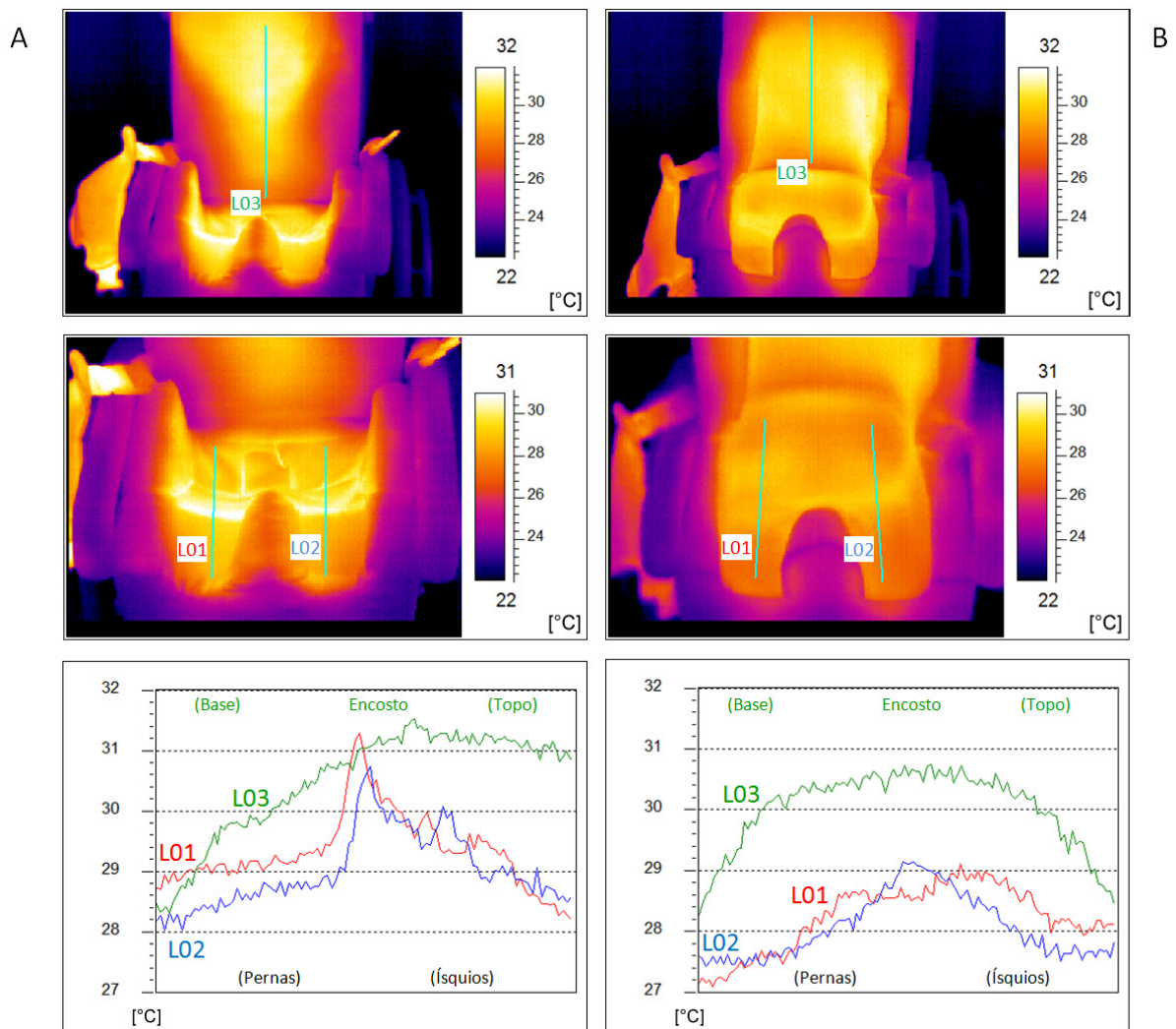


Figura 109 - Análise termográfica: (A) assento anterior, (B) assento personalizado.

4.5.2 Usuário B

O usuário B é do sexo feminino e possui 11 anos de idade. Segundo a avaliação realizada pelos profissionais da saúde, o mesmo tem o diagnóstico de paralisia cerebral, com quadro motor de diparesia espástica¹ e atetose. Apresenta ambos membros inferiores em abdução e membro inferior direito em flexão (aproximadamente 70°), desnível pélvico e importante escoliose com presença de giba. Fez cirurgia de ressecção da cabeça femoral esquerda e alongamento de isquiotibiais. Este usuário é dependente para as atividades da vida diária e sua locomoção ocorre em cadeira de rodas adaptada.

Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 110A ilustra a moldagem em gesso do usuário B, a qual também foi realizada na sua própria cadeira de rodas. O molde ficou com algumas dobras na região entre o assento e o encosto. Para evitar o trabalho desta correção em software, o que seria mais complexo, aproveitou-se o momento da moldagem para o ajuste. Outro problema apresentado, foi que as camadas de ataduras não aderiram bem nas bordas, fato atribuído ao excessivo uso de água. Neste sentido, faixas adicionais de ataduras foram aplicadas nessas regiões. A Figura 110B apresenta o molde em ajuste e a Figura 110C o molde final.

Os demais procedimentos ocorreram normalmente, o molde foi digitalizado e modelado em CAD/CAM e a espuma foi usinada. No momento da prova do assento, observou-se o ajuste da espuma ao contorno do usuário, mas foi necessário aumentar a contenção lateral. Neste sentido, pequenos blocos de espuma foram colados de maneira a prolongar a contenção já existente (Figura 111A). Após a delimitação do comprimento correto, o encosto foi novamente usinado com a extensão da superfície em CAD. Cabe salientar que este retrabalho ocorreu devido à não observação dessa geometria no molde de gesso inicial. O novo assento foi então submetido à avaliação de pressão (Figura 111B) e temperatura. Para efeito de comparação, o assento padrão da cadeira de rodas também foi avaliado.

¹ Peres et al. (2008) colocam que a diparesia espástica é um dos principais tipos de paralisia cerebral e que o exame clínico de crianças revela fraqueza muscular, déficit de controle motor e espasticidade nos membros inferiores, com déficit nas habilidades motoras finas. Segundo Martinez & Francisco (2003), na diparesia espástica, a espasticidade predomina nas pernas e afeta com menor gravidade as mãos e a face, ocorre atraso no controle da cabeça e tronco, os reflexos tendinosos estão hiperativos, o espasmo dos adutores é responsável pelas pernas “em tesoura” e a espasticidade pode impedir a deambulação sem auxílio do cuidador ou suporte externo. Para Cargnin & Mazzitelli (2003) APUD Tachdjian (1995), a espasticidade pode ser definida como o aumento na tensão do músculo quando ele é passivamente alongado, a qual é causada por um exagero do reflexo de estiramento muscular.



Figura 110 - Moldagem em gesso do usuário B



Figura 111 - Prova do assento e posicionamento para mapeamento de pressão do usuário B.

Este usuário apresentou melhor estabilidade na medição de pressão, mas ainda assim pequenas flutuações ocorreram, características de seu quadro motor (atetose). Os resultados do mapeamento de pressão são apresentados na Figura 112. Para mostrar a oscilação das medidas com a movimentação involuntária do usuário, foram registrados dois mapas de cada assento analisado. Observa-se que as flutuações causam pequenas alterações nos valores, mas não modificam significativamente a distribuição de pressão.

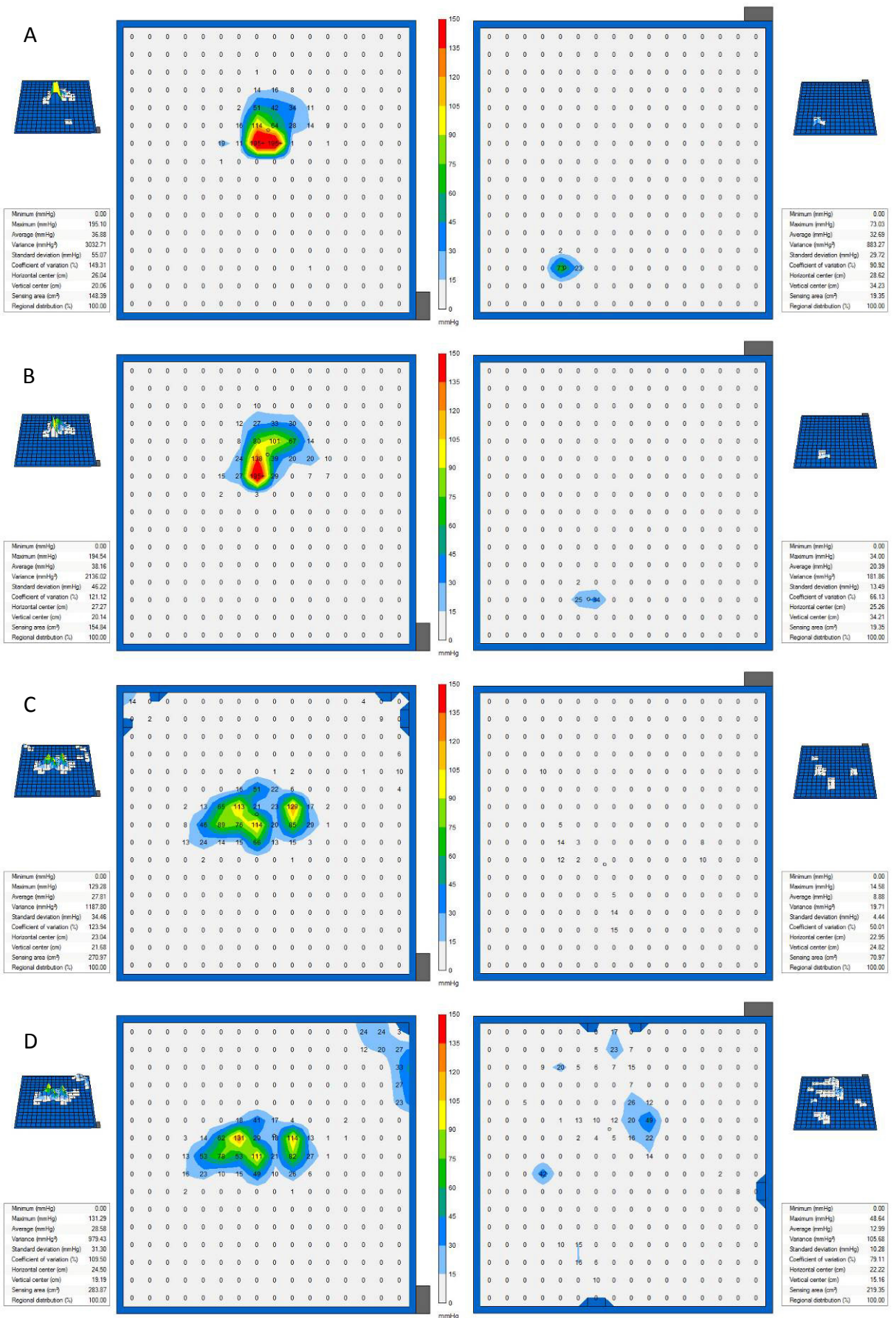


Figura 112 - Mapeamento de pressões: assento padrão (A) e (B), personalizado (C) e (D).

O assento padrão (Figura 112A e Figura 112B) apresentou picos extremamente altos, sugerindo risco de lesão a longo prazo. Já o assento personalizado (Figura 112C e Figura 112D) mostrou-se capaz de distribuir a pressão de maneira bastante eficiente. Visto que o usuário pouco se apóia no encosto, as pressões ali medidas foram baixas. Em uma das medições (Figura 112D), o assento personalizado dá indícios de distribuição de pressão nas costas do usuário.

Na análise termográfica, ficou evidente a falta de adequação e a concentração de temperaturas no assento padrão (Figura 113A). A Figura 113C apresenta a comparação da linha que percorre o assento e o encosto (L01), com a sua equivalente no assento personalizado (Figura 113B, L02). Salienta-se que, neste caso, o eixo x do gráfico corresponde às linhas traçadas de cima para baixo. Mais uma vez os resultados mostraram-se em consonância com os obtidos através do mapeamento de pressão. A Figura 113D apresenta as linhas de temperatura traçadas apenas nos assentos. Observa-se a homogeneidade obtida pelo assento personalizado, o qual foi considerado bastante satisfatório.

