

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA E DE
MATERIAIS**

GABRIEL CHEMIN ROSENMANN

**AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO 3D DE BAIXO
CUSTO APLICADOS AO DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESES POR
MANUFATURA ADITIVA**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2017**

GABRIEL CHEMIN ROSENMANN

**AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO 3D DE BAIXO
CUSTO APLICADOS AO DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESES POR
MANUFATURA ADITIVA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e de Materiais – Área de Concentração: Manufatura.

Orientador: Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto
Coorientadora: Prof^a. Dra. Maria Lúcia L. R. Okimoto

CURITIBA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

R814a Rosenmann, Gabriel Chemin
2017 Avaliação de sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva / Gabriel Chemin Rosenmann.-- 2017.
112 f.: il.; 30 cm.

Texto em português com resumo em inglês
Disponível também via World Wide Web
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Curitiba, 2017
Bibliografia: f. 92-97

1. Aparelhos ortopédicos – Desenvolvimento. 2. Membros artificiais – Projeto auxiliado por computador. 3. Equipamentos de autoajuda para deficientes. 4. Impressão tridimensional. 5. Imagem tridimensional em medicina. 6. Punhos – Modelagem. 7. Mãos – Modelagem. 8. Engenharia mecânica – Dissertações. I. Foggiatto, José Aguiomar. II. Okimoto, Maria Lúcia Leite Ribeiro. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 620.1

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba
Bibliotecário : Adriano Lopes CRB9/1429

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 304

A Dissertação de Mestrado intitulada: **Avaliação de sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva**, defendida em sessão pública pelo Candidato **Gabriel Chemin Rosenmann**, no dia 26 de setembro de 2017, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia, área de concentração: Engenharia de Manufatura, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais – PPGEM.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto - Presidente - UTFPR:

Prof. Neri Volpato, PhD. - UTFPR:

Prof.^a Mauren Abreu de Souza, PhD. – PUC - PR:

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, ____ de _____ de 20__.

Carimbo e assinatura do Coordenador do Programa

AGRADECIMENTOS

A Carolina Haidee Bail Afonso Rosenmann, meu amor, pelo apoio e compreensão em todos os momentos desta jornada.

A minha mãe Solange de Cacia Chemin Rosenmann e meus irmãos Dov, Raphael, Leonardo e Thiago Rosenmann pelo incentivo.

Aos colegas, agora grandes amigos, Paloma Hohmann Poier e Mateus Collares Weigert que trouxeram alegria e força necessárias para superar momentos de dificuldade.

Ao orientador Dr. José Aguiar Foggiatto pela troca de conhecimentos e por oportunizar experiências significativas, sempre com um olhar humano.

A amiga e mentora Ana Lúcia Verdasca Guimarães pelo apoio, incentivo e longas conversas do início ao fim deste percurso.

A toda a equipe do Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (Nufer) pelo apoio operacional nas diferentes etapas do desenvolvimento da pesquisa em especial ao Rodrigo Pulido Arce.

A Equipe da Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva coordenada pela professora Dr^a. Maria Lúcia Ribeiro Okimoto.

A Capes e ao Cnpq pelo financiamento para a formação da RPDTA e para o desenvolvimento deste estudo.

*Homem
ser tão perfeito
que de imperfeição é feito*

Solange de Cacia Chemin Rosenmann

RESUMO

ROSENMANN, Gabriel C. **Avaliação de sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva**. 2017. 113f. Dissertação - Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Pessoas com paralisia cerebral apresentam grande diversidade de alterações posturais, sendo mais características as consequentes da espasticidade. Objetivando a otimização do desempenho funcional, juntamente com outros objetivos terapêuticos pode ser prescrito o uso de órteses. Neste contexto a manufatura aditiva pode se apresentar como uma alternativa à fabricação de produtos personalizados de Tecnologia Assistiva, tais como as órteses. Para este fim a digitalização 3D é uma etapa importante, considerando que a geometria da anatomia do usuário será a referência para o desenvolvimento do produto em ambiente CAD 3D para posterior fabricação. No entanto os equipamentos de digitalização 3D possuem custos elevados, sendo um dos fatores que dificultam a popularização desta solução. Deste modo este trabalho visa avaliar a utilização de sistemas de baixo custo para realizar a digitalização 3D, no contexto do desenvolvimento de órteses personalizadas para punho, mão e dedos a serem fabricadas por manufatura aditiva. Foi proposto um método estruturado em três fases sendo: definição das ferramentas e sistemas a serem avaliados, definição dos parâmetros para avaliação e dos protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D; avaliação dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo a partir da digitalização de uma peça padrão; e avaliação dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao contexto de órteses para punho, mão e dedos. Os sistemas selecionados para a avaliação foram o Kinect 360 utilizando o programa Skanect, o sistema Kinect One com o programa 3DScan e o sistema ReMake com uma câmera Canon T3i. Os protocolos para a utilização dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo foram: protocolo 1, com marcações visuais apenas no ambiente de digitalização; protocolo 2, com aplicação de adesivos coloridos sobre o objeto; e o protocolo 3, com a aplicação de linhas desenhadas à mão formando um xadrez sobre o objeto. Foi desenvolvida e fabricada uma peça padrão, composta por três elementos (um cone, um cilindro e um cubo seccionado). Para a avaliação dimensional foram considerados os parâmetros altura do cone, diâmetro do cilindro e medidas paralelas aos eixos X, Y e Z aferidas pela distância entre as faces opostas do cubo. Também foi realizada a análise dos desvios utilizando o programa Geomagic e uma avaliação da qualidade onde se verificou visualmente a formação dos vértices e das arestas. Para a avaliação aplicada ao contexto do desenvolvimento de órteses, foi aplicado mesmo procedimento sobre um molde da geometria do punho, mão e dedos confeccionado em atadura gessada. As digitalizações geraram 27 malhas 3D da peça padrão e 9 malhas 3D do molde. As avaliações indicaram que os sistemas Kinect 360 e Kinect One não apresentaram variação significativa entre os diferentes protocolos. Já o sistema ReMake foi o mais sensível, sendo o protocolo 3 o que gerou malhas 3D com os melhores resultados dimensionais e de qualidade em relação a todos os sistemas, com valores variando entre 0,07 mm e 0,27 mm nas análises dos desvios realizadas sobre a peça padrão.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Órteses, Digitalização 3D, Manufatura Aditiva, Baixo Custo

ABSTRACT

ROSENMANN, Gabriel C. **Evaluation of low-cost 3D scanning systems applied to orthosis development by additive manufacturing**. 2017. 113f. Dissertação - Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Federal University of Technology – Paraná. Curitiba, 2017.

People with cerebral palsy could have wide range of postural changes, the most characteristic are resulting from spasticity. Custom orthosis use can be prescribed in this context aiming increase functional performance and other therapeutic goals. The additive manufacturing is an alternative to the custom assistive products fabrication, such as orthoses. In this context 3D scanning is an important step, considering that the user anatomy is a geometric reference to product development in 3D CAD for further fabrication. However, the 3D scanners have high costs, one of the factors that hinder the popularization of this solution. Thus, this study aims to evaluate the use of low cost systems to perform 3D scanning in the context of custom orthoses development for wrist, hand and fingers to be fabricated by additive manufacturing. A three-phases method was proposed as follows: definition of tools and systems to be evaluated, definition of parameters for assessment, and definition of protocols for using 3D scanning systems; evaluation of low-cost 3D scanning systems using a standard piece; and evaluation of low-cost 3D scanning systems applied to context of orthosis for wrist, hand and fingers. The selected systems for the evaluation were 360 Kinect using Skanect software, Kinect One system with 3DScan software and the ReMake system with a Canon T3i camera. The low-cost 3D scanning systems used protocols were: Protocol 1, with visual markings only on the scanning environment; Protocol 2, with colored stickers application on the object; and protocol 3, with the use of hand drawn lines forming a chess pattern on the object. A standard piece was developed and manufactured, composed of three elements (a cone, a cylinder and a sectioned cube). The cone height, cylinder diameter and parallel measures to axes X, Y and Z were considered as the dimensional evaluation parameters. Also, a Deviations Analysis was performed using Geomagic software and a visual-quality evaluation that observed the formation of vertices and edges. For the evaluation on orthoses development context, the same procedure was applied on a cast of the wrist, hand and fingers. This cast was made of plaster bandages. The procedure generated 27 standard piece 3D mesh and 9 cast 3D meshes. The evaluations indicated that Kinect 360 and Kinect One systems have no significant variation between the different protocols. The ReMake system was the most sensitive, and the protocol 3 generated 3D meshes with the best dimensional and quality results among all systems. The deviations analysis performed on the standard piece indicated errors ranging between 0.07 mm and 0.27 mm for the ReMake's 3D meshes.

Keywords: Assistive Technology, Splint, 3D scanning, Additive Manufacturing, Low-Cost

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fluxo do processo de confecção de órtese com termoplástico de alta temperatura _____	24
Figura 2: Fluxo do processo de confecção de órtese com termoplástico de baixa temperatura _____	25
Figura 3: Processo de customização em massa de órteses para tornozelo e pé ____	27
Figura 4: Propostas de conceitos de órteses para fabricação por AM _____	28
Figura 5: Princípio da Digitalização por luz estruturada _____	35
Figura 6: Representação Esquemática dos Elementos que Compõem o Kinect 360 (a) e Kinect One (b) _____	36
Figura 7: Modelos 3D gerados pelos escâneres Artec Eva (a) e Kinect 360 (b) ____	38
Figura 8: Calibração do Kinect 360 recomendada pela Microsoft _____	39
Figura 9: Ambiente do programa 123DCatch _____	41
Figura 10: Peça Padrão para avaliação de sistema de digitalização 3D _____	43
Figura 11: Representação Esquemática da Superfície Ajustada a partir de nuvem de pontos _____	44
Figura 12: Representação esquemática da estrutura dos procedimentos metodológicos _____	48
Figura 13: Representação dos elementos que compõem a peça padrão _____	54
Figura 14: Representação esquemática dos primitivos geométricos determinado sobre a peça padrão _____	55
Figura 15: Distribuição dos marcadores reflexivos do RevScan sobre a peça padrão _____	57
Figura 16: Fluxograma para execução das digitalizações _____	57
Figura 17: Representação esquemática da utilização do Kinect 360 e Kinect One _	58
Figura 18: Área de trabalho do programa Skanect _____	58
Figura 19: Área de trabalho do programa 3DScan _____	59
Figura 20: Representação esquemática das alturas de captação das fotografias __	60
Figura 21: Ambiente de Digitalização _____	60
Figura 22: Mapa de cores resultante da análise dos desvios _____	63
Figura 23: Peça padrão após acabamentoo _____	67
Figura 24: Padrão Virtual _____	67
Figura 25: Análise dos desvios da malha 3D gerada pelo RevScan para cada elemento da peça padrão em relação ao modelo CAD _____	68
Figura 26: Malha gerada pelo sistema ReMake apresentando superfícies que compõem o ambiente de digitalização _____	71
Figura 27: Superfícies internas geradas pelo sistema Kinect 360 nos elementos da peça padrão _____	71
Figura 28: Seleção dos ruídos da malha 3D digitalizada (a) e ruídos removidos na mesma malha 3D (b) _____	72

Figura 29: Cone do padrão virtual (a), cone digitalizado Kone_P2_R1 (b), seleção da região correspondente ao fundo (c), cone com o fundo removido (d).	73
Figura 30: Primitivos Geométricos gerados a partir da malha 3D gerada pelo sistema Kinect One	73
Figura 31: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema Kinect 360	74
Figura 32: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema Kinect One	76
Figura 33: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema ReMake	77
Figura 34: Gráfico Boxplot dos dados da análise dos desvios	79
Figura 35: Mapa de cores da digitalização utilizando o Kinect 360	80
Figura 36: Mapa de cores da digitalização utilizando o Kinect One	81
Figura 37: Mapa de cores da digitalização utilizando o ReMake	82
Figura 38: Obtenção do molde em atadura gessada	84
Figura 39: Molde em atadura gessada fixado sobre base com marcadores visuais	84
Figura 40: padrão virtual do molde em atadura gessada	85
Figura 41: Malha 3D resultante do sistema Kinect 360 com o protocolo 1 (a) mesma malha após limpeza (b)	87
Figura 42: Análise dos desvios das malhas geradas pelo Sistema Kinect 360	87
Figura 43: Análise dos desvios das malhas geradas pelo sistema Kinect One	88
Figura 44: Análise dos desvios das malhas geradas pelo sistema ReMake	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características do escâner NextEngine _____	43
Tabela 2: Incerteza global de medição em diferentes distâncias de operação ____	45
Tabela 3: Fatores de escala das malhas 3D resultantes do sistema ReMake _____	61
Tabela 4: Valor verdadeiro comum da peça padrão _____	69
Tabela 5: Dados das malhas 3D geradas pela digitalização da peça padrão ____	70
Tabela 6: Pontuação da qualidade das Malhas 3D _____	83
Tabela 7: Dados das malhas 3D geradas pela digitalização do molde _____	85

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Componentes para a classificação da Paralisia Cerebral _____	22
Quadro 2: Vantagens e desvantagens das tecnologias de digitalização 3D _____	31
Quadro 3: Programas computacionais para geração de malhas 3D com Kinect ____	39
Quadro 4: Características dos sistemas de digitalização utilizados no estudo _____	51
Quadro 5: Descrição dos protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D	52
Quadro 6: Procedimento para levantamento de dados dimensionais _____	62

LISTA DE SIGLAS E ACRÔNIMOS

3D	Tridimensional
TA	Tecnologia Assistiva
PC	Paralisia Cerebral
AM	Manufatura Aditiva (<i>Additive Manufacturing</i>)
CAD	Projeto Auxiliado por Computador (<i>Computer-Aided Design</i>)
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
RDPTA	Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva
SLS	Sinterização Seletiva a Laser
FDM	Modelagem por Fusão e Deposição (<i>Fused Deposition Modeling</i>)
STL	<i>Estereolitografia (STereoLithography)</i>
USB	<i>Univerisal Serial Bus</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
TOF	<i>Time Of Flight</i>
NUFER	Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS	17
1.1.1 Objetivo Geral	18
1.1.2 Objetivos específicos	18
1.2 JUSTIFICATIVA	18
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	19
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
2.1 PARALISIA CEREBRAL	21
2.2 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO DE ÓRTESES	23
2.3 DIGITALIZAÇÃO 3D	30
2.3.1 Digitalização 3D de partes do corpo humano	32
2.3.2 Digitalização 3D de baixo custo	34
2.4 AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO 3D	42
2.5 CONSIDERAÇÕES SOBRE A REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	46
3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	48
3.1 Fase 1 - Definição de Ferramentas e Parâmetros	49
3.1.1 Seleção dos Sistemas de Digitalização 3D de Baixo Custo	49
3.1.2 Definição dos Protocolos de Digitalização	51
3.1.3 Definição dos Parâmetros de Avaliação Dimensionais e de Qualidade	52
3.2 Fase 2 - Avaliação Dimensional dos Sistemas de Digitalização de Baixo Custo	53
3.2.1 Desenvolvimento e Fabricação da Peça Padrão	53
3.2.2 Definição do Padrão Virtual da Peça Padrão	56
3.2.3 Procedimento de Digitalização Utilizando Sistemas de Digitalização 3D de Baixo Custo	57
3.2.4 Procedimento para Levantamento dos Dados Dimensionais	61
3.2.5 Procedimento para Análise dos Desvios	62
3.3 Fase 3 – Avaliação de Digitalizações de Moldes em Gesso	63
3.3.1 Obtenção do Molde em Atadura Gessada	64
3.3.2 Geração do Padrão Virtual do Molde em Atadura Gessada	65
3.3.3 Análise dos Desvios Dimensionais	65
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
4.1 AVALIAÇÃO DIMENSIONAL DOS SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO DE BAIXO CUSTO	66
4.1.1 Desenvolvimento e fabricação da peça padrão	66
4.1.2 Definição do padrão virtual da peça padrão	67
4.1.3 Digitalização da peça padrão utilizando sistemas de baixo custo	69
4.1.4 Levantamento e Análise dos Parâmetros Dimensionais das Malhas 3D	73
4.1.5 Análise dos Desvios Dimensionais das Malhas 3D	78

4.2	AVALIAÇÃO DA DIGITALIZAÇÃO DE MOLDE EM ATADURA GESSADA	83
4.2.1	Obtenção de molde em atadura gessada	83
4.2.2	Geração do padrão virtual do molde	85
4.2.3	Digitalização do molde conforme protocolos	85
4.2.4	Análise dos desvios das Malhas 3D do molde em atadura gessada	87
5	CONCLUSÕES	90
6	REFERÊNCIAS	93
ANEXO A	Classificação das tecnologias de digitalização 3D	99
ANEXO B	Vantagens e desvantagens das tecnologias de digitalização 3D	100
APÊNDICE A	Dados dimensionais da peça padrão digitalizada	102
APÊNDICE B	Gráficos boxplot dos parâmetros dimensionais	109
APÊNDICE C	Dados da análise dos desvios da peça padrão	112
APÊNDICE D	Dados da análise dos desvios do molde em gesso	113

1 INTRODUÇÃO

A Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento de característica interdisciplinar que engloba diversos recursos que objetivam 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 (CAT, 2007). A Paralisia Cerebral (PC) é uma condição de saúde ocasionada por distúrbios permanentes e não evolutivos no cérebro do feto ou da criança, causando desordens do movimento e da postura, podendo estas ser acompanhadas por alterações sensoriais, perceptivas, cognitivas, da comunicação e do comportamento (ROSENBAUM *et al.*, 2006). Uma das manifestações com maior ocorrência na PC é a alteração do tônus muscular, em especial a espasticidade, que pode estar presente em diferentes regiões do corpo e em diferentes intensidades.

As alterações motoras causadas pelas PC podem demandar utilização de produtos de Tecnologia Assistiva (TA), tais como as órteses. Estas têm como objetivo a melhoria do posicionamento de certa articulação, prevenção de deformações articulares, melhoria na amplitude de movimentos, ganho de funcionalidade em atividades, entre outros (PETTEN; ÁVILA, 2010). Deste modo, as órteses são um importante recurso terapêutico utilizado pelas pessoas com PC.

Entretanto, apesar de comumente prescritos, estes recursos são em muitos casos abandonados. Isto pode ocorrer por diversas motivações, sendo destacadas: a falta de participação destas pessoas no processo de prescrição e confecção; a falta de conforto e adequação à anatomia; percepção, por parte dos usuários e pela sociedade como um estigma de doença; e/ou por não expressarem a identidade do usuário ou não corresponderem as expectativas e vontades do indivíduo (BUEHLER *et al.*, 2015; PHILLIPS; ZHAO, 1993).

Visando mitigar alguns destes problemas Paterson (2013) propõe a utilização dos recursos computacionais e digitais para o desenvolvimento e produção de órteses para membros superiores, no contexto da artrite reumatóide. Neste contexto, se insere a Manufatura Aditiva (AM) e a digitalização tridimensional (3D). A AM é um processo de fabricação que possibilita o desenvolvimento de produtos personalizados a cada indivíduo, com liberdade geométrica que pode ser explorada no desenvolvimento de

linguagens formais e estéticas que não são possíveis em outros processos de fabricação (VOLPATO; CARVALHO, 2017; HURST; KANE, 2013; PALLARI *et al.*, 2010).

Uma das etapas do processo de fabricação de órteses por AM é a digitalização 3D (KOUTNY *et al.*, 2012; PALLARI; DALGARNO; WOODBURN, 2010; PALOUSEK *et al.*, 2014; PATERSON; BIBB; CAMPBELL, 2010), que possui significativa importância, pois o posicionamento da região digitalizada será a referência para o desenvolvimento do produto em ambiente CAD 3D (*three-dimensional computer aided design*) para posterior fabricação.

Entretanto, no caso da PC, a alteração do tônus muscular, decorrente da lesão neurológica, impacta significativamente nesta etapa do desenvolvimento de órteses por AM. Devido à espasticidade as pessoas com PC podem não ser capazes de manter o posicionamento adequado para a realização da digitalização direta do segmento corporal. Este fator crítico se ressalta ao considerar que os sistemas de digitalização 3D não foram desenvolvidos para a obtenção da geometria de seres vivos, ou seja, assume-se que os objetos não irão se movimentar no momento da captura. Porém, durante a digitalização de partes do corpo humano, sempre ocorrem movimentações, mesmo que muito pequenas (KOUTNY *et al.*, 2012).

Deste modo, torna-se importante a identificação de equipamentos e protocolos de digitalização 3D que possibilitem a aquisição da geometria do corpo humano garantindo a segurança e o conforto do usuário, assim como a qualidade do modelo 3D gerado por este processo. Também se considera que diversos equipamentos disponíveis no mercado possuem custo elevado, o que pode inviabilizar a disseminação desta solução para a fabricação de órteses em países em desenvolvimento como o Brasil.

1.1 OBJETIVOS

Nesta seção serão descritos o objetivo geral deste estudo e seu desmembramento em objetivos específicos.

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar sistemas de Digitalização 3D de baixo custo para o desenvolvimento de órteses de punho, mão e dedos personalizadas visando a fabricação por Manufatura Aditiva e considerando o contexto da pessoa com Paralisia Cerebral.

1.1.2 Objetivos específicos

- Identificar sistemas de digitalização 3D de baixo custo disponíveis e acessíveis;
- Definir parâmetros para avaliação dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo;
- Avaliar os sistemas de digitalização 3D de baixo custo considerando diferentes protocolos de utilização;
- Validar a aplicação dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo para a aquisição da geometria de punho, mão e dedos;
- Indicar um protocolo de digitalização 3D de baixo custo do punho, mão e dedos para ser aplicado à pessoas com Paralisia Cerebral visando o desenvolvimento e fabricação de órteses por Manufatura Aditiva.

1.2 JUSTIFICATIVA

Este trabalho faz parte da Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva: ações integradas entre Engenharia Mecânica e Design (RPDTA), contemplada pelo edital CAPES/PGPTA 59/2014. A RPDTA tem como objetivo fomentar e consolidar a área de Pesquisa em Tecnologia Assistiva, por meio da formação de uma rede de cooperação. As instituições que compõem esta rede, são: Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Universidade Federal do Paraná (UFPR), Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Universidade do Estado de São Paulo (UNESP) e Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), por meio de alguns de seus respectivos Programas de Pós-Graduação.

A sistematização da utilização das tecnologias digitais de baixo custo para a fabricação de produtos de TA, como as órteses, pode auxiliar na popularização e disseminação destas tecnologias e produtos.

A adequada digitalização 3D do segmento corporal que receberá a órtese é de significativa importância, pois impacta na efetividade terapêutica e no conforto da

pessoa/usuário, podendo reduzir custos do produto relacionados ao tratamento de malhas 3D. Neste sentido, os resultados do presente estudo podem apresentar como benefícios:

- Redução no tempo de desenvolvimento de órteses personalizadas, quando comparado ao processo que utiliza termoplásticos de alta temperatura;
- Descentralização e popularização da fabricação de órteses personalizadas por Manufatura Aditiva;
- Melhoria da funcionalidade da órtese, por adequar-se à anatomia dos usuários;
- Aumento da participação, quando possível, dos usuários no processo de desenvolvimento, contribuindo para a redução do abandono de órteses;
- Possibilidade de exploração formal e estética da órtese, reduzindo seu estigma relacionado a doenças.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este documento é apresentado com a seguinte estrutura:

O Capítulo 1 apresenta uma contextualização sobre o desenvolvimento de órteses personalizadas para punho, mão e dedos, com um foco sobre a pessoa com Paralisia Cerebral e as demandas específicas deste público. Do mesmo como o capítulo caracteriza a AM como um processo alternativo para a fabricação destes produtos e a problemática relacionada do procedimento de digitalização 3D da anatomia, etapa inicial para o desenvolvimento de órteses por AM.

O Capítulo 2 inicia com um levantamento para melhor entendimento da Paralisia Cerebral como uma condição de saúde. Segue para a identificação dos processos hoje praticados para o desenvolvimento e fabricação de órteses personalizadas. Apresenta estudos e processos encontrados na literatura que utilizam a manufatura aditiva para a fabricação destes dispositivos de TA, assim como um levantamento de pesquisas que aplicam a digitalização 3D em partes do corpo humano; e estudos que realizam a avaliação de sistemas de digitalização 3D.

O Capítulo 3 segue pela apresentação dos procedimentos metodológicos utilizado para a avaliação dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo, e a

avaliação destes sistemas aplicados na digitalização indireta da geometria do punho, mão e dedos visando o desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva.

O Capítulo 4 destina-se a apresentação dos resultados, obtidos pela execução do método proposto, e as discussões geradas pelo relacionamento dos resultados com o referencial teórico levantado. Os resultados são apresentados em uma estrutura correspondente ao apresentado nos procedimentos metodológicos.

No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões deste trabalho assim como a indicação de oportunidades para estudos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este Capítulo apresenta uma revisão da literatura acerca dos temas abordados pelo presente estudo, sendo: a definição e classificação da Paralisia Cerebral (PC), a contextualização das órteses como produtos de Tecnologia Assistiva (TA); a descrição dos processos de fabricação destes dispositivos; os estudos desenvolvidos que utilizam a Manufatura Aditiva (AM) na fabricação de órteses e as tecnologias utilizadas para a realização da digitalização 3D, identificando equipamentos de baixo custo.

2.1 PARALISIA CEREBRAL

A PC é um termo comumente utilizado para um grupo de condições caracterizadas por disfunção motora decorrente de lesão cerebral não progressiva no início da vida. Em 1964, Bax¹ (apud Rosenbaum *et al.*, 2006), reportou uma definição para a PC que ainda é utilizada, por ser uma frase curta e de fácil tradução, sendo “uma desordem do movimento de postura causada por um defeito ou lesão no cérebro imaturo”.

Com a evolução dos exames por imagem e refinamento dos diagnósticos se identificou que esta definição necessitaria de complementação e esclarecimento, como a caracterização do que seria um cérebro imaturo e a inclusão de outras sequelas relacionadas ao desenvolvimento neurológico que frequentemente acompanham a PC. Deste modo, a definição mais atual da PC propõe a perspectiva de uma deficiência sensório-motora, sendo:

Paralisia Cerebral descreve um grupo de desordens permanentes no desenvolvimento do movimento e da postura, causando limitação nas atividades, que é atribuída a distúrbios não progressivos que ocorrem no cérebro do feto ou da criança. As desordens motoras da Paralisia Cerebral são frequentemente acompanhadas por distúrbios sensoriais, perceptivos, cognitivos, da comunicação e do comportamento; por epilepsia, e por problemas musculoesqueléticos secundários. (ROSENBAUM *et al.*, 2006)

A PC é definida como um grupo de desordens, pois pode manifestar-se de diversas maneiras e em diferentes níveis de severidade, podendo, quando mais grave,

¹ BAX, M.C.O. Terminology and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**. v 6, p. 295-307, 1964.

levar à imobilidade e até dependência total. Quando branda, apresentam-se habilidades adequadas de fala, independência no cuidado pessoal, marcha, corrida, mesmo que apresentando movimentos desajeitados (LEVITT, 2014).

Deste modo, a PC pode ser classificada considerando diferentes perspectivas. O Quadro 1 apresenta a contextualização de algumas destas perspectivas para a classificação da PC.

Anormalidades Motoras	A. Natureza e tipologia da desordem motora – a observação de alterações de tônus através de exame (e.g. hipertonía, hipotonia) assim como a presença do diagnóstico de desordens do movimento, como espasticidade, ataxia, distonia e atetose. B. Funcionalidade de habilidades motoras: o quanto os indivíduos são limitados em suas funções motoras, incluindo função oromotora e da fala.
Deficiências que acompanham a PC	Atraso ou ausência do desenvolvimento, problemas musculoesqueléticos e/ou a presença de problemas não motores do desenvolvimento neural ou sensorial, como convulsões; distúrbios de visão e audição; ou déficit de atenção, do comportamento, da comunicação ou da cognição; e que se estende para disparidades na interação em indivíduos com PC.
Distribuição anatômica e apontamentos em imagem neurológica	A. Distribuição Anatômica: as partes do corpo (membros, tronco, etc.) afetados por disparidades motoras ou limitações. B. Apontamentos em imagens neurológicas: os apontamentos feitos em imagens neurológicas por Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética, como o alargamento ventricular, perda de massa branca ou anomalias cerebrais.
Causa e tempo de ocorrência	Quando é claramente identificada a causa, como ocorre usualmente nos casos de PC após o nascimento (e.g. meningite, traumas na cabeça) ou quando há presença de más formações do cérebro, e quando se sabe o momento em que o ferimento ocorreu.

Quadro 1: Componentes para a classificação da Paralisia Cerebral

Fonte: adaptado de Rosenbaum *et al.* (2006)

Tendo como base as alterações motoras causadas pela PC é possível classificá-la em: espástica, caracterizada pela alteração do tônus muscular levando à rigidez e/ou espasticidade; atetóide, caracterizada por movimentos involuntários; e atáxica que está relacionada a distúrbios do equilíbrio e pode acompanhar a PC espástica e a PC atetóide (ROSENBAUM, et al.; 2006).

A média mundial de prevalência da PC é cerca de duas crianças a cada 1000 nascidos vivos, sendo a principal causa de deficiência física grave na infância (BRASIL, 2013a). No Brasil não há estudos que possam caracterizar a prevalência desta condição de saúde em escala nacional. Deste modo, pode-se aplicar as médias de países em desenvolvimento como estimativa (BRASIL, 2013a), sendo a ocorrência de 7 a cada 1000 nascidos vivos (ZANINI; CEMIN; PERALLES, 2009; FONSECA, 2011). Em estudos sobre o perfil de crianças atendidas em ambulatórios e centros de referência e que não possuem abrangência nacional observa-se maior frequência do sexo masculino e do tipo espástico (CARAVIELLO; CASSEFO; CHAMLIAN, 2006).

Quanto à distribuição anatômica, a paralisia cerebral do tipo espástica com alterações em ambos os lados do corpo é mais frequente que a unilateral, tanto em nascidos prematuros, com prevalência média de 73% e 21%, respectivamente, quanto os não prematuros (48,5%, bilateral e 36,5% unilateral) (HIMPENS *et al.*, 2008). No contexto da PC espástica, pode ser indicada a utilização de órteses, no sentido de prevenir deformidades articulares, melhorar a amplitude de movimento e aumentar a funcionalidade das estruturas corporais no desenvolvimento de atividades (CARAVIELLO; CASSEFO; CHAMLIAN, 2006).

2.2 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO DE ÓRTESES

Órteses são dispositivos de TA que podem assumir diversas funções em processos terapêuticos, podendo: proteger a cicatrização de estruturas; manter ou promover a amplitude de movimento de determinada articulação; substituir ou aumentar uma função; prevenir ou corrigir deformidades; oferecer repouso articular; reduzir a dor; servir como base para acessório de autoajuda, entre outros (PATERSON *et al.*, 2012; PETTEN; ÁVILA, 2010).