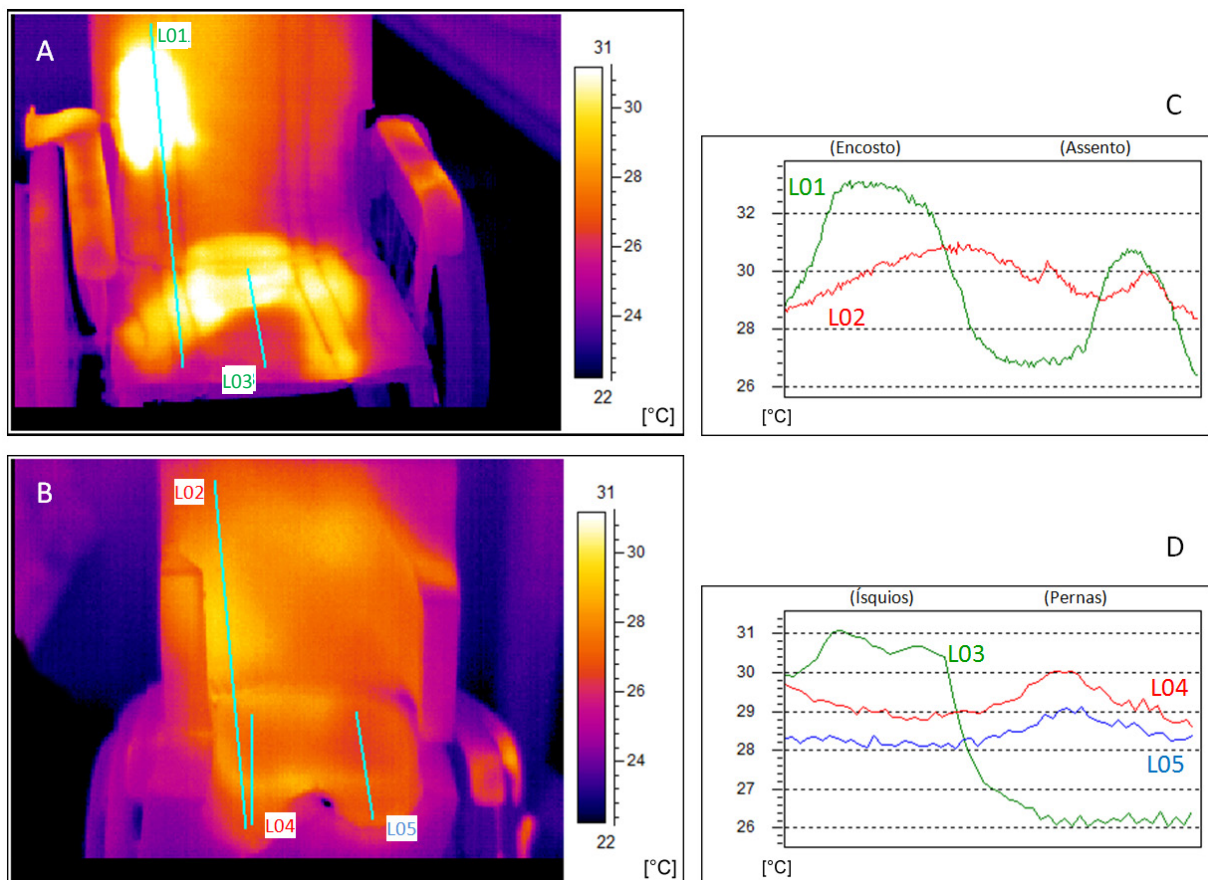


Figura 113 - Análise termográfica: (A) assento padrão, (B) assento personalizado, (C) gráfico contendo os encostos e (D) gráfico contendo somente os assentos.

4.5.3 Usuário C

O usuário C é do sexo feminino e possui 4 anos de idade. Segundo a avaliação realizada pelos profissionais da saúde, o mesmo tem o diagnóstico de paralisia cerebral, com quadro motor de tetraparesia espástica¹. Apresenta desnível pélvico, discrepância de membros, membro inferior direito aduzido e membro inferior esquerdo abduzido, escoliose convexa e cifose. Fez cirurgia de osteotomia varizante no fêmur direito e alongamento de isquiotibiais e adutores com a finalidade de proporcionar maior conforto ao sentar. Este usuário é dependente nas atividades da vida diária e sua locomoção ocorre em cadeira de rodas adaptada.

Este usuário foi moldado fora de sua cadeira, em cima de uma espuma de baixa densidade (Figura 114A). Após, foram verificadas as dimensões (Figura 114B) que as espumas deveriam ter para realizar o projeto em CAD.



Figura 114 - Moldagem em gesso do usuário C.

Conforme pode-se observar na Figura 114B, por ter sido feito sem a cadeira, o molde de gesso ficou curto e teve que ser prolongado em CAD. A operação foi realizada seguindo a tendência de curvatura da superfície. A Figura 115 apresenta a superfície modelada. Os demais procedimentos ocorreram como já descritos.

¹ A tetraparesia ou quadriplegia espástica é a variante mais grave da PC e, freqüentemente, está associada à deficiência mental. A grave espasticidade das extremidades pode associar-se à hipotonia (redução do tônus muscular) axial e cervical. As crianças quadriparéticas raramente conseguem andar e muitas delas ficam totalmente dependentes, as manifestações clínicas vão se agravando à medida que a criança cresce, pois não cumprem as etapas do desenvolvimento neuropsicomotor: não sustentam a cabeça, não sentam, não engatinham e não ficam em pé nos períodos esperados, possuem dificuldades de deglutição e sialorréia por incapacidade de fechar a boca, a emissão de som vocal é pobre e durante o choro assume posição de hiperextensão de tronco e membros (MARTINEZ & FRANCISCO, 2003).

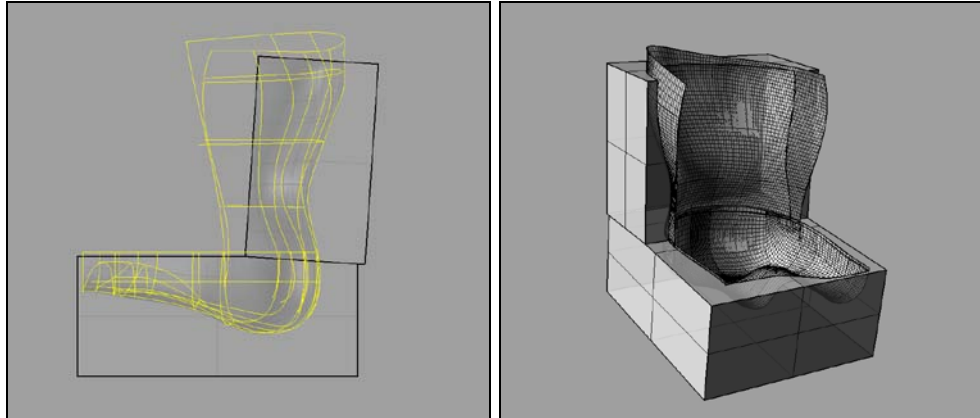


Figura 115 - Prolongamento da superfície do assento do usuário C em CAD.

Na etapa de prova, este assento também foi considerado adequado pelos profissionais da saúde (Figura 116A). Devido à necessidade de prolongamento, este encosto também foi, intencionalmente, produzido com mais alta contenção lateral, para cortá-la adequadamente no momento da prova (Figura 116B).



Figura 116 - Prova do assento produzido para o usuário C

Assim como no caso anterior, o assento personalizado foi comparado com o assento padrão da cadeira de rodas do usuário. A (Figura 117A) mostra o assento personalizado no ensaio de mapeamento de pressão. Devido ao quadro motor deste usuário, sua cadeira de rodas precisa manter uma inclinação (tilt) mais elevada. Neste sentido, o ângulo foi medido, experimentalmente, através de acelerometria. Para tanto, foi utilizado um acelerômetro de dois eixos Analog Devices ADXL321 (18g) e um microcontrolador Arduíno Duemilanove (Figura 117B).



Figura 117 - Mapeamento de pressão e avaliação do ângulo de tilt via acelerometria.

Detectou-se que, normalmente, a cadeira do usuário era mantida em um ângulo de 15° em relação ao plano do piso. Neste sentido, esse valor foi utilizado para a comparação do assento padrão com o personalizado desenvolvido. A Figura 118A apresenta o mapa para o primeiro assento, mostrando a pressão mais concentrada em seu lado esquerdo (direita da figura). Já o assento personalizado (Figura 118B), mostrou mais uma vez melhorar a distribuição de pressão. Observa-se o aparecimento de pequenos valores no lado direito do assento em detrimento da pressão no lado esquerdo. Isso pode sinalizar um melhor alinhamento corporal promovido pelo assento desenvolvido.

Na Figura 118C observa-se o assento personalizado com inclinação de 5° , ângulo no qual o usuário foi moldado. Tal figura suscita algumas discussões importantes. A análise sugere que o assento personalizado perde eficiência à medida que afasta-se da configuração de moldagem. Ressalta-se que embora seja a melhor distribuição de pressão obtida, tal configuração não provê estabilidade para o usuário.

Para corrigir o alinhamento do usuário, este deve ser inclinado lateralmente para a direita. Visto que o mesmo possui deformidades, isso faz com que a pressão seja aumentada na tuberosidade isquiática direita (esquerda da figura). Vem a tona a discussão entre promover o conforto ou a terapia. Os resultados comprovam que o alívio de pressão é alcançado às custas do alinhamento e vice-versa. Destaca-se aqui que o mapeamento de pressão não pode ser utilizado como ferramenta única, sendo fundamental a avaliação postural por parte dos profissionais da saúde.

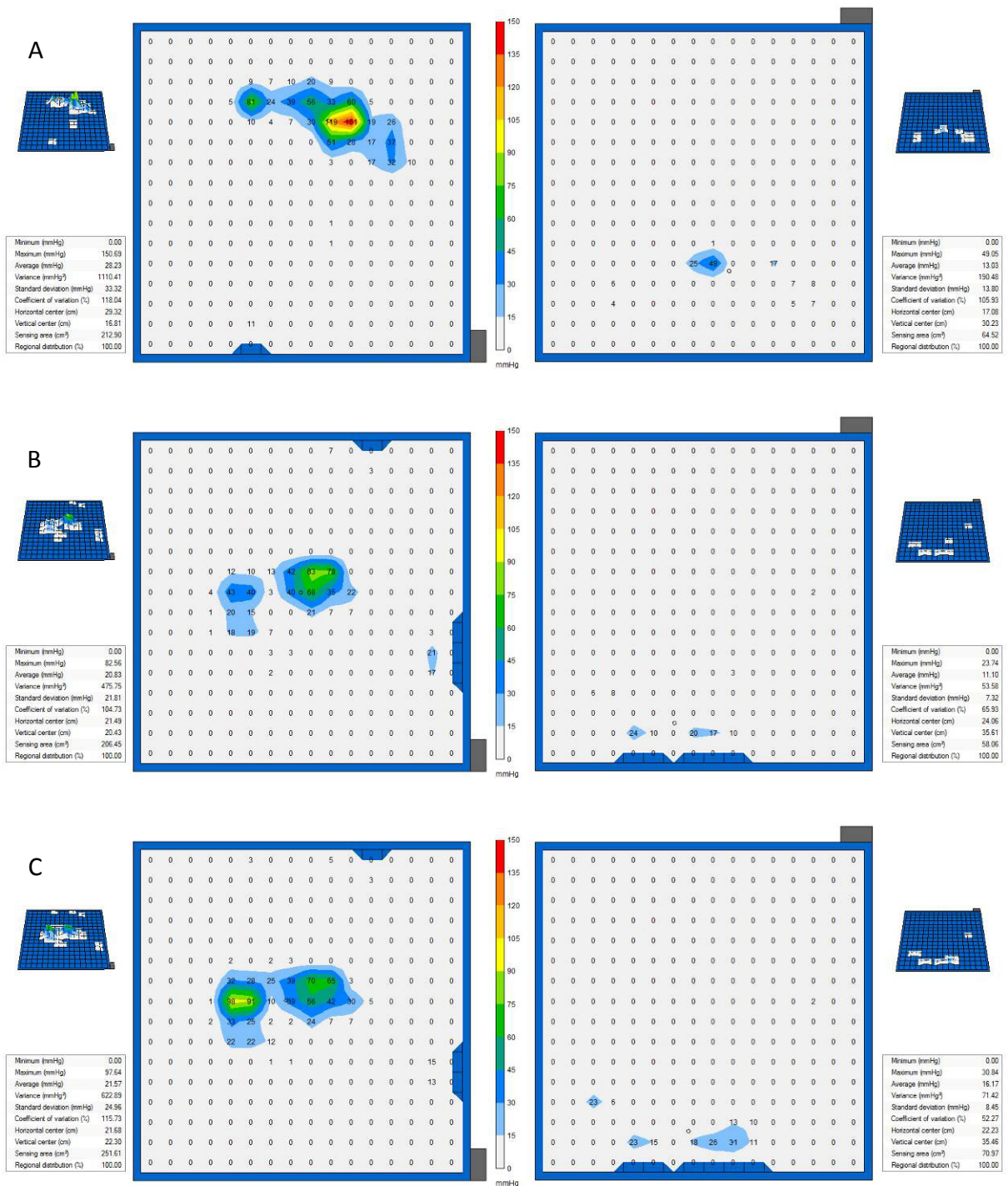


Figura 118 - Mapeamento de pressão: (A) assento padrão, (B) personalizado com inclinação 15°, (C) assento personalizado com inclinação 5°.