As órteses podem ser fabricadas por diversos processos e com diferentes materiais. Os processos de confecção de órtese estática personalizada hoje praticados são descritos por diferentes autores (DOMBROSKI; BALSDON; FROATS, 2014; PALLARI *et al.*, 2010; PALOUSEK *et al.*, 2014; PATERSON *et al.*, 2015). Um dos processos tradicionais de confecção de órteses pode ser observado na Figura 1. Este processo se inicia com a obtenção de um molde em atadura gessada da anatomia de interesse (Figura 1a). Neste molde são marcadas as áreas que necessitam de folga e/ou colocação de acolchoamento. Em seguida, este molde é

preenchido com gesso formando o modelo da anatomia do usuário (Figura 1b). O modelo é ajustado, suavizando a geometria.

Então, este modelo é encaminhado para a termo-moldagem utilizando um termoplástico de alta temperatura, termo que designa placas de polipropileno (PP) ou de policloreto de vinila (PCV), que são normalmente utilizados em espessuras entre 3 e 6 milímetros (Figura 1c). Após a conformação e o resfriamento determina-se qual o formato final da órtese, sendo removidos os excessos (Figura 1d). Finalizando o processo, é realizado o acabamento, com a colagem de acolchoamentos e de fitas para a fixação (Figura 1e).

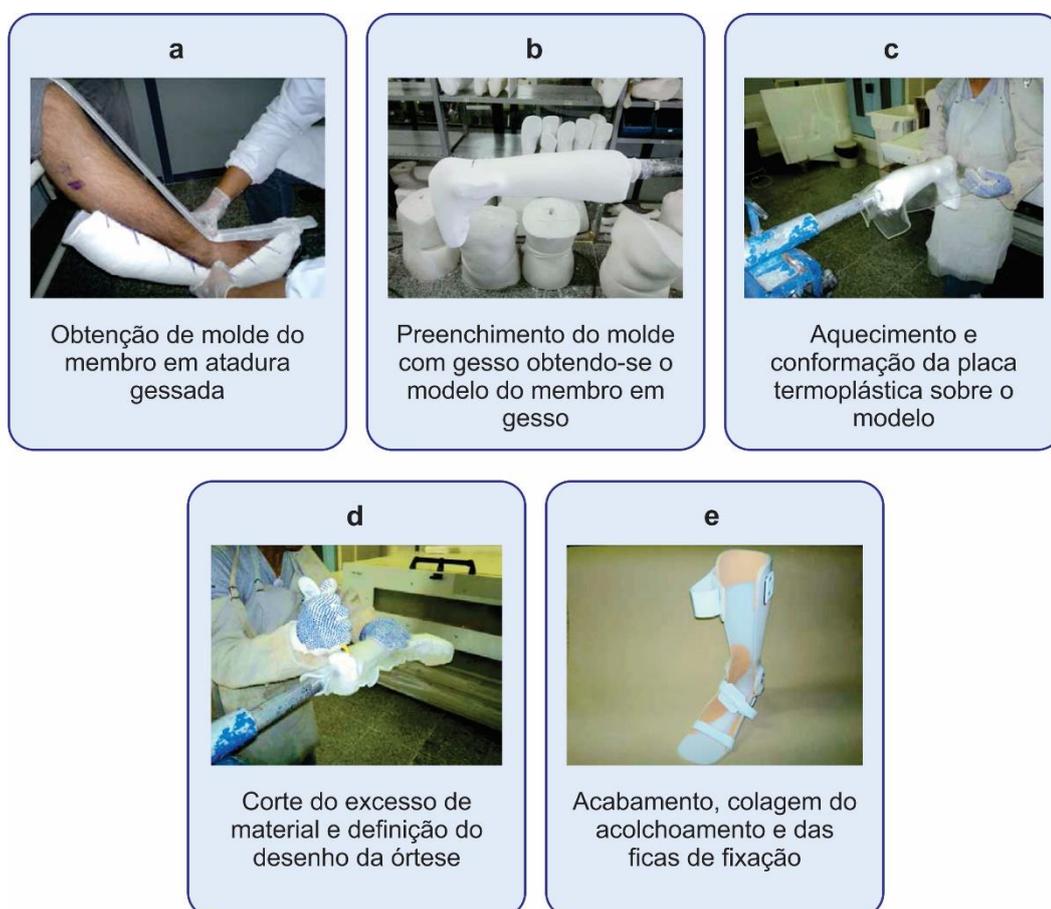


Figura 1: Fluxo do processo de confecção de órtese com termoplástico de alta temperatura
Fonte: adaptado de Brasil (2013b)

Alguns dos problemas deste processo, identificado em visitas a instituições dispensadoras de órteses, são: necessidade de várias visitas do usuário para a realização de ajustes dentro da oficina ortopédica; a quantidade de material descartado (molde, modelo e aparas do termoplástico); a dificuldade de estocagem

dos moldes e modelos caracteriza a baixa reprodutibilidade das órteses, sendo necessário reiniciar todo o processo.

Outro processo de confecção de órtese estática personalizada tem por base um material comumente denominado “termoplástico de baixa temperatura”, tendo como um de seus nomes comerciais o Ezeform. Este é um material compósito com base no polímero poly ϵ -caprolactone (FESS, 2002), que apresenta temperatura de fusão em torno 60°C. A temperatura desta resina é suportável para o contato com a pele, possibilitando sua modelagem diretamente sobre o membro do usuário. Com a utilização deste material eliminam-se as fases de confecção do molde em atadura gessada e do modelo em gesso. A sequência das etapas do processo de confecção de órteses utilizando o termoplástico de baixa temperatura pode ser visto na Figura 2.

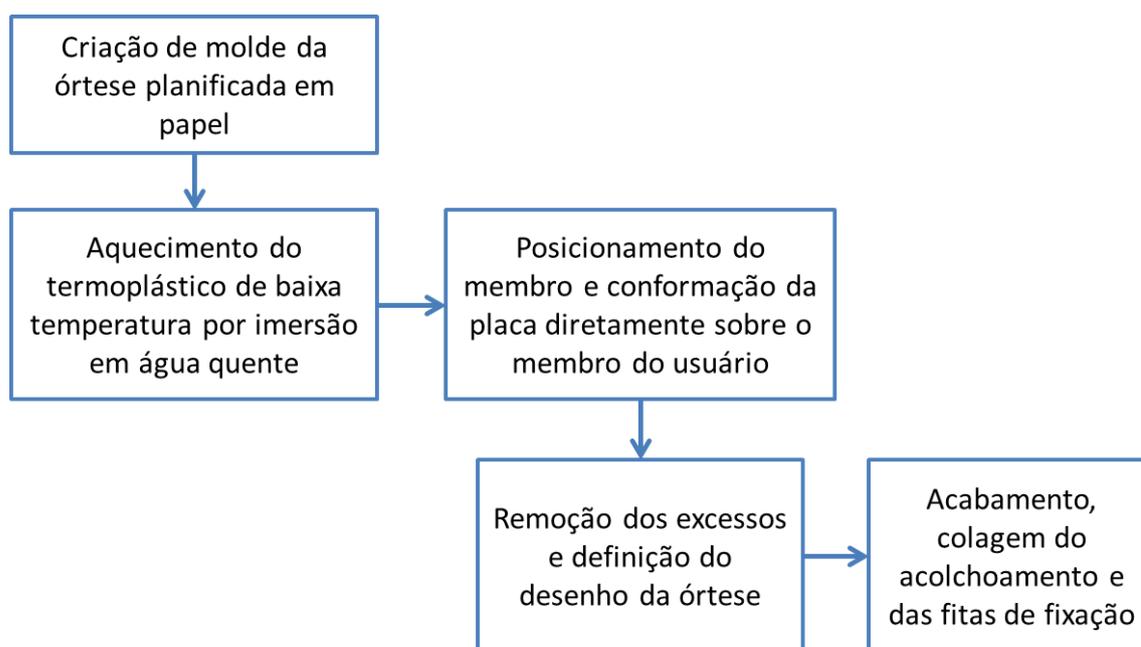


Figura 2: Fluxo do processo de confecção de órtese com termoplástico de baixa temperatura
Fonte: adaptado de Paterson *et al.* (2012)

Alguns problemas apresentados por este processo são: baixa vida útil do dispositivo, o material começa a se degradar após algumas moldagens; a órtese se deforma quando em contato com o calor; necessidade de acabamento de borda do material; o produto gerado não possibilita a transpiração da região apoiada; dificuldade do registro das melhorias proporcionadas pelo uso do dispositivo.

Uma alternativa para a fabricação destes dispositivos customizados, que se adequam a anatomia dos usuários, é a Manufatura Aditiva (AM). Desta forma vêm sendo desenvolvidos estudos a fim de validar e sistematizar o processo de desenvolvimento de órteses, procurando incorporar as tecnologias de fabricação digital. Podemos considerar que haverá uma mudança de base tecnológica com a introdução da AM. Esta mudança poderá impactar todo o sistema relacionado à órtese, podendo ampliar a participação dos usuários no processo de decisão sobre diversas variáveis do produto. Também possibilitará maior liberdade formal e estética, que impactam em ganhos de funcionalidade do produto e relacionando-se de maneira mais próxima à representação da identidade do usuário (BUEHLER *et al.*, 2015; HURST; KANE, 2013; PALOUSEK *et al.*, 2014).

As tecnologias de AM têm por base a adição de camadas de material controladas numericamente por computador, diferentemente dos processos convencionais de fabricação. Este processo de fabricação possibilita grande liberdade formal, permitindo gerar produtos de maior complexidade formal que seriam impossíveis de serem fabricados por processos convencionais de modelagem e com redução na quantidade de material consumido para a fabricação. Diversas tecnologias são classificadas como processos de AM, por exemplo: fotopolimerização em cuba, extrusão de material, jateamento de material, jateamento de aglutinante, fusão em leito de pó, adição de lâminas e deposição com energia direcionada (VOLPATO; CARVALHO, 2017).

Objetivando a customização em massa de órteses personalizadas para tornozelo e pé no contexto de pessoas com artrite reumatoide utilizando AM, Pallari *et al.* (2010) realizaram um estudo onde se desenvolveu um modelo do fluxo do processo de fabricação, que pode ser visto na Figura 3. Nesta proposta considera-se a utilização da tecnologia de sinterização a laser. Os autores compararam os produtos gerados por este processo em sete usuários com histórico de artrite reumatoide e que já utilizavam órteses customizadas, sendo avaliados os impactos imediatos sobre a marcha e a percepção de conforto. Como resultado das análises sobre a marcha, não foi identificada diferença significativa entre a órtese produzida pelos diferentes processos, tradicional e AM. Já na avaliação do conforto os usuários perceberam a falta de acolchoamento na órtese produzida por AM, assim como foi identificada a necessidade de maior suavização das superfícies.

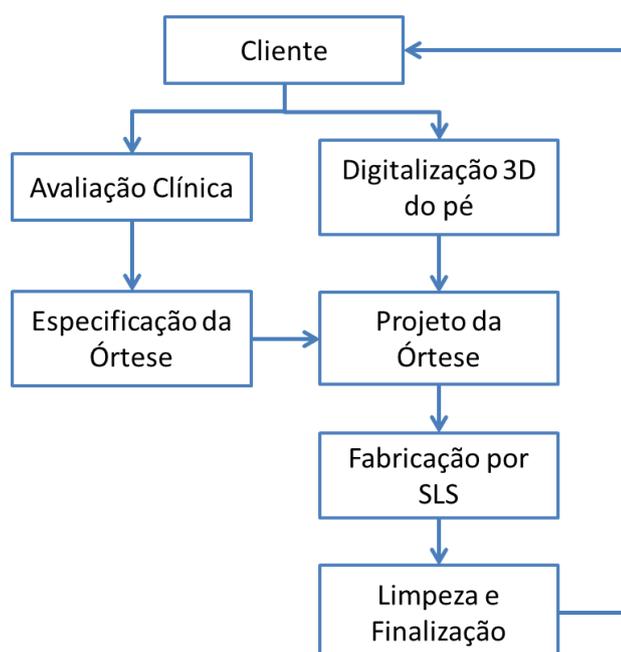


Figura 3: Processo de customização em massa de órteses para tornozelo e pé

Fonte: adaptado de Pallari *et al.* (2010)

Em um estudo piloto Palousek *et al.* (2014) utilizaram a AM como base tecnológica em uma proposta de processo de desenvolvimento de uma órtese para imobilização de punho. Nesta proposta os autores consideram sete etapas no desenvolvimento, sendo: aquisição de dados da anatomia de interesse; processamento dos dados poligonais; geração de superfície paramétrica; projeto em CAD; fabricação da órtese por AM; acabamento da superfície; e teste junto ao usuário. Neste estudo, foram desenvolvidas soluções que melhoraram o conforto no uso do dispositivo, como aberturas para ventilação na região da palma e do antebraço. Estas soluções são de difícil implementação pelos processos tradicionais de fabricação.

Paterson *et al.* (2012) descrevem a sistematização do desenvolvimento de órteses para membro superior no qual o fluxo proposto é apoiado por um programa computacional desenvolvido para auxiliar pessoas sem conhecimentos específicos em CAD 3D para o desenvolvimento destes produtos. Além desta sistematização, os autores propõem a exploração de possibilidades funcionais e estéticas que são possíveis apenas pelos processos de AM de multimateriais (Figura 4). Como resultado destas explorações identificam-se benefícios relacionados com a redução do peso, possibilidade de personalização com a participação dos usuários, a inserção de desenhos padronizados vazados que auxiliam na respiração e redução do suor na

região e a redução do volume de material na região da palma facilitando a preensão de objetos grandes.

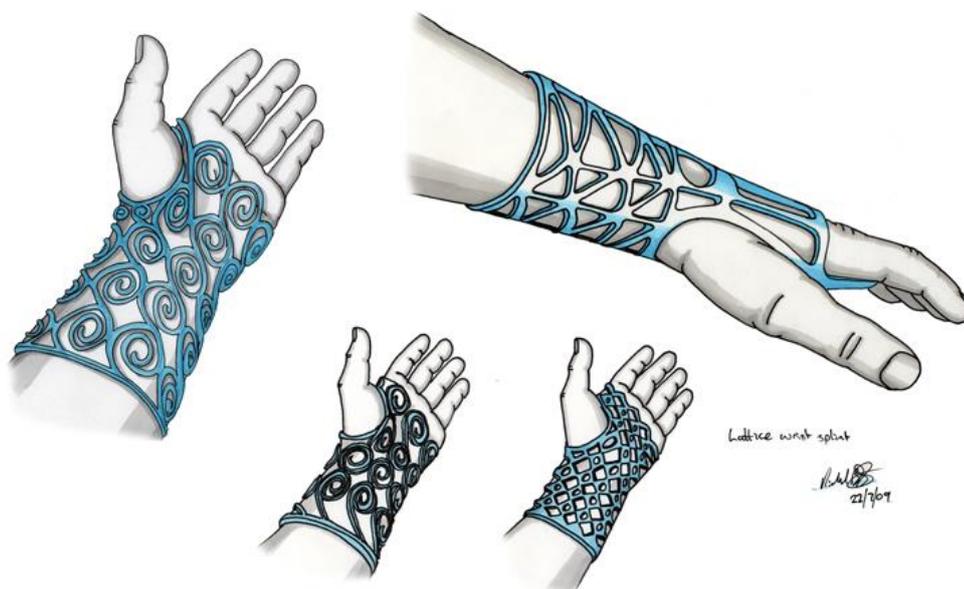


Figura 4: Propostas de conceitos de órteses para fabricação por AM
Fonte: Paterson et al. (2012)

Visando o desenvolvimento e a otimização do projeto de órteses personalizadas para tornozelo e pé, Pallari *et al.* (2010) realizaram um estudo onde identificaram, por meio de um levantamento bibliográfico, a viabilidade da utilização da AM para a fabricação de produtos com baixos volumes e curto tempo de entrega, assim como o contexto de próteses e órteses. Os autores ressaltam que nos estudos levantados foram produzidos equipamentos com o mesmo projeto fabricado pelos processos tradicionais. Deste modo, os autores propõem a otimização deste projeto com base na análise de elementos finitos realizada sobre diferentes modelos digitais simulando as forças de flexão e extensão presentes na marcha humana. Como resultado desta análise, propôs-se uma redução em cerca de 50% do material utilizado para a fabricação do dispositivo. Pallari *et al.* (2010) também citam a possibilidade de exploração formal característica destes processos de fabricação no sentido de melhoria do projeto, como a criação de estruturas de amortecimento que podem ser inseridas em regiões de maior pressão.

Dombroski *et al.* (2014) apresentam os benefícios providos por órteses customizadas para pé, neste contexto propõem a utilização de um processo de AM de baixo custo para a fabricação destes dispositivos. O fluxo deste processo que utiliza

ferramentas digitais de baixo custo consiste em: digitalização 3D do pé utilizando o equipamento Microsoft Kinect 360; tratamento da superfície digitalizada em programa computacional CAD de licença livre; e impressão do pé em máquina que utiliza a tecnologia de modelagem por fusão e deposição (FDM – *fused deposition modeling*) para a fabricação da órtese. De maneira comparativa, os autores avaliam a marcha de um indivíduo utilizando uma palmilha produzida pelo processo tradicional e utilizando a palmilha fabricada por AM. Como resultado indicou-se pequena variação entre as órteses produzidas pelos diferentes processos, indicando a viabilidade da utilização da AM sem comprometimento da funcionalidade terapêutica do produto.

Kim e Jeong (2015) propõem a confecção de uma órtese híbrida para o tratamento de fraturas de punho visando solucionar questões relacionadas ao uso de atadura gessada. Esta proposta consiste em uma estrutura interna conformada à anatomia do usuário e uma estrutura externa fabricada por molde de injeção com a função de proteger a região de choques mecânicos. O processo proposto consiste em: digitalização 3D, tratamento da superfície, criação da estrutura interna, impressão da estrutura interna e pós-processamento. O produto desenvolvido pelos autores cumpriu com a sua função proposta. A divisão da órtese em duas estruturas promoveu uma redução do tempo de impressão de 9 horas e 30 minutos, do estudo realizado por Palousek *et al.* (2014), para 3 horas e 35 minutos. Porém ainda não se apresentou viável para aplicação comercial, considerando que o tempo gasto na execução do processo completo para a entrega do dispositivo foi cerca de 8 horas.

Em todos os estudos encontrados com base na proposta de inserção de tecnologias digitais na fabricação de órteses identificou-se como etapa crucial a aquisição de dados da anatomia do usuário. Palousek *et al.* (2014), reforça a importância do correto posicionamento do segmento corporal de interesse no momento da digitalização 3D, pois este será a referência para o desenvolvimento da órtese em ambiente digital.

Algumas limitações do processo de desenvolvimento de órteses personalizadas por AM são: posicionamento e imobilização da anatomia para realizar a digitalização 3D; custo dos equipamentos para digitalização 3D e para fabricação por AM; tempo de tratamento da superfície obtida pela digitalização 3D da anatomia; necessidade de utilização de programas computacionais específicos para tratamento

da superfície e modelagem do produto; conhecimentos técnicos para a operação dos programas computacionais e dos equipamentos.

2.3 DIGITALIZAÇÃO 3D

Os digitalizadores 3D podem ser classificados, de maneira genérica, em dois grandes grupos, os digitalizadores com contato físico e os digitalizadores sem contato físico. Os digitalizadores 3D com contato físico são divididos em grupos de acordo com a tecnologia utilizada, sendo: Triangulação Ultrassônica; Triangulação Eletromagnética; Apalpamento em Máquina de Fresamento e Apalpamento em Máquina de Medição por Coordenadas (FREITAS, 2006). Já os digitalizadores sem contato físico são divididos em grupos, sendo sensores ópticos e não ópticos. Os digitalizadores sem contato físico também podem ser classificados como ativos ou passivos, diretos ou indiretos, registro de dados de distância ou em orientação de superfície (SANSONI *et al.*, 2009).

Os sensores não ópticos podem ser descritos por sensores acústicos (ultrassônicos e sísmicos) e eletromagnéticos (infravermelho, ultravioleta e radar de microondas). Normalmente estes sensores medem o tempo necessário para o retorno de um sinal emitido, podendo assim reconstruir o objeto tridimensional como um modelo digital (SANSONI *et al.*, 2009).

Sansoni *et al.* (2009) descrevem que os sensores ópticos podem ter como base triangulação, tempo de retorno de sinal emitido ou imagens monoculares. Os sensores ópticos podem ser passivos, quando capturam informações utilizando a luz do ambiente; e ativos, quando utilizam uma fonte de luz interna como meio de coleta de informações. Também podem ser uma coleta de dados direta, quando a informação digital é formada por dados de distância, entre a superfície a ser digitalizada e a referência do equipamento. Considera-se indireto o processo de digitalização que ocorre pela dedução de medidas em imagens monoculares e de informações conhecidas do objeto, que resultam em dados de distância ou em dados orientados por uma superfície. O Anexo A apresenta um quadro relacionando as tecnologias óticas para digitalização 3D e suas classificações.

O resultado da digitalização utilizando de determinada tecnologia e equipamento está relacionado à sua correta aplicação, onde é possível identificar vantagens e desvantagens dos equipamentos em relação a diferentes contextos.

Koutny *et al.* (2012) contextualizam que a maior parte dos digitalizadores 3D não foi projetada para a captura de objetos vivos, assumindo que os objetos não irão se movimentar. No entanto, durante a digitalização 3D de objetos vivos sempre ocorrem movimentações, mesmo que muito pequenas. No contexto da aplicação para a digitalização de partes do corpo, Ciobanu *et al.* (2013) indicam a utilização de equipamentos com base em triangulação a laser, luz estruturada e fotogrametria.

No Anexo B estão sumarizadas, em forma de quadro, as vantagens e desvantagens características das diferentes tecnologias de digitalização 3D óptica levantados por Sansoni *et al.* (2009). No Quadro 2 apresenta-se um recorte destas características relevando as tecnologias indicadas por Ciobanu *et al.* (2013) para a digitalização 3D do corpo humano.

Tecnologia	Vantagens	Desvantagens
Triangulação a Laser	Relativamente simples Performance geralmente independente da luz do ambiente Alta taxa de aquisição de dados	Questões de segurança relacionadas ao uso do laser Volume de alcance e medição limitados Perda de dados em decorrência de sombras e oclusões Custo
<i>Time of flight</i>	Medição de médio e longo alcance Boa taxa de aquisição de dados Desempenho geralmente independente da iluminação do ambiente	Custo Em alcances fechados a precisão é inferior do que a triangulação
Luz Estruturada	Alta taxa de aquisição de dados Volume de aquisição de dados indeterminado Performance geralmente depende da iluminação do ambiente	Questões de segurança quando utiliza laser Média complexidade computacional Perda de dados em decorrência de sombras e oclusões Custo
Fotogrametria	Simple e sem custos Alta precisão quando possui marcadores bem definidos	Alta demanda computacional Cobertura de dados esparsa Limitado a cenas bem definidas Baixa taxa de aquisição de dados

Quadro 2: Vantagens e desvantagens das tecnologias de digitalização 3D

Fonte: adaptado de Sansoni *et al.* (2009)

Blais (2004), ao fazer uma revisão das tecnologias desenvolvidas nos vinte anos anteriores à realização de sua pesquisa, concluiu como uma tendência a aquisição de dados com o uso conjunto de diferentes tecnologias, não somente para complementação de informações, mas igualmente para apoiar as diversas aplicações que a digitalização 3D possui. Sansoni *et al.* (2009) reforçam algumas questões

relacionadas à não popularização da digitalização 3D, sendo: o custo para aquisição e manutenção dos equipamentos; o fato das aplicações relevantes estarem dentro da indústria e o processo ser ainda complexo e dependente de habilidades dos operadores.

2.3.1 Digitalização 3D de partes do corpo humano

As ferramentas de digitalização 3D foram inicialmente desenvolvidas e aplicadas em contextos industriais, como em inspeção dimensional de peças e na engenharia reversa. Porém a utilização de ferramentas de digitalização 3D sem contato físico sobre o corpo humano se iniciou com a necessidade de levantamento de grande volume de dados antropométricos de indivíduos e de populações (SIMMONS, 2001).

Para a digitalização 3D de segmentos do corpo humano, Koutny *et al.* (2012) apresentam um estudo comparativo entre quatro equipamentos (Artec MH, ATOS I, zSnapper portable e Zscanner 700). Os autores realizaram esta comparação com o objetivo de obtenção de modelos digitais para o desenvolvimento de próteses e órteses. Duas abordagens para a obtenção destas geometrias foram realizadas, sendo a digitalização 3D direta de partes do corpo e a digitalização 3D indireta, obtida pela digitalização de moldes em gesso de partes do corpo.

Koutny *et al.* (2012) avaliaram os equipamentos tendo como parâmetros: precisão, resolução, mobilidade, volume de digitalização, tempo de preparação e tempo de digitalização, facilidade de uso, versatilidade e custo. Para a avaliação dos modelos digitais gerados pela digitalização, em formato STL (*STereoLithography*), foram considerados como parâmetros: número de triângulos, número de capturas, tempo de digitalização, tempo de pós-processamento e qualidade visual. Como conclusão os autores contextualizam que, para a digitalização dos moldes em gesso, os escâneres que apresentaram melhores resultados em relação às variáveis avaliadas foram os que necessitavam de maior tempo de preparação e não apresentaram facilidade no uso, caracterizado pelos equipamentos ATOS I e ATOS TripleScan. O equipamento que apresentou melhor resultado na digitalização 3D direta de partes do corpo, considerando as variáveis citadas e a facilidade de uso e tempo de digitalização requeridos para o processamento de dados foi o ArtecMH.

Ao considerarem o contexto da customização em massa com foco em produtos de TA, como órteses para punho fabricadas por manufatura aditiva, Paterson *et al.* (2010) realizaram um levantamento sobre as tecnologias utilizadas para a aquisição de dados da anatomia que poderiam ser aplicados na captação da geometria das mãos. De maneira comparativa são apresentadas vantagens e desvantagens de quatro métodos de aquisição, sendo: tomografia computadorizada, imagem por ressonância magnética, escaneamento 3D a laser e antropometria.

Paterson *et al.* (2010) identificam como um problema comum a todos os processos de digitalização 3D da mão a ocorrência de movimentos, involuntários ou não. Como resultado apontam que, para este fim, a digitalização 3D a laser se apresenta como melhor opção, considerando: a resolução, segurança do paciente, custo, velocidade e eficiência, principalmente quando associado ao uso de moldes em gesso em um processo de digitalização 3D indireta. Os autores ressaltam que a etapa de digitalização 3D é considerada essencial para a fabricação de produtos customizados e adequados à anatomia dos usuários.

Com o foco no desenvolvimento de produtos personalizados para pessoas com deficiência, Silva *et al.* (2010) desenvolveram um estudo comparativo entre diferentes processos de digitalização 3D. Neste estudo, foram analisados os equipamentos: Escâner a laser de ponto por sensor conoscópico (Digimill 3D da Tecnodrill); Escâner a laser de linha por triangulação (Vivid 9i da Konica Minolta); digitalização baseada em fotografia (fotogrametria), com a máquina Cybershot DSC-S500 da Sony e o programa computacional PhotoModeler. Os autores analisaram a quantidade de pontos, quantidade de triângulos e a resolução obtida. Para o levantamento dos desvios dimensionais dos modelos digitais obtidos, utilizou-se como referência o modelo digital gerado pelo escâner de laser de ponto por sensor conoscópico, com a justificativa deste apresentar maior resolução e maior precisão nominal.

Os autores apresentam como conclusões que o escâner a laser de ponto por sensor conoscópico é o mais preciso, porém demanda elevado tempo para a digitalização e possui limitações quanto ao tamanho e ao posicionamento do modelo físico. O escâner por triangulação a laser teve destaque sobre a velocidade de obtenção do modelo digital e com boa precisão dimensional, porém é um escâner que demanda alto investimento. A Fotogrametria pode apresentar-se como uma alternativa para a digitalização de partes do corpo humano, principalmente no contexto

da digitalização direta, apesar de apresentar malha esparsa e grande dependência de programas computacionais especializados para tratamento da geometria.

Com objetivo de normalizar o levantamento de dados antropométricos e a geração de um banco de dados digitais comum, foi estabelecida a ISO 7250 – *part 1*. Esta normativa indica como se obter medidas antropométricas que podem ser utilizadas como base para o desenvolvimento de produtos e já indica a correlação destas medições com estratégias de coleta de dados por digitalização 3D. Já outra normativa, a ISO 20685:2010, indica protocolos para a digitalização 3D do corpo humano para a aquisição dos dados antropométricos definidos na ISO 7250. Nestas normativas é especificado o erro máximo do equipamento para a digitalização do corpo humano com finalidade de levantamento antropométrico. O desvio máximo indicado é de 1 milímetro para as medidas da mão quando comparado ao processo de aquisição de medidas tradicional.

2.3.2 Digitalização 3D de baixo custo

Tecnologias de baixo custo para a digitalização 3D vêm se disseminando juntamente com o desenvolvimento de equipamentos de impressão 3D *opensource* popularizadas pelo *Makers movement*. Este movimento propõe a construção de ambientes onde seja possível a livre exploração de novas possibilidades de fabricação e a interação com os processos produtivos e tecnologias, possibilitando a pesquisa, o desenvolvimento e a disseminação destes (LINDTNER; HERTZ; DOURISH, 2014). A partir do lançamento do Kinect 360, no ano de 2010, e sua readequação para a geração de malhas 3D, surgiram diversos projetos de equipamentos e alguns programas computacionais para a reconstrução digital 3D de objetos (GUIDI *et al.* 2016). Alguns destes projetos são compartilhados em comunidades de troca livre de conhecimentos como a Instructables².

Em alguns estudos que citam a digitalização 3D de baixo custo é utilizado o equipamento Kinect 360 (DOMBROSKI; BALSDON; FROATS, 2014; MANKOFF; RUSSO, 2013; STRAUB; KERLIN, 2014; ZHANG, 2012). Este sensor foi desenvolvido pela Microsoft® e é integrado ao videogame Xbox 360, proporcionando uma nova maneira de interagir com jogos e aplicações, utilizando o corpo e sem a necessidade

² Instructables: plataforma digital para compartilhamentos de conhecimentos acessível pelo link <http://www.instructables.com/>

de controles físicos (ZHANG, 2012). O Kinect 360 custa em torno de R\$ 600,00 e o Kinect One R\$ 1100,00, em orçamentos levantados durante o período de realização do presente estudo.

O Kinect 360 é constituído por um emissor infravermelho (IR), um sensor IR, desenvolvido pela empresa PrimeSense®, uma câmera com captação de três canais de cor, sendo o vermelho (R), verde (G) e azul (B) que gera imagens com resolução de 640x480 pixels, além de dois microfones e um motor. O emissor IR projeta um padrão de pontos estruturado que é captado pelo sensor, por meio da comparação deste padrão estruturado e o captado pelo sensor é possível construir uma imagem em profundidade, apresentando o mesmo princípio de funcionamento da tecnologia de digitalização 3D por luz estruturada (Figura 5). Esta imagem em profundidade é fundida às imagens captadas pela câmera RGB, produzindo aquilo que é chamado imagens RGB-D, sendo uma nuvem de pontos tridimensional com informações de cor, este conjunto de informações é utilizado para a construção de malhas tridimensionais (BRAGANÇA *et al.*, 2014; CRUZ; LUCIO; VELHO, 2012; GUANGSONG; JIEHONG, 2013; SMISEK; JANCOSSEK; PAJDLA, 2011; XU *et al.*, 2012; ZHANG, 2012).

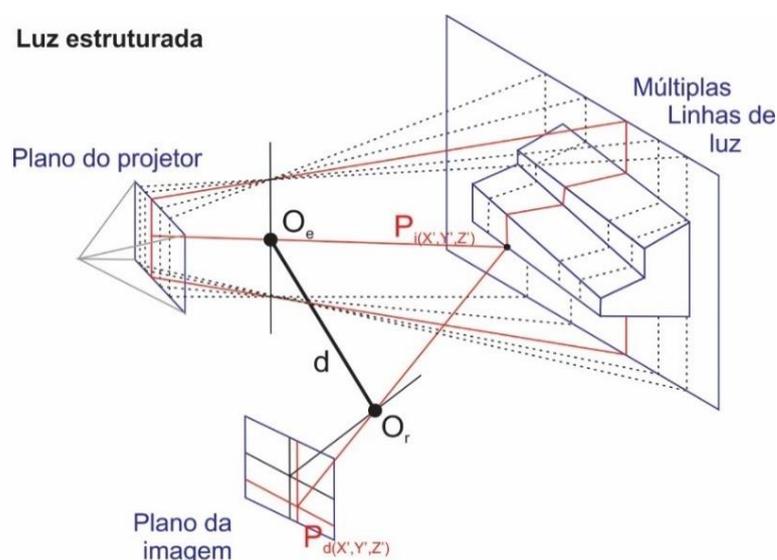


Figura 5: Princípio da Digitalização por luz estruturada

Fonte: Adaptado de Sansoni *et al.* (2009)

Na Figura 5 está representado de modo esquemático o sistema de digitalização por luz estruturada, onde projeta-se sobre a superfície um padrão de luz, este é captado por um sensor (O_r). Sabendo-se a distância (d) entre o emissor (O_e) e o receptor (O_r) e tendo o registro de um plano de imagem de referência é possível inferir

a posição de pontos, que compõe superfície, no espaço, como exemplificado o ponto “P” (SANSONI *et al.*, 2009).

O sensor Kinect One foi lançado no mercado no ano de 2013 utilizando outro princípio para a reconstrução tridimensional chamado *time of flight* (GUIDI; *et al*, 2016). O novo equipamento gera imagens RGB com 1920 x 1080 pixels de tamanho. Esta alteração resulta em um aumento do ângulo de captação de 63°x50°, no Kinect 360, para 70°x60° no Kinect One. Para a integração deste novo equipamento ao computador é necessária a aquisição de um adaptador e requisitos computacionais mais avançados como uma porta do tipo USB 3.0 (*Universal Serial Bus*), 4 GB de memória RAM (*Random Access Memory*) e placa de vídeo compatível com a aplicação KinectFusion (MICROSOFT, 2016a).

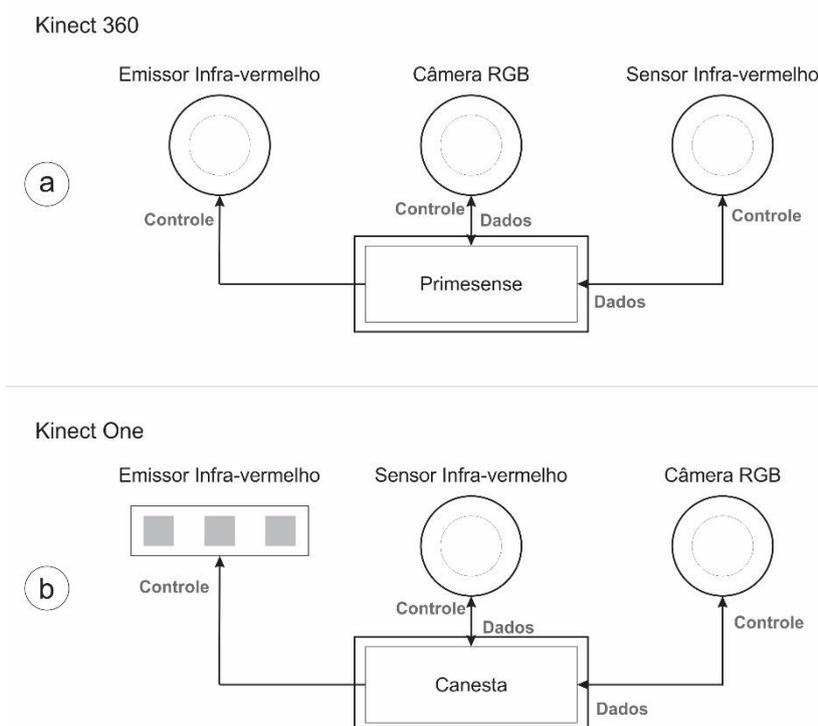


Figura 6: Representação Esquemática dos Elementos que Compõem o Kinect 360 (a) e Kinect One (b)

Fonte: Adaptado de Guidi *et al.* (2016)

Objetivando a reconstrução tridimensional e a impressão 3D a Microsoft desenvolveu e disponibilizou gratuitamente aos usuários de Windows 8.1 ou 10 os programas 3D Scan e 3D Builder, que funcionam em conjunto. Para a realização da digitalização 3D a empresa recomenda, ainda: iluminação configurada de modo a não

gerar sombras visíveis sobre o objeto a ser digitalizado; a distância do objeto em relação ao fundo deve ser a maior possível, e o fundo não deve ser reflexivo para evitar a formação de ruídos, a distância ótima do sensor ao objeto deve ser em torno de 90cm.

A utilização do equipamento Kinect 360 e do Kinect One para a realização da digitalização 3D pode se apresentar por diferentes abordagens. As duas principais abordagens para a utilização destes equipamentos são objeto estacionário e equipamento estacionário. A digitalização de objeto estacionário ocorre com a movimentação do equipamento em torno de um objeto estático para a aquisição da geometria, esta aquisição pode ser realizada em múltiplas capturas. A outra abordagem propõe o posicionamento estático do equipamento e a colocação do objeto sobre uma plataforma giratória para a aquisição dos dados geométricos do objeto (MICROSOFT, 2016a; OCCIPITAL, 2017).

Bragança *et al.* (2014) analisaram o uso de um sistema desenvolvido para a digitalização do corpo humano objetivando a coleta de dados antropométricos que utilizou quatro equipamentos Kinect 360. No estudo concluiu-se que os resultados obtidos não podem ser comparados com o método tradicional definido pela ISO 7250, porém é possível sua utilização para outros fins, como a indústria do vestuário.

Com o mesmo objetivo, aquisição de dados antropométricos, Brendler (2014) utiliza o Kinect 360 em conjunto com o programa computacional Kscan e apresenta as seguintes conclusões: dificuldade no detalhamento de áreas como as mão, pés e orelhas; para melhoria dos resultados a iluminação deve ser difusa e uniforme com fonte artificial fluorescente (*e.g.* lâmpada fluorescente); a distância do sensor ao objeto deve ser de cerca de 60cm; a utilização de marcadores visuais, como listras e quadriculados, pode auxiliar o alinhamento manual de diferentes capturas de malhas tridimensionais; o objeto não deve se movimentar, principalmente quando há mais de uma captura de imagem.

Brendler *et al.* (2015) realizaram um estudo para verificar a possibilidade de utilização do Kinect 360 para a digitalização 3D de segmentos corporais para o desenvolvimento de produtos personalizados. De modo comparativo, realizaram a digitalização 3D da perna de um indivíduo utilizando o Kinect 360 e o escâner Artec Eva (tecnologia de luz estruturada). Algumas diferenças entre as geometrias geradas podem ser observadas na Figura 7. O método utilizado para realizar a comparação

entre os equipamentos e avaliar a possibilidade de aplicação no desenvolvimento de produtos personalizados pode ser descrita nas seguintes etapas: digitalização 3D, processamento das malhas 3D, análise dimensional comparativa utilizando o programa Geomagic Qualify, usinagem dos modelos 3D em espuma rígida de poliuretano D40, análise visual, mapeamento da distribuição de pressão e registro termográfico dos modelos usinados colocados sobre o segmento corporal digitalizado.

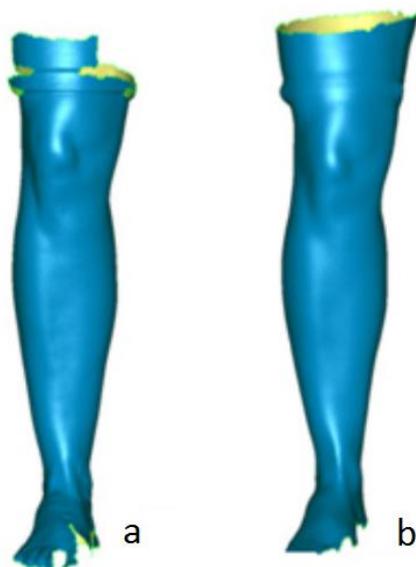


Figura 7: Modelos 3D gerados pelos escâneres Artec Eva (a) e Kinect 360 (b)
Fonte: Brendler *et al.* (2015)

Como conclusão, Brendler *et al.* (2015) indicam que os modelos gerados pelo Kinect 360 apresentaram piores resultados nos testes realizados, mas que não o invalidam para a aplicação no desenvolvimento de produtos personalizados, pois, segundo os autores, não há estudos que indicam a precisão necessária para a digitalização 3D neste contexto. Deste modo é uma alternativa de baixo custo para a digitalização de segmentos corporais visando o desenvolvimento de produtos personalizados.

Zhang (2012) recomenda que os usuários de Kinect realizem sua calibração sempre que perceberem que o equipamento não está respondendo adequadamente. A calibração consiste em minimizar diferenças entre pontos captados pela câmera RGB e o sensor IR, assim como reduzir as distorções ocorridas nestas câmeras. A Microsoft (2016b) recomenda a realização da calibração do sensor Kinect 360: utilizando um cartão padrão quando conectado ao Xbox 360, deve-se posicionar o

cartão paralelamente ao sensor e localizá-lo no local indicado pela imagem no monitor, este processo pode ser ilustrado de maneira esquemática na Figura 8.



Figura 8: Calibração do Kinect 360 recomendada pela Microsoft
Fonte: Microsoft (2016b)

Para a utilização do Kinect 360 e Kinect One conectado ao computador podem ser utilizados diferentes programas computacionais. No Quadro 3 estão listados alguns destes programas que podem gerar malhas tridimensionais.

Equipamento	Fabricante	Programa	Valor da Licença
Kinect 360	LMI Technologies	Kscan	Gratuito
	Occipital (ManCLT)	Skaneect	US\$129,00
	Faro	Scenect	Gratuito
	Profactor	Reconstructme	Gratuito
	Microsoft	Kinect Fusion 1.8	Gratuito
Kinect One	Microsoft	3D Scan	Gratuito para usuários de Windows 8.1 e 10
	Microsoft	Kinect Fusion 2.0	Gratuito

Quadro 3: Programas computacionais para geração de malhas 3D com Kinect³

Considerando o contexto de baixo custo para a realização da digitalização 3D de objetos, pode-se investigar os programas computacionais que realizam a reconstrução tridimensional com base em fotografia, tecnologia que utiliza o princípio

³ Todos os quadros, tabelas e figuras sem indicação de fonte são de autoria própria.

da fotogrametria. Como ressaltado por Silva *et al.* (2010), a fotogrametria digital é uma tecnologia de digitalização 3D que requer equipamentos mais baratos quando comparada a outras, e. g. laser e luz estruturada.

De modo geral, para se realizar a reconstrução 3D com base na fotogrametria é necessária uma câmera fotográfica, para captura das imagens bidimensionais, e um programa computacional, que realizará a reconstrução 3D da cena a ser digitalizada. Como procedimento para a aquisição das fotografias é necessário determinar-se uma distância na qual o objeto ocupe a maior área possível na imagem fotográfica gerada. Deve-se manter as mesmas configurações da câmera em todas as capturas, evitando alterar a lente, o foco, o tempo de exposição e a abertura do diafragma. Na utilização de lentes com zoom, recomenda-se a utilização de uma fita para a fixação do posicionamento da lente (AUTODESK, 2017)

Nguyen *et al.* (2012) apresentaram um estudo comparativo entre três diferentes programas comerciais de reconstrução 3D com base em fotografias (123DCatch, Agisoft e Hyper3D). Os autores concluíram que o maior número de fotos favorece a melhoria da fidelidade do modelo digital assim como a redução de lacunas na superfície gerada. Outro fator que possui influência significativa é a resolução das imagens capturadas. Quanto maior a resolução das imagens melhor a textura da superfície, porém isso não influencia o número de lacunas da malha.

Ahrens *et al.* (2013) realizaram um estudo comparando dois programas computacionais para a reconstrução 3D de objetos por meio de fotografias, 123DCatch e 3DSom, indicando que o 123DCatch apresenta melhor resultado quanto ao tempo de processamento, a facilidade de utilização e a precisão do modelo 3D gerado, com erro relativo inferior a 1,52% nas dimensões comparadas com o modelo original.

O 123DCatch é um programa computacional produzido e distribuído gratuitamente pela Autodesk®. A reconstrução 3D realizada por este programa ocorre com base no princípio da fotogrametria. Algumas especificações para a captura das imagens devem ser cumpridas visando a obtenção de melhores resultados na geração de malhas tridimensionais (AUTODESK, 2016), sendo: captação de imagens em sequência em diferentes posições e planos, como ilustrado na Figura 9; inserção de pontos de referência na cena, seja apoiando o objeto sobre uma superfície com

detalhes, como uma folha de jornal, ou posicionando outros materiais próximos ao objeto; evitar objetos e superfícies transparentes e/ou reflexivas.

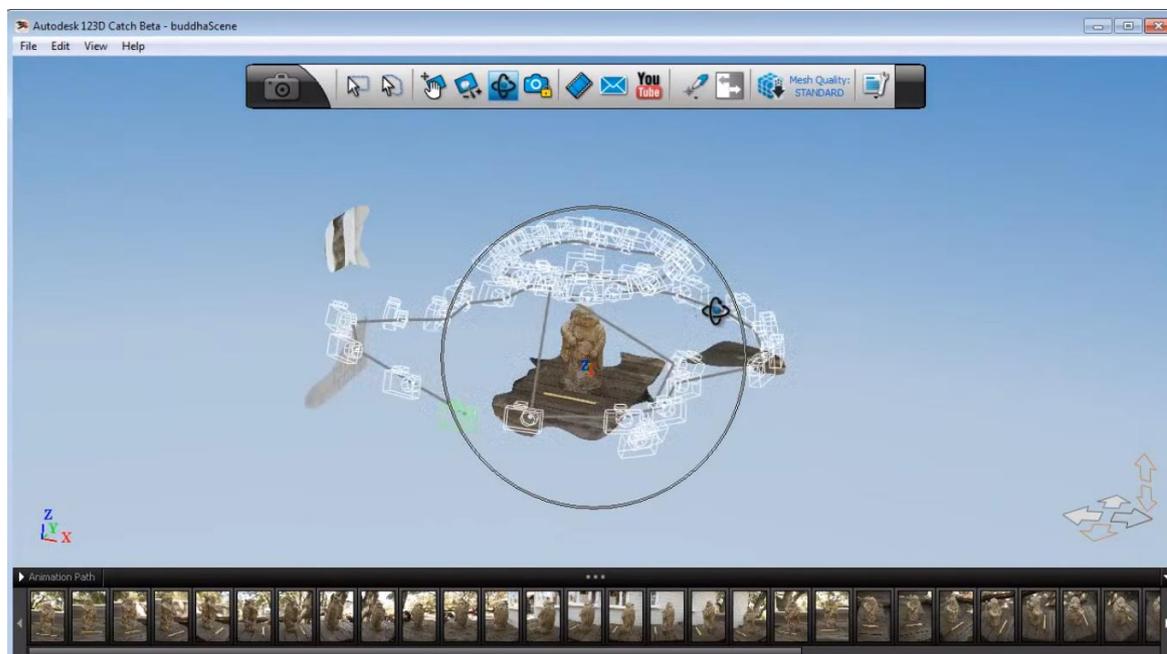


Figura 9: Ambiente do programa 123DCatch

Fonte: Autodesk (2016)

Santagati e Inzerillo (2013) realizaram uma comparação entre malhas 3D geradas pelo 123D Catch e por um escâner laser 3000 HDS produzido pela Leica Geosystem, objetivando uma avaliação deste recurso no contexto de registro do patrimônio cultural arquitetônico. Em suas conclusões os autores reforçam o impacto do número de imagens e da resolução destas para melhoria do resultado. Indicam como pontos fortes do 123D Catch: baixo custo de processamento; processamento na nuvem; a precisão dimensional para objetos pequenos com diferenças de grandeza milimétrica, e para objetos grandes e construções apresenta variações entre 1 e 2 cm; possibilidade do uso de máquinas fotográficas não profissionais. Como desvantagens do programa 123D Catch, estão: a necessidade de envio de fotos ordenadas; e de captação do objeto como um todo, não sendo possível a junção de superfícies geradas por diferentes capturas dentro do software.

Durante o desenvolvimento deste estudo a empresa detentora do programa computacional 123DCatch, Autodesk, descontinuou o fornecimento deste programa. A Autodesk lançou o programa ReMake como substituto às funcionalidades do 123DCatch.

2.4 AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO 3D

Diversos estudos vêm investigando maneiras de avaliar e otimizar os equipamentos de digitalização 3D, porém há certa dificuldade em estabelecer padrões para a avaliação da performance destes equipamentos. Esta dificuldade está na diversidade de princípios e tecnologias para a realização da digitalização 3D, assim como as diferentes etapas às quais os dados digitalizados passam até a geração da malha digital 3D, sendo a aquisição de dados 3D, processamento de dados 3D e registro dos dados 3D (GUIDI *et al.*, 2016).

A avaliação de equipamentos de digitalização 3D pode estar focada no processo de aquisição de dados, considerando que diversas variáveis existentes em cada equipamento ou sistema de digitalização não são controláveis pelos usuários. Esta abordagem de avaliação considera o conceito de “*black box*”, ou seja, são equipamentos fechados, aos quais não se tem controle sobre todas as variáveis (GUIDI; *et al*, 2010).

Zúñiga (2013), para a realização de um estudo de repetibilidade e reprodutibilidade do escâner 3D NextEngine, propõe a utilização de uma peça de teste padrão, definição de parâmetros geométricos e medição destes parâmetros em ambiente CAD 3D.

A peça utilizada no estudo de Zúñiga (2013) foi desenvolvida pela autora em ambiente CAD 3D, utilizando o programa computacional SolidEdge, e fabricada por usinagem em alumínio (Figura 10). A reflexão do material em que a peça foi fabricada (alumínio) pode interferir no processo de digitalização por triangulação a laser, deste modo, a peça foi pintada na cor branca, com acabamento fosco. Para a obtenção das medidas padrão foi utilizada a máquina de medição por coordenadas (MMC) QM-353, fabricada pela Mitutoyo, apresentando um erro de apalpação para pontos de 3,2 μm e uma incerteza expandida de medição (95%) para comprimento de $U = 1,2 + L/600$. A peça padrão foi reconstruída como sólido em ambiente CAD 3D, utilizando o programa computacional Rhinoceros, partindo dos dados de superfície obtidos na MMC, obtendo assim uma peça padrão virtual.

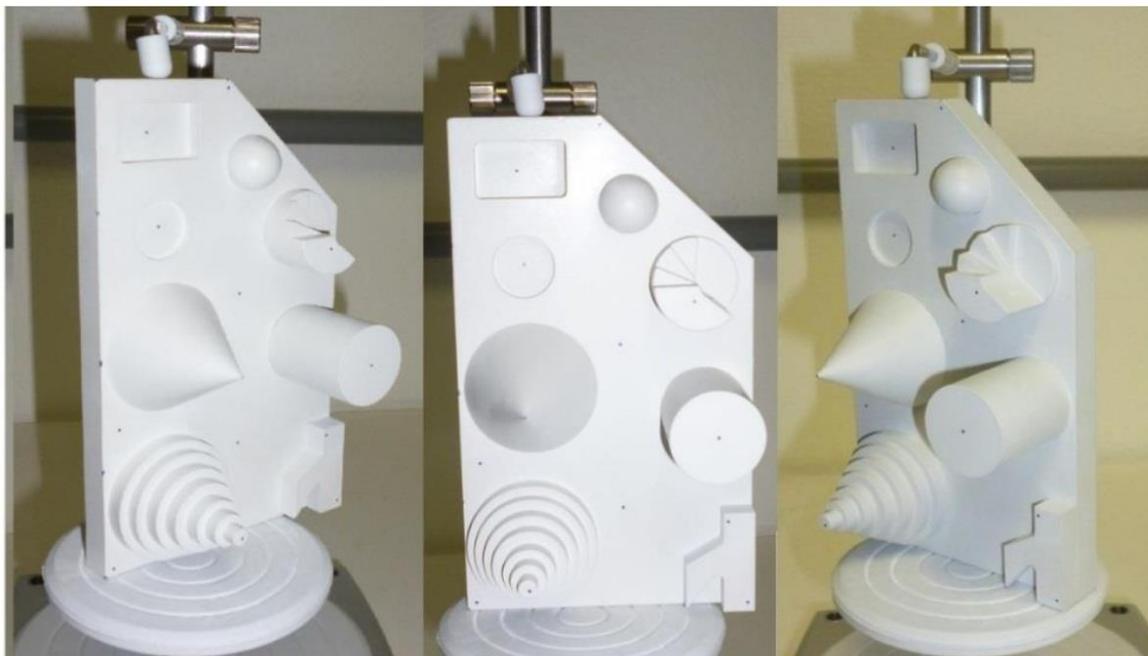


Figura 10: Peça Padrão para avaliação de sistema de digitalização 3D
Fonte: Zúñiga (2013)

Zuñiga (2013) definiu duas configurações de operação do equipamento de digitalização 3D NextEngine para a realização do experimento, sendo *Macro* e *Wide*, cujas configurações podem ser observadas na Tabela 1.

Tabela 1: Características do escâner NextEngine

Característica	Modo <i>Macro</i>	Modo <i>Wide</i>
Campo de visão	130x96 mm	343x256 mm
Resolução	200 dpi	75 dpi
Densidade de textura	400 dpi	150 dpi
Exatidão dimensional	0,127 mm	0,381 mm

Fonte: Adaptado de Zuñiga (2013)

Objetivando obter uma nuvem de pontos densa, a digitalização foi realizada a partir da captura de três posições da peça padrão e foi repetida três vezes, considerando estas duas configurações. A nuvem de pontos resultante da digitalização foi importada no programa computacional SolidWorks para a geração da malha 3D. Esta malha foi segmentada em regiões, sendo definidas conforme os parâmetros para posterior medição, por exemplo, cone, esfera e cilindro. A partir

destas regiões a autora determinou uma superfície ajustada, com uma tolerância de 0,100 mm (Figura 11).

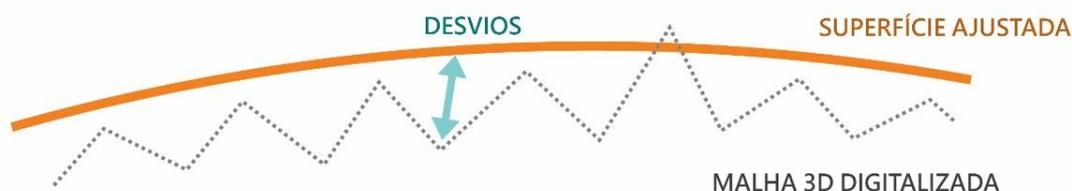


Figura 11: Representação Esquemática da Superfície Ajustada a partir de nuvem de pontos
Fonte: adaptado de Zúñiga (2009)

Definidas as superfícies ajustadas, foram coletados os dados dimensionais em ambiente CAD 3D, sendo desenvolvidas as seguintes análises: cálculo do erro sistemático (considerando a diferença entre os valores das médias obtidas nos dois equipamentos para cada um dos parâmetros); geração dos gráficos de amplitude e dispersão das medições, comparando com os valores de erro indicados pelo fabricante do equipamento NextEngine (nesta análise foi caracterizado que a distribuição dos erros ficou fora do indicado pelo fabricante para as medidas das alturas); e análise da variância (ANOVA) considerando a variância associada à geometria escolhida, ao parâmetro medido e ao número de medições feitas para a definição do índice de repetibilidade e reprodutibilidade.

Guidi *et al.* (2016) realizam um experimento objetivando identificar os erros sistemáticos e aleatórios e caracterizar a incerteza de equipamentos de digitalização 3D de baixo custo disponíveis no mercado. Os equipamentos testados apresentam três diferentes tecnologias de digitalização, sendo a triangulação de luz infravermelha, projeção de luz estruturada e *time of flight*. A tecnologia de triangulação de luz infravermelha é representada pelos equipamentos Kinect versão 1 (Kinect 360) produzido pela Microsoft, Structure Sensor produzido pela Occipital e Xtion PRO produzido pela Asus. A tecnologia de projeção de luz estruturada é representada pelo equipamento F200 produzido pela Creative. E a tecnologia *time of flight* é representada pelo equipamento Kinect versão 2 (Kinect One).

Para a realização do experimento foi realizada a digitalização de um plano de referência em diferentes distâncias de operação, iniciando em 550 mm até 1450 mm

com etapas a cada 100 mm. As malhas 3D resultantes foram comparadas a um plano em ambiente digital, então foi possível identificar a ocorrência dos erros sistemáticos e aleatórios para posterior definição da incerteza de medição espacial. Foi possível caracterizar uma correlação entre o aumento desta incerteza dimensional e as diferentes distâncias de operação. Os autores indicam que esta correlação está ligada à falta de calibração adequada da câmera que realiza o registro da imagem de infravermelho.

Na Tabela 2 é possível observar a incerteza global dos diferentes equipamentos de digitalização utilizados no estudo de Guidi *et al.* (2016). O autor indica que a incerteza global foi semelhante para os equipamentos que utilizam a tecnologia fornecida pela Primesense, variando de 2 até 3,9 milímetros para o Kinect 360, de 1,9 até 2,9 milímetros para o ASUS Xtion e de 1,3 até 2,8 milímetros para o Structure Sensor. Os piores resultados foram gerados pelo equipamento Creative F200 que utiliza a tecnologia Realsense, variando de 3 até 6,9 milímetros. Já o Kinect One, que utiliza a tecnologia Canesta TOF, apresentou uma variação da incerteza global de medição entre 1,4 e 2,7 milímetros, porém foi o único equipamento que apresentou resultado em todas as distâncias de operação utilizadas no estudo.

Tabela 2: Incerteza global de medição em diferentes distâncias de operação

Z (mm)	Incerteza global (mm)				
	Kinect 360	AXUS Xtion	StructureSensor	Creative F200	Kinect One
550	2,090	1,878	1,332	3,010	3,558
650	2,296	1,853	1,386	3,679	1,521
750	2,819	1,812	1,555	3,963	1,588
850	3,314	1,972	1,669	5,011	2,439
950	3,579	2,231	2,002	5,636	1,598
1050	3,584	2,573	2,398	6,702	2,462
1150	3,965	2,976	2,770	6,944	2,676
1250	4,007	-	-	-	1,954
1350	3,903	-	-	-	1,732
1450	-	-	-	-	2,273

Fonte: Adaptado de Guidi *et al.* (2016)

2.5 CONSIDERAÇÕES SOBRE A REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Os processos de desenvolvimento e fabricação de órteses personalizadas hoje estabelecidos não atendem de maneira satisfatória a todos os requisitos necessários para atender as especificidades da Paralisia Cerebral. Os produtos resultantes são frequentemente abandonados por diversas motivações, sendo: a falta de participação da pessoa no processo de prescrição destes dispositivos; falta de orientações quanto a utilização dos dispositivos; os produtos são desconfortáveis e não se encaixam adequadamente; produtos que apresentam dificuldade para a colocação, remoção e higienização; utilização de materiais rígidos, pesados e que não permitem a transpiração, causando problemas de higienização; longo tempo entre a prescrição e a entrega do produto à pessoa, podendo resultar em alteração do quadro clínico o que inviabiliza a utilização do produto; além de serem percebidos pelos usuários e pela sociedade como um estigma de doença.

A Manufatura Aditiva (AM) é apresentada como uma alternativa para a fabricação destes dispositivos. Uma das etapas significativas no desenvolvimento de órteses para fabricação por AM é a digitalização 3D da anatomia de interesse, objetivando melhor adequação do produto à anatomia do usuário. De modo geral, os equipamentos de digitalização 3D são caros e de difícil configuração, sendo aplicados prioritariamente dentro de ambientes industriais em engenharia reversa, inspeção e qualidade. Outros benefícios deste processo estão no registro e arquivamento das geometrias dos usuários, o que possibilita o acompanhamento da evolução do quadro clínico e avaliação da efetividade das intervenções terapêuticas.

A alteração do tônus muscular e espasticidade, consequentes da PC, impactam significativamente a etapa de digitalização 3D gerando malhas não adequadas para o desenvolvimento de órteses. Seja pela dificuldade de posicionamento e estabilização do membro, ou pela limitação dos equipamentos de digitalização 3D. Deste modo, a proposta apresentada por Silva (2010), de digitalização indireta da geometria do segmento corporal por meio da confecção de molde utilizando atadura gessada segue como uma alternativa viável. Esta proposta, também, possibilita o ajuste do posicionamento do punho, mão e dedos, garantindo melhor posicionamento das articulações durante a utilização do produto final.