Outro ponto a ser observado, é a resolução do tapete de medição. Para este usuário, que foi o de menor porte dentre os analisados, o espaçamento entre os pontos dificultou a identificação do seu contorno. Para o caso dos encostos, que normalmente possuem pressões menores, a situação é ainda mais grave.

Através da análise termográfica, pode-se notar que o assento padrão (Figura 119A) permitia bom posicionamento no encosto, mas não na região das pernas. Embora a perna direita apresente temperaturas bastante homogêneas, a perna esquerda parece tender a sair da cadeira. No assento personalizado (Figura 119B), observa-se a correção da perna esquerda (L02). Observa-se também que a temperatura, bem distribuída pelo assento, apresenta uma pequena redução na região das tuberosidades isquiáticas, confirmando o alívio de pressão medido. A primeira vista, o encosto não apresentou melhorias quanto à distribuição de temperaturas, porém, as áreas inferiores mais quentes são atribuídas a pontos de apoio para levar o usuário a uma posição mais correta. Este comportamento mais uma vez remete à relação terapia/conforto. Cabe salientar que, independentemente da função, através do presente processo é possível produzir o assento, bastando o molde de gesso ser adequado para tanto.

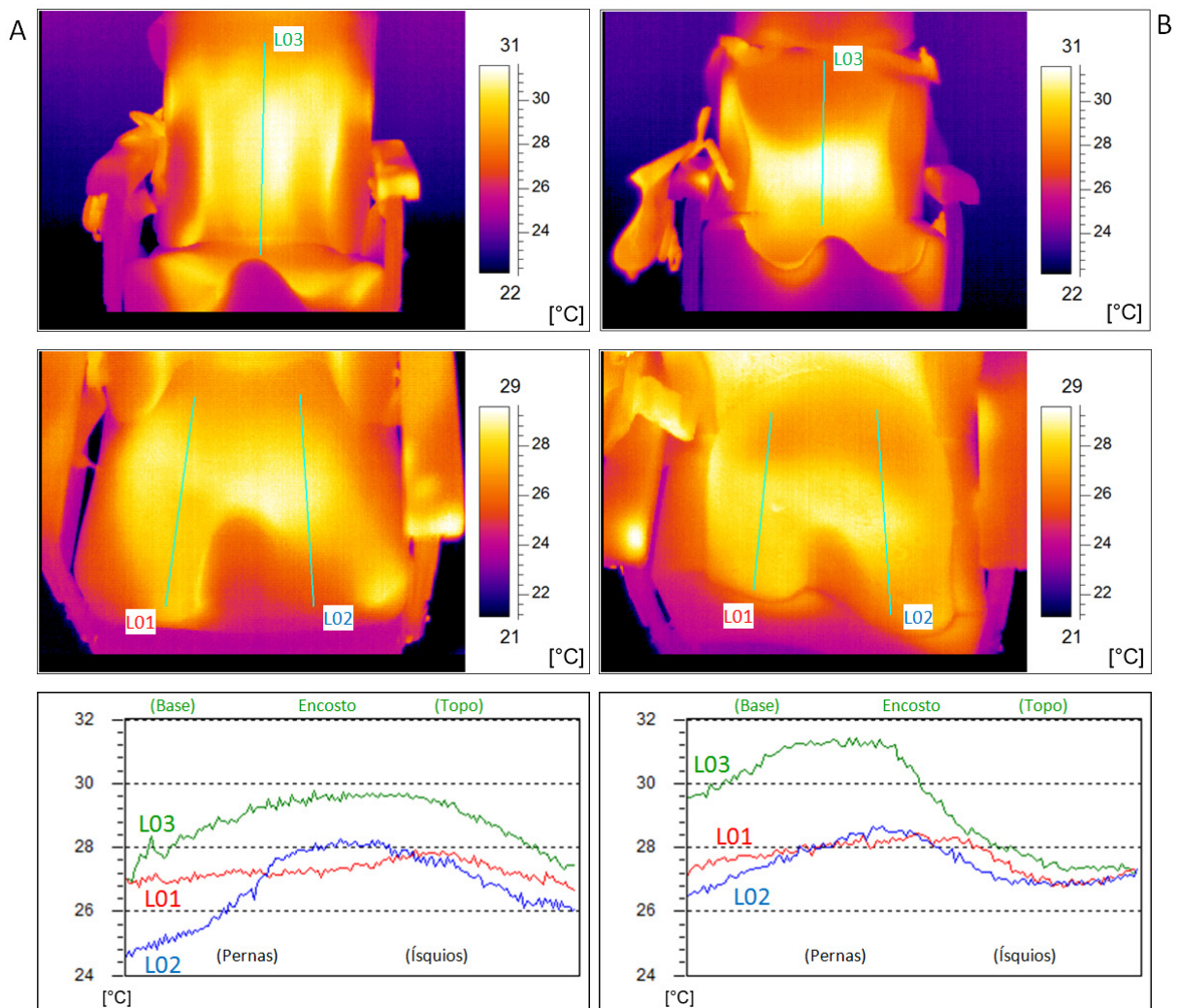


Figura 119: Análise termográfica: (A) assento padrão, (B) assento personalizado.

4.5.4 Usuário D

O usuário D é do sexo masculino e possui 8 anos de idade. Segundo a avaliação realizada pelos profissionais da saúde, o mesmo tem o diagnóstico de mielomeningocele¹, com boa função. Possui força muscular maior em membro inferior direito e apresenta discrepância de membros inferiores, com rotação interna de tibia esquerda. Freqüente escola regular e seu deslocamento para longas distâncias é a cadeira de rodas. O próprio usuário consegue tocar sua cadeira, se deslocando com o uso de um cinto pélvico para curtas distâncias. Para longas distâncias o usuário desloca-se com um tutor.

Conforme os procedimentos já descritos, a Figura 120 ilustra a moldagem em gesso do usuário. Destaca-se que o procedimento foi realizado na sua própria cadeira de rodas. A Figura 121 mostra o molde de gesso obtido sendo digitalizado com scanner Vivid 9i para obtenção da sua geometria.



Figura 120 - Moldagem em gesso do usuário D.

¹ Segundo Shepherd (1996), com a queda na incidência de patologias como a poliomielite e a tuberculose osteoarticular, a mielomeningocele fica atrás apenas da paralisia cerebral como responsável por deficiências crônicas do aparelho locomotor em crianças. Trata-se da falha de fusão dos arcos vertebrais posteriores e displasia (crescimento anormal) da medula espinhal e das membranas que a envolvem. Isso provoca uma deficiência neurológica (sensitiva e motora) abaixo do nível da lesão, que podem gerar paralisias e hipoestésias (perda ou diminuição de sensibilidade) dos membros inferiores.



Figura 121 - Digitalização tridimensional do molde de gesso do usuário D.

Também de acordo com os procedimentos já explicitados, a nuvem de pontos passou pelo processamento CAD/CAM e, após a usinagem CNC, o assento foi montado na cadeira do usuário. A Figura 122 apresenta o modelo virtual do assento e o assento real produzido.



Figura 122 - Assento virtual e assento produzido para o usuário D.

Após os ajustes realizados, os profissionais da saúde também consideraram adequado o ajuste da espuma com o contorno do usuário. Em se tratando de um usuário capaz de tocar sua própria cadeira rodas, a Figura 123 mostra o usuário andando com o uso do assento personalizado. Conforme os procedimentos anteriores, este assento foi comparado ao já existente, padrão da própria cadeira.



Figura 123 - Assento final do usuário D.

A Figura 124 apresenta a análise termográfica para os assentos do usuário D. No padrão (Figura 124A), a termografia indica que a temperatura é bem distribuída no assento, mas é mais concentrada no encosto. As linhas médias da perna direita (L01) e da perna esquerda (L02) apresentam comportamentos similares. Porém, pela análise da imagem, nota-se que a postura do usuário tende para a direita da cadeira, bem como parece faltar um abductor de pernas. Observa-se também que a temperatura é mais baixa nas pernas (à esquerda do gráfico) e eleva-se na direção das tuberosidades isquiáticas (à direita do gráfico), sugerindo maior contato nessa região. Já no assento personalizado (Figura 124B), nota-se uma distribuição geral mais uniforme, indicando a adequação postural. As linhas médias da perna direita (L01) e da perna esquerda (L02) também apresentam comportamentos similares. Neste caso, observa-se que a temperatura reduz próximo às tuberosidades isquiáticas, sugerindo menor contato nessa região.

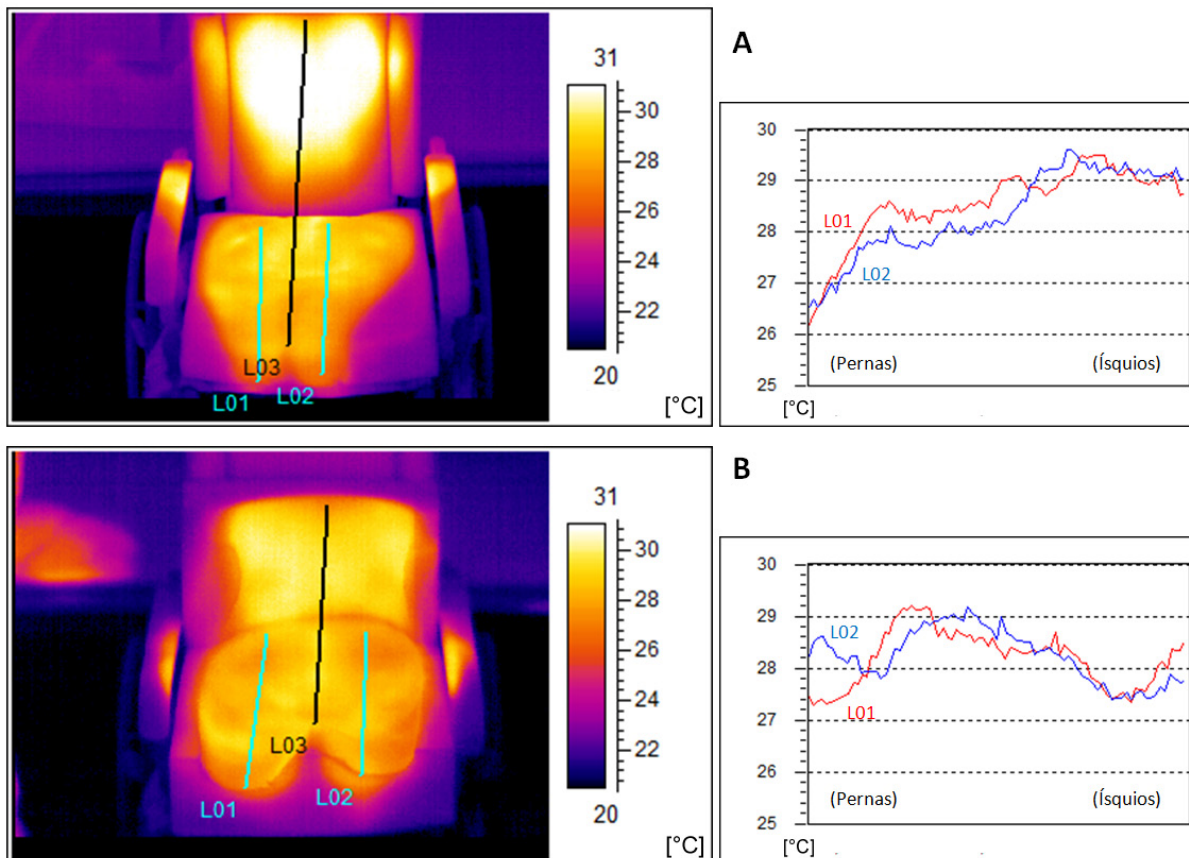


Figura 124 - Análise termográfica do assento padrão (A) e do assento personalizado (B).

Nas análises foram também traçadas linhas centrais (L03), conforme observa-se na Figura 125, no assento padrão (vermelha) e no assento personalizado (azul). Nela fica evidenciada a maior temperatura nos encostos (à direita do gráfico), principalmente no padrão. Observa-se também o vale formado entre os assentos e encostos. O padrão possui um afastamento entre as duas superfícies, justificando a queda abrupta até a temperatura ambiente observada. Nota-se ainda uma menor temperatura na região entre as pernas (à esquerda do gráfico), fato minimizado no assento personalizado, mais uma vez indicando a adequação postural.

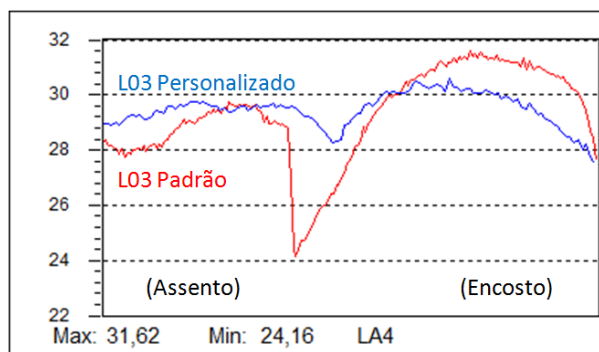


Figura 125 - Análise termográfica da linha central das superfícies dos assentos.

O mapeamento de pressão veio ao encontro dos dados obtidos através da termografia. No assento padrão (Figura 126A) observa-se que a postura do usuário tende para a direita da cadeira, bem como observa-se uma maior pressão no respectivo encosto. O assento personalizado (Figura 126B) apresentou menores pressões localizadas, com o lado direito do usuário levemente mais pressionado, característica de sua deformidade.

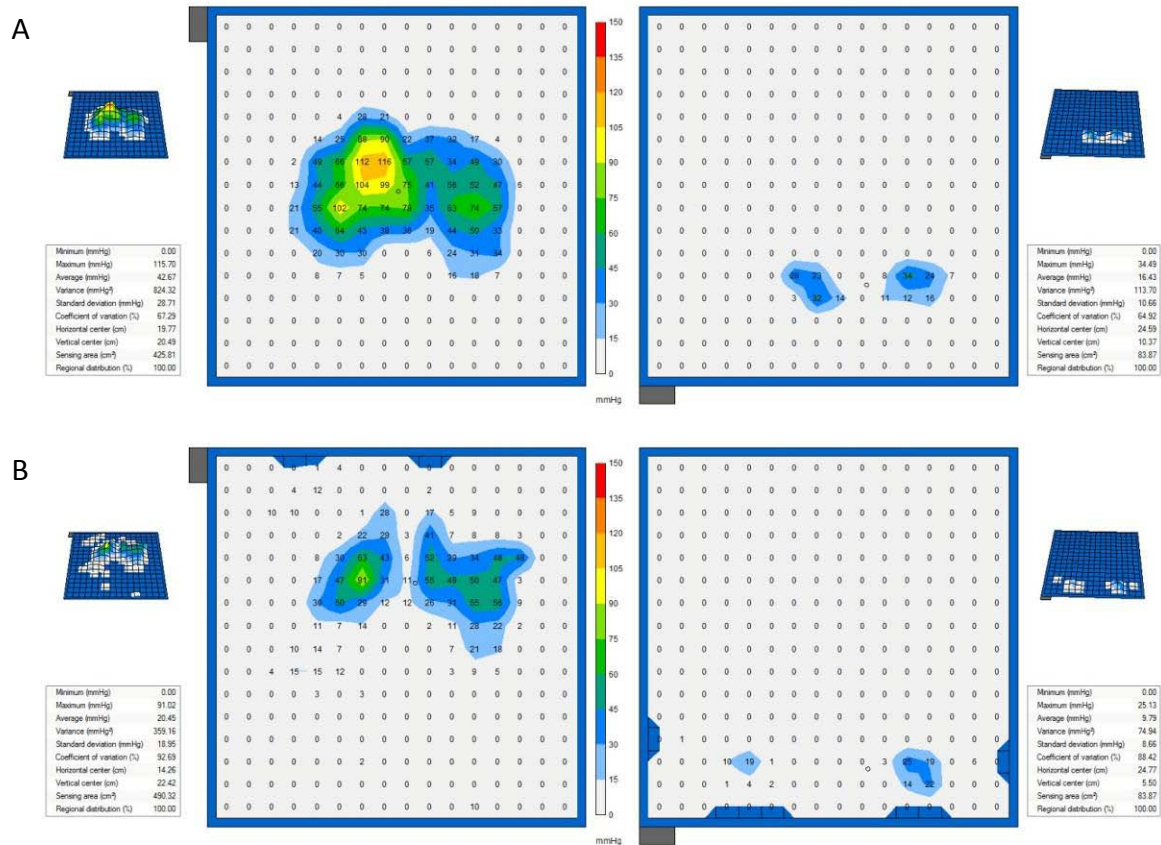


Figura 126 - Mapeamento de pressão: assento (A) padrão e (B) personalizado.

Com o intuito de observar a variação de pressão entre o assento e o encosto, foram realizadas medidas de pressão para o usuário com diferentes ângulos de inclinação (tilt) da cadeira. Devido à dificuldade de posicionar precisamente a cadeira em determinados ângulos específicos, um fisioterapeuta ajustou visualmente algumas posições, as quais foram medidas através de acelerometria. Para tanto, foram utilizados novamente o acelerômetro e o Arduino. Conforme esperado, com o aumento do ângulo a pressão foi aliviada no assento e transferida para o encosto. Observou-se a formação de picos de pressão bastante elevados para os ângulos maiores que 17° (Figura 127C) e (Figura 127D). Para o caso em questão, foi sugerido o posicionamento da cadeira de rodas em ângulos próximos a 8° (Figura 127B).

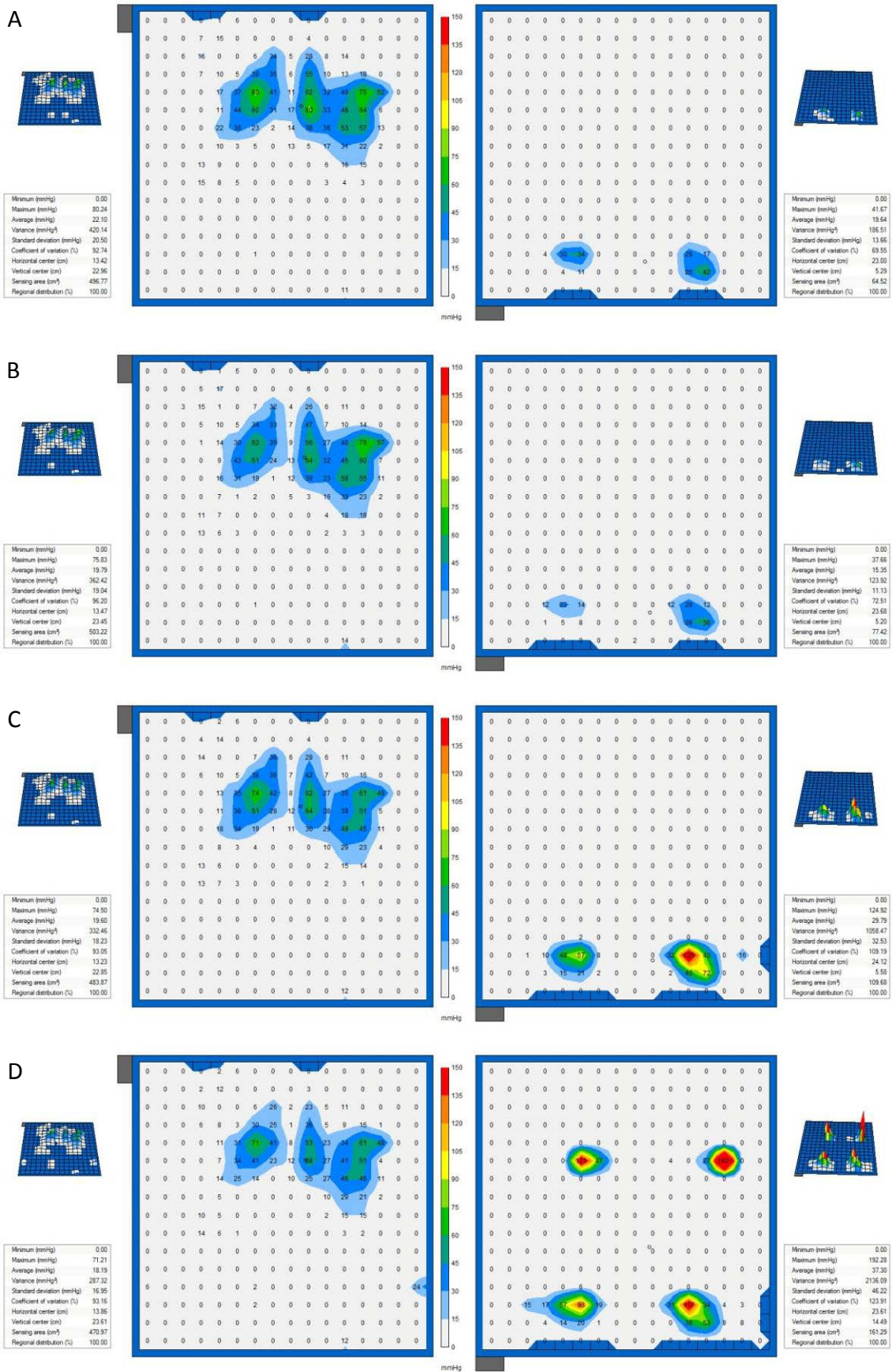


Figura 127 - Mapeamento de pressão com ângulos de 4° (A), 8° (B), 17° (C) e 22° (D).

4.5.5 Considerações Finais

Os ensaios de mapeamento de pressão e de termografia demonstraram que os assentos desenvolvidos provêm uma distribuição de pressão e temperatura mais homogênea em relação aos padrões das cadeiras analisadas. Este fato é atribuído ao aumento da área de contato superficial entre o usuário e a espuma, a qual é conferida pela digitalização do contorno do usuário. Acredita-se que o aumento na área de contato minimize lesões de pele como úlceras de pressão. Porém, para a correta avaliação, além destas análises técnicas é fundamental o diagnóstico de um profissional da saúde. Este profissional deve fazer o devido balanço entre a adequação postural e a distribuição de pressão do usuário.

Para correção postural podem ser necessários pontos de apoio no usuário, os quais implicam em pontos de pressão. Analogamente, para aliviar a pressão em usuários com grandes deformidades pode-se incorrer em posturas inadequadas. Neste sentido, apenas o mapeamento de pressão não forneceu dados suficientes para a avaliação dos assentos. O sistema mostrou-se muito sensível a pequenas variações de postura, principalmente devido a variáveis como inclinação (tilt) e apoio para pés. O mapeamento de crianças com menor área superficial apresentou dificuldades devido à resolução do sistema de medição. Para aumentar a confiabilidade, o tempo de um minuto antes da medição permitiu o usuário relaxar e, assim, adquirir dados em uma posição mais estável. Usuários com movimentos involuntários e com flutuação de tônus muscular, apresentam maior dificuldade para o mapeamento de pressão, nesses casos ao invés de realizar uma análise instantânea, uma análise no tempo deve ser considerada.

A análise termográfica, por ser realizada após um período de estabilização de vinte minutos, minimiza os efeitos de um contato apenas instantâneo entre o usuário e a superfície. Visto que a avaliação é realizada sobre a transferência de calor média, esta ferramenta prestou um auxílio importante, especialmente nos casos de usuários com maior movimentação involuntária. A distribuição de temperatura apresentou comportamento semelhante à distribuição de pressão, porém, evidenciando as regiões de concentração e não os picos pontuais. Isso deve à difusão do calor para áreas adjacentes, bem como à medição mais discreta do sistema de mapeamento de pressão devido a sua resolução.

Neste sentido, cabe ainda considerar que a personalização destes produtos de Tecnologia Assistiva traz consigo novos desafios, como o monitoramento de dados corporais e a avaliação do real benefício ao usuário.

Estes estudos demonstraram que é possível desenvolver produtos personalizados que satisfaçam as necessidades específicas de pessoas com deficiência, atendendo a critérios tanto de fabricação, quanto de qualidade para o usuário final.

5 CONCLUSÕES

Os resultados permitiram maior entendimento do comportamento das espumas flexíveis de poliuretano, bem como indicaram a viabilidade de sua usinagem CNC por meio de equipamentos e ferramentas convencionais. Puderam também ser observadas características específicas da digitalização de assentos, sugerindo a necessidade do uso de moldes de gesso para adequação postural do usuário.