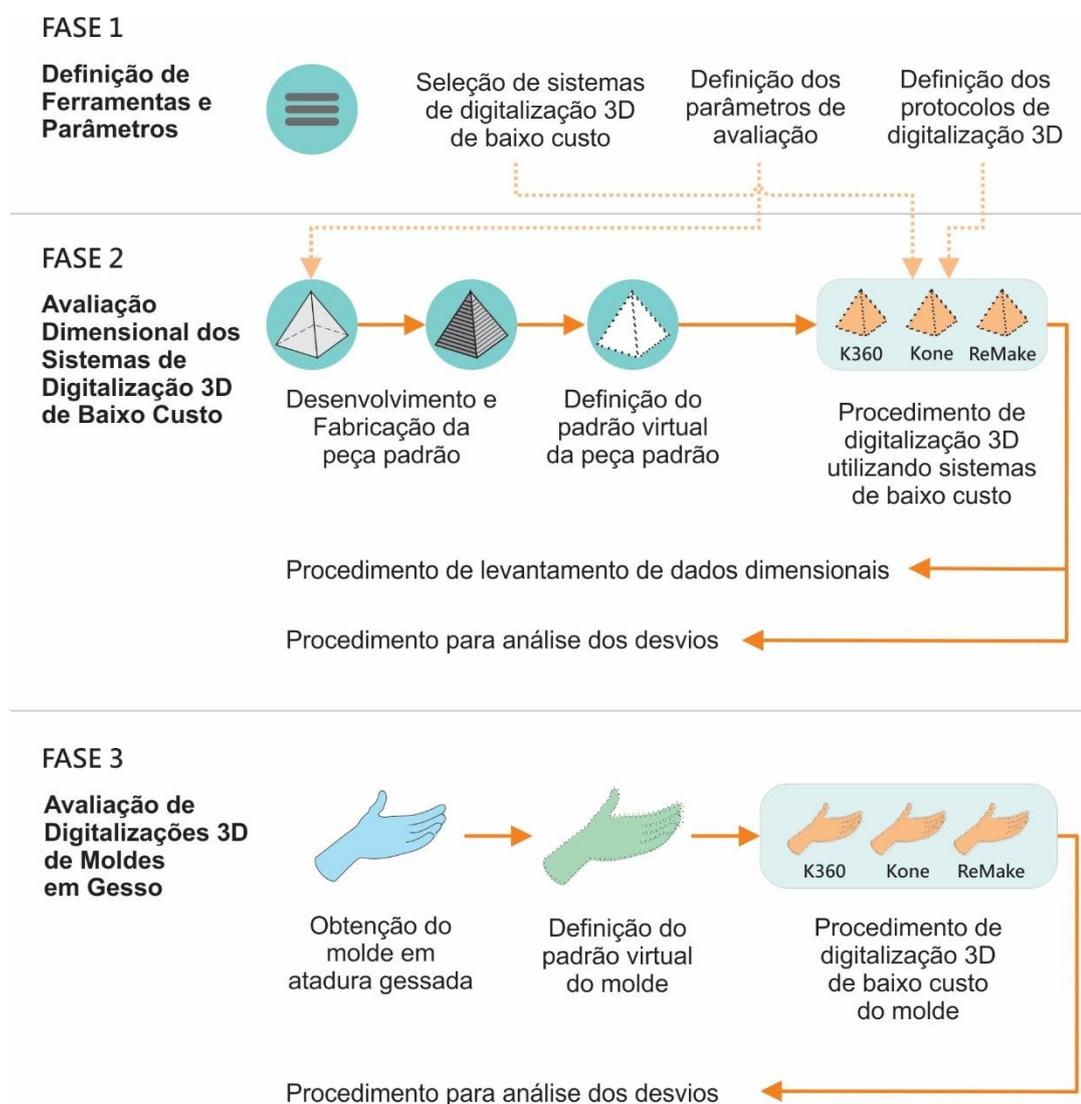
O levantamento bibliográfico realizado possibilitou a identificação de recomendações e melhores práticas para a utilização de sistemas de digitalização de

baixo custo, como o Kinect 360 e sistemas baseados em fotografia digital. Para a utilização do sistema Kinect 360 pode-se ressaltar: iluminação do ambiente com luz artificial fluorescente difusa, evitando a formação de sombras sobre o objeto; distância entre o sensor e o objeto a ser digitalizado irá variar entre 50 e 70 cm; utilização de marcadores visuais como a inserção de objetos coloridos criando uma cena para a digitalização; e calibração do equipamento antes do início das digitalizações. As recomendações para a utilização do sistema ReMake, com base em fotografias digitais, são: captação das imagens em sequência; inserção de marcadores visuais ao redor do objeto, como artefatos coloridos e estampados; utilização de iluminação artificial e difusa para evitar a formação de sombras no objeto; captação de imagens fotográficas que contenham toda a cena a ser digitalizada; e utilização de máquina fotográfica com tamanho da imagem superior a 6 Megapixel.

A sistematização da utilização de ferramentas de baixo custo para a digitalização de segmentos corporais visando o desenvolvimento de produtos personalizados por AM pode auxiliar em sua popularização, podendo trazer benefícios em diversas etapas relacionadas a prescrição, fabricação e utilização da órtese. Deste modo o presente estudo visa avaliar sistemas de digitalização 3D de baixo custo, aplicados ao contexto de órteses para punho, mão e dedos, no sentido de indicar caminhos para uma melhor estruturação desta sistemática.

3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O presente trabalho se apresenta como uma pesquisa experimental de natureza aplicada, sendo estruturado na área da Tecnologia Assistiva (TA), deste modo é interdisciplinar e tem como base conceitos estudados nas áreas da Engenharia, Design e Saúde. Considerando o contexto levantado na revisão bibliográfica, este capítulo descreverá os métodos e ferramentas utilizadas para o cumprimento dos objetivos do presente estudo. A execução destes procedimentos foi estruturada em três fases, conforme descrito na Figura 12.



*A codificação K360 se refere ao sistema de digitalização 3D que utiliza o equipamento Kinect 360; Kone se refere ao sistema de digitalização 3D que utiliza o equipamento Kinect One; ReMake se refere ao sistema de digitalização 3D que utiliza o programa ReMake

Figura 12: Representação esquemática da estrutura dos procedimentos metodológicos

A primeira fase foi destinada à seleção dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo, definição dos protocolos de digitalização e dos parâmetros de avaliação destes sistemas. A segunda fase descreve o desenvolvimento e fabricação da peça padrão; a realização da digitalização desta com os diferentes protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo; e o levantamento de dados para a investigação do impacto destes diferentes protocolos na malha 3D gerada. A terceira fase visou identificar qual destes protocolos apresenta melhores resultados quando aplicado ao contexto de digitalização de moldes em atadura gessada para o desenvolvimento de órteses.

3.1 Fase 1 - Definição de Ferramentas e Parâmetros

Esta fase descreve a definição dos parâmetros para a seleção dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo utilizados neste estudo; a definição dos protocolos de utilização destes sistemas; assim como, o estabelecimento dos parâmetros de avaliação dos sistemas de digitalização 3D.

3.1.1 Seleção dos Sistemas de Digitalização 3D de Baixo Custo

A seleção dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo foi realizada considerando o contexto de popularização do processo de fabricação de órteses por Manufatura Aditiva (AM). Deste modo foram considerados alguns aspectos para a realização da seleção dos sistemas de digitalização, sendo:

- Disponibilidade - os sistemas devem estar disponíveis para aquisição no mercado nacional;
- Preço - os sistemas devem custar até dois mil reais;
- Facilidade de uso - os sistemas devem apresentar facilidade de utilização, seja na interface com os equipamentos ou na interface com os programas computacionais necessários ao processamento e registro das geometrias;
- Mobilidade - os sistemas não devem necessitar de uma estrutura fixa para funcionamento, podendo ser transportados sem comprometer seu funcionamento.

Os equipamentos Kinect 360 e Kinect One, são citados na literatura como sistemas de baixo custo para digitalização 3D (GUIDI *et al.*, 2016; DOMBROSKI;

BALSDON; FROATS, 2014; STRAUB; KERLIN, 2014; MANKOFF; RUSSO, 2013; ZHANG, 2012). Outros equipamentos de baixo custo citados no levantamento bibliográfico como o Structure Sensor, fabricado pela Occipital; o Xtion PRO fabricado pela ASUS; Creative F200 fabricado pela Creative; foram considerados de mais difícil acesso dentro do contexto brasileiro, pois demandariam importação, assim foram desconsiderados neste estudo.

Outra tecnologia considerada de baixo custo é a reconstrução 3D com base em fotografias digitais. Alguns estudos levantados na literatura, que realizam avaliações de diferentes programas de reconstrução, indicam o programa 123DCatch como aquele apresenta melhores resultados (AHRENS *et al.*, 2013; NGUYEN *et al.*, 2012).

O programa 123DCatch era distribuído gratuitamente pela Autodesk®, porém no ano de 2016 descontinuou sua distribuição. No mesmo ano a empresa realizou o lançamento de outro programa com funcionalidades similares, o ReMake. Este programa possui uma licença gratuita para fins de educacionais e de pesquisa e uma licença anual no valor de trezentos dólares para fins comerciais. Existem outros programas de reconstrução 3D com base em fotografias digitais, que são distribuídos gratuitamente, porém não foram considerados para o desenvolvimento do presente estudo.

Deste modo, os sistemas de digitalização 3D de baixo custo a serem avaliados neste estudo estão caracterizados no Quadro 4, sendo: Kinect 360 com a interface do programa Skanect; Kinect One com o programa 3DScan, disponibilizado gratuitamente pela Microsoft® para uso no Windows 10; e a reconstrução com base em fotografias digitais, utilizando a câmera fotográfica Canon EOS Rebel T3i, em conjunto com o programa ReMake (Autodesk®).

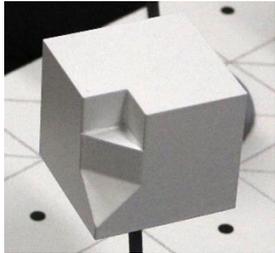
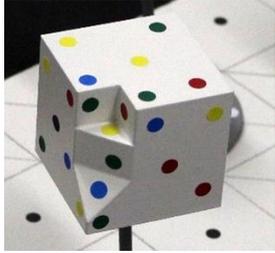
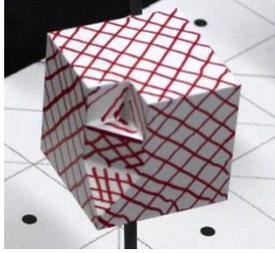
A utilização do sistema Remake é independente do equipamento que realiza a captura de fotografias digitais. Porém devem ser consideradas as recomendações de NGUYEN *et al.* (2012), que citam a influência do tamanho da imagem e o número de fotografias sobre a qualidade da malha 3D gerada. Os autores indicando que um maior número de fotos colabora para a redução de lacunas e o tamanho da imagem impacta na qualidade da textura da malha. A câmera fotográfica utilizada neste estudo foi selecionada devido à disponibilidade; ao tamanho da imagem gerada (18 *megapixels*); e o controle manual do foco, indicado pelo fabricante como mais adequado à fotogrametria.

Equipamento	Kinect 360	Kinect One	Canon EOS Rebel T3i
			
Programa computacional	Skaneect	3D scan	ReMake
Princípio	Projeção de Luz Infravermelha Estruturada	<i>Time of Flight</i>	Reconstrução com base em Fotografias Digitais
Mobilidade	Móvel, mas com cabo conectado ao computador	Móvel, mas com cabo conectado ao computador	Captura de imagens com Câmera Fotográfica
Resolução do equipamento	640x480 pixels	1920x1080 pixels	5400x3600 pixels (18 megapixels)
Preço	R\$1060,00 considerando o equipamento, o adaptador para conexão ao computador e o programa	R\$1200,00 considerando o equipamento e o adaptador para conexão ao computador	R\$1800,00 considerando a câmera fotográfica digital Canon EOS Rebel T3i, e uso da licença gratuita do programa

Quadro 4: Características dos sistemas de digitalização utilizados no estudo

3.1.2 Definição dos Protocolos de Digitalização

Os protocolos para a utilização dos sistemas de digitalização foram estabelecidos com base nas recomendações dos fabricantes dos sistemas de digitalização e em estudos levantados na revisão bibliográfica. Neste sentido, foram definidos três protocolos, descritos no Quadro 5, que foram aplicados para a realização da digitalização utilizando os três diferentes sistemas de digitalização.

Protocolo	Característica	Figura
Protocolo 1	Digitalização sem alterações sobre a superfície do objeto, seguindo apenas as indicações dos fabricantes dos diferentes sistemas.	
Protocolo 2	Aplicação de adesivos coloridos sobre a superfície do objeto, os adesivos são circulares com 3 mm de diâmetro, e estão disponíveis comercialmente.	
Protocolo 3	Aplicação de linhas contínuas distribuídas sobre a superfície do objeto formando um xadrez, as linhas foram desenhadas utilizando caneta do tipo hidrocor.	

Quadro 5: Descrição dos protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D

3.1.3 Definição dos Parâmetros de Avaliação Dimensionais e de Qualidade

A definição dos parâmetros de avaliação foi embasada no levantamento bibliográfico (GUIDI *et al.*, 2016; ZUÑIGA, 2013; KOUTNY *et al.*, 2012), que apontou como principais fatores a análise de distorções dimensionais e a análise da qualidade da malha 3D gerada.

Para a análise de distorções dimensionais realizou-se o levantamento de distorções que ocorrem em medidas nos eixos geométricos (X, Y e Z), desvio linear dos vértices e distorção angular em superfícies cilíndricas. Esses parâmetros foram determinados com o auxílio do programa Geomagic e possibilitou avaliar os impactos dos diferentes protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo. Para o levantamento do desvio linear dos vértices e da distorção angular em superfícies cilíndricas foi utilizado o método proposto por Guidi *et al.* (2010). Esse método tem como base a criação de uma superfície ajustada sobre a distribuição dos pontos da malha 3D (Figura 11), o autor nomeou esta superfície ajustada como

primitivo geométrico. O programa Geomagic possibilita a criação de alguns primitivos geométricos, como retas, planos, paralelepípedos, cilindros e cones.

A análise da qualidade considerou os seguintes fatores: o tempo de digitalização, sendo o tempo total para a digitalização e geração da malha 3D; o número de triângulos, que impacta no tamanho do arquivo a ser tratado e pode indicar a resolução da malha; e a qualidade visual da malha, determinada pela análise visual da malha 3D com o foco na definição de vértices, arestas côncavas e arestas convexas. Foram atribuídas notas para a indicação de qualidade sendo de 1 (pior resultado) a 5 (melhor resultado).

3.2 Fase 2 - Avaliação Dimensional dos Sistemas de Digitalização de Baixo Custo

Esta fase se subdivide nas seguintes etapas: desenvolvimento e fabricação da peça padrão; digitalização da peça padrão com auxílio de um escâner de alto custo para a geração do padrão virtual; digitalização da peça padrão utilizando os diferentes protocolos e sistemas de baixo custo; coleta de dados dimensionais; e descrição dos procedimentos para análise dos desvios.

3.2.1 Desenvolvimento e Fabricação da Peça Padrão

O desenvolvimento da peça padrão se iniciou pela definição dos parâmetros a serem avaliados tendo como base os estudos levantados na revisão da literatura que tratam sobre avaliação de equipamentos de digitalização 3D, caracterizados na seção 3.1.3, relevando a referência do trabalho de Zuñiga (2013). Do mesmo modo, a geometria da peça padrão deveria apresentar elementos que pudessem ser convertidos em primitivos geométricos em ambiente CAD 3D, método utilizado por Guidi *et al.* (2010). Com base no exposto foram escolhidos três elementos que juntos compõem a peça padrão, sendo: um cone; um cilindro e um cubo seccionado, que podem ser visualizados na Figura 13.

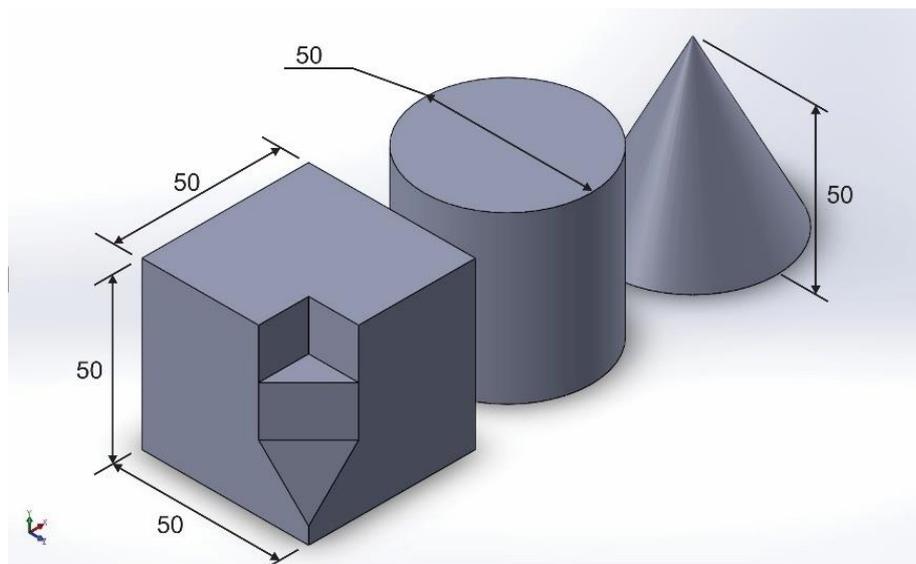


Figura 13: Representação dos elementos que compõem a peça padrão

Os dados dimensionais coletados para a realização das análises foram:

- Altura do cone, caracterizado pela altura do cone primitivo, este determinado pelo ajuste de todos os pontos do cone digitalizado a uma superfície cônica ideal;
- Diâmetro do cilindro, determinado pelo ajuste das distâncias de todos os pontos da superfície cilíndrica digitalizada a uma superfície cilíndrica ideal do primitivo geométrico;
- Distância entre as faces opostas do cubo, nos três eixos (X, Y, Z), determinada pela medição entre os planos ajustados, primitivo geométrico, de cada uma das faces do cubo.

A Figura 14 é uma representação esquemática da definição dos primitivos geométricos para o levantamento dos dados dimensionais. Estes primitivos foram determinados a partir dos pontos que compõem a malha 3D digitalizada. Esta estratégia foi escolhida por considerar o ajuste da distribuição de todos os pontos que compõem determinado elemento, reduzindo possíveis erros da seleção de apenas um dos pontos que compõem a malha (GUIDI *et al.*, 2010).

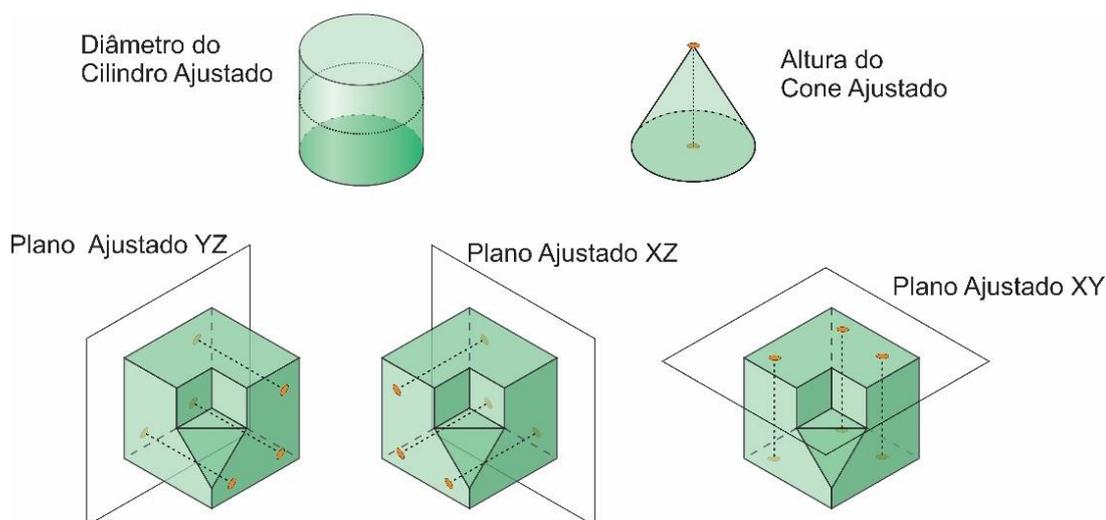


Figura 14: Representação esquemática dos primitivos geométricos determinado sobre a peça padrão

A peça padrão foi projetada e modelada no programa SolidWorks. Os elementos que a compõem, sendo um cone, um cilindro e um cubo seccionado, foram fabricados em ABS (acrilonitrila-butadieno-estireno) por AM. A máquina utilizada para a fabricação foi a Uprint SE, desenvolvida pela Stratasys, sendo selecionado a configuração de impressão *Low Density*, apresentando espessura de camada igual a 0,254 milímetros.

Após a fabricação, os elementos que compõem a peça passaram por uma etapa de pós-processamento, objetivando reduzir o efeito escada, característico do processo de AM, e manter o acabamento branco fosco, indicado pela literatura como o mais adequado para a digitalização. Foram aplicadas sobre as peças duas camadas de Primer spray, base para a pintura da marca Colorgin; duas camadas de tinta spray do tipo esmalte na cor branca, da marca Colorgin; e uma camada de verniz fosco spray da marca Suvinil.

Os elementos foram fixados em um suporte, e este em uma base de madeira com acabamento branco e marcações visuais, finalizando a peça padrão. A utilização de um suporte elevado em relação a base objetivou facilitar a seleção dos pontos da malha 3D digitalizada para a definição dos primitivos geométricos. As marcações visuais da base foram realizadas conforme indicações da literatura e dos fabricantes dos sistemas de digitalização 3D, como recurso para o auto referenciamento para a reconstrução das geometrias em ambiente virtual.

3.2.2 Definição do Padrão Virtual da Peça Padrão

A geração do padrão virtual foi realizada por meio da digitalização 3D da peça padrão com o RevScan, escâner de alto custo fabricado pela Creaform®, pois este sistema apresenta resolução e exatidão significativamente maiores do que os sistemas em avaliação. Este é um equipamento de digitalização que utiliza a tecnologia de triangulação por feixe de laser e apresenta como características técnicas: resolução de 0,200 mm; exatidão de 0,050 mm; exatidão volumétrica de 0,020 mm + 0,200 mm/m; e uma taxa de 18000 medições por segundo (CREAFORM, 2016). O RevScan foi disponibilizado pelo Laboratório de Imagem e Instrumentalização Eletrônica (LABIEM) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná para a realização deste estudo.

O RevScan é um equipamento utilizado em estudos com diversas aplicações, como em fósseis (GRILLO; ROMANO; MONNERAT, 2011), patrimônio cultural (ACHILLE *et al.*, 2007; RINAUDO *et al.*, 2007), cabeça humana (SOUZA *et al.*, 2015), membros superiores humanos (TISHKIN; RAZINA, 2012) e peças mecânicas (BREWCZYŃSKI, 2014).

A digitalização 3D com o sistema RevScan apresenta um protocolo de utilização recomendado pelo fabricante. Este protocolo determina a utilização de marcadores reflexivos, que funcionam como referências para a reconstrução 3D da geometria. Estes marcadores podem estar colados sobre a superfície do objeto e/ou sobre a superfície que apoia o objeto a ser digitalizado. Para a digitalização 3D da peça padrão os marcadores foram colados sobre a superfície dos três volumes geométricos e sobre a base, como pode ser observado na Figura 15.

As medidas utilizadas como referência para a realização das comparações dimensionais foram tomadas a partir deste padrão virtual, sendo considerado o valor verdadeiro comum da peça padrão. A utilização de um padrão virtual, obtido por meio de digitalização 3D da peça padrão física, visa contornar os erros existentes no processo de fabricação e acabamento da peça. Entendendo como possíveis fontes de erro o seguinte: a máquina de impressão 3D; distorções do material, conseqüentes de possíveis variações ambientais; e o processo de pintura e acabamento da peça.

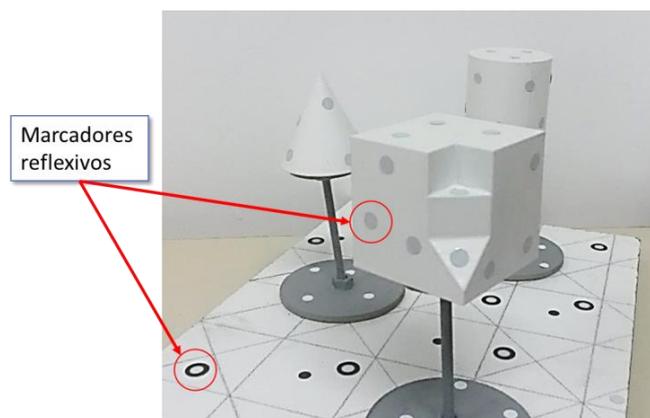


Figura 15: Distribuição dos marcadores reflexivos do RevScan sobre a peça padrão

3.2.3 Procedimento de Digitalização Utilizando Sistemas de Digitalização 3D de Baixo Custo

Os sistemas de digitalização 3D em avaliação neste estudo foram utilizados conforme três diferentes protocolos (definidos na seção 3.1.2). Para cada um destes sistemas foram realizadas as digitalizações da peça padrão em três repetições consecutivas. A sequência de digitalizações realizadas neste experimento pode ser observada na Figura 16.

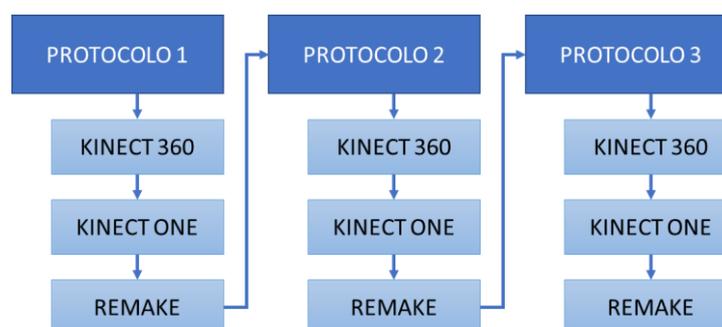


Figura 16: Fluxograma para execução das digitalizações

Em todos os protocolos foram consideradas as recomendações dos fabricantes dos sistemas de digitalização 3D e estudos levantados na revisão bibliográfica. Deste modo, foram considerados em todas as digitalizações iluminação com luz artificial difusa do tipo fluorescente e a base da peça padrão continha marcadores visuais. Na sequência estão descritas as especificações dos procedimentos de utilização de cada um dos sistemas de digitalização de baixo custo utilizados neste estudo.

As digitalizações realizadas utilizando o sistema Kinect 360 utilizaram o programa Skanect para a reconstrução tridimensional. O programa foi configurado para que o volume de digitalização fosse igual a um cubo com 50 centímetros de lado, sendo esta medida aproximada da mesa onde a peça padrão foi apoiada. Durante o processo de digitalização o programa informa visualmente ao operador a distância mais adequada entre o equipamento e o objeto, sendo entre 50 e 70 cm. Não foi determinado o tempo mínimo ou máximo de digitalização, sendo o tempo necessário para percorrer o objeto, conforme representado na Figura 17.

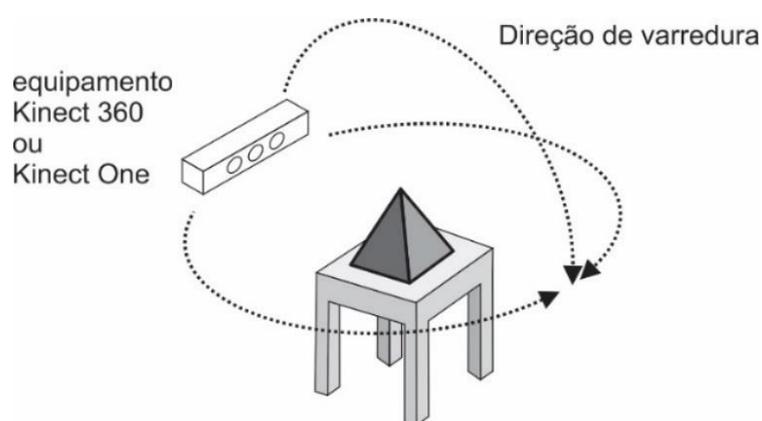


Figura 17: Representação esquemática da utilização do Kinect 360 e Kinect One

O programa apresentava um feedback visual, em tempo real, da geração da malha 3D durante o processo de digitalização, facilitando sua operação (Figura 18).

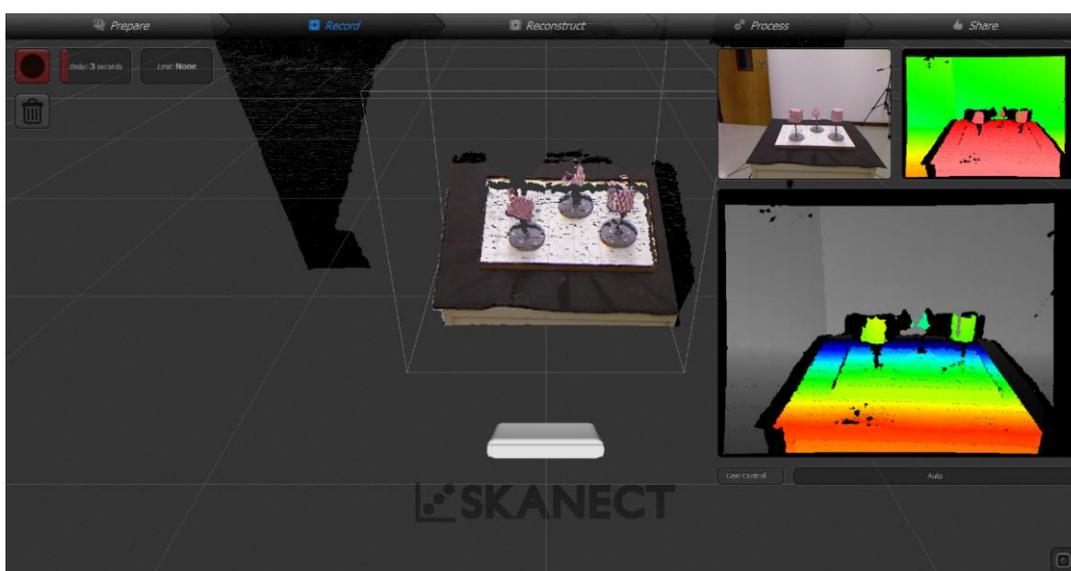


Figura 18: Área de trabalho do programa Skanect

A utilização do sistema Kinect One contou com a utilização do programa 3D Scan para a reconstrução tridimensional dos dados captados pelo equipamento. No programa 3D Scan foi determinado o volume de digitalização, sendo um cubo com 50 centímetros de lado. A operação deste sistema foi semelhante ao executado com o sistema Kinect 360, porém com distância de um metro, aproximadamente, entre o Kinect One e a peça padrão. Durante o processo de digitalização o programa 3D Scan apresenta um *feedback* visual reproduzindo em tempo real as imagens captadas pelo sensor e a nuvem de pontos captada, porém apresentando difícil visualização das informações geométricas registradas. A Figura 19 apresenta a interface do programa 3D Scan, o quadro no canto inferior direito é a representação das informações geométricas registradas pelo sensor.

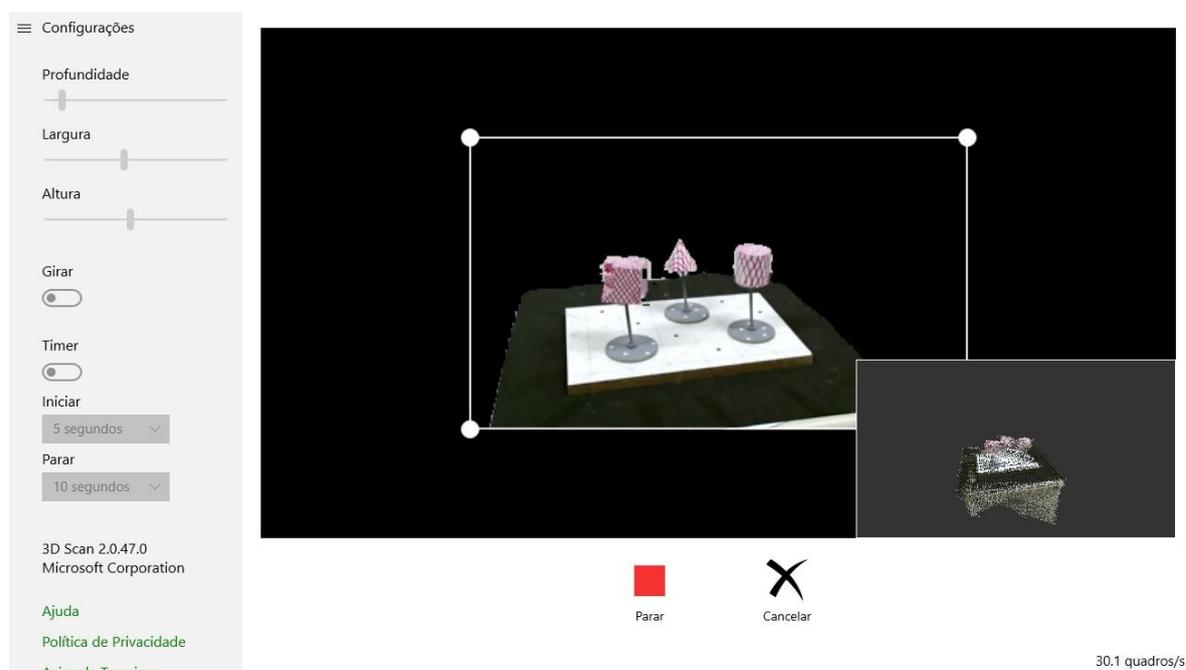


Figura 19: Área de trabalho do programa 3DScan

A digitalização pelo sistema ReMake foi realizada em conjunto com uma câmera fotográfica semi-profissional, descrita no Quadro 4. Foi utilizada junto a máquina uma lente com zoom ajustável do tipo 18-55 mm, configurada em 35 milímetros. A câmera foi regulada para ajuste manual de luminosidade, sendo ISO 800, tempo de exposição 1/150 segundos e abertura de diafragma F4.5. O foco foi ajustada na captação da primeira imagem de cada sequência de capturas e fixado utilizando uma fita adesiva. Foram adquiridas 32 fotos para cada digitalização, sendo divididas em duas alturas, conforme esquema apresentado na Figura 20.

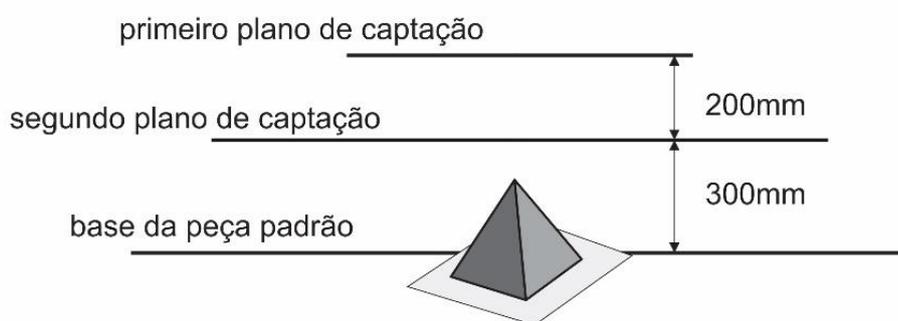


Figura 20: Representação esquemática das alturas de captação das fotografias

Foram realizadas marcações sobre o chão para orientar a colocação do tripé que sustentou a câmera, objetivando auxiliar o posicionamento durante a captação das fotografias.



Figura 21: Ambiente de Digitalização

As malhas 3D geradas pelo sistema ReMake demandam a realização de um ajuste de escala. Este ajuste da malha 3D foi realizado no programa Geomagic antes da conversão para o formato STL. Foi definido um fator de escala para cada malha 3D gerada, a partir da razão entre as distâncias entre duas marcações medidas no objeto e no modelo virtual. O valor verdadeiro comum destas medidas foi aferido diretamente sobre a peça padrão utilizando um paquímetro Mitutoyo, com resolução de 0,02 mm. Este procedimento foi adotado, pois não foi possível identificar os elementos visuais no padrão virtual, o RevScan não realiza a captação do mapa de cores. Do mesmo modo, não poderiam ser utilizados como referência para o fator de escala medidas de elementos geométricos que compunham a peça padrão, pois estes poderiam se apresentar em distorção. A Tabela 3 apresenta os fatores de escala para cada uma das malhas 3D geradas pela digitalização utilizando o sistema ReMake.

Tabela 3: Fatores de escala das malhas 3D resultantes do sistema ReMake

Protocolo de Digitalização	Repetição	Fator de escala (%)
protocolo 1	repetição 1	14,29
protocolo 1	repetição 2	14,20
protocolo 1	repetição 3	14,19
protocolo 2	repetição 1	14,88
protocolo 2	repetição 2	14,96
protocolo 2	repetição 3	14,89
protocolo 3	repetição 1	15,22
protocolo 3	repetição 2	15,25

3.2.4 Procedimento para Levantamento dos Dados Dimensionais

Após a realização de todas as digitalizações iniciou-se o procedimento para a coleta dos dados dimensionais. Os procedimentos executados estão descritos no Quadro 7.

Descrição do Procedimento	Tipo
Ajuste de escala das malhas 3D originadas pelo sistema ReMake;	Manual
Conversão de todas as malhas 3D digitalizadas para o formato STL (<i>STereoLithography</i>);	Computacional
Identificação e eliminação de ruídos e pequenos defeitos, para tal foi aplicado o comando MeshDoctor do programa Geomagic em todas as malhas 3D;	Computacional e manual
Importação de todas as superfícies para um mesmo arquivo no programa Geomagic;	Manual
Alinhamento da malha 3D do padrão virtual com os planos X, Y, Z do ambiente virtual do programa Geomagic;	Computacional
Alinhamento de todas as malhas 3D com a malha do padrão virtual, este alinhamento foi realizado utilizando o comando Best Global Alignment do programa Geomagic;	Computacional
Criação dos primitivos geométricos com base nos parâmetros definidos na seção 3.1.2;	Computacional
Registro dos dados dimensionais coletados.	Manual

Quadro 6: Procedimento para levantamento de dados dimensionais

A análise destes dados dimensionais foi realizada por meio da geração de gráficos do tipo Boxplot, onde é possível identificar a amplitude e dispersão dos dados. A geração dos gráficos foi organizada primeiramente para a identificação de qual protocolo obteve melhores resultados nos diferentes parâmetros dimensionais para cada sistema de digitalização. Posteriormente, foram gerados gráficos que apresentam uma comparação dos resultados entre diferentes protocolos aplicados aos sistemas de digitalização para um mesmo parâmetro dimensional, sendo possível a identificação de qual sistema de digitalização apresentou melhores resultados.

3.2.5 Procedimento para Análise dos Desvios

A análise dos desvios é um procedimento computacional que identifica desvios dimensionais de todos os pontos de uma malha 3D em relação a uma outra considerada como padrão. Esta análise foi realizada, utilizando o programa Geomagic, com todas as malhas geradas pelos sistemas de digitalização 3D de baixo custo que estão em avaliação neste estudo.

O resultado da análise dos desvios é expresso por meio de dados numéricos, como: erro máximo positivo; erro máximo negativo; média dos erros positivos; média

dos erros negativos; erro médio; e desvio padrão dos erros. Também, de modo qualitativo, pela geração de um mapa de cores que indica a distribuição destes desvios dimensionais pela superfície, sendo possível a identificação das regiões com desvios mais significativos (Figura 22).

Como parâmetro para avaliação da qualidade das malhas 3D, geradas pelos sistemas de digitalização 3D de baixo custo, será observada a formação dos vértices e arestas presentes na seção do cubo. A análise será realizada a partir da imagem da peça digitalizada em conjunto com o mapa de cor gerado pela análise dos desvios, podendo indicar aquelas geometrias que apresentaram melhores ou piores resultados. Será atribuído uma nota de 1 a 5 para as malhas, onde 1 representa os piores resultados e 5 os melhores.

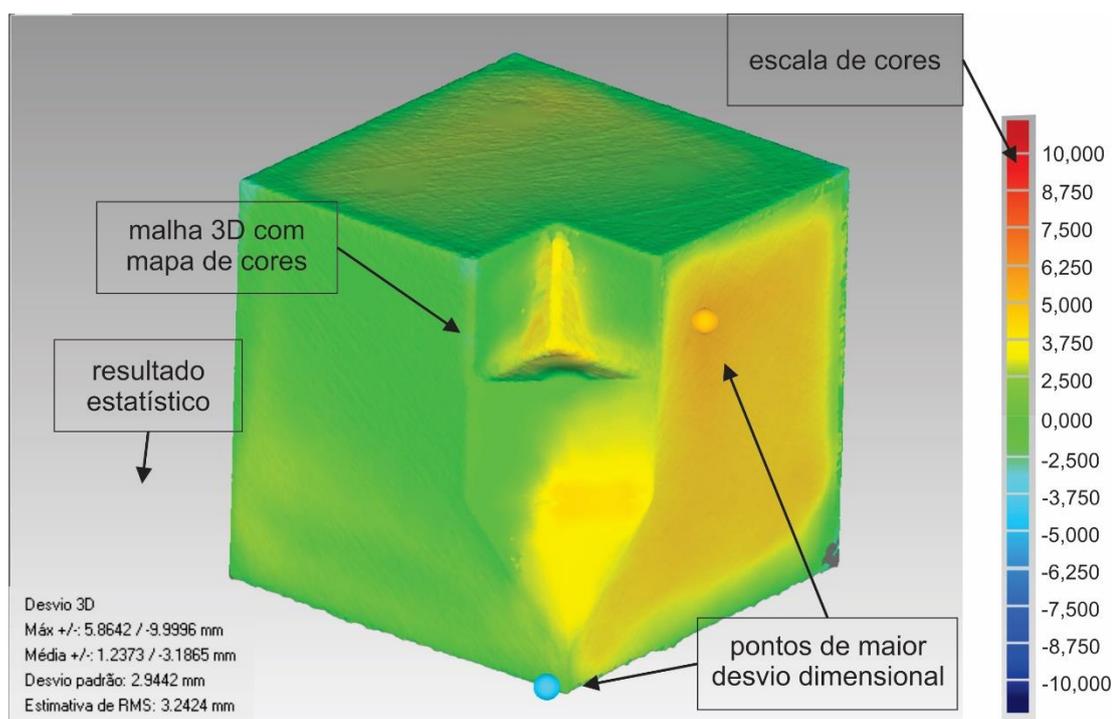


Figura 22: Mapa de cores resultante da análise dos desvios

3.3 Fase 3 – Avaliação de Digitalizações de Moldes em Gesso

A avaliação dos sistemas de digitalização aplicada ao contexto de moldes para o desenvolvimento de órteses foi realizada por meio da análise dos desvios dimensionais, para todos os pontos que compõem a malha 3D em relação a um padrão. Para a análise destes dados também foram considerados alguns parâmetros

de qualidade propostos por Koutny *et al.* (2012), sendo: tempo de digitalização e de geração da malha 3D; número de pontos e número de triângulos;

3.3.1 Obtenção do Molde em Atadura Gessada

De forma a complementar as análises dimensionais descritas na seção anterior, esta seção visa descrever o método de avaliação do desempenho dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao contexto de digitalização de moldes da geometria de punho, mão e dedos confeccionados em atadura gessada.

A confecção de moldes utilizando atadura gessada é um procedimento citado na literatura como uma alternativa viável para a realização da digitalização 3D indireta da anatomia corporal (SILVA, 2000). A utilização da atadura gessada é uma atividade comum para terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas que atuam na prescrição e confecção de órteses. O material permite que, durante o processo de obtenção do molde, seja possível realizar ajustes de posicionamento e da postura, o que é de significativa importância no contexto do desenvolvimento de órteses para a mão espástica.

Para o contexto do presente estudo, o procedimento de obtenção de molde da geometria do punho, mão e dedos utilizando atadura gessada foi adotado como etapa inicial do processo de digitalização, visando o desenvolvimento de órteses por AM para pessoas com Paralisia Cerebral espástica.

De modo a evitar a exposição de pessoas com deficiência a protocolos e procedimentos não estruturados e/ou com resultados não comprovados, o presente estudo optou por realizar a aquisição do molde de punho, mão e dedos de uma pessoa sem deficiência. O molde foi confeccionado por uma terapeuta ocupacional, atuante na prescrição e fabricação de órteses, em um homem adulto sem deficiência, mantendo o posicionamento neutro das articulações. Este molde foi utilizado como uma peça padrão, porém aplicada ao contexto do desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva. Os procedimentos desenvolvidos para as avaliações realizadas serão descritos a seguir.

3.3.2 Geração do Padrão Virtual do Molde em Atadura Gessada

O molde da anatomia do punho, mão e dedos foi digitalizado utilizando o equipamento RevScan, a malha 3D utilizando os parâmetros descritos na seção 3.2.2, a malha 3D obtida foi considerada como um padrão virtual, do mesmo modo que o descrito na seção 3.2. Esta geometria foi utilizada como referência para a realização da análise dos desvios, tendo sido comparada com as malhas geradas pelos diferentes sistemas de digitalização 3D de baixo custo.

3.3.3 Análise dos Desvios Dimensionais

A partir da digitalização 3D de baixo custo do molde em atadura gessada foram obtidas malhas 3D que foram analisadas utilizando o programa Geomagic com a finalidade de determinar a amplitude e distribuição das variações dimensionais existentes.

Para a execução da análise dos desvios foram realizados os mesmos procedimentos descritos na seção 3.2.5.

A avaliação da qualidade considerou alguns dos parâmetros propostos por Koutny *et al.* (2012), como: o tempo de digitalização; o número de triângulos; e a qualidade visual da malha, onde foram atribuídas notas para a indicação de qualidade sendo 1 (pior resultado) a 5 (melhor resultado).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir da execução dos procedimentos metodológicos propostos. Iniciando pela apresentação das digitalizações realizadas pelos sistemas de baixo custo (Kinect 360, Kinect One e ReMake), a obtenção dados dimensionais, a análise destes e uma discussão dos dados obtidos pela análise dos desvios. Segue para a apresentação da confecção do molde em atadura gessada, a digitalização pelos sistemas de baixo custo e a discussão referente aos dados obtidos pela análise dos desvios e pela análise qualitativa.

4.1 AVALIAÇÃO DIMENSIONAL DOS SISTEMAS DE DIGITALIZAÇÃO DE BAIXO CUSTO

Nesta seção serão apresentados os resultados e discussões relativos aos procedimentos desenvolvidos nas fases de avaliação dimensional de sistemas de digitalização 3D de baixo custo e de avaliação de digitalizações de moldes em atadura gessada da geometria de punho, mão e dedos.

4.1.1 Desenvolvimento e fabricação da peça padrão

A peça padrão utilizada neste experimento foi projetada e modelada no programa SolidWorks. A modelagem permitiu a geração de arquivos no formato STL (*STereoLithography*), utilizado como padrão para os equipamentos de AM. Estes arquivos não apresentaram defeitos, podendo ser encaminhados diretamente para fabricação na máquina uPrint Se.

O tempo gasto para a fabricação da peça padrão foi de 4 horas no total, consumindo 90,5 gramas de ABS e 6,3 gramas de material de suporte, totalizando um custo de R\$620,00. O procedimento de acabamento e pintura colaborou significativamente para a redução do efeito escada característico deste processo de fabricação. A Figura 23 apresenta a montagem da peça padrão finalizada.

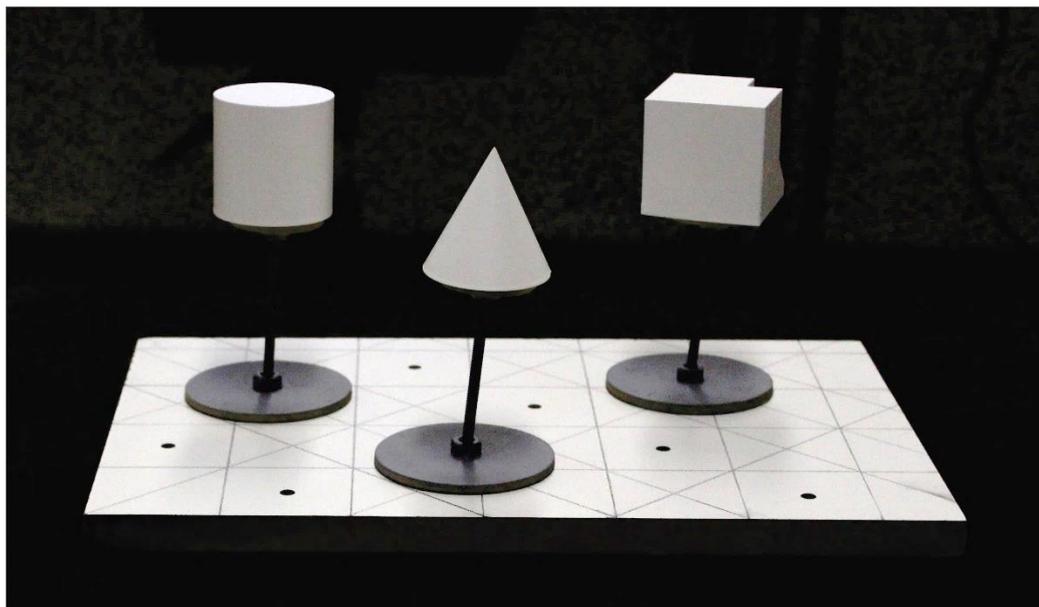


Figura 23: Peça padrão após acabamento

4.1.2 Definição do padrão virtual da peça padrão

A digitalização da peça padrão pelo sistema RevScan gerou uma malha tridimensional utilizada como referência para a comparação dimensional e para a realização da análise dos desvios dimensionais utilizando o programa Geomagic. A malha 3D gerada (Figura 24) apresentou 2.369.774 pontos e 4.612.397 triângulos, sendo exportada para o formato STL o arquivo apresentou 225 *megabytes* de tamanho. A discussão relativa a estes dados será apresentada junto a Tabela 4.

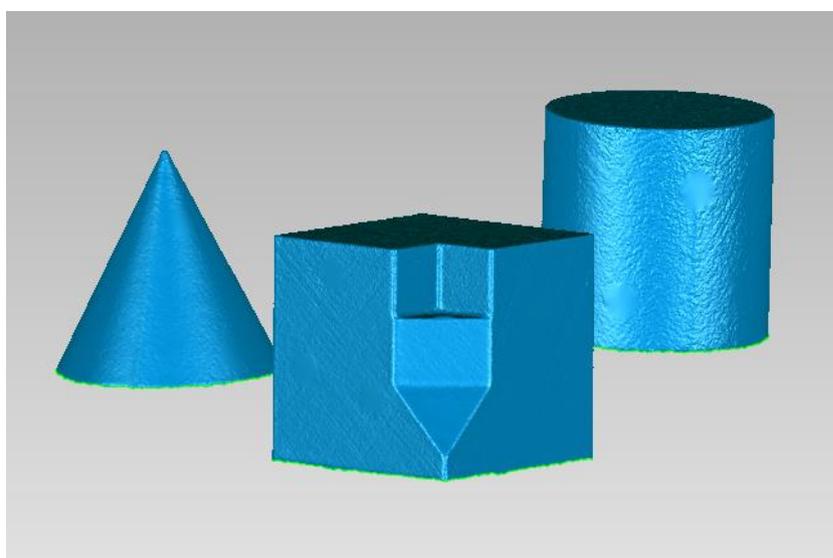


Figura 24: Padrão Virtual

A validação da utilização desse padrão virtual foi realizada por meio de uma análise dos desvios, comparando-a com a geometria dos elementos modelados no SolidWorks. Foram realizadas três análises, sendo uma para cada elemento da peça padrão. Os resultados destas análises podem ser observados na Figura 25. Nas figuras que representam o mapa de cor, resultante da análise dos desvios, apresentam em destaque a localização os pontos com maior distância positiva e maior distância negativa.

O erro médio indicado nos resultados das análises encontra-se dentro do indicado pelo fabricante como a exatidão do equipamento, valor de 0,05 milímetros. Porém, a malha 3D analisada apresenta pontos com desvios superiores a estes valores, como a distância máxima negativa de 3,013 milímetros no cone. Estes erros podem ser provenientes do processo de fabricação e/ou acabamento da peça padrão. Assim como erros relacionados aos processamentos computacionais, como a geração da malha 3D a partir da nuvem de pontos captada pelo equipamento de digitalização e desvios no alinhamento das malhas 3D em ambiente virtual.

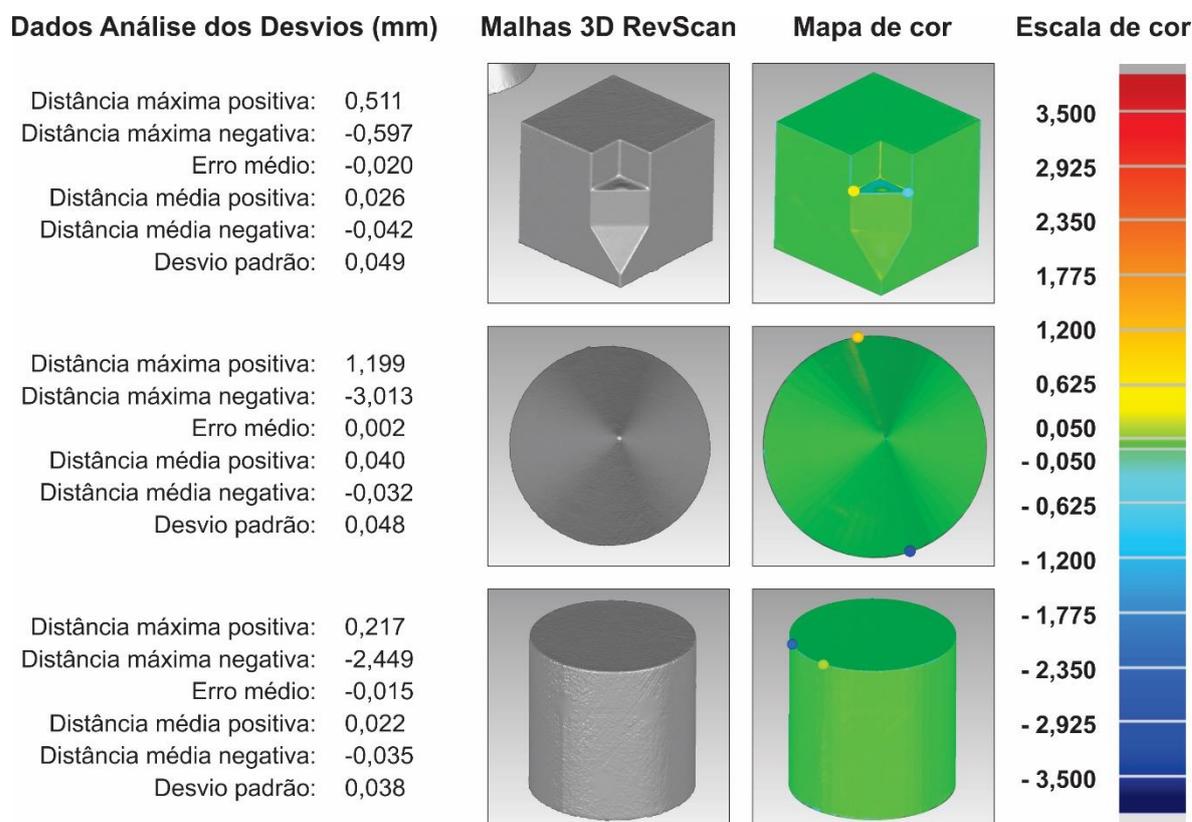


Figura 25: Análise dos desvios da malha 3D gerada pelo RevScan para cada elemento da peça padrão em relação ao modelo CAD

Considerando a possível análise da distribuição dos desvios dimensionais por toda a malha 3D, pode-se indicar a relevância da avaliação da qualidade, pois observa-se maiores erros nas arestas, nos vértices e nas bordas das malhas. Isto pode ser evidenciado pela localização dos pontos de maior erro, tanto o positivo como o negativo, nestas regiões da geometria digitalizada, indicados na Figura 25.

As dimensões obtidas pela medição do padrão virtual foram consideradas como valor verdadeiro comum da peça padrão, essas dimensões podem ser observadas na Tabela 4. Essas medidas foram obtidas utilizando-se o método da criação de superfícies ajustadas à distribuição de pontos da malha 3D, primitivos geométricos, detalhado na seção 3.2.1.

Tabela 4: Valor verdadeiro comum da peça padrão

Parâmetro Dimensional	Valor (mm)
Distância entre as faces opostas do cubo em X	49,914
Distância entre as faces opostas do cubo em Y	50,007
Distância entre as faces opostas do cubo em Z	49,819
Altura do cone	48,887
Diâmetro do cilindro	48,745

4.1.3 Digitalização da peça padrão utilizando sistemas de baixo custo

A peça padrão foi digitalizada seguindo os protocolos descritos na seção 3.2.3, resultando na geração de 27 malhas 3D da peça padrão. Os dados relacionados ao processo de digitalização e as características da malha 3D, gerada pelos diferentes sistemas e protocolos de digitalização, estão organizados na Tabela 5.

Nestes dados pode-se evidenciar o tempo de digitalização, que se apresentou como um fator significativo para o sistema ReMake. Apesar do tempo de coleta das imagens fotográficas ser semelhante à coleta de dados em outros sistemas, o tempo necessário para o processamento das informações e geração da malha 3D é dependente dos servidores do fornecedor do programa, podendo variar conforme a demanda de processamento. Deste modo o tempo total para a geração de uma malha

3D pelo sistema ReMake apresentou uma variação de até 32 minutos na execução deste experimento.

Tabela 5: Dados das malhas 3D geradas pela digitalização da peça padrão

Sistema	Protocolo	Repetição	Tempo de geração da malha (min)	Número de triângulos	Número de triângulos pós correção	Diferença (%)
RevScan	*	*	25:00	4612397	1068358	77%
Kinect 360	1	1	03:22	274893	18085	93%
	1	2	02:09	256712	16998	93%
	1	3	02:57	350680	17669	95%
	2	1	03:12	222331	16181	93%
	2	2	02:50	269102	17063	94%
	2	3	03:20	358866	18184	95%
	3	1	03:33	355553	17603	95%
	3	2	03:39	415264	14898	96%
Kinect One	3	3	02:24	285289	15871	94%
	1	1	02:43	255885	13946	95%
	1	2	02:27	241750	12926	95%
	1	3	02:53	231679	14222	94%
	2	1	02:47	241589	13352	94%
	2	2	03:11	260549	15220	94%
	2	3	03:55	244930	14854	94%
	3	1	03:02	245245	16242	93%
	3	2	03:08	220554	15424	93%
ReMake	3	3	03:14	237460	14492	94%
	1	1	23:43	75061	7254	90%
	1	2	25:02	67831	5840	91%
	1	3	19:45	63816	6010	91%
	2	1	22:15	78251	13488	83%
	2	2	22:03	71567	11409	84%
	2	3	32:58	69224	10271	85%
	3	1	30:21	69625	12962	81%
3	2	26:38	79830	16503	79%	
	3	3	23:35	68794	11479	83%

*protocolo próprio do sistema

Outra observação possível está relacionada a grande diferença do número de pontos entre a malha inicial e a tratada, isto ocorre devido à eliminação de superfícies indesejadas e ruídos que são gerados durante o processo de digitalização. Algumas das superfícies indesejadas são: a base da peça padrão, a mesa que apoia a peça padrão e o ambiente de digitalização.

As malhas 3D geradas pelo sistema ReMake apresentam diversas superfícies que compõem o ambiente de digitalização, como observado na Figura 26.

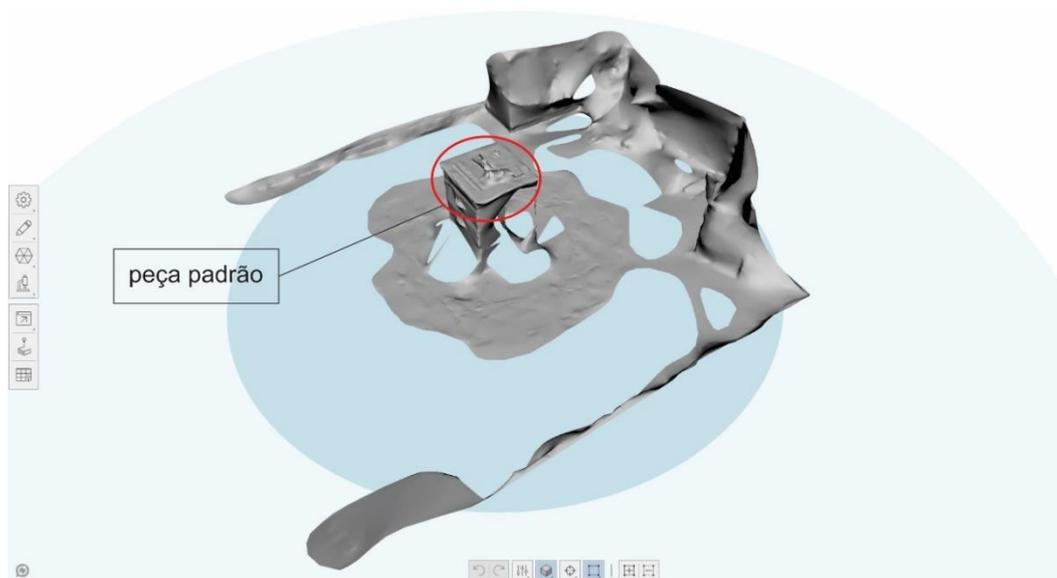


Figura 26: Malha gerada pelo sistema ReMake apresentando superfícies que compõem o ambiente de digitalização

O sistema Kinect 360 gerou superfícies não esperadas na face inferior dos elementos da peça padrão, demandando seleção manual para a remoção. A Figura 27 mostra a vista inferior dos elementos da peça padrão, sendo indicado em vermelho as superfícies selecionadas para remoção.

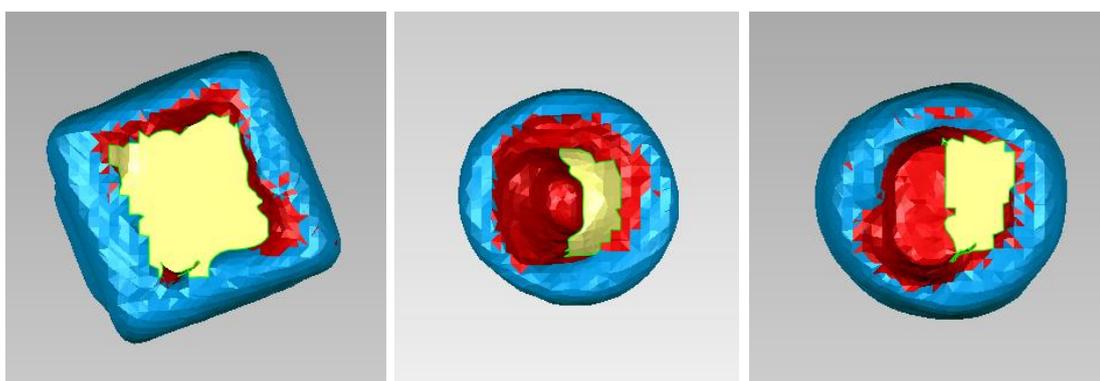


Figura 27: Superfícies internas geradas pelo sistema Kinect 360 nos elementos da peça padrão

Todas as malhas 3D geradas foram corrigidas com a remoção de ruídos e tratamento da superfície a partir de uma inspeção computacional, realizada pelo comando MeshDoctor do programa Geomagic, sendo selecionadas as opções: *self-intersections*, *small components*, *small tunnels*, e *small holes* (Figura 28).