Conclui-se que a digitalização através de moldes de gesso é econômica e viável. Tais moldes foram avaliados, apresentando variações de 3 a 4mm em relação ao usuário moldado, devido ao processo manual. Os desvios ocorridos durante o processo de secagem, estabilizados em 24h, apresentaram a mesma ordem de grandeza. Qualquer técnica de digitalização pode ser utilizada para aquisição da geometria, visto que não há partes móveis, como no caso da digitalização direta do usuário. Apesar da necessidade de aguardar um tempo mínimo de secagem de aproximadamente 5min., este período permite alterar a posição do usuário e melhor avaliá-lo. Devem ser feitas ressalvas quanto a geometria do molde, por exemplo, para evitar ângulos negativos e facilitar as etapas seguintes do processo. Também deve-se ter cuidado no seu manuseio e armazenamento para evitar maiores deformações, caso ele não seja digitalizado imediatamente.

Os processos de digitalização tridimensional apresentaram precisões desde menores que 0,2 até cerca de 1mm. Dentre os scanners a laser comerciais, o Vivid 9i destacou-se pela precisão, enquanto que o VIUscan se destacou pela rápida obtenção do modelo com menor processamento computacional. No primeiro, apesar da necessidade de montar manualmente as nuvens de pontos, os arquivos são mais leves para trabalhar. O segundo tem a vantagem do autoposicionamento, porém é necessário utilizar os alvos reflexivos. Apesar de serem interessantes alternativas para a digitalização dos moldes de gesso, estes ainda são sistemas de alto investimento de capital. O scanner de luz branca Artec MHT mostrou-se uma alternativa muito atrativa de custo um pouco mais acessível. Pensando na utilização em centros de saúde, a facilidade do autoposicionamento sem o uso de alvos constituem um importante diferencial. Dada a versatilidade do sistema, este pode ser recomendado para digitalização de moldes e de partes humanas caso haja a possibilidade de investimento.

O PhotoModeler, apesar de possuir custo não elevado devido ao equipamento utilizado, exigiu elevada intervenção e especialização no software. Deve ainda ser considerado que pode haver aumento demasiado no tempo de processamento das imagens, a fim de se obter um maior número de pontos. Neste sentido, o processo que já exige bastante intervenção manual, pode se tornar muito trabalhoso. Devido às características apresentadas, acredita-se que esta técnica seja de fato melhor aplicada em objetos de grandes dimensões. Na mesma faixa de custo, o Microscribe 3D, devido à necessidade de modelar em CAD com poucos pontos obtidos, foi o único que apresentou erros médios maiores que 1mm e, inclusive, superando 2mm. Apesar de estar abaixo do erro fornecido pelo molde de gesso, deve-se atentar para a propagação e o acúmulo deste. O outro sistema que opera por fotografia, o 123D Catch, apresentou boa relação custo benefício. Este permitiu bastante simplicidade na operação, bem como atingiu boa precisão. Embora o conceito de integração com serviços para fabricação possa difundir o processo, na atual realidade brasileira, ainda podem ser encontradas restrições devido à necessidade de conexão rápida com a internet. No entanto, pondera-se que o software, o qual é gratuito e ainda está na versão beta, mostra-se promissor se considerada a evolução nas conexões de banda larga, bem como na sua popularização.

O processo com o DAVID LaserScanner surpreendeu na velocidade de digitalização e no baixo custo de investimento do sistema, porém, deixou a desejar quanto a automação no ato da captura, sendo dependente da operação manual do laser. Apesar do simples procedimento de calibração, para operação industrial é necessário deixar um estúdio montado para digitalização. Cabe salientar que o sistema ainda é passível de automação, através de investimento no uso de sistemas mecânicos para movimentação do laser. O módulo de luz branca do DAVID LaserScanner - Structured Light, permitiu sanar o problema da operação manual. Apesar de também exigir a montagem de um mini-estúdio para digitalização, o projetor convencional cumpriu satisfatoriamente o papel de automatizar as linhas necessárias para a triangulação. A vantagem em relação ao sistema anterior é que essa automação não exige partes móveis nem projeto mecânico. A velocidade deste segundo processo permite ainda a possibilidade de digitalização diretamente de partes humanas. Neste sentido, este sistema pode ser recomendado como uma boa opção caso a possibilidade de investimento seja escassa.

Conclui-se também que os sistemas de digitalização de baixo custo possuem características satisfatórias o suficiente para digitalização do molde de gesso. Mostrou-se que, em geral, um molde pode ser digitalizado em até 30min. É encorajado a clínicas de saúde, como de fisioterapia e terapia ocupacional, adquirirem ou montarem sistemas para tanto. Assim, assentos podem ser encomendados sem a necessidade de enviar o molde físico para digitalização, diminuindo custos. A partir desse processo, serviços podem ser montados, mesmo pela internet, para produção de assentos personalizados.

Cabe salientar que o estudo aprofundado da digitalização tridimensional traz importante contribuição para a área de reconstrução digital e fabricação. A presente Tese contribui ainda com a avaliação de recentes tecnologias de digitalização tridimensional. Os processos baseados em laser mostraram-se capazes de adquirir maiores detalhes das superfícies, enquanto que os de luz branca apresentaram as maiores velocidades de aquisição. Embora o nível de detalhe seja associado à resolução do processo, para a presente aplicação este mostrou-se não ser um fator determinante. A qualidade do equipamento de aquisição tende a gerar modelos mais precisos, os quais podem ser filtrados, sem grandes prejuízos, para geração de arquivos mais leves. Não observou-se relação evidente entre a precisão e a resolução dos modelos finais obtidos. Salienta-se ainda que a usinagem CNC correspondeu ao patamar de precisão dos scanners tridimensionais utilizados.

Um maior entendimento sobre o corte de espumas flexíveis também pode ser alcançado. Foram recomendadas algumas diretrizes para o fresamento das espumas flexíveis de poliuretano, as quais apresentaram comportamento contrário aos clássicos materiais de usinagem, de maior dureza. As estratégias de usinagem devem ser preferencialmente orientadas de fora para dentro da borda da espuma, de modo a perfazer sempre que possível cortes de cima para baixo. Foram definidos como parâmetros ótimos para a espuma D50, com ferramenta de 6mm de diâmetro de duas arestas de corte: rotação de 24.000rpm, velocidade de avanço 2.000 mm/min, profundidade de corte de 12mm e penetração de trabalho 6mm. A provada viabilidade da usinagem direta de espumas por equipamentos convencionais, possibilita sua difusão e maior abrangência, visando atingir e beneficiar o usuário final.

Com os estudos de caso, pode-se comprovar a eficácia e validar o processo proposto. Através deles o método foi otimizado, gerando diretrizes para moldagem do

gesso. Salienta-se a fundamental participação de profissionais da área da saúde, formando uma equipe interdisciplinar com a área de tecnologia. Há ainda uma importante contribuição da relação da termografia com o mapeamento de pressão. Através dessas técnicas pode-se concluir que os assentos produzidos de fato aumentam a área de contato com o usuário, distribuindo melhor seu peso. Acredita-se que a uniforme distribuição de pressão e temperatura propiciada pelos assentos possa minimizar lesões de pele em usuários de cadeiras de rodas.

Esse contexto torna o presente projeto com alto nível de desenvolvimento tecnológico e inovador no sentido de avaliar, prescrever e adequar a mobilidade na posição sentada através de processos computadorizados utilizados ineditamente de forma integrada para tal fim. Acredita-se que a metodologia para produção de assentos personalizados seja capaz de garantir adequado ajuste na estrutura anatômica do paciente, permitindo o alívio de pressão para pessoas com deficiência física, bem como possibilite o tratamento de alto nível para pessoas de renda mais baixa. Por fim, espera-se que os assentos personalizados obtidos oportunizem a adequação postural, o aumento do conforto e da qualidade de vida do usuário.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

- Avaliação da durabilidade das espumas de PU, ou de outros materiais para utilização no assento;
- Avaliação da influência de diferentes tecidos nas propriedades térmicas dos assentos;
- Estudo da possibilidade de modificação das propriedades das espumas, por exemplo, com a aplicação de microcápsulas;
- Emprego do processo desenvolvido com a utilização de espumas viscoelásticas;
- Desenvolvimento de sistemas de medição e avaliação de produtos de TA, tais como mapeamento de pressão, temperatura e acelerometria;
- Aprofundamento da relação entre o suporte do assento e o apoio nas costas, determinando ângulos de inclinação para cadeiras;
- Aprofundamento da discussão da função do assento, conforto/terapia, bem como avaliação do usuário a longo prazo por profissional da saúde.

REFERÊNCIAS

1. ALAUDDIN, M.; CHOUDHURY, I.A.; EL BARADIE, M.A.; HASHMI, M.S.J. Plastics and their machining: a review. In: Journal of Materials Processing Technology, 54, p. 40-46, 1995.
2. ALLEN, J.; OATES, C.; CHISHTI A.; AHMED, I.; TALBOT, D.; MURRAY, A. Thermography and colour duplex ultrasound assessments of arterio-venous fistula function in renal patients. In: Physiological Measurement, v.27, p. 51-60, 2006.
3. ALVES, Denise de Oliveira. Sala de recursos multifuncionais: espaços para atendimento educacional especializado. Brasília: Ministério da Educação, Secretaria de Educação Especial (MEC/SEESP), 2006. Disponível em: http://www.dominiopublico.gov.br/pesquisa/DetalheObraForm.do?select_action=&co_obra=28820 Acesso em: 24 jan. 2011.
4. APATSIDIS, D. P. et al. Pressure distribution at the seating interface of custom-molded wheelchair seats: Effect of various materials, In: Physical Medicine and Rehabilitation, V. 83, 2002.
5. ASTM D3574-08: Standard Test Methods for Flexible Cellular Materials - Slab, Bonded, and Molded Urethane Foams. Pennsylvania: ASTM International, c 2008.
6. ASTM D883-11: Standard Terminology Relating to Plastics. Pennsylvania: ASTM International, c 2011.
7. ASTM F2792-10: Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. Pennsylvania: ASTM International, c 2010.
8. ASTM F2915-11: Standard Specification for Additive Manufacturing File Format (AMF). Pennsylvania: ASTM International, c 2011.
9. ATKINS, T. Optimum blade configurations for the cutting of soft solids. In: Engineering Fracture Mechanics, n. 73, p. 2523-2531, 2006.
10. BATISTA, Vilson Joao; SILVA, Fábio Pinto da; KINDLEIN JUNIOR, Wilson; MORAES, Helton Scheer de; BERSCH, Rita de Cássia Reckziegel. Fabricação de assentos personalizados via modelagem em gesso, digitalização 3D e usinagem CNC . In: Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação. Anais [recurso eletrônico], Rio de Janeiro, RJ: ABCM, 2009.
11. BERETTA, Elisa Marangon. Tecnologia Assistiva: Personalização em massa através do Design e fabricação de assentos customizados para cadeiras de rodas. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Design. Porto Alegre, RS, 2011.
12. BERETTA, Elisa Marangon; SILVA, Fábio Pinto da; KINDLEIN JUNIOR, Wilson. Estudo da usinagem de espumas de poliuretano . In: Workshop Design e Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação. Anais. Lorena, SP : Fatea, 2010.

13. BERSCH, R. 2009. Introdução à Tecnologia Assistiva. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/Introducao%20TA%20Rita%20Bersch.pdf> Acesso em: 24 jan. 2011.
14. BERSCH, Rita de Cássia Reckziegel. 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. Porto Alegre, RS, 2009.
15. BERTOL, L. S. Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados. Dissertação de Mestrado. PPGEM, UFRGS, Porto Alegre, 2008.
16. BÖSEMANN, Werner. Advances in photogrammetric measurement solutions. In: Computers in Industry, n. 56, p. 886-893, 2005.
17. BRASIL, 1988. Constituição da República Federativa do Brasil de 1988. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/constituicao/constituicao.htm Acesso em: 24 jan. 2011.
18. BRASIL, 2000. Lei nº 10.098, de 19 de dezembro de 2000. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/Leis/L10098.htm Acesso em: 24 jan. 2011.
19. BRASIL, 2004. Decreto nº 5.296 de 2 de dezembro de 2004. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil/_ato2004-2006/2004/decreto/d5296.htm Acesso em: 24 jan. 2011.
20. BRASIL, 2009. Tecnologia Assistiva - Conceito. Comitê de Ajudas Técnicas, Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência, Secretaria Especial dos Direitos Humanos, Presidência da República (CAT/CORDE/SEDH/PR). Acesso em: 24 jan. 2011. Disponível em: <http://www.acesobrasil.org.br/CMS08/seo-conceito-19.htm>
21. BRASIL, 2001. Nota Técnica 060/2001. Comissão Nacional de Ergonomia, Ministério do Trabalho e Emprego, Brasília, 2001.
22. BRIENZA, D. M.; BRUBAKER, C. E.; MCLAURIN, C. A.; CHUNG, K.-C. A manufacturing system for contoured fo cushions. In: Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 29, n. 4, 1992.
23. BRIENZA, D. M.; KARG, P. E. Seat cushion optimization: A comparison of interface pressure and tissue stiffness characteristics for spinal cord injured and elderly patients. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 79, n. 4, p. 388-394, 1998.
24. BRIENZA, D. M.; KARG, P. E.; BRUBAKER, C. E. Seat Cushion Design for Elderly Wheelchair Users Based on Minimization of Soft Tissue Deformation Using Stiffness and Pressure Measurements. In: IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 4, n. 4, p. 321-327, 1996.
25. BROUGHTON, G.; COOPER, D., DILABIO, M. Custom contoured seating - The next step. In: 17th International Seating Symposium, Orlando, p. 105-108, 2001.

26. BURNS, Y. R.; MACDONALD, J. *Fisioterapia e crescimento na infância*. 1.ed. São Paulo: Santos, 1999.
27. CARGNIN, A. P.; MAZZITELLI, C. Proposta de tratamento fisioterapêutico para crianças portadoras de paralisia cerebral espástica, com ênfase nas alterações musculoesqueléticas. *Revista Neurociências*. v.11, n.1, p.34-39, 2003.
28. CARISON, J. M.; PAYETTE, M. J.; VERVENA, L. P. Seating Orthosis Design for Prevention of Decubitus Ulcers. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, vol. 7, n. 2, p. 51-60, 1995.
29. COLOMBO, Giorgio; FILIPPI, Stefano; RIZZI, Caterina; ROTINI, Federico. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. *Computers in Industry*, n. 61, p. 513–523, 2010.
30. COOPER, R. A. *Wheelchair Selection and Configuration*. New York: Demos Medical Publishing Inc, 1998.
31. CUYPERS, W.; GESTEL, N. Van; VOET, A.; KRUTH, J. P.; MINGNEAU, J. BLEYS, P. Optical measurement techniques for mobile and large-scale dimensional metrology. In: *Optics and Lasers in Engineering*, n. 47, p. 292–300, 2009.
32. D'APUZZO, N. Digitization of the human body in the present-day economy. White paper for Stylingcard AG. Zürich, Switzerland, 2004. Disponível em: http://www.hometrica.ch/publ/2004_stylingcard_e.pdf Acesso em: 06 fev. 2011.
33. D'APUZZO, N. Recent advances in 3D full body scanning with applications to fashion and apparel. In: Gruen, A., Kahmen, H. (Eds.), *Optical 3-D Measurement Techniques IX*, Vienna, Austria, 2009.
34. D'APUZZO, N.; MITCHELL, H. Medical applications. In: Li Z., Chen J., Baltsavias E. (Eds.), *Advances in Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 2008 ISPRS Congress Book, Taylor & Francis Group, London, 2008.
35. DHOKIA, V. G.; KUMAR, S.; VICHARE, P.; NEWMAN, S.T. An intelligent approach for the prediction of surface roughness in ball-end machining of polypropylene. In: *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, n. 24, p. 835–842, 2008.
36. DICIANNO, B.; MARGARIA, E.; ARVA, J.; LIEBERMAN, J.; SCHMELER, M.; SOUZA, A. RESNA position on the application of tilt, recline, and elevating legrests for wheelchairs. Department of Rehabilitation Science and Technology - Continuing Education, SHRS - University of Pittsburgh, 2008.
37. DINIZ, Anselmo Eduardo; MARCONDES, Francisco Carlos; COPPINI, Nivaldo Lemos. *Tecnologia da usinagem dos materiais*. 7. ed. São Paulo: Artliber, 2010.
38. EITZEN, I. Pressure mapping in seating: a frequency analysis approach. In: *Arch Phys Med Rehabil*, n. 85, p.1136-1140, 2004.
39. ENGSTRÖM, B. *Ergonomic Seating: A True Challenge*. Germany: Posturalis Books, 2002.

40. EUSTAT. Critical Factors Involved in End-Users' Education in Relation to Assistive Technology. European Commission, Deliverable D03.2. DGXIII - Telematics Application Programme, 1998. Acesso em: 15 mai. 2010. Disponível em: <http://www.siva.it/research/eustat/index.html>
41. FERGUSON-PELL, Martin; PARRY, Emma. Pressure Mapping - Uses and Abuses. In: 17th International Seating Symposium, Orlando, USA, p. 73-76, 2001.
42. FRANKOWSKI, G.; HAINICH, R.; BENDEROTH, C. DLP-DSP-based optical 3D-sensors for the Mass Market in Industrial Metrology and Life Sciences. Proc. SPIE Photonics West, 2011.
43. FREITAS, G. Metodologia e aplicabilidade da digitalização 3D a laser no desenvolvimento de moldes para calçados e componentes. Dissertação de mestrado. PPGEM, UFRGS, Porto Alegre, 2006.
44. GALANTUCCI, L.M.; PERCOCO, G.; DAL MASO, U. A volumetric approach for STL generation from 3D scanned products. In: Journal of Materials Processing Technology, vol. 204, issues 1-3, p. 403-411, 2008.
45. GONTIJO, Leila Amaral et al. Antropometria: necessidade de constantes investigações para a efetiva contribuição na área da Ergonomia. In: EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires, Año 15, Nº 149, Octubre de 2010. Disponível em: <http://www.efdeportes.com>. Acesso em: 28 jan. 2011.
46. GRANDJEAN, E.; KROEMER, K. H. E. Manual de ergonomia: adaptando o trabalho o homem. Porto Alegre: Bookman, 1998.
47. HÄNEL, S.E., DARTMAN, T., SHISHOO, R. A comparison of measuring methods for comfort rating of beds. In: Adv. Occup. Ergon. Saf., 1 2, p. 783-787, 1996.
48. HARDWICK, Karen; HANSON, Susan; NICHOLS Roxane; YEAGER, Christy. The Use of Technological Advances To Evaluate Seating and Positioning in Individuals with Severe Orthopedic and Developmental Disabilities. In: 17th International Seating Symposium, Orlando, USA, p. 123-126, 2001.
49. IIDA, I. Ergonomia projeto e produção. São Paulo: Edgar Blucher, 2005.
50. INER. Instituto Nacional do Repouso - Pró-Espuma. Disponível em: <http://www.proespuma.org.br> Acesso em: 03 fev. 2011.
51. JONES, P. R. M.; RIOUXB, M. Three-dimensional Surface Anthropometry: Applications to the Human Body. In: Optics and Lasers in Engineering, n. 28, p. 89-117, 1997.
52. JOUANEH, M.; HAMMAD, A.; DATSERIS, P. A Flexible Automated Foam Cutting System. In: Int. J. Mwh. Tools Mmufact., vol. 37, n. 4, p. 437-449, 1997.
53. KANGAS, K. Sensory Systems and Seating for Function. In: 21st International Seating Symposium, Orlando, USA, 2005.
54. KING, T. W. Assistive Technology: Essential Human Factors. Allyn & Bacon, 1999.

55. KISNER, Carolyn; COLBY, Lynn Allen. Exercícios Terapêuticos - Fundamentos e Técnicas. 3. ed. São Paulo: Manole, 1998.
56. KOCHHANN, A R S; CANALI, N; SERAFIM, M A P. Comparação de Picos de Pressão em Assento Flexível em Portadores de Lesão Medular e Indivíduos Normais: Uma Avaliação por Interface de Pressão. In: ACTA FISIATR, 2004.
57. KONICA MINOLTA. Non contact 3D Digitizer Vivid 9i - Instruction Manual. Tokyo: Konica Minolta Sensing, Inc., c2006.
58. KYUNG, G., NUSSBAUM, M. A. Driver sitting comfort and discomfort (part II): Relationships with and prediction from interface pressure In: International Journal of Industrial Ergonomics, n. 38, p. 526–538, 2008.
59. LEITE, Jaqueline; PRADO, Gilmar. Paralisia cerebral aspectos fisioterapêuticos e clínicos. Revista Neurociências. v.12, n.1, p. 42-45, 2004.
60. LIMA, Marco Antonio Magalhães. Introdução aos materiais e processos para designers. Rio de Janeiro: Ciência Moderna, 2006.
61. LIN, F. et al. A Subject-Specific FEM Model for Evaluating Buttock Tissue Response under Sitting Load. In: 26 Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.
62. MAKHSOUS, M.; ROWLES, D. M.; RYMER, W. Z.; BANKARD, J.; NAM, E. K.; CHEN, D.; LIN, F. Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 88, n. 7, p. 862-870, 2007.
63. MARTINEZ, J.; FRANCISCO, F. Um estudo de crianças da APAE de Adamantina (SP) portadoras de paralisia cerebral. Trabalho de Conclusão de Curso. Adamantina: Faculdades Adamantinenses, 2003.
64. MATSUOKA, Y., HANAI, T. Study of comfortable sitting posture. In: SAE Report, n. 880054, 1988.
65. MAZZILLO, Ida Beatriz Costa Velho. Barreiras Invisíveis Presentes na Educação Inclusiva: um estudo sobre as representações dos professores relativas a alunos portadores de paralisia cerebral. Dissertação (mestrado) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Educação, 2003.
66. MELLO, Maria Aparecida F. Seating: adequação postural para o usuário de cadeira de rodas. São Paulo: SalvaPé, 1995.
67. MORAES, Helton Scheer de. Projeto conceitual de sistemas de assento para cadeira de rodas: uma abordagem sistemática. Dissertação (mestrado) - UFRGS, Programa de Pós-Graduação em Design. Porto Alegre, RS, 2009.
68. MORYA, Edgard; GARCIA, Jesus Carlos Delgado. Pesquisa Nacional de Tecnologia Assistiva. In: Conhecimento - Ponte para a vida. Ano 1 - Números 1 e 2, março de 2007. Disponível em: <http://www.assistiva.org.br/principais-resultados>
Acesso em: 15 mai. 2010.

69. OLARI, John R., ALLEN, Donald L. Process for machining a flexible foam. Patente. United States Patent application publication. US 2004/0089963 A1. Maio 13, 2004.
70. OPTIMET. Introduction. Jerusalem: Optimet, Optical Metrology, c2003. Disponível em: <<http://optimet.com/technology.htm>>. Acesso em: 28 mar. 2006.
71. PANERO, Julius. ZELNIK, Martin. Dimensionamento humano para espaços interiores. Barcelona: GG, 2005.
72. PERES, L.; DIAMANTE, C.; RUEDELL, A. Conceito Neuroevolutivo Bobath na relação tônus e força e atividades funcionais estáticas e dinâmicas em pacientes diparéticos espásticos após Paralisia Cerebral. Fundação Catarinense de Educação Especial, 2008.
73. PINE, B. Joseph. Personalizando produtos e serviços: customização maciça. São Paulo: Makron Book, 1994.
74. PRESTES, R. C.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W.; SILVA, F. P.; BERETTA, E. M. Desenvolvimento e Análise Termográfica de um Dispositivo de Adequação Postural Personalizado. In: 6º CIPED - Congresso Internacional de Pesquisa em Design, 2011, Lisboa. Anais do 6º CIPED. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian, 2011.
75. PRESTES, Rafael Cavalli. Tecnologia Assistiva: atributos de design de produto de adequação postural personalizada para a posição sentada. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Design. Porto Alegre, RS, 2011.
76. PRESTES, Rafael Cavalli; BERTOL, Liciane Sabadin; SILVA, Fábio Pinto da; BATISTA, Vilson Joao; KINDLEIN JUNIOR, Wilson. Desenvolvimento de dispositivos personalizados para adequação postural sentada. In: Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. Anais [recurso eletrônico]. São Paulo, SP: AEND-BR, 2010.
77. RATLIFF, Katharine T. Fisioterapia clínica pediátrica. 1.ed. São Paulo: Santos, 2000.
78. ROCKENBACH, Maurício. Estudo e aperfeiçoamento da usinagem em espumas poliméricas flexíveis. Trabalho de conclusão (graduação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Curso de Engenharia Mecânica, Porto Alegre, RS, 2011.
79. ROSENTHAL, M. J. et al. A Wheelchair Cushion Designed to Redistribute Sites of Sitting Pressure. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, n. 77, p. 278-282, 1996.
80. ROSENTHAL, M. J.; FELTON, R. M.; NASTASI, A. E.; NALIBOFF, B. D.; HARKER, J.; NAVACH, J. H. Healing of advanced pressure ulcers by a generic total contact seat: 2 randomized comparisons with low air loss bed treatments. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 84, n. 12, p. 1733-1742, 2003.