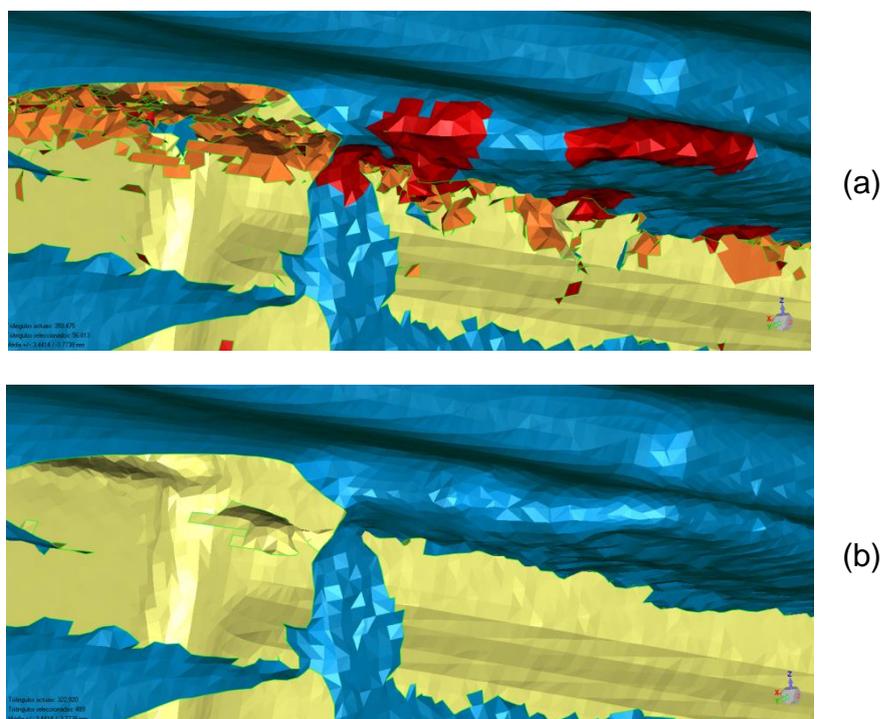


Figura 28: Seleção dos ruídos da malha 3D digitalizada (a) e ruídos removidos na mesma malha 3D (b)

Os sistemas Kinect One e Remake produziram superfícies fechando os elementos da peça padrão Figura 29b. Este resultado se repetiu em todas as digitalizações, assim, acredita-se que o processamento destes sistemas objetive gerar malhas fechadas. Como pode ser observado na Figura 29a o padrão virtual não possui o fechamento da superfície em sua face inferior. Deste modo, para a realização da análise dos desvios as regiões referentes a este fechamento da face inferior foram selecionadas manualmente (Figura 29c) e deletadas (Figura 29d), evitando a indução de erros dimensionais.

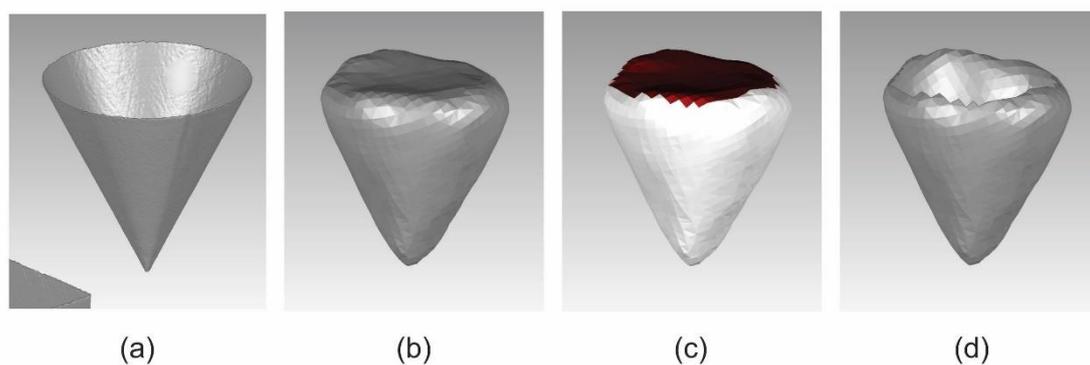


Figura 29: Cone do padrão virtual (a), cone digitalizado Kone_P2_R1 (b), seleção da região correspondente ao fundo (c), cone com o fundo removido (d).

4.1.4 Levantamento e Análise dos Parâmetros Dimensionais das Malhas 3D

Os dados foram levantados com a utilização dos primitivos geométricos, indicados no trabalho desenvolvido por Guidi *et al.* (2010) e descritos na seção 3.2.3. A Figura 30 ilustra os primitivos geométricos gerados sobre a malha 3D resultante da digitalização do sistema Kinect One com o protocolo 2.

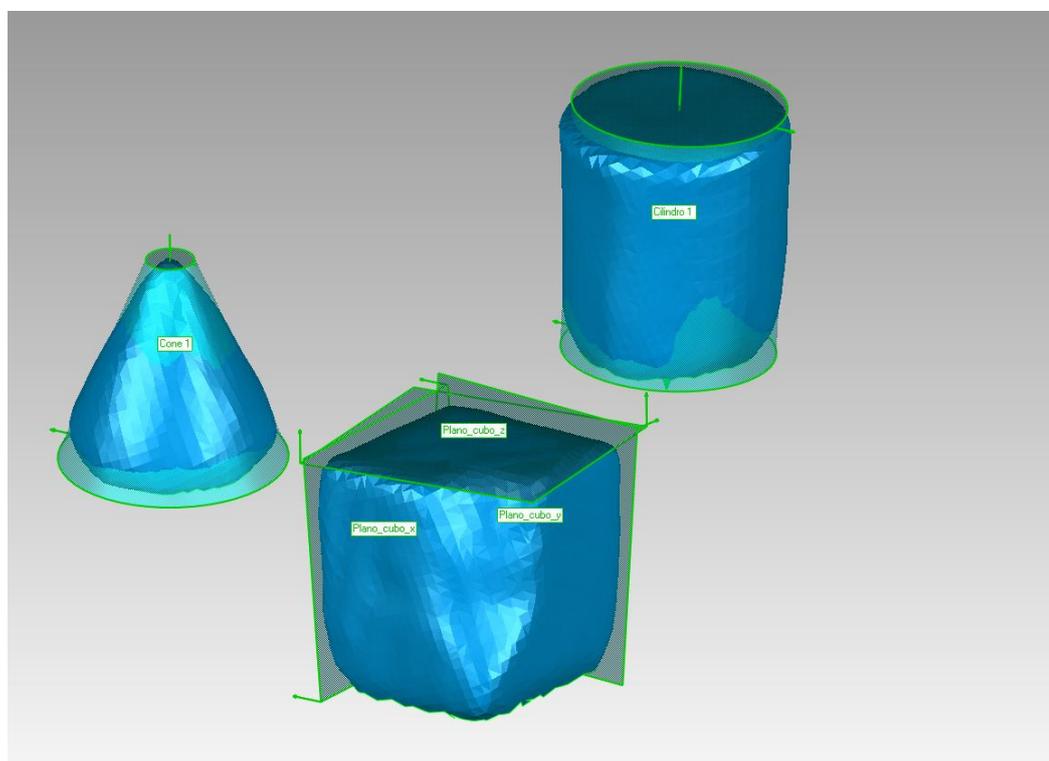


Figura 30: Primitivos Geométricos gerados a partir da malha 3D gerada pelo sistema Kinect One

Com base nos primitivos geométricos foram coletadas e registradas as seguintes dimensões: altura do cone; diâmetro do cilindro; medida em X, medida em Y, e medida em Z referentes às distâncias entre os lados do cubo. Estes dados dimensionais estão disponíveis no Apêndice A. A análise de dados considerou os valores médios resultantes da determinação dos primitivos geométricos, não sendo considerado o valor do desvio padrão.

Para a realização das análises foram gerados os gráficos do tipo Boxplot dos erros dimensionais. Foi considerado erro dimensional a diferença da medida obtida no padrão virtual com a medida obtida nas malhas 3D geradas pelos sistemas de digitalização de baixo custo. As Figuras 31, 32 e 33 apresentam os gráficos gerados para cada um dos sistemas de digitalização, sendo possível a comparação dos resultados dos diferentes protocolos.

A Figura 31 apresenta o gráfico dos erros dimensionais presentes nas malhas 3D geradas pelo sistema Kinect 360 para os parâmetros avaliados. A partir da análise deste não é possível afirmar diferença significativa para os diferentes protocolos, ou seja, as alterações propostas sobre o processo de preparação do modelo e de aquisição não causaram alterações significativas na malha 3D gerada.

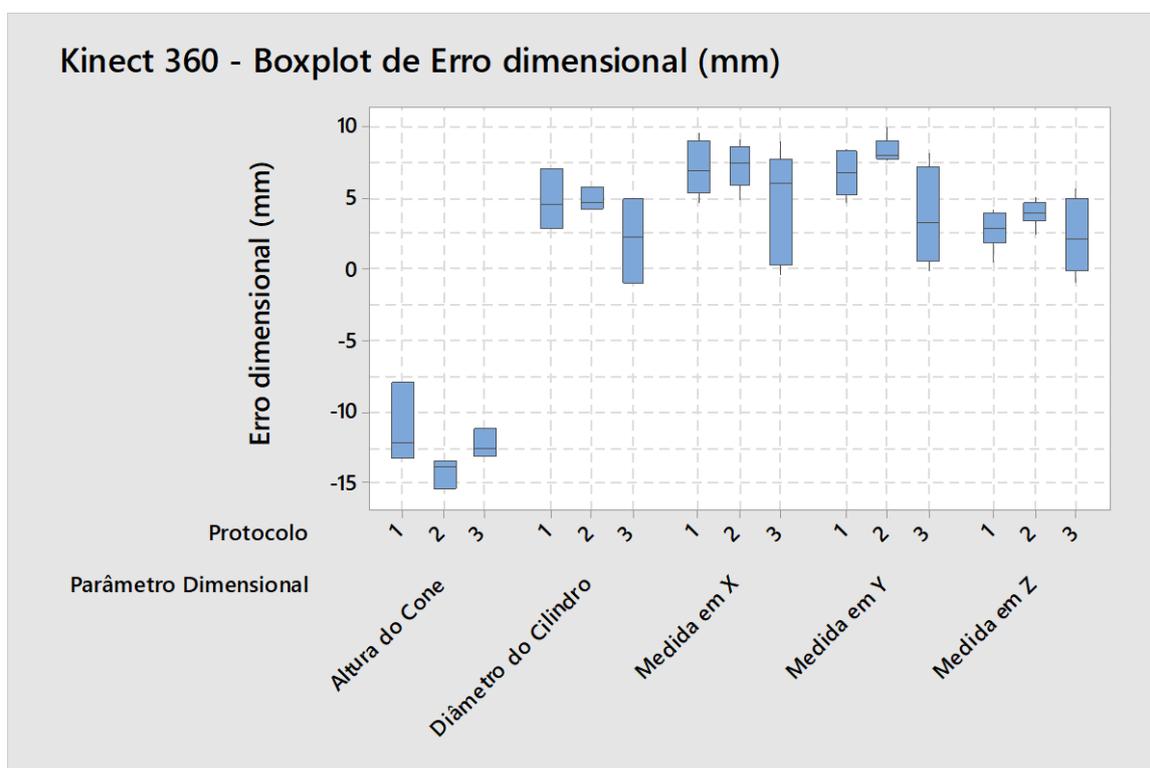


Figura 31: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema Kinect 360

Todos os protocolos apresentaram grande perda dimensional na captação do vértice do cone, indicado por erros superiores a 10 milímetros na medida da altura do cone. Já para os outros parâmetros avaliados os erros foram positivos, com média em torno de 5 milímetros, indicado que o sistema tende a gerar superfícies maiores que a realidade, como apontado no estudo de Brendler *et al.* (2015). Este aumento da superfície pode indicar a existência de um erro sistemático, que pode ser mitigado por tratamentos computacionais e/ou por melhor calibração do equipamento (GUIDI *et al.*, 2016).

O protocolo 3 apresentou maior variância dos dados coletados para todos os parâmetros, exceto para a altura do cone, indicando menor precisão. Já o protocolo 2 apresentou uma distribuição mais estreita em todos os parâmetros avaliados, indicando maior precisão. Podendo ser observada a medida em Z que apresenta erro médio de 1,765 mm no protocolo 2 e erro médio igual a 3,063 para o protocolo 3 no mesmo parâmetro.

A Figura 32 apresenta o gráfico referente aos erros dimensionais presentes nas malhas geradas pelo sistema Kinect One para os parâmetros avaliados. A partir da análise gráfica não foi possível afirmar que houve uma diferença significativa entre os resultados gerados pelos diferentes protocolos. Deste modo não é possível indicar qual dos protocolos apresenta melhores resultados.

A medida em Z, altura do cubo, foi o único parâmetro a apresentar erros positivos, já todos os outros parâmetros apresentaram erros negativos. Este fato pode indicar a existência de erros sistemáticos, estes podem ser minimizados por tratamentos computacionais e/ou por melhor calibração do equipamento como indicado por Guidi *et al.* (2016).

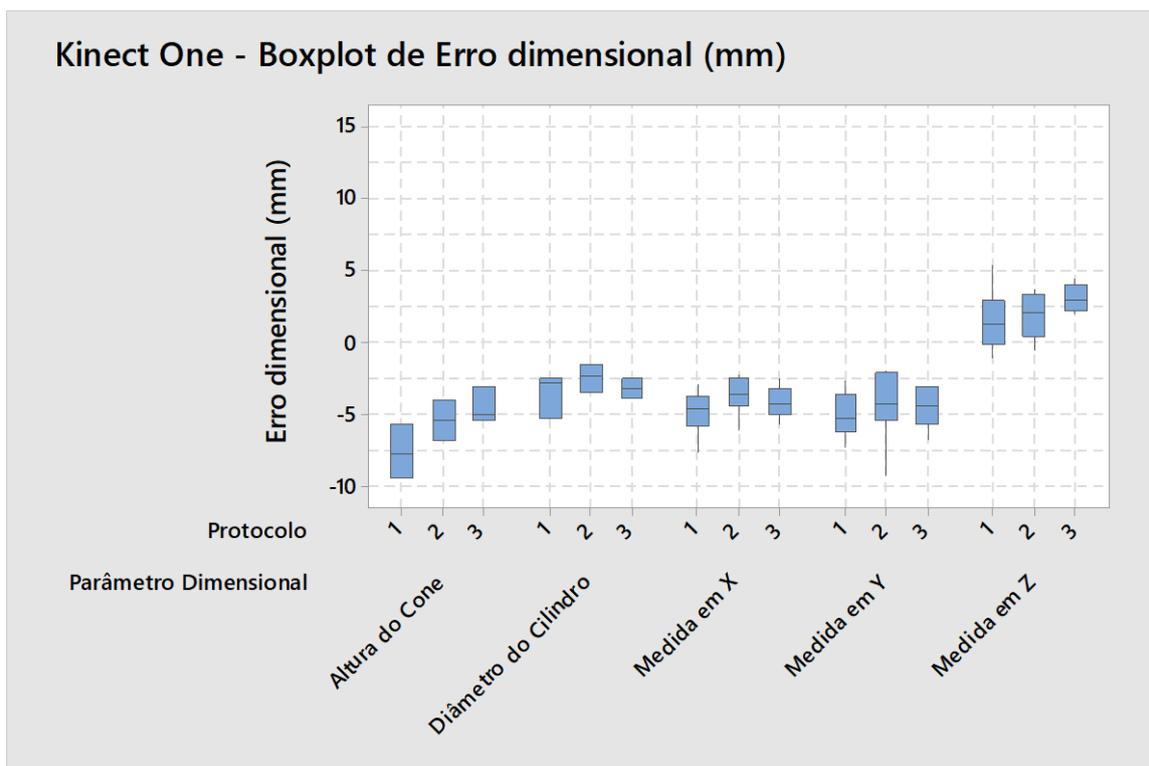


Figura 32: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema Kinect One

A Figura 33 apresenta os gráficos dos erros dimensionais presentes nas malhas 3D geradas pelo sistema ReMake. O protocolo 1 gerou malhas 3D descaracterizadas em relação ao padrão, não sendo possível a identificação de todos os parâmetros para a realização das aferições. Este sistema foi o mais sensível aos diferentes protocolos, devido a seu princípio de geração das malhas 3D que considera elementos visuais para auxiliar a reconstrução.

Os protocolos 2 e 3 resultaram em malhas bastante precisas e exatas, quando comparadas aos outros sistemas avaliados por este estudo. Porém nesta avaliação indica-se o protocolo 3 como aquele que obteve melhores resultados. Isto pode ser identificado na altura do cone que apresenta um erro médio de 0,606 mm e um desvio padrão de 0,320 mm para o protocolo 3, enquanto o protocolo 2 apresentou um erro médio de 0,568 mm com desvio padrão de 0,725 mm.

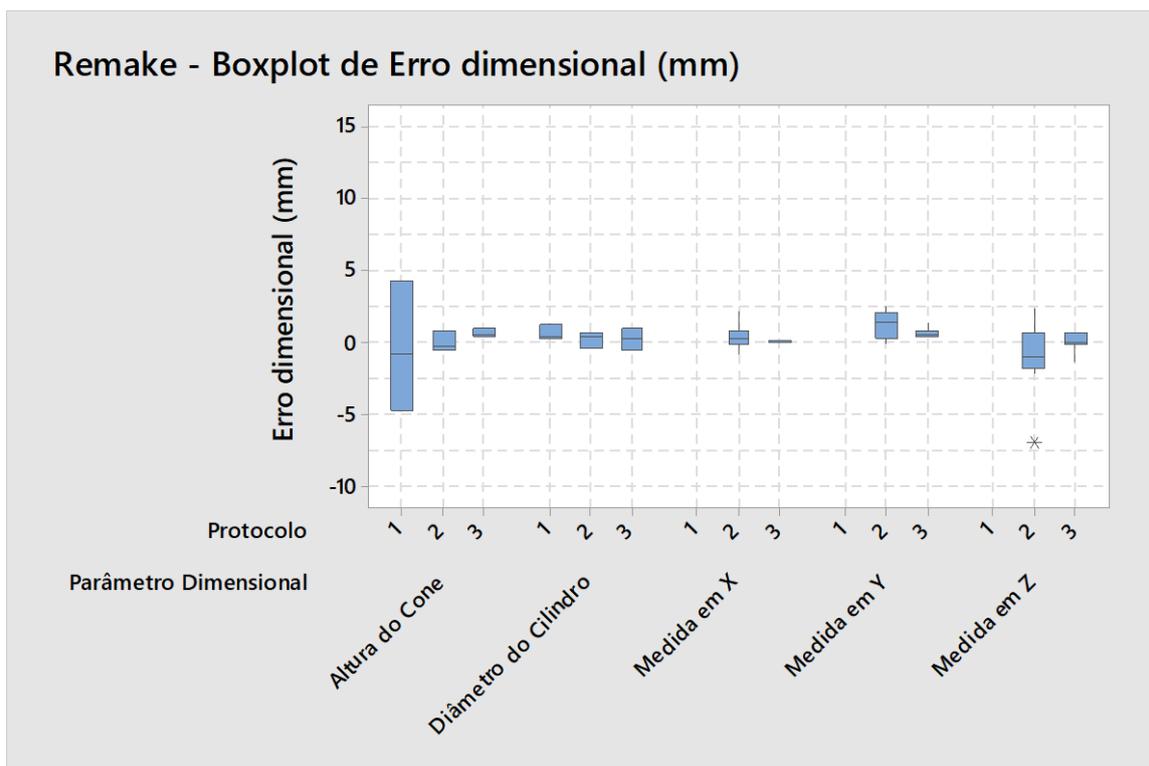


Figura 33: Gráfico dos erros dimensionais das malhas 3D geradas pelo sistema ReMake

Objetivando indicar qual dos protocolos e sistemas obteve melhor desempenho para cada parâmetro dimensional avaliado foram gerados gráficos organizados por parâmetro dimensional avaliado, sendo possível a comparação entre as diferentes tecnologias e protocolos. Estes gráficos podem ser observados no Apêndice B.

Estes gráficos reforçam o bom desempenho do protocolo 3 para o sistema ReMake em todos os parâmetros. O protocolo 2 do sistema Kinect 360 apresentou resultados semelhantes aos resultados do sistema Kinect One. O protocolo 1 e 3 do sistema Kinect 360 apresentaram os resultados dimensionais mais distantes do padrão virtual e com as maiores variações.

De modo complementar a análise dos gráficos dos parâmetros dimensionais determinados foi realizada a análise dos desvios, comparando computacionalmente as malhas 3D obtidas pelos sistemas de digitalização de baixo custo com o padrão virtual, os resultados estão descritos a seguir.

4.1.5 Análise dos Desvios Dimensionais das Malhas 3D

A Análise dos Desvios foi realizada comparando as malhas 3D geradas pelos sistemas de digitalização de baixo custo com a padrão virtual gerado pelo sistema RevScan, a execução deste procedimento utilizou o programa Geomagic. Os dados resultantes destes testes podem ser observados no Apêndice C, estes foram convertidos em um gráfico que caracteriza a distribuição destes erros (Figura 34). O gráfico apresentado foi adaptado de modo a ser representado em página única neste estudo, objetivando facilitar a leitura.

Este resultado reforça o apresentado anteriormente, indicando o sistema ReMake como aquele que apresenta melhores resultados, e o protocolo 3 se apresentando mais exato e preciso quando comparado aos outros protocolos e sistemas.

Os resultados gerados pelos sistemas Kinect 360 e Kinect One foram bastante semelhantes, porém o erro médio do sistema Kinect 360 é maior que o apresentado pelo sistema Kinect One. Já o desvio padrão dos valores é semelhante, por exemplo, para o protocolo 2 é igual a 2,104 mm para o sistema Kinect 360 é igual a 2,399 para o Kinect One.

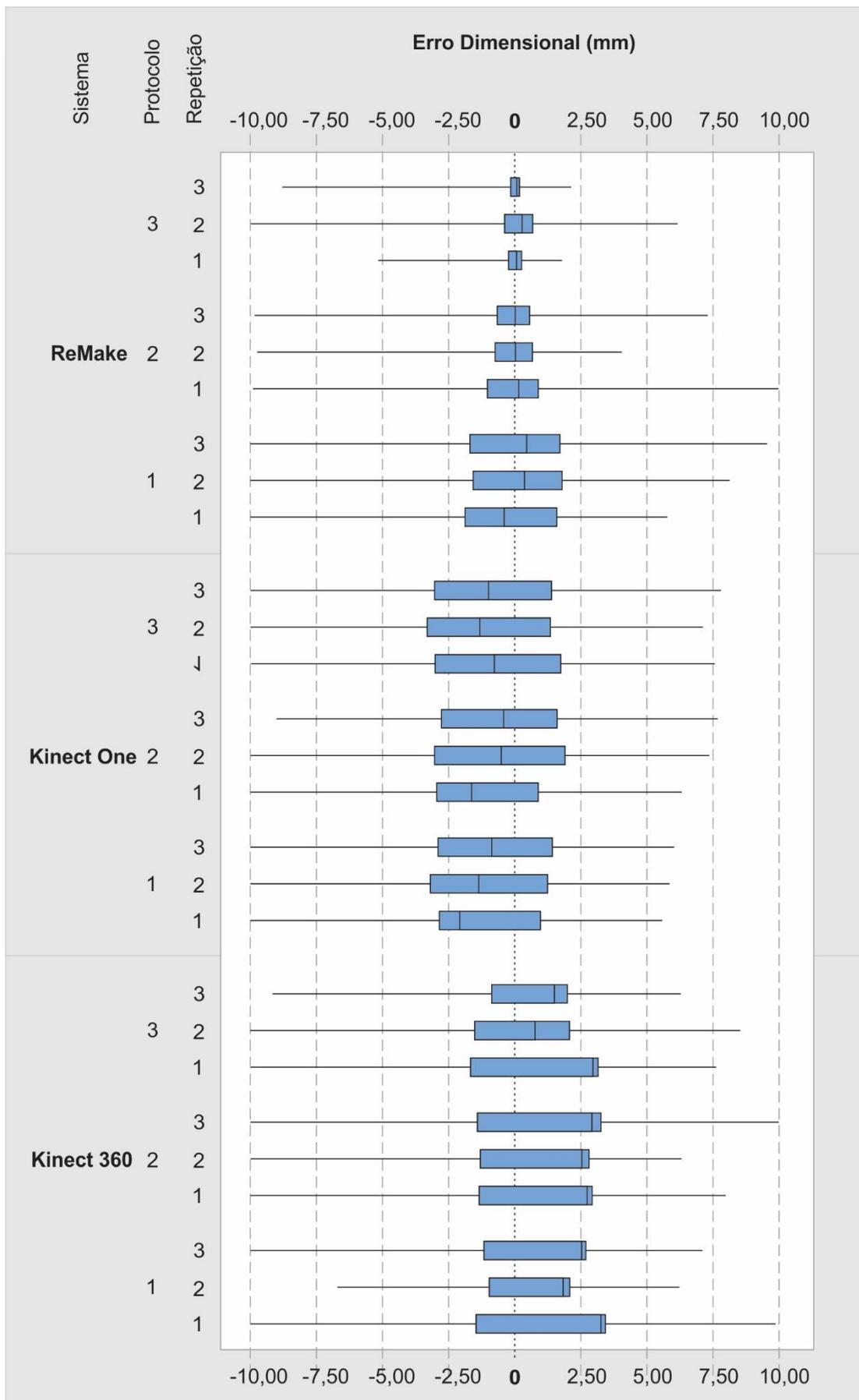


Figura 34: Gráfico Boxplot dos dados da análise dos desvios

Outro resultado gerado pela análise dos desvios é um mapa de cores distribuídas sobre a malha 3D, indicando a localização dos erros dimensionais por toda a superfície. Deste modo é possível realizar uma análise visual das malhas 3D podendo auxiliar a identificação da qualidade das malhas, complementando as observações das análises dimensionais.

A partir da análise visual foram atribuídos valores para a caracterização qualidade das malhas em teste. As Figuras 35, 36 e 37 organizam as imagens coletadas, a partir de uma mesma vista, sendo a imagem da malha obtida pelos sistemas de digitalização de baixo custo e a imagem da superfície com o mapa de cor originada pela análise dos desvios.

As áreas em cinza representam áreas do padrão virtual que não foram correlacionados a superfícies em teste. Estas regiões não possuem indicação de erro dimensional por estarem muito distantes da malha em teste (maior ocorrência no sistema Kinect One), ou pela falta de continuidade da malha em teste (com ocorrência no protocolo 1 do sistema ReMake).

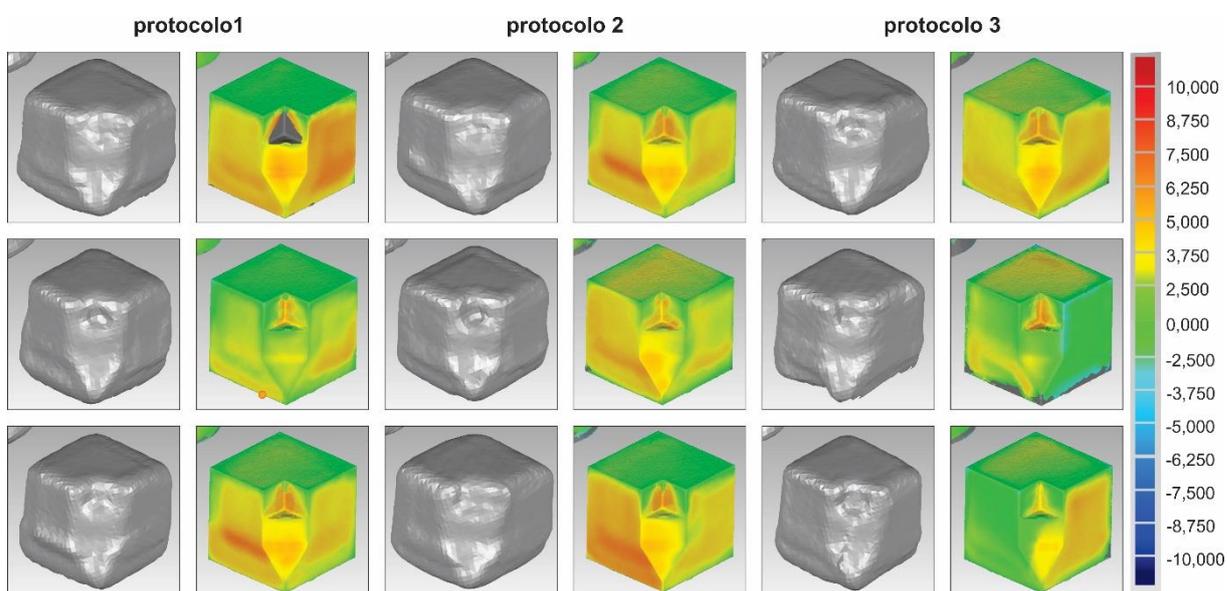


Figura 35: Mapa de cores da digitalização utilizando o Kinect 360

A Figura 35 apresenta as figuras obtidas a partir das malhas 3D resultantes da digitalização com o sistema Kinect 360. Não é possível visualizar diferenças significativas entre os resultados das malhas obtidas pelos diferentes protocolos. Quanto aos aspectos qualitativos, verificou-se que o sistema não foi capaz de gerar

arestas bem definidas, com distinção clara entre os diferentes planos que compõem o elemento, no mesmo sentido as arestas da seção foram descaracterizadas.

A tendência de geração de geometrias com dimensões maiores, identificada na seção anterior, pode estar relacionada a formação de alguns relevos sobre os planos laterais próximo as arestas, fenômeno que ocorreu nos três protocolos.

A Figura 36 apresenta imagens obtidas a partir das malhas 3D resultantes da digitalização pelo sistema Kinect One. A figura reforça o indicado na análise dimensional, não sendo possível a identificação das diferenças entre os resultados dos diferentes protocolos de digitalização para este sistema.

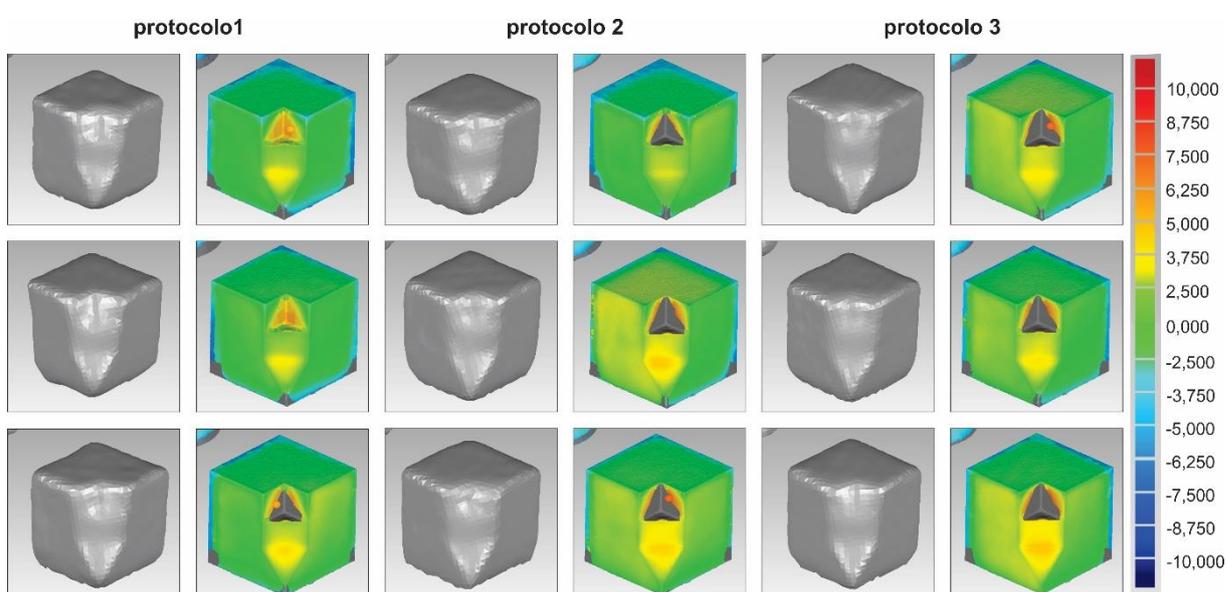


Figura 36: Mapa de cores da digitalização utilizando o Kinect One

Quanto aos aspectos da qualidade, do mesmo modo que o sistema Kinect 360, não é possível distinguir as arestas e a divisão entre os diferentes planos. As arestas da seção do cubo foram desconfiguradas.