81. SÁ, Elisabete Dias de. Material Pedagógico e Tecnologias Assistivas. Educação Inclusiva no Brasil. Banco Mundial - Cnotinfor Portugal, 2003. Disponível em: http://www.cnotinfor.pt/inclusiva/report_material_pedagogico_e_tecnologias_assitivas_pt.html Acesso em: 24 jan. 2011.
82. SANTOS, Jorge Roberto Lopes. 3D Modelling tools: the experimental application of digital model making technologies in fetal medicine. Tese (doutorado) - Royal College of Art. Londres, 2009.
83. SHEPHERD, Roberta B. Fisioterapia em pediatria. 3.ed. São Paulo: Santos, 1996.
84. SHIH, A. J.; LEWIS, M. A.; STRENKOWSKI, J. S. End Milling of Elastomers - Fixture Design and Tool Effectiveness for Material Removal. In: Journal of Manufacturing Science and Engineering, vol. 126, February, 2004.
85. SILVA, F. P. O uso da Digitalização Tridimensional a Laser no Desenvolvimento e Caracterização de Texturas Aplicadas ao Design de Produtos. Dissertação de mestrado. PPGEM, UFRGS, Porto Alegre, 2006.
86. SILVA, F. P.; BERETTA, E. M.; KINDLEIN JUNIOR, W. Avaliação da usinabilidade de espumas flexíveis de poliuretano. In: 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2011, Caxias do Sul. Anais do VI COBEF. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas - ABCM, 2011.
87. SILVA, F.; BERETTA, E. M.; PRESTES, R. C.; KINDLEIN JUNIOR, W. Design and milling manufacture of polyurethane custom contoured cushions for wheelchair users. Australasian Medical Journal, v. 4, p. 500-506, 2011.
88. SILVEIRA, G. D.; BORENSTEIN, D.; FOGLIATTO, F. S. Mass customization: Literature review and research directions. In: Int. J. Production Economics, n. 72, p. 1-13, 2001.
89. SMITH, Graham. T. Cutting tool technology: industrial handbook. London: Springer-Verlag, 2008.
90. STOCKTON, L.; GEBHARDT, K. S.; CLARK, M. Seating and pressure ulcers: Clinical practice guideline. In: Journal of Tissue Viability, n. 18, p. 98-108, 2009.
91. STOCKTON, Lesley; RITHALIA, Shyam. Pressure-reducing cushions: Perceptions of comfort from the wheelchair users' perspective using interface pressure, temperature and humidity measurements. In: Journal of Tissue Viability, n. 18, p. 28-35, 2009.
92. SWAIN, I. The Measurement of Interface Pressure. In: Pressure Ulcer Research, Berlin: Springer (Ed.), p. 51-71, 2005.
93. SY, P.L. et al. Fabrication of Custom Contour Cushion Using Pressure Mapping Method: A Preliminary Study. In: 22nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2000.
94. TACHDJIAN, Mihran O. Ortopedia Pediátrica - Diagnóstico e Tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

95. TEIXEIRA, Érika; SAURON, Françoise Nicole; SANTOS, Lina Silva Borges; OLIVEIRA, Maria Cristina. *Terapia ocupacional na reabilitação física*. São Paulo: Roca, 2003.
96. TRAIL, I. A.; GALASKO, C. S. The Matrix seating system. In: *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, v. 72, n. 4, p. 666-669, 1990.
97. TREFFLER, E.; SCHMELER, M. State of the Science White Paper on Sitting for Postural Control. In: *Wheelchair Seating: A State of the Science Conference on Seating Issues for Persons with Disabilities*, February 19-20, Orlando, Florida. 2001.
98. TRYBUS, John. Method of machining plastic soft foam blocks. Patente. United States patent application publication. US 2003/0051333 A1. Mar. 20, 2003.
99. VILAR, Walter. *Química e Tecnologia de Poliuretanos*. Rio de Janeiro: Vilar Consultoria, 3a Ed., 2004. Disponível em: <http://www.poliuretanos.com.br> Acesso em: 03 fev. 2011.
100. WALFORD, Alan. A new way to 3D scan. White Paper. Vancouver: Eos Systems Inc., c2009. Acesso em: 26 abr. 2010. Disponível em: http://www.photomodeler.com/downloads/wp_mdwnload.htm
101. WATSON, N.; WOODS, B. The origins and early developments of special/adaptive wheelchair seating. In: *Social history of medicine*, v. 18, n. 3, p. 459-474, 2005.
102. WINKELBACH Simon; MOLKENSTRUCK, Sven; WAHL, Friedrich M. Low-Cost Laser Range Scanner and Fast Surface Registration Approach. In: *Lecture Notes in Computer Science: Pattern Recognition, 28th DAGM Symposium*. Berlin: Springer, vol. 4174, p. 718-728, 2006.
103. WINKELBACH, Simon. DAVID-LaserScanner. Koblenz: DAVID Vision Systems GmbH, c2009. Disponível em: <http://www.david-laserscanner.com> Acesso em: 10 jul. 2009.
104. WRIGHT, P.; CUMMING, A. P. C. *Soft Polyurethane Materials*. New York: Gordon and Breach, p. 66-68, 1969.
105. ZAPROUDINA, N.; VARMAVUO, V.; AIRAKSINEN, O.; NÄRHI, M. Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. In: *Physiological Measurement*, v.29, p. 515-524, 2008.
106. ZOU, D.; MUELLER, M. J.; LOTT, D. J. Effect of peak pressure and pressure gradient on subsurface shear stresses in the neuropathic foot. In: *Journal of Biomechanics*, v.40, n. 4, p. 883-890, 2007.

APÊNDICE A

Quadro de valores, fabricantes e endereços de internet dos sistemas de Digitalização Tridimensional analisados.

Quadro de valores, fabricantes e endereços de internet dos sistemas de Digitalização Tridimensional analisados

ID	Sistema de Digitalização	Valor em R\$*	Valor original	País de origem	Fabricante
1	Digimill 3D	R\$ 160.000,00	R\$ 160.000,00	Brasil	Tecnodril Indústria Máquinas
1a	(componente) Conoprobe 1000		-	Israel	Optimet Optical Metrology
2	Vivid 9i	R\$ 95.700,00	\$ 55.000,00	EUA	Konica Minolta Sensing
3	Artec MHT	R\$ 35.760,00	€ 14.900,00	Luxemburgo	Artec Group
4	Microscribe 3D**	R\$ 12.171,30	\$ 6.995,00	EUA	Immersion
5	Handyscan VIUScan	R\$ 66.120,00	\$ 38.000,00	Canadá	Creaform
6	DAVID Laserscanner (Starter-Kit)	R\$ 957,60	€ 399,00	Alemanha	DAVID Vision Systems
6a	(componente) Versão profissional do software		€ 329,00	Alemanha	DAVID Vision Systems
6b	(componente) Logitech Quickcam 9000 PRO		-	-	Logitech
6c	(componente) Laser LE650 (650 nm, 5mW)		-	-	-
7	DAVID Laserscanner (LdSM/UFRGS)	R\$ 564,00			
7a	(componente) Microsoft Lifecam cinema (HD)	R\$ 299,00	R\$ 299,00	Brasil	Microsoft
7b	(componente) Skil Nivel laser 0500 (650 nm, 1mW)	R\$ 265,00	R\$ 265,00	Brasil	Skil
8	DAVID Structured Light (LdSM/UFRGS)	R\$ 1.499,00			
8a	(componente) Microsoft Lifecam cinema (HD)	R\$ 299,00	R\$ 299,00	Brasil	Microsoft
8b	(componente) Projetor Multimídia PowerLite S4	R\$ 1.200,00	R\$ 1.200,00	Brasil	Epson
9	PhotoModeler Scanner	R\$ 7.765,30			
9a	(componente) Versão profissional do software	R\$ 4.515,30	\$ 2.595,00	Canadá	Eos Systems
9b	(componente) Nikon D-90 (Lente 18x105mm VR)	R\$ 3.250,00	R\$ 3.250,00	Brasil	Nikon do Brasil
10	123D Catch	R\$ 3.250,00			
10a	(componente) Software 123D Catch (free, beta)		-	EUA	Autodesk
10b	(componente) Nikon D-90 (Lente 18x105mm VR)	R\$ 3.250,00	R\$ 3.250,00	Brasil	Nikon do Brasil

* cotações consultadas em 25/11/2011 (Dólar = R\$1,74 / Euro = R\$2,40) ; valores FOB (país de origem).

** Em 2009 os direitos de fabricação foram comprados pela empresa americana RevWare; o produto equivalente atual é o Microscribe G2 (SDOF).

ID	Endereço na Internet:
1	http://www.tecnodril.com/prod_03.htm
1a	http://www.optimet.com/conoprobe.php
2	http://www.konicaminolta.com/instruments/products/3d/non-contact/vivid9i
3	http://www.artec3d.com/3d_scanners/artec-mht
4	http://www.emicroscribe.com/products/microscribe-g2.htm
5	http://www.creaform3d.com/pt/handyscan3d/products/viuscan.aspx
6	http://www.david-laserscanner.com/?section=Starter-Kit
6a	http://www.david-laserscanner.com/?section=Buy
6b	http://www.logitech.com/pt-br/webcam-communications/webcams/devices/5867
6c	https://ssl.david-vision-systems.de/shop/product_info.php/info/p87_Red-Line-Laser--Adjustable-Focus--5mW--incl--battery.html
7	http://www.david-laserscanner.com
7a	http://www.microsoft.com/hardware/pt-br/p/lifecam-cinema
7b	http://www.skil.com.br/showproducts.aspx?idProduto=45
8	http://www.david-laserscanner.com/wiki/david3_user_manual/structured_light
8a	http://www.microsoft.com/hardware/pt-br/p/lifecam-cinema
8b	http://global.latin.epson.com/Inventario/PowerLite-S4/Especificaciones-Tecnicas
9	http://www.photomodeler.com/products/pm-scanner.htm
9a	http://www.photomodeler.com/products/pm-scanner.htm
9b	http://www.nikon.com.br/Nikon-Products/Product/Digital-SLR-Cameras/25446/D90.html
10	http://www.123dapp.com/catch
10a	http://www.123dapp.com/catch
10b	http://www.nikon.com.br/Nikon-Products/Product/Digital-SLR-Cameras/25446/D90.html

APÊNDICE B

Depósito de Pedido de Patente junto ao INPI (Instituto Nacional de Propriedade Industrial): “Processo de produção de assentos e/ou encostos personalizados e assentos e/ou encostos produzidos pelo presente processo”, Nº 0000220907149780.

Julietta 016100001876
 12/04/2010 16:04 DERS



0000220907149780

Espaço reservado para protocolo

Espaço para etiqueta

DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE OU DE CERTIFICADO DE ADIÇÃO

Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. Depositante (71):

1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

1.2 Qualificação:

1.3 CNPJ/CPF: 92969856000198

1.4 Endereço completo: AV. PAULO GAMA, 110 CENTRO PORTO ALEGRE RS BRASIL

1.5 CEP: 90040-060 1.6 Telefone: 51 3308 4232 1.7 Fax: 51 3308 4237

1.8 E-mail: SEDETEC@UFRGS.BR continua em folha anexa

2. Natureza: Invenção Modelo de Utilidade Certificado de Adição

Escreva, obrigatoriamente, e por extenso, a Natureza desejada: Patente de Invenção

3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade ou Certificado de Adição (54):

PROCESSO DE PRODUÇÃO DE ASSENTOS E/OU ENCOSTOS PERSONALIZADOS E ASSENTOS E/OU ENCOSTOS PRODUZIDOS PELO PRESENTE PROCESSO.

continua em folha anexa

4. Pedido de Divisão: do pedido Nº: Data de Depósito:

5. Prioridade: interna unionista

O depositante reivindica a(s) seguintes(s):

Pais ou organização de origem	Número do depósito	Data do depósito

6. Inventor (72):

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seu(s) nome(s)

6.1 Nome: FABIO PINTO DA SILVA

6.2 Qualificação: PROFESSOR 6.3 CPF: 955.310.840-72

6.4 Endereço completo: Rua Surupá, 142/502 Jardim Botânico Porto Alegre RS BRASIL

6.5 CEP: 90690-290 6.6 Telefone: (51) 3315-9075 6.7 Fax:

6.8 E-mail: fabio.silva@ufrgs.br continua em folha anexa

7. **Declaração na forma do item 3.2 do Ato Normativo nº 127/97:**

7.1 Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

em anexo

8. **Declaração de divulgação anterior não prejudicial:** (Período de graça):
(art. 12 da LPI e item 2 do AN nº127/97)

em anexo

9. **Procurador (74)**

9.1 Nome:
9.2 CPF/CNPJ: 9.3 API/OAB:
9.4 Endereço completo:
9.5 CEP: 9.6 Telefone: 9.7 Fax:
9.8 E-Mail:

10. **Listagem de sequências Biológicas** (documentos anexados) (se houver):

- Listagem de sequências em arquivo eletrônico: nº de CDs ou DVDs (original e cópia).
 Código de controle alfanumérico no formato de código de barras: fl.
 Listagem de sequências em formato impresso: fls.
 Declaração de acordo com o artigo da Resolução INPI nº 228/09: fls.