A Figura 37 apresenta as imagens obtidas a partir das malhas 3D geradas pelo sistema ReMake. Nesta amostra é possível identificar a diferença dos resultados entre os diferentes protocolos.

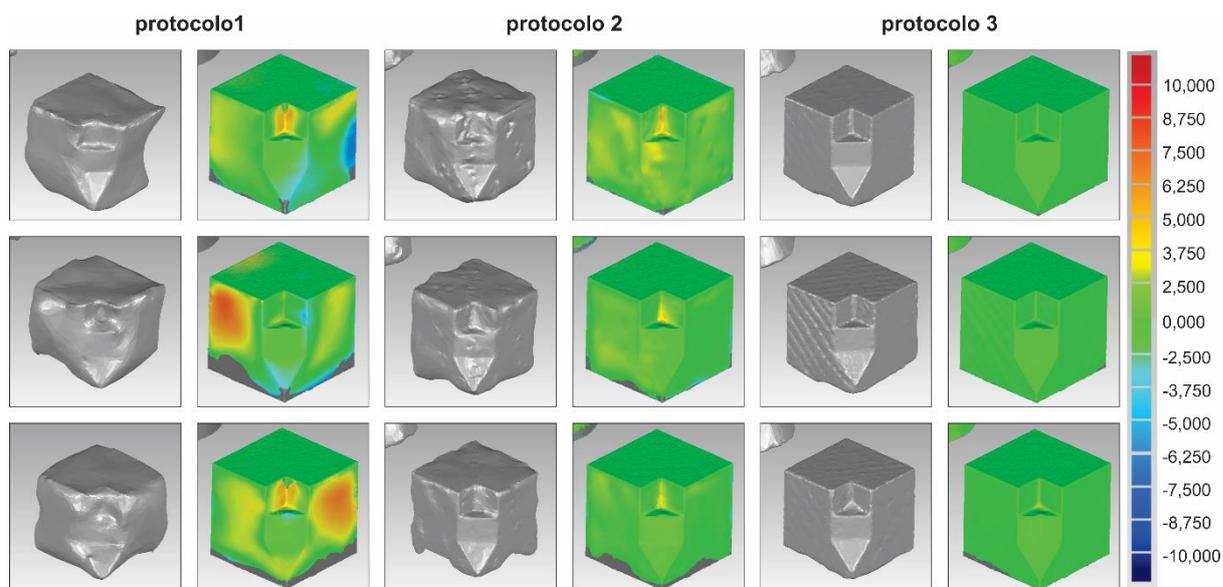


Figura 37: Mapa de cores da digitalização utilizando o ReMake

O protocolo 1 apresentou deformações por toda a geometria. Estas deformações, no caso do cubo, impossibilitaram o levantamento das dimensões para a realização da análise dimensional. Apesar dos resultados dos desvios dimensionais indicarem semelhança das malhas 3D resultantes deste protocolo aos sistemas Kinect 360 e Kinect One, no gráfico da Figura 34, elas não podem ser consideradas como resultados válidos ao desenvolvimento de órteses, devido à grande descaracterização da geometria.

Já o protocolo 2 gerou geometrias visualmente semelhantes com os sistemas Kinect 360 e Kinect One. Os adesivos coloridos foram por vezes considerados como diferentes relevos sobre a geometria, isto pode ter ocorrido pelo entendimento do programa de reconstrução tridimensional de que algumas tonalidades muito escuras podem indicar a existência de furos sobre a peça.

Quanto aos aspectos da qualidade da malha, para o protocolo 2, pode-se ressaltar uma melhor definição das arestas da seção do cubo, não identificada nos outros sistemas. Porém as malhas apresentaram falta de continuidade na região das arestas com o plano inferior do cubo.

Reforçando o indicado na análise dimensional, o protocolo 3 apresentou os melhores resultados, sendo visualmente mais constantes e com clara identificação da geometria. Quanto aos aspectos da qualidade da malha é possível identificar

claramente as arestas da seção do cubo e as mudanças de plano, porém apresenta leve descaracterização dos vértices.

Com base nesta análise foram indicadas notas para as geometrias geradas por cada sistema de digitalização em seus diferentes protocolos. A Tabela 6 apresenta estas notas, considerando que a nota 1 representa os piores resultados e a nota 5 representa os melhores resultados.

Tabela 6: Pontuação da qualidade das Malhas 3D

Sistema de Digitalização	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 3
Kinect 360	2	2	2
Kinect One	3	3	3
ReMake	1	4	5

A partir deste contexto estes protocolos de utilização dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo foram aplicados para a digitalização de um molde em atadura gessada, simulando o processo de digitalização para o desenvolvimento de órteses, descrito a seguir.

4.2 AVALIAÇÃO DA DIGITALIZAÇÃO DE MOLDE EM ATADURA GESSADA

Esta seção apresentará os resultados e discussões dos procedimentos de confecção de um molde em atadura gessada do punho, mão e dedos, da digitalização deste por sistemas de baixo custo, da avaliação de desvios dimensionais e da qualidade das malhas 3D geradas.

4.2.1 Obtenção de molde em atadura gessada

Esta seção visa verificar o desempenho dos sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao contexto de digitalização de moldes da geometria de punho, mão e dedos confeccionados em atadura gessada. Este é um procedimento citado na literatura como uma alternativa viável para a realização da digitalização 3D indireta da anatomia corporal (SILVA, 2000). Para o contexto deste estudo a confecção de molde em atadura gessada foi adotada como a etapa inicial do processo de aquisição da

geometria para o desenvolvimento de órteses para pessoas com Paralisia Cerebral espástica.

O molde foi confeccionado por uma terapeuta ocupacional considerando o posicionamento neutro para as articulações do punho, mão e dedos (Figura 38 a). O molde confeccionado reproduziu diversos detalhes da anatomia deste segmento corporal. (Figura 38 b).



(a)



(b)

Figura 38: Obtenção do molde em atadura gessada

Após a cura do gesso o molde foi fixado sobre uma base de madeira com marcações visuais, conforme recomendações dos fabricantes dos sistemas de digitalização e indicações encontradas no levantamento bibliográfico.



Figura 39: Molde em atadura gessada fixado sobre base com marcadores visuais

4.2.2 Geração do padrão virtual do molde

Após a obtenção do molde em atadura gessada este foi submetido a digitalização 3D utilizando o sistema RevScan gerando uma malha 3D, esta foi utilizada como referência para a realização das análises, sendo atribuída a nomenclatura de padrão virtual do molde (Figura 40). A digitalização 3D seguiu as configurações descritas na seção 3.2.2. A Malha 3D gerada apresentou 444691 pontos, 864332 triângulos e tamanho de 42 megabytes, estes dados serão discutidos juntamente a Tabela 7.

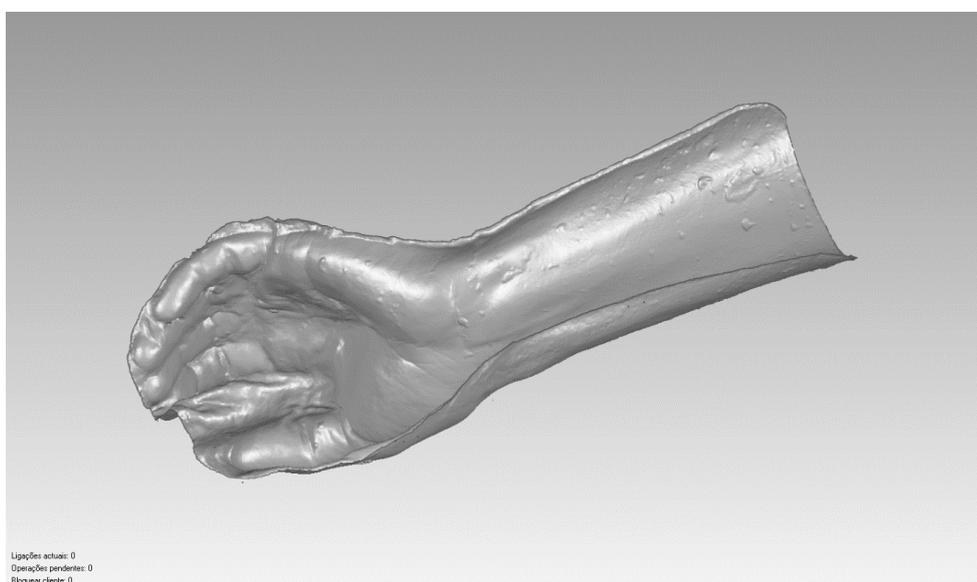


Figura 40: padrão virtual do molde em atadura gessada

4.2.3 Digitalização do molde conforme protocolos

O molde foi digitalizado conforme os protocolos descritos na seção 3.2.3. Foram geradas 9 malhas 3D do molde de atadura gessada. No sentido de realizar uma avaliação o processo de digitalização foi registrado do tempo de geração da malha para cada digitalização. Os dados obtidos podem ser observados na Tabela 7.

Tabela 7: Dados das malhas 3D geradas pela digitalização do molde

Sistema	Protocolo	Tempo de geração da malha (min)	Número de pontos	Número de pontos pós correção	Diferença
RevScan	*	25:00	444681	148634	715698
Kinect 360	1	01:29	178492	11260	327601
	2	01:23	239209	10936	380675
	3	01:19	172979	10942	323593
Kinect One	1	01:44	157936	6632	349875
	2	01:42	123110	17000**	449071
	3	02:00	129489	18752**	364481
ReMake	1	27:02	26439	13159**	301008
	2	20:21	21730	7033	323770
	3	21:08	30780	8607	308693

* protocolo determinado pelo fabricante do sistema.

** malhas 3D as quais não foi possível separar a área de interesse.

O sistema ReMake, como citado na seção 4.1.3, é dependente da disponibilidade de servidores do fornecedor do programa para realizar a reconstrução 3D. Neste experimento o tempo de espera para retorno da geometria foi de 24 minutos para o protocolo 1, 17 minutos para o protocolo 2 e 18 minutos para o protocolo 3.

As malhas geradas pelo sistema Kinect One em todos os protocolos e a malha gerada pelo protocolo 1 no sistema ReMake apresentaram distorções formais e perdas geométricas que impossibilitaram a limpeza. Desta maneira não foi possível executar a análise dos desvios com destas malhas. Do mesmo modo estas distorções impossibilitam a utilização destas geometrias ao desenvolvimento de órteses.

A diferença de pontos que compõem a malha antes e depois do tratamento deve-se a eliminação de superfícies indesejadas e ruídos. A Figura 41 (a) apresenta a malha 3D resultante da digitalização pelo sistema Kinect 360, e a Figura 41 (b) a mesma malha após a eliminação da superfície da base, da superfície de apoio do molde e a eliminação de falhas e ruídos, utilizando o comando MeshDoctor do programa Geomagic.

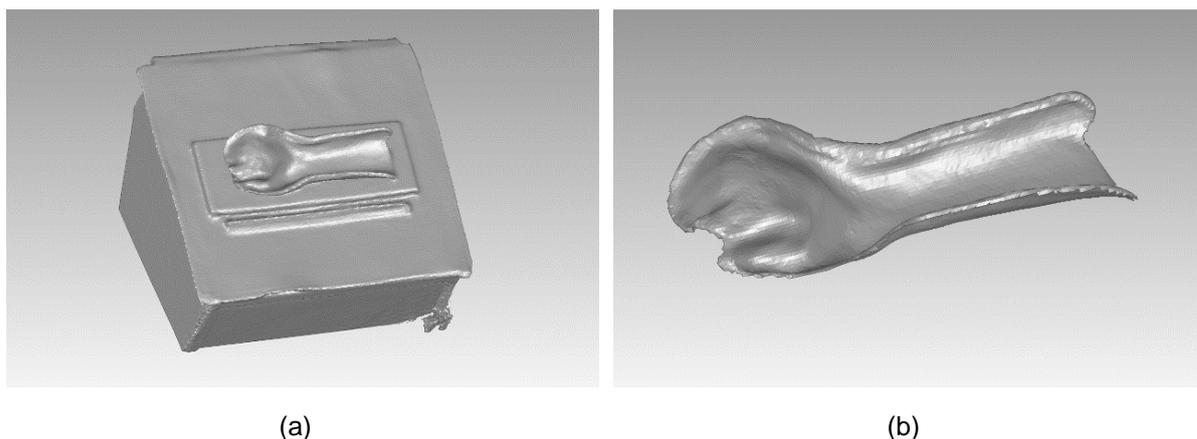


Figura 41: Malha 3D resultante do sistema Kinect 360 com o protocolo 1 (a) mesma malha após limpeza (b)

4.2.4 Análise dos desvios das Malhas 3D do molde em atadura gessada

As malhas geradas pela digitalização do molde em atadura gessada pelos diferentes sistemas foram alinhadas em ambiente digital para a realização da análise dos desvios. A análise de desvios, realizada pelo programa Geomagic, gera como resultados um quadro estatístico e um mapa de cores sobre a malha 3D, indicando a distribuição dos desvios dimensionais por toda a superfície. Os dados gerados pela análise dos desvios destas malhas estão tabelados no Apêndice D.

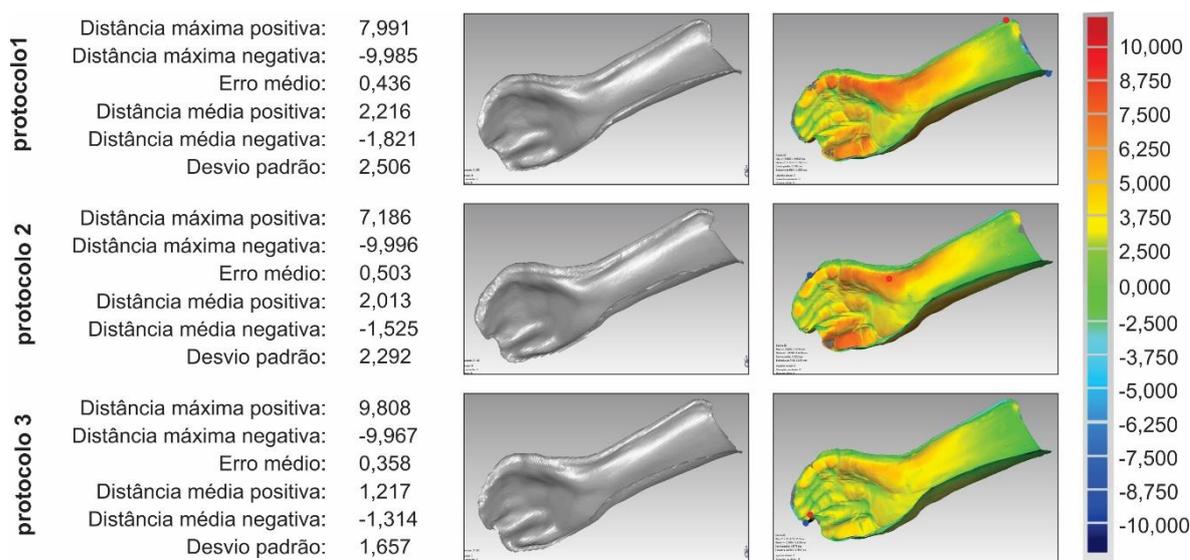


Figura 42: Análise dos desvios das malhas geradas pelo Sistema Kinect 360

A Figura 42 apresenta os resultados gerados pelo sistema Kinect 360. É possível observar as malhas 3D geradas são visualmente semelhantes ao padrão

virtual do molde. Do mesmo modo os diferentes protocolos de digitalização apresentaram pouca influência sobre as características da malha 3D. As malhas 3D geradas por este sistema não apresentaram defeitos sobre a região de interesse, porém apresentou perda de detalhes do molde que reproduziam características da anatomia, como a diferença entre os dedos as pregas palmares.

A Figura 43 apresenta os resultados gerados pelo sistema Kinect One. As geometrias geradas não são viáveis para o desenvolvimento de órteses, pois há grande perda geométrica da região de interesse, que é a área que caracteriza a anatomia do punho, mão e dedos da pessoa. Também, devido a esta perda, é difícil a identificação e separação da área de interesse em relação à superfície da base, inviabilizando a realização da análise de desvios para todos os protocolos.

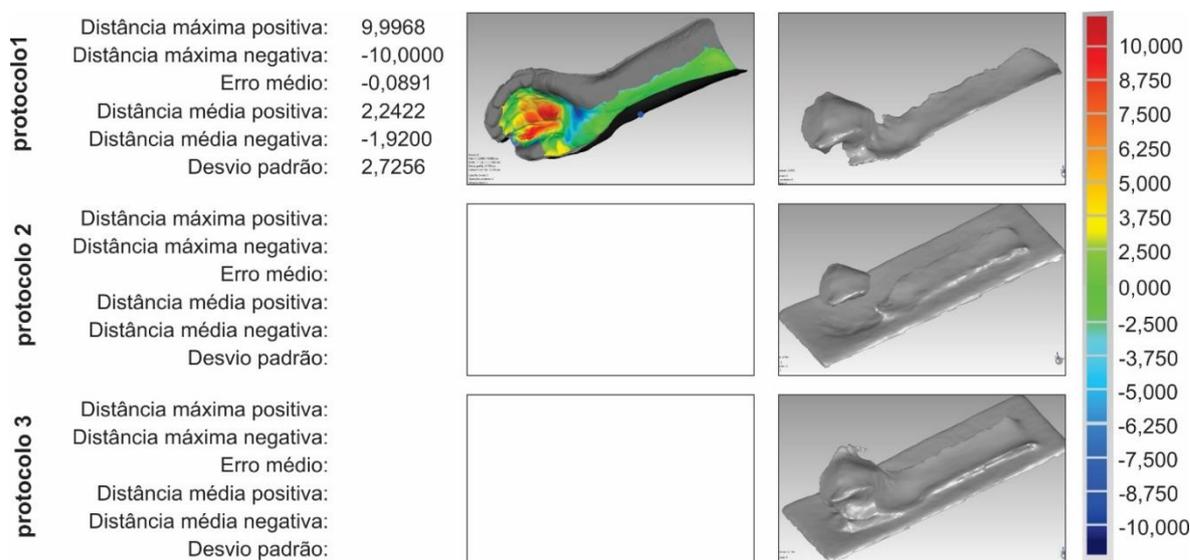


Figura 43: Análise dos desvios das malhas geradas pelo sistema Kinect One

A Figura 44 apresenta as malhas 3D geradas pelo sistema ReMake. Reforçando o citado na seção 4.1.4, este foi o sistema mais sensível aos diferentes protocolos de digitalização. O protocolo 1 gerou uma malha 3D bastante desconfigurada e com perdas dimensionais, o que inviabilizou a realização da análise dos desvios, e conseqüentemente sua utilização para o desenvolvimento de órteses.

O protocolo 2 repetiu as características descritas na análise da peça padrão, com a ocorrência de relevos nas marcações realizadas com os adesivos coloridos. Os desvios dimensionais máximos, positivo e negativo, ocorreram na região da borda,

região que se apresenta menos significativa quanto ao processo de desenvolvimento da órtese.

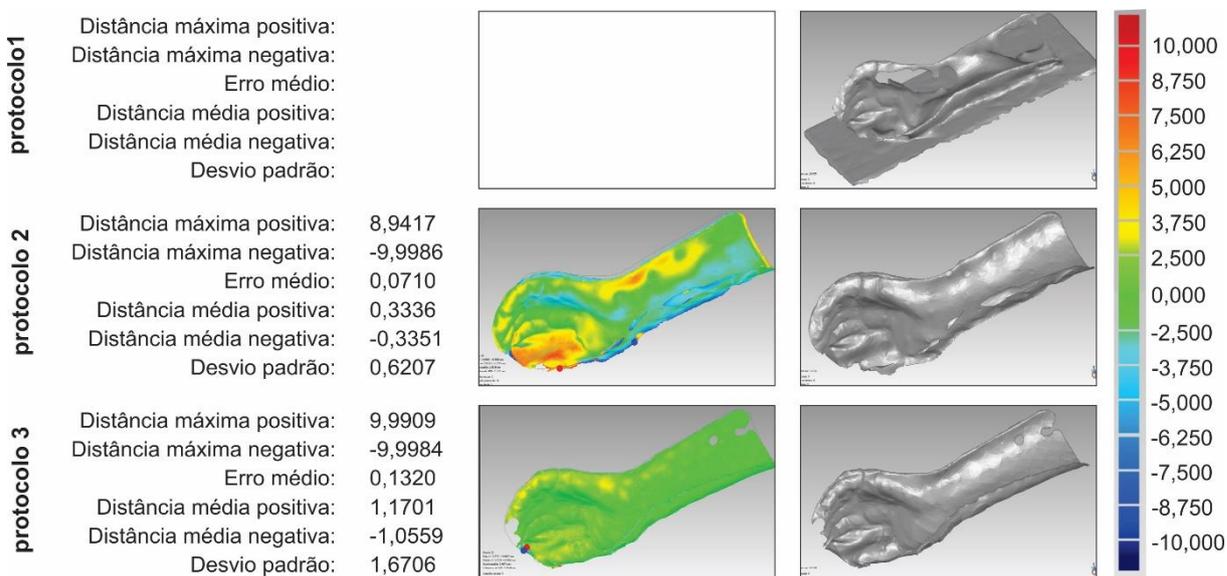


Figura 44: Análise dos desvios das malhas geradas pelo sistema ReMake

A malha gerada pelo protocolo 2 reproduziu alguns detalhes do molde, como a divisão entre os dedos, a melhor caracterização das regiões anatômicas pode facilitar o processo posterior de modelagem da órtese.

As malhas geradas pelo sistema ReMake com o protocolo 3 novamente apresentaram os melhores resultados. Visualmente a malha reproduz diversos detalhes da anatomia presentes no molde. Esta também apresenta um erro médio em torno de 1 milímetro, considerado pequeno quando comparado aos resultados dos outros sistemas. Do mesmo modo que o protocolo 2 os maiores desvios dimensionais ocorreram na região das bordas. Ocorreram lacunas na região dos dedos, esta perda de geometria pode demandar maior tempo em uma etapa de modelagem no processo de desenvolvimento da órtese.

5 CONCLUSÕES

A inserção das tecnologias de digitalização 3D e de Manufatura Aditiva (AM) podem trazer significativos benefícios ao desenvolvimento e fabricação de órteses e outros produtos assistivos personalizados. Porém os altos custos de equipamentos e programas computacionais e a complexidade na utilização destes inviabilizam a popularização destas soluções. Neste sentido o presente estudo objetivou avaliar diferentes sistemas de digitalização 3D de baixo custo, a partir da estruturação de três protocolos de utilização destes e considerando o contexto aplicado ao desenvolvimento órteses personalizadas para punho, mão e dedos de pessoas com Paralisia Cerebral.

Neste estudo foi considerando como parâmetros de seleção a disponibilidade, preço, facilidade de uso e mobilidade e foram definidos três sistemas de digitalização para serem avaliados. Os sistemas selecionados foram o equipamento Kinect 360 com o programa Skanect, o equipamento Kinect One com o programa 3DScan, e o programa ReMake com a câmera Canon Eos T3i. Foram determinados três protocolos de utilização destes sistemas, considerando as recomendações dos fabricantes e outras encontradas na literatura. Do mesmo modo, objetivou-se identificar o impacto destes diferentes protocolos sobre a malha 3D gerada. As avaliações foram realizadas a partir de parâmetros dimensionais, análise de desvios geométricos e análise da qualidade da malha 3D gerada.

Para a realização destas avaliações foi desenvolvida uma peça padrão, composta por três elementos, utilizada para a realização da avaliação de três diferentes sistemas de digitalização 3D de baixo custo, considerando três diferentes protocolos de utilização destes sistemas. Do mesmo modo foi confeccionado um molde em atadura gessada da anatomia do punho, mão e dedos de uma pessoa sem deficiência, para a verificação do desempenho destes sistemas aplicados ao contexto do desenvolvimento de órteses personalizadas.

Nas avaliações realizadas sobre a peça padrão, o sistema ReMake se apresentou como o mais sensível a variação entre os protocolos. O protocolo 3, com a demarcação de linhas formando um xadrez sobre a peça, aplicado a este sistema apresentou os melhores resultados na avaliação dimensional, na análise dos desvios e na avaliação da qualidade da malha 3D. Isto se deve a tecnologia de digitalização

deste sistema, que tem por princípio a fotogrametria. Neste caso o processamento utiliza elementos visuais, presentes nas imagens fotográficas, como referenciamento para a geração da malha 3D.

O molde em atadura gessada foi digitalizado conforme os mesmos protocolos utilizados na peça padrão. As malhas 3D geradas foram submetidas à análise dos desvios e a uma avaliação da qualidade. Esta avaliação considerou o enfoque na viabilidade da utilização da malha 3D no desenvolvimento de órteses por AM (procedimentos encontrados nos trabalhos de Palousek *et al.* 2014 e Paterson 2015). A partir destas análises se reforçou o identificado nos resultados obtidos com a peça padrão, indicando o sistema ReMake com o protocolo 3 como o procedimento que apresenta os melhores resultados.

Ao analisar os parâmetros de qualidade da malha 3D pode-se considerar que o sistema Kinect 360, em todos os protocolos, é capaz de gerar malhas 3D possíveis de serem utilizadas no desenvolvimento de órteses. Apesar deste sistema não ser capaz de captar o mesmo detalhamento que o sistema ReMake com o protocolo 3, o Kinect 360 gera malhas 3D com poucas falhas apresentando um desvio médio inferior a um milímetro.

Já a utilização do sistema Kinect One para este contexto de desenvolvimento se apresentou pouco eficiente, gerando geometrias consideradas inviáveis e com grandes perdas geométricas. Porém o estudo desenvolvido por Guidi *et al.* (2016) apresenta o sensor Kinect One como o mais preciso em comparação a outros equipamentos de baixo custo. Deste modo acredita-se que estas perdas geométricas podem estar relacionadas aos seguintes fatores: o princípio de digitalização utilizado por este sistema apresenta limitações na captação de superfícies em curtas distâncias, que é o contexto do presente estudo; a limitação do programa computacional 3DScan na identificação da geometria de interesse; e a sensibilidade deste sensor a ruídos eletromagnéticos, que leva a uma demanda de filtragem dos dados captados, podendo esta filtragem eliminar partes de objetos com pouca espessura, como as laterais do molde em gesso.

Os resultados desta pesquisa indicam que o sistema ReMake, utilizando a demarcação de linhas formando um xadrez sobre a superfície da peça (protocolo 3), gera malhas bastante precisas, sendo possível sua utilização no processo de desenvolvimento de órteses. Do mesmo modo, indica que o sistema Kinect 360 como

capaz de gerar geometrias adequadas do desenvolvimento de órteses personalizadas com menor tempo de digitalização em relação do sistema ReMake, porém com uma malha 3D de menor precisão.

Estas indicações podem colaborar com a definição e implementação de um processo de fabricação de órteses personalizadas contando com os benefícios possibilitados pela AM. Neste sentido, esta solução apoia o desenvolvimento de uma alternativa tecnológica para a fabricação destes produtos que visa melhorar a participação dos usuários; reduzir os custos e o tempo para desenvolvimento e fabricação de órteses; possibilitar maior repetibilidade do processo de fabricação e o registro da evolução do quadro clínico dos usuários; assim como possibilitar a exploração formal e estética destes produtos, reduzindo a percepção de produto excludente.

Neste contexto, visando colaborar com a continuidade e/ou aprofundamento da pesquisa, apresentam-se como sugestões para trabalhos futuros:

- Identificação e avaliação de outros sistemas de digitalização de baixo custo aplicados ao contexto de desenvolvimento de órteses personalizadas;
- Identificar a influência de diferentes cores utilizadas como marcadores visuais na reconstrução 3D com base na fotogrametria;
- Aplicação das soluções indicadas por este estudo no desenvolvimento de órteses personalizadas;
- Avaliação dos impactos de produtos personalizados fabricados por este processo sobre os usuários;
- Investigação de novas oportunidades da aplicação das tecnologias de digitalização 3D e de AM no desenvolvimento de produtos assistivos personalizados;
- Estruturação de métodos que possibilitem o aumento da participação dos usuários no desenvolvimento de seus produtos assistivos, apoiados por tecnologias de digitalização 3D e AM.
- Exploração de novas possibilidades projetuais de produtos assistivos viabilizados pela AM.

6 REFERÊNCIAS

ACHILLE, C.; BRUMANA, R.; FASSI, F.; FREGONESE L; MONTI C; TAFFURELLI L; VIO E. Transportable 3D Acquisition Systems for Cultural Heritage . Reverse Engineering and Rapid Prototyping of the Bronze Lions of the Saint Isidoro Chapel in the Basilica of San Marco in Venice . **IISPRS - International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences**. p.1–6, 2007. Atenas.

AHRENS, C. H.; VELLWOCK, A. E.; PFEIFER, D. C.; PISTORELLO, R. Engenharia reversa por meio de fotogrametria: estudo comparativo da técnica de digitalização tridimensional visando aplicação na manufatura aditiva. **7º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação**. 2013. Penedo, Itatiaia – RJ.

AUTODESK. Learn how to use 123d Catch. Disponível em: <<http://www.123dapp.com/howto/catch>>. Acesso em: 20/7/2016.

AUTODESK. ReMake getting started guide. Disponível em: <https://remake.autodesk.com/assets/Autodesk_ReMake_Guide_01.pdf>. Acesso em 10/2017.

BLAIS, F. Review of 20 Years of Range Sensor Development. **Journal of Electronic Imaging**, v. 13, n. 1, p. 231–240, 2004.

BRAGANÇA, S.; CARVALHO, M.; XU, B.; AREZES, P.; ASHDOWN, S. A Validation Study of a Kinect Based Body Imaging (KBI) Device System Based on ISO 20685 : 2010. **5th International Conference on 3D Body Scanning Technologies**. 2014.

BRASIL. Resolução n. 196, de 10 de outubro de 1996. Diretrizes e normas regulamentadoras sobre pesquisa envolvendo seres humanos. , 1996. Brasília: Ministério da Saúde.

BRASIL. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Paralisia Cerebral**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013a.

BRASIL. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013b.

BRENDLER, C. **Método para Levantamento de Parâmetros Antropométricos Utilizando um Digitalizador 3D de Baixo Custo**. 2013. 151 f. Dissertação – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

BRENDLER, C. F.; SILVA, F. P. DA; TEIXEIRA, F. G. Avaliação de modelos obtidos por diferentes sistemas de digitalização 3D para produtos personalizados. **Revista DAPesquisa**, v. 10, n. 14, p. 68–86, 2015.