11. **Documentos anexados** (assinale e indique também o número de folhas):
(Deverá ser indicado o nº total de somente uma das vias de cada documento)

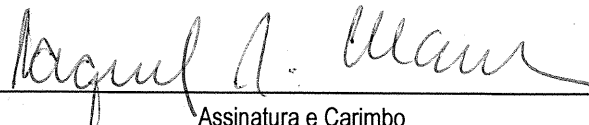
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1 Guia de Recolhimento	<input type="text" value="1"/> fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.5 Relatório descritivo	<input type="text" value="17"/> fls.
<input type="checkbox"/>	11.2 Procuração	<input type="text"/> fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.6 Reivindicações	<input type="text" value="5"/> fls.
<input type="checkbox"/>	11.3 Documentos de Prioridade	<input type="text"/> fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.7 Desenhos	<input type="text" value="3"/> fls.
<input type="checkbox"/>	11.4 Doc. de contrato de trabalho	<input type="text"/> fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.8 Resumo	<input type="text" value="1"/> fls.
<input checked="" type="checkbox"/>	11.9 Outros que não aqueles definidos no campo 11(especificar): Termos cessão, Portaria Competência e cópia DOU.				<input type="text" value="7"/> fls.

12. **Total de folhas anexadas (referentes aos campos 10 e 11):** fls.

13. **Declaro, sob penas da Lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.**

Porto Alegre, 12/04/2010

Local e Data


Assinatura e Carimbo

Profª Raquel S. Mauler
Secretária de Desenvolvimento
Tecnológico
UFRGS

ANEXO DE INVENTORES

Título: PROCESSO DE PRODUÇÃO DE ASSENTOS E/OU ENCOSTOS PERSONALIZADOS E

Página : 1

Nome: WILSON KINDLEIN JUNIOR

Qualificação: DOCENTE

Endereço: Escola de Engenharia - Departamento de Materiais UFRGS Porto Alegre RS

Cep: 90040-020

Telefone: 51 - 33163349

Fax:

Nac: BRASILEIRA

Dt. Nasc.: 10/07/1965

CPF: 437.364.240-00

Email: kindlein@portoweb.com.br

Nome: VILSON JOÃO BATISTA

Qualificação: ENG MECANICO

Endereço: Av Venancio Aires, 753/701 Santana Porto Alegre RS BRASIL

Cep:

Telefone:

Fax:

Nac: BRASILEIRO

Dt. Nasc.: / /

CPF: 183.523.160-87

Email:

APÊNDICE C

Publicações referentes à presente Tese de Doutorado

1. SILVA, F. P.; BERETTA, E. M.; PRESTES, R. C.; KINDLEIN JUNIOR, W. Design and milling manufacture of polyurethane custom contoured cushions for wheelchair users. **Australasian Medical Journal**, v. 4, p. 500-506, 2011.
2. PRESTES, R. C.; BERETTA, E. M.; SILVA, F. P.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W. Development and thermographic analysis of custom seats for wheelchair. In: Smart Design Conference, 2011, Nottingham, United Kingdom. **Smart Design Conference 2011**. Nottingham: Nottingham Trent University, 2011.
3. SILVA, F. P.; BERETTA, E. M.; KINDLEIN JUNIOR, W. Avaliação da usinabilidade de espumas flexíveis de poliuretano. In: 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2011, Caxias do Sul, RS. **Anais do VI Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação - COBEF2011**. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas - ABCM, 2011.
4. PRESTES, R. C.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W.; SILVA, F. P.; BERETTA, E. M. Desenvolvimento e Análise Termográfica de um Dispositivo de Adequação Postural Personalizado. In: 6º CIPED - Congresso Internacional de Pesquisa em Design, 2011, Lisboa, Portugal. **Anais do 6º CIPED**. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian, 2011.
5. BERTOL, L. S.; KINDLEIN JUNIOR, W.; SILVA, F. P.; AUMUND-KOPP, C. Medical design: direct metal laser sintering of Ti-6Al-4V. **Materials and Design**, v. 31, n. 8, p. 3982-3988, 2010.
6. SILVA, F. P.; DUARTE, L. C.; ROLDO, L.; KINDLEIN JUNIOR, W. A digitalização tridimensional móvel e sua aplicação no design de produto. **Design & Tecnologia**, v.1, n. 1, p. 60-65, 2010.
7. SILVA, F. P.; SALVALAIO, C. L.; KINDLEIN JUNIOR, W. Análise comparativa de processos de digitalização 3D para modelos de partes humanas. In: Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design, 2010, São Paulo, SP. **Anais do 9º P&D Design**. São Paulo: AEND-BR, 2010.

8. PRESTES, R. C.; BERTOL, L. S.; SILVA, F. P.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W. Desenvolvimento de dispositivos personalizados para adequação postural sentada. In: Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design, 2010, São Paulo, SP. **Anais do 9º P&D Design**. São Paulo: AEND-BR, 2010.
9. BERETTA, E. M.; SILVA, F. P.; KINDLEIN JUNIOR, W. Estudo da usinagem de espumas de poliuretano. In: Workshop Design e Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação, 2010, Lorena, SP. **Anais do 5º Workshop Design e Materiais**. Lorena: Fatea, 2010.
10. SILVA, F. P.; KINDLEIN JUNIOR, W.; SALVALAIO, C. L.; VALINS, A. S. Avaliação de um sistema de baixo custo para a digitalização tridimensional de partes do corpo humano. In: Workshop Design e Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação, 2010, Lorena, SP. **Anais do 5º Workshop Design e Materiais**. Lorena: Fatea, 2010.
11. BERTOL, L. S.; SILVA, F. P.; KINDLEIN JUNIOR, W. Design and health care: a study of virtual design and direct metal laser sintering of titanium alloy for the production of customized facial implants. **Australasian Medical Journal**, v. 1, n. 11, p. 136-141, 2009.
12. SILVA, F. P.; BERETTA, E. M.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W. Projeto de assentos visando a readequação postural de pessoas com deficiência física. In: Congresso Internacional de Pesquisa em Design, 2009, Bauru, SP. **Anais do 5º CIPED**. Bauru: UNESP, 2009.
13. SILVA, F. P.; BERETTA, E. M.; BATISTA, V. J.; KINDLEIN JUNIOR, W. Design para personalização em massa de assentos através de digitalização e usinagem em espumas de poliuretano flexível. In: Workshop Design e Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação, 2009, Ouro Preto, MG.: **Anais do 4º Workshop Design e Materiais**. Ouro Preto: EdUEMG, 2009.

14. BERTOL, L. S.; SILVA, F. P.; ROCKENBACH, M.; ROLDO, L.; KINDLEIN JUNIOR, W. Digitalização tridimensional a laser como ferramenta para a avaliação de biomodelos fabricados por usinagem CNC e prototipagem rápida. In: Workshop Design e Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação, 2009, Ouro Preto, MG.: **Anais do 4º Workshop Design e Materiais**. Ouro Preto: EdUEMG, 2009.
15. ROCKENBACH, M.; BERTOL, L. S.; SILVA, F. P.; KINDLEIN JUNIOR, W.; ROLDO, L. Characterization of biomodels manufactured via CNC milling. In: International Congress of Mechanical Engineering, 2009, Gramado, RS. **Engineering for the future: proceedings - XX COBEM**. Rio de Janeiro: ABCM, 2009.
16. BATISTA, V. J.; SILVA, F. P.; KINDLEIN JUNIOR, W.; MORAES, H. S.; BERSCH, R. C. R. Fabricação de assentos personalizados via modelagem em gesso, digitalização 3D e usinagem CNC. In: Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2009, Belo Horizonte, MG. **Anais do V Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação - COBEF2009**. Rio de Janeiro: ABCM, 2009.

ANEXO A

Catálogos (fichas técnicas) das espumas flexíveis de poliuretano, H química, 2010.

D20 (H100), D26 (H120), D33 (H160), D45 (H200), D50 (H220) e D60 (H350).



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 100

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido, cor amarela e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical, torno, laminado ou looping).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	17,0	21,0	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	90,0	130,0	NBR 9176 de junho de 2003

Valores Típicos

Ensaio	Unidade	Valor típico	Norma
Resiliência	%	37	NBR 8619 de junho de 2003
Deformação Permanente à Compressão	%	8,0	NBR 8797 de junho de 2003
Tensão de Ruptura	kPa	95,0	NBR 8515 de junho de 2003
Alongamento na Ruptura	%	195,0	NBR 8515 de junho de 2003
Resistência ao Rasgamento	N/m	530,0	NBR 8516 de junho de 2003



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 120

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido nas cores branco, branco óptico, cinza ou preto e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical, torno, laminado ou looping).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	24,0	28,0	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	110,0	170,0	NBR 9176 de junho de 2003

Valores Típicos

Ensaio	Unidade	Valor típico	Norma
Resiliência	%	40	NBR 8619 de junho de 2003
Deformação Permanente à Compressão	%	6,5	NBR 8797 de junho de 2003
Tensão de Ruptura	kPa	110,0	NBR 8515 de junho de 2003
Alongamento na Ruptura	%	185,0	NBR 8515 de junho de 2003
Resistência ao Rasgamento	N/m	630,0	NBR 8516 de junho de 2003



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 160

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido nas cores branco óptico, cinza, laranja ou preto e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical, torno, laminado ou looping).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	30,5	35,0	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	150,0	210,0	NBR 9176 de junho de 2003

Valores Típicos

Ensaio	Unidade	Valor típico	Norma
Resiliência	%	42	NBR 8619 de junho de 2003
Deformação Permanente à Compressão	%	5,5	NBR 8797 de junho de 2003
Tensão de Ruptura	kPa	130,0	NBR 8515 de junho de 2003
Alongamento na Ruptura	%	185,0	NBR 8515 de junho de 2003
Resistência ao Rasgamento	N/m	685,0	NBR 8516 de junho de 2003



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 200

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido nas cores branco ou branco óptico e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical, torno, laminado ou looping).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	39,5	47,5	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	230,0	310,0	NBR 9176 de junho de 2003

Valores Típicos

Ensaio	Unidade	Valor típico	Norma
Resiliência	%	42	NBR 8619 de junho de 2003
Deformação Permanente à Compressão	%	4,5	NBR 8797 de junho de 2003
Tensão de Ruptura	kPa	160,0	NBR 8515 de junho de 2003
Alongamento na Ruptura	%	150,0	NBR 8515 de junho de 2003
Resistência ao Rasgamento	N/m	700,0	NBR 8516 de junho de 2003



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 220 laminado

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido nas cores branco, branco óptico, cinza ou preto e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical ou laminado).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	46,0	54,0	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	240,0	320,0	NBR 9176 de junho de 2003



Boletim Técnico

Espuma Flexível de Poliuretano

Referência do Material

Espuma flexível de poliuretano H 350 laminado

Composição / Características

Espuma de poliuretano expandido, cor branca, branco óptico ou cinza e base poliéter. Pode conter aditivos bactericidas, antiestáticos e retardantes de oxidação, dentre outros, mediante consulta prévia. Diferentes cores podem ser produzidas mediante consulta prévia.

Apresentação

Esta espuma pode ser fornecida na forma de lâminas, lâminas perfiladas (com diferentes bases e alturas de mamilos) e peças previamente cortadas. As dimensões e tolerâncias de corte das lâminas podem variar em função do sistema de corte (vertical ou laminado).

Aplicação

Esta espuma é recomendada para a aplicação nos segmentos moveleiro e calçadista. Outras aplicações são possíveis mediante estudo prévio.

Condições de armazenamento

Recomenda-se estocar o material à temperatura de 10 à 35°C e protegidos da luz, calor e umidade. As espumas de PU sofrem oxidação quando expostas à luz.

Especificações Técnicas

Ensaio	Unidade	Especificações		Norma
		Mínimo	Máximo	
Densidade	kg/m ³	54,0	62,0	NBR 8537 de junho de 2003
Força de Indentação 40%	N	340,0	420,0	NBR 9176 de junho de 2003