BREWCZYŃSKI, D. Non-Contact Measurement of Geometrical Parameters in Landing Gear Using the Handheld 3D Laser Scanner. **Journal of KONES. Powertrain and Transport**, v. 21, n. 3, p. 23–28, 2014.

BUEHLER, E.; BRANHAM, S.; ALI, A.; CHANG, J. J.; HOFMANN, Megan K.; HURST, Amy; KANE, Shaun K. Sharing is Caring: Assistive Technology Designs on Thingiverse. **33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '15**. p.525–534, 2015.

CARAVIELLO, E. Z.; CASSEFO, V.; CHAMLIAN, T. R. Perfil epidemiológico dos pacientes com paralisia cerebral atendidos no Lar Escola São Francisco. **SPMFR - Revista de Medicina Física e Reabilitação**, v. 23, n. 3, p. 63–67, 2007.

CAT - Comitê de Ajudas Técnicas. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (CORDE/SEDH/PR). **Ata da Reunião VII** - Brasília, dezembro de 2007.

CIOBANU, O.; XU, W.; CIOBANU, G. the Use of 3D Scanning and Rapid Prototyping In Medical Engineering. **Academica Brâncuși**, , n. 1, p. 241–247, 2013.

CREAFORM. **Especificações técnicas REVscan**. Disponível em: <<http://www.creaform3d.com/pt/atendimento-ao-cliente/produtos-legados/scanner-revscan>>. Acesso em: 20/7/2016.

CRUZ, L.; LUCIO, D.; VELHO, L. Kinect and RGBD images: Challenges and applications. **25th SIBGRAPI - Conference on Graphics, Patterns and Images Tutorials**, SIBGRAPI-T 2012. p. 36–49, 2012.

CUYPERS, W.; VAN GESTEL, N.; VOET, A.; KRUTH, J. P.; MINGNEAU, J.; BLEYS, P. Optical measurement techniques for mobile and large-scale dimensional metrology. **Optics and Lasers in Engineering**, v. 47, n. 3-4, p. 292–300, 2009.

DOMBROSKI, C. E.; BALSDON, M. E. R.; FROATS, A. The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study. **BMC research notes**, v. 7, n. 443, 2014.

FESS, E. E. A History of splinting: To understand the present, view the past. **Journal of Hand Therapy**, v. 15, n. 2, p. 97–132, 2002.

FONSECA, L. F. MELO R.P.; CORDEIRO S.S.; TEIXEIRA M.L.G. Encefalopatia crônica (paralisia cerebral). In: FONSECA, L. F.; XAVIER, C. C.; PIANETTI, G. **Compêndio de neurologia infantil**. 2. ed. Rio de Janeiro: Medbook, 2011. p. 669-679.

FREITAS, G. **Metodologia e Aplicabilidade da Digitalização 3D a Laser no Desenvolvimento de Moldes para Calçados e Componentes**. 2006. 115 f. Dissertação – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

GRILLO, O.; ROMANO, P.; MONNERAT, M. 3D Modeling and its application in paleontological research. **Gaea - Journal of Geoscience**, v. 7, n. 1, p. 77–81, 2011.

GUANGSONG, L.; JIEHONG, L. A Method of Reconstruction Based on Kinect Depth Camera. **Journal of Chemical Information and Modeling**, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013.

GUIDI, G.; RUSSO, M.; MAGRASSI, G.; BORDEGONI, M. Performance evaluation of

triangulation based range sensors. **Sensors**, v. 10, n. 8, p. 7192–7215, 2010.

GUIDI, G., GONIZZI, S., MICOLI, L. 3D capturing performances of low-cost range sensors for mass-market applications. **International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences - ISPRS Archives**, v. XLI-B5, p. 33–40, 2016.

HIMPENS, E.; VAN DEN BROECK C.; OOSTRA A.; CALDERS P.; VANHAESEBROUCK P. Prevalence, type, distribution, and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: a meta-analytic review. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 50, p. 334-340, 2008.

HSU, S. H.; CHUANG, M. C.; CHANG, C. C. A semantic differential study of designers' and users' product form perception. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 25, n. 4, p. 375–391, 2000.

HURST, A.; KANE, S. Making “Making” Accessible. **IDC '13: 12th International Conference on Interaction Design and Children**. p.635–638, 2013. New York: ACM.

KIM, H.; JEONG, S. Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing. **Journal of Mechanical Science and Technology**, v. 29, n. 12, p. 5151–5156, 2015.

KOUTNY, D.; PALOUSEK, D.; KOUTECKY, T.; ZATOCILOVA, A; ROSICKY, J; JANDA, M. 3D Digitalization of the Human Body for Use in Orthotics and Prosthetics. **International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering**, v. 6, n. 12, p. 690–697, 2012.

LANUTTI, J.N.L.; MEDOLA, F.O.; GONÇALVES, D.D.; da SILVA, L.M.; NICHOLL, A.R.J.; PASCHOARELLI, L.C. The Significance of Manual Wheelchairs: A Comparative Study on Male and Female Users. **6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics**. v. 3, p.6079–6085, 2015.

LEVITT, S. **Tratamento da Paralisia Cerebral e do Atraso Motor**. 5ª ed. Barueri, SP: Manile, 2014.

LINDTNER, S.; HERTZ, G. D.; DOURISH, P. Emerging sites of HCI innovation: Hackerspaces, Hardware Startups & Incubators. **Proceedings of the 32nd annual ACM conference on Human factors in computing systems - CHI '14**. p.439–448, 2014. Toronto: ACM.

MANKOFF, K. D.; RUSSO, T. A. The Kinect: A low-cost, high-resolution, short-range 3D camera. **Earth Surface Processes and Landforms**, v. 38, n. 9, p. 926–936, 2013.

MICROSOFT. **3D scanning with Windows 10**. Disponível em: <<https://developer.microsoft.com/en-us/windows/hardware/3d-scanning-with-kinect>>. Acesso em: 20/7/2016a.

MICROSOFT. **Calibrar o sensor Kinect do Xbox 360**. Disponível em: <<http://support.xbox.com/pt-BR/xbox-360/accessories/start-calibration>>. Acesso em: 20/7/2016b.

NGUYEN, H. M.; WÜNSCHE, B.; DELMAS, P.; LUTTEROTH, C. 3D Models from the black box: Investigating the current state of image-based modeling. **20th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision**, WSCG 2012. p.249–258, 2012.

OCCIPITAL. **Support Skanect**. Disponível em: <<http://skanect.occipital.com/support/>>. Acesso em: 10/10/2017.

PALLARI, J.H.P.; DALGARNO, K.W.; MUNGUIA, J.; MURARU, L.; PEERAER, L.; TELFER, S.; WOODBURN, J. Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses. **21st International Solid Freeform Fabrication Symposium**. p.834–845, 2010.

PALLARI, J. H. P.; DALGARNO, K. W.; WOODBURN, J. Mass customization of foot orthoses for rheumatoid arthritis using selective laser sintering. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 7, p. 1750–1756, 2010.

PALOUSEK, D.; ROSICKY, J.; KOUTNY, D.; STOKLÁSEK, P.; NAVRAT, T. Pilot study of the wrist orthosis design process. **Rapid Prototyping Journal**, v. 20, n. 1, p. 27–32, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1108/RPJ-03-2012-0027>>. .

PATERSON, A. M. J. **Digitisation of the Splinting Process: Exploration and Evaluation of a Computer Aided Design Approach to Support Additive Manufacture**. 2013. 368 f. Doctoral Thesis – Loughborough University, Loughborough, 2013.

PATERSON, A. M. J.; BIBB, R. J.; CAMPBELL, R. I. A review of existing anatomical data capture methods to support the mass customisation of wrist splints. **Journal of Virtual and Physical Prototyping**, v. 5, n. 4, p. 201–207, 2010.

PATERSON, A. M. J.; BIBB, R. J.; CAMPBELL, R. I. Evaluation of a digitized splinting approach with multiple-material functionality using Additive Manufacturing technologies. **Solid Freeform Fabrication Symposium**. p.656–672, 2012.

PATERSON, A. M. J.; BIBB, R. J.; CAMPBELL, R. I.; BINGHAM, G. Comparing Additive Manufacturing Technologies for Customised Splints. **Rapid Prototyping Journal**, v. 21, n. 3, p. 230 – 243, 2015.

PETTEN, A. M. V. N. V.; ÁVILA, A. F. Efeito do uso de órtese de punho na ativação da musculatura flexora e extensora do punho. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 45, n. 1, p. 72–78, 2010.

PHILLIPS, B.; ZHAO, H. Predictors of assistive technology abandonment. **Assistive Technology**, v. 5, n. 1, p. 36–45, 1993.

PIRATELLI, A.; DANIELA, L.; ZÚÑIGA, O.; ARENCIBIA, R. V. Aplicação de testes de repetitividade e reprodutividade (R & R) para verificação de scanner laser 3D. **Congresso Nacional de Matemática Aplicada à Indústria**. 2014. Caldas Novas.

RINAUDO, F.; BORNAZ, L.; ARDISSONE, P. 3D High Accuracy Survey and Modelling for Cultural Heritage Documentation and Restoration. **VAST 2007, Future Technologies to Empower Heritage Professionals**, p. 19-23, 2007.

RIEMER-REISS, M. L.; WACKER, R. R. Factors Associated with Assistive Technology Discontinuance Among Individuals with Disabilities. **Journal of Rehabilitation**, v. 63, n. 1992, p. 1, 2000.

ROSENBAUM, P.; PANETH, N.; LEVITON, A.; GOLDSTEIN, M.; BAX, M.; DAMIANO, D.; DAN, B.; JACOBSSON, B. A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 49, n. SUPPL.109, p. 8–14, 2006.

SANSONI, G.; TREBESCHI, M.; DOCCHIO, F. State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation. **Sensors**, v. 9, n. 1, p. 568–601, 2009.

SANTAGATI, C.; INZERILLO, L. 123D Catch: Efficiency, Accuracy, Constraints and Limitations in Architectural Heritage Field. **International Journal of Heritage in the Digital Era**, v. 2, n. 2, p. 263–290, 2013.

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

SIMMONS, K. P. **Body measurements techniques: A comparison of three-dimensional body scanning and physical anthropometric methods**, 2001. 68 f. Doctoral Thesis - North Carolina State University.

SMISEK, J.; JANCOSEK, M.; PAJDLA, T. 3D with Kinect. **IEEE International Conference on Computer Vision Workshops**. p.1154–1160, 2011.

SOUZA, M. A. DE; KREFER, A. G.; BORBA, G. B.; CENTENO, T. M.; GAMBA, H. R. Combining 3D models with 2D infrared images for medical applications. **International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**. p.2395–2398, 2015.

STRAUB, J.; KERLIN, S. Development of a Large, Low-Cost, Instant 3D Scanner. **Technologies**, v. 2, n. 2, p. 76–95, 2014.

TISHKIN, V. O.; RAZINA, E. V. Technique for obtaining digital models of sections of the human body , using the Handyscan 3D Revscan and Konica Minolta VI-910 laser 3D scanners. **Journal of Optical Technologies**, v. 79, n. 9, p. 566–570, 2012.

VOLPATO, N; CARVALHO, J. Introdução à Manufatura Aditiva ou Impressão 3D. Em **Manufatura Aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. 1º ed. São Paulo: E. Blücher, 2017.

WANG, M. J.; WU, W.; LIN, K.; YANG, S.; LU, J. Automated anthropometric data collection from three-dimensional digital human models. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 32, n. 1, p. 109–115, 2007.

XU, D.; CAI, J.; CHAM, T. J.; FU, P.; ZHANG, J. Kinect-based easy 3D object reconstruction. **Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)**, v. 7674 LNCS, p. 476–483, 2012.

ZANINI, G.; CEMIN, N. F.; PERALLES, S. N. Paralisia Cerebral: causas e prevalências. **Fisioterapia em Movimento**, v. 22, n. 3, p. 375-381, 2009.

ZHANG, Z. Microsoft kinect sensor and its effect. **IEEE Multimedia**, v. 19, n. 2, p. 4-10, 2012.

ZUÑIGA, L. O. **Método de verificação do desempenho de scanners laser usando um artefado tridimensional**. 2013. p.88. Dissertação – Universidade de Brasília.

ANEXO A – Classificação das tecnologias de digitalização 3D

	Triangulation	Time delay	Monocular images	Passive	Active	Direct	Indirect	Range	Surface Orientation
Laser triangulators	X				X	X		X	
Structured light	X				X	X		X	
Stereo vision	X			X		X		X	
Photogrammetry	X			X		X		X	
Time of Flight		X			X	X		X	
Interferometry		X			X	X		X	
Moiré fringe range contours			X		X		X	X	
Shape from focusing			X	X	X		X	X	
Shape from shadows			X		X		X	X	
Texture gradients			X	X			X		X
Shape from shading			X		X		X		X
Shape from photometry			X		X		X		X

Fonte: adaptado de Sansoni *et al.*, 2009

ANEXO B - Vantagens e desvantagens das tecnologias de digitalização 3D

Tecnologia	Vantagens	Desvantagens
Triangulação a laser	Relativamente simples Funciona independentemente da luz do ambiente Alta taxa de aquisição de dados	Questões de saúde relacionadas ao uso do laser Volume de alcance e medição limitados Perda de dados em decorrência a sombras e oclusões Custo
Luz Estruturada	Alta taxa de aquisição de dados Volume de digitalização intermediário O desempenho geralmente depende da iluminação do ambiente	Questões de saúde quando utiliza laser Média complexidade computacional Perda de dados em decorrência a sombras e oclusões Custo
<i>Stereo Vision</i>	Simples e sem custos Alta precisão quando possui marcadores bem definidos	Demanda computacional Escassa cobertura de dados Limitado a cenas bem definidas Baixa taxa de aquisição de dados
Fotogrametria	Simples e sem custos Alta precisão quando possui marcadores bem definidos	Demanda computacional Escassa cobertura de dados Limitado a cenas bem definidas Baixa taxa de aquisição de dados
<i>Time of Flight</i>	Medição de médio e longo alcance Boa taxa de aquisição de dados Desempenho geralmente independente da iluminação do ambiente	Custo Em curto alcance a precisão é inferior do que a triangulação

Tecnologia	Vantagens	Desvantagens
Interferometria	Sub-mícron precisão em micro alcances	Capacidade de medição limitada a superfícies quase planas Custo Uso limitado a ambientes industriais
<i>Moiré Fringe range contours</i>	Simple e de baixo custo Curto alcance	Limitado a medição de superfícies suaves
<i>Shape from focusing</i>	Simple e sem custos Sensores disponíveis para inspeção de superfície e <i>microprofilometry</i>	Limitado ao campo de visão Resolução espacial não uniforme Quando passivo é afetado pela iluminação do ambiente
<i>Shape from shadows</i>	Baixo custo	Baixa precisão
<i>Texture gradients</i>	Simple e de baixo custo	Baixa precisão
<i>Shape from Shading</i>	Simple e de baixo custo	Baixa precisão

Fonte: adaptado de Sansoni *et al.*, 2009

APÊNDICE A – Dados dimensionais da peça padrão digitalizada

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
Kinect 360	1	Altura do Cone	35,5284	-13,3590	-13,3590
Kinect 360	1	Altura do Cone	40,8240	-8,0634	-8,0634
Kinect 360	1	Altura do Cone	36,7069	-12,1805	-12,1805
Kinect 360	2	Altura do Cone	34,9094	-13,9780	-13,9780
Kinect 360	2	Altura do Cone	35,3897	-13,4977	-13,4977
Kinect 360	2	Altura do Cone	33,4702	-15,4172	-15,4172
Kinect 360	3	Altura do Cone	35,6888	-13,1986	-13,1986
Kinect 360	3	Altura do Cone	36,2404	-12,6470	-12,6470
Kinect 360	3	Altura do Cone	37,6375	-11,2499	-11,2499
Kinect 360	1	Diâmetro do Cilindro	55,7554	7,0101	7,0101
Kinect 360	1	Diâmetro do Cilindro	51,5583	2,8130	2,8130
Kinect 360	1	Diâmetro do Cilindro	53,1693	4,4240	4,4240
Kinect 360	2	Diâmetro do Cilindro	53,4000	4,6547	4,6547
Kinect 360	2	Diâmetro do Cilindro	52,9434	4,1981	4,1981
Kinect 360	2	Diâmetro do Cilindro	54,4564	5,7111	5,7111
Kinect 360	3	Diâmetro do Cilindro	53,6153	4,8700	4,8700
Kinect 360	3	Diâmetro do Cilindro	47,7061	-1,0392	-1,0392
Kinect 360	3	Diâmetro do Cilindro	50,9953	2,2500	2,2500
Kinect 360	1	Medida em X	58,5909	8,6772	8,6772
Kinect 360	1	Medida em X	54,5201	4,6064	4,6064
Kinect 360	1	Medida em X	54,9112	4,9975	4,9975
Kinect 360	1	Medida em X	59,4543	9,5406	9,5406
Kinect 360	1	Medida em X	55,4696	5,5559	5,5559
Kinect 360	1	Medida em X	55,7847	5,8710	5,8710
Kinect 360	1	Medida em X	59,2519	9,3382	9,3382
Kinect 360	1	Medida em X	57,4320	7,5183	7,5183
Kinect 360	1	Medida em X	56,7783	6,8646	6,8646
Kinect 360	2	Medida em X	58,0026	8,0889	8,0889
Kinect 360	2	Medida em X	54,6666	4,7529	4,7529
Kinect 360	2	Medida em X	56,8966	6,9829	6,9829
Kinect 360	2	Medida em X	58,9816	9,0679	9,0679
Kinect 360	2	Medida em X	56,2175	6,3038	6,3038
Kinect 360	2	Medida em X	57,8316	7,9179	7,9179
Kinect 360	2	Medida em X	58,8111	8,8974	8,8974
Kinect 360	2	Medida em X	55,3627	5,4490	5,4490
Kinect 360	2	Medida em X	57,3784	7,4647	7,4647
Kinect 360	3	Medida em X	57,7495	7,8358	7,8358
Kinect 360	3	Medida em X	49,9396	0,0259	0,0259
Kinect 360	3	Medida em X	55,3677	5,4540	5,4540

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
Kinect 360	3	Medida em X	57,3502	7,4365	7,4365
Kinect 360	3	Medida em X	50,2929	0,3792	0,3792
Kinect 360	3	Medida em X	56,5529	6,6392	6,6392
Kinect 360	3	Medida em X	58,9456	9,0319	9,0319
Kinect 360	3	Medida em X	49,4049	-0,5088	-0,5088
Kinect 360	3	Medida em X	55,8772	5,9635	5,9635
Kinect 360	1	Medida em Y	58,4076	8,4007	8,4007
Kinect 360	1	Medida em Y	54,6696	4,6627	4,6627
Kinect 360	1	Medida em Y	55,1369	5,1300	5,1300
Kinect 360	1	Medida em Y	58,1217	8,1148	8,1148
Kinect 360	1	Medida em Y	55,4313	5,4244	5,4244
Kinect 360	1	Medida em Y	57,2372	7,2303	7,2303
Kinect 360	1	Medida em Y	58,4209	8,4140	8,4140
Kinect 360	1	Medida em Y	55,3046	5,2977	5,2977
Kinect 360	1	Medida em Y	56,7211	6,7142	6,7142
Kinect 360	2	Medida em Y	57,6676	7,6607	7,6607
Kinect 360	2	Medida em Y	58,1372	8,1303	8,1303
Kinect 360	2	Medida em Y	57,8593	7,8524	7,8524
Kinect 360	2	Medida em Y	57,5316	7,5247	7,5247
Kinect 360	2	Medida em Y	58,0552	8,0483	8,0483
Kinect 360	2	Medida em Y	59,9105	9,9036	9,9036
Kinect 360	2	Medida em Y	58,3156	8,3087	8,3087
Kinect 360	2	Medida em Y	57,7704	7,7635	7,7635
Kinect 360	2	Medida em Y	59,5426	9,5357	9,5357
Kinect 360	3	Medida em Y	56,9110	6,9041	6,9041
Kinect 360	3	Medida em Y	52,1659	2,1590	2,1590
Kinect 360	3	Medida em Y	49,8932	-0,1137	-0,1137
Kinect 360	3	Medida em Y	57,2637	7,2568	7,2568
Kinect 360	3	Medida em Y	53,1907	3,1838	3,1838
Kinect 360	3	Medida em Y	51,1446	1,1377	1,1377
Kinect 360	3	Medida em Y	58,1225	8,1156	8,1156
Kinect 360	3	Medida em Y	55,6237	5,6168	5,6168
Kinect 360	3	Medida em Y	49,7833	-0,2236	-0,2236
Kinect 360	1	Medida em Z	52,0685	2,2498	2,2498
Kinect 360	1	Medida em Z	54,0351	4,2164	4,2164
Kinect 360	1	Medida em Z	53,5566	3,7379	3,7379
Kinect 360	1	Medida em Z	50,2037	0,3850	0,3850
Kinect 360	1	Medida em Z	52,6446	2,8259	2,8259
Kinect 360	1	Medida em Z	53,2877	3,4690	3,4690
Kinect 360	1	Medida em Z	51,2480	1,4293	1,4293
Kinect 360	1	Medida em Z	53,8485	4,0298	4,0298
Kinect 360	1	Medida em Z	52,0879	2,2692	2,2692

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
Kinect 360	2	Medida em Z	54,1770	4,3583	4,3583
Kinect 360	2	Medida em Z	53,2448	3,4261	3,4261
Kinect 360	2	Medida em Z	53,1406	3,3219	3,3219
Kinect 360	2	Medida em Z	52,1889	2,3702	2,3702
Kinect 360	2	Medida em Z	53,3174	3,4987	3,4987
Kinect 360	2	Medida em Z	54,4451	4,6264	4,6264
Kinect 360	2	Medida em Z	54,5056	4,6869	4,6869
Kinect 360	2	Medida em Z	53,7563	3,9376	3,9376
Kinect 360	2	Medida em Z	54,8648	5,0461	5,0461
Kinect 360	3	Medida em Z	50,3134	0,4947	0,4947
Kinect 360	3	Medida em Z	48,7511	-1,0676	-1,0676
Kinect 360	3	Medida em Z	51,8982	2,0795	2,0795
Kinect 360	3	Medida em Z	54,7009	4,8822	4,8822
Kinect 360	3	Medida em Z	49,1091	-0,7096	-0,7096
Kinect 360	3	Medida em Z	52,9273	3,1086	3,1086
Kinect 360	3	Medida em Z	55,3485	5,5298	5,5298
Kinect 360	3	Medida em Z	51,3631	1,5444	1,5444
Kinect 360	3	Medida em Z	54,7288	4,9101	4,9101
Kinect One	1	Altura do Cone	39,3849	-9,5025	-9,5025
Kinect One	1	Altura do Cone	41,0573	-7,8301	-7,8301
Kinect One	1	Altura do Cone	43,1050	-5,7824	-5,7824
Kinect One	2	Altura do Cone	42,0697	-6,8177	-6,8177
Kinect One	2	Altura do Cone	44,8695	-4,0179	-4,0179
Kinect One	2	Altura do Cone	43,4018	-5,4856	-5,4856
Kinect One	3	Altura do Cone	43,7885	-5,0989	-5,0989
Kinect One	3	Altura do Cone	45,8341	-3,0533	-3,0533
Kinect One	3	Altura do Cone	43,4652	-5,4222	-5,4222
Kinect One	1	Diâmetro do Cilindro	43,4196	-5,3257	-5,3257
Kinect One	1	Diâmetro do Cilindro	46,1521	-2,5932	-2,5932
Kinect One	1	Diâmetro do Cilindro	45,9069	-2,8384	-2,8384
Kinect One	2	Diâmetro do Cilindro	45,2267	-3,5186	-3,5186
Kinect One	2	Diâmetro do Cilindro	46,3326	-2,4127	-2,4127
Kinect One	2	Diâmetro do Cilindro	47,2169	-1,5284	-1,5284
Kinect One	3	Diâmetro do Cilindro	45,4579	-3,2874	-3,2874
Kinect One	3	Diâmetro do Cilindro	44,7867	-3,9586	-3,9586
Kinect One	3	Diâmetro do Cilindro	46,1367	-2,6086	-2,6086
Kinect One	1	Medida em X	45,5065	-4,4072	-4,4072
Kinect One	1	Medida em X	44,2592	-5,6545	-5,6545
Kinect One	1	Medida em X	46,8787	-3,0350	-3,0350
Kinect One	1	Medida em X	43,9054	-6,0083	-6,0083
Kinect One	1	Medida em X	44,6359	-5,2778	-5,2778
Kinect One	1	Medida em X	46,7641	-3,1496	-3,1496

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
Kinect One	1	Medida em X	45,3590	-4,5547	-4,5547
Kinect One	1	Medida em X	42,2935	-7,6202	-7,6202
Kinect One	1	Medida em X	45,3295	-4,5842	-4,5842
Kinect One	2	Medida em X	46,0784	-3,8353	-3,8353
Kinect One	2	Medida em X	47,6673	-2,2464	-2,2464
Kinect One	2	Medida em X	47,1233	-2,7904	-2,7904
Kinect One	2	Medida em X	45,8570	-4,0567	-4,0567
Kinect One	2	Medida em X	47,0632	-2,8505	-2,8505
Kinect One	2	Medida em X	47,5040	-2,4097	-2,4097
Kinect One	2	Medida em X	43,7094	-6,2043	-6,2043
Kinect One	2	Medida em X	44,9767	-4,9370	-4,9370
Kinect One	2	Medida em X	46,2793	-3,6344	-3,6344
Kinect One	3	Medida em X	46,1670	-3,7467	-3,7467
Kinect One	3	Medida em X	45,5149	-4,3988	-4,3988
Kinect One	3	Medida em X	47,3654	-2,5483	-2,5483
Kinect One	3	Medida em X	46,1795	-3,7342	-3,7342
Kinect One	3	Medida em X	45,3937	-4,5200	-4,5200
Kinect One	3	Medida em X	47,0277	-2,8860	-2,8860
Kinect One	3	Medida em X	44,2724	-5,6413	-5,6413
Kinect One	3	Medida em X	44,1051	-5,8086	-5,8086
Kinect One	3	Medida em X	45,3842	-4,5295	-4,5295
Kinect One	1	Medida em Y	44,8040	-5,2029	-5,2029
Kinect One	1	Medida em Y	43,9812	-6,0257	-6,0257
Kinect One	1	Medida em Y	47,2700	-2,7369	-2,7369
Kinect One	1	Medida em Y	44,6273	-5,3796	-5,3796
Kinect One	1	Medida em Y	44,5691	-5,4378	-5,4378
Kinect One	1	Medida em Y	45,6119	-4,3950	-4,3950
Kinect One	1	Medida em Y	43,5075	-6,4994	-6,4994
Kinect One	1	Medida em Y	42,5550	-7,4519	-7,4519
Kinect One	1	Medida em Y	47,1563	-2,8506	-2,8506
Kinect One	2	Medida em Y	45,1764	-4,8305	-4,8305
Kinect One	2	Medida em Y	47,6718	-2,3351	-2,3351
Kinect One	2	Medida em Y	47,9838	-2,0231	-2,0231
Kinect One	2	Medida em Y	43,9870	-6,0199	-6,0199
Kinect One	2	Medida em Y	46,9154	-3,0915	-3,0915
Kinect One	2	Medida em Y	47,9285	-2,0784	-2,0784
Kinect One	2	Medida em Y	40,6021	-9,4048	-9,4048
Kinect One	2	Medida em Y	45,4671	-4,5398	-4,5398
Kinect One	2	Medida em Y	45,6933	-4,3136	-4,3136
Kinect One	3	Medida em Y	46,9223	-3,0846	-3,0846
Kinect One	3	Medida em Y	46,8791	-3,1278	-3,1278
Kinect One	3	Medida em Y	46,9710	-3,0359	-3,0359

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
Kinect One	3	Medida em Y	46,8971	-3,1098	-3,1098
Kinect One	3	Medida em Y	45,5058	-4,5011	-4,5011
Kinect One	3	Medida em Y	45,4919	-4,5150	-4,5150
Kinect One	3	Medida em Y	44,9956	-5,0113	-5,0113
Kinect One	3	Medida em Y	43,6416	-6,3653	-6,3653
Kinect One	3	Medida em Y	43,1361	-6,8708	-6,8708
Kinect One	1	Medida em Z	48,9905	-0,8282	-0,8282
Kinect One	1	Medida em Z	51,9511	2,1324	2,1324
Kinect One	1	Medida em Z	50,6581	0,8394	0,8394
Kinect One	1	Medida em Z	51,7176	1,8989	1,8989
Kinect One	1	Medida em Z	50,1200	0,3013	0,3013
Kinect One	1	Medida em Z	53,2581	3,4394	3,4394
Kinect One	1	Medida em Z	48,6393	-1,1794	-1,1794
Kinect One	1	Medida em Z	55,1742	5,3555	5,3555
Kinect One	1	Medida em Z	50,9782	1,1595	1,1595
Kinect One	2	Medida em Z	49,9291	0,1104	0,1104
Kinect One	2	Medida em Z	52,6338	2,8151	2,8151
Kinect One	2	Medida em Z	50,3961	0,5774	0,5774
Kinect One	2	Medida em Z	49,2281	-0,5906	-0,5906
Kinect One	2	Medida em Z	53,4113	3,5926	3,5926
Kinect One	2	Medida em Z	51,8571	2,0384	2,0384
Kinect One	2	Medida em Z	51,2131	1,3944	1,3944
Kinect One	2	Medida em Z	53,5232	3,7045	3,7045
Kinect One	2	Medida em Z	52,0594	2,2407	2,2407
Kinect One	3	Medida em Z	51,6855	1,8668	1,8668
Kinect One	3	Medida em Z	53,4881	3,6694	3,6694
Kinect One	3	Medida em Z	51,6793	1,8606	1,8606
Kinect One	3	Medida em Z	53,8948	4,0761	4,0761
Kinect One	3	Medida em Z	53,6099	3,7912	3,7912
Kinect One	3	Medida em Z	52,4388	2,6201	2,6201
Kinect One	3	Medida em Z	54,2127	4,3940	4,3940
Kinect One	3	Medida em Z	52,3246	2,5059	2,5059
Kinect One	3	Medida em Z	52,6022	2,7835	2,7835
ReMake	1	Altura do Cone	53,0774	4,1900	4,1900
ReMake	1	Altura do Cone	44,0658	-4,8216	-4,8216
ReMake	1	Altura do Cone	47,9546	-0,9328	-0,9328
ReMake	2	Altura do Cone	49,607	0,7196	0,7196
ReMake	2	Altura do Cone	48,2073	-0,6801	-0,6801
ReMake	2	Altura do Cone	48,5823	-0,3051	-0,3051
ReMake	3	Altura do Cone	49,4343	0,5469	0,5469
ReMake	3	Altura do Cone	49,8393	0,9519	0,9519
ReMake	3	Altura do Cone	49,2069	0,3195	0,3195

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
ReMake	1	Diâmetro do Cilindro	49,9968	1,2515	1,2515
ReMake	1	Diâmetro do Cilindro	48,9861	0,2408	0,2408
ReMake	1	Diâmetro do Cilindro	49,1471	0,4018	0,4018
ReMake	2	Diâmetro do Cilindro	48,289	-0,4563	-0,4563
ReMake	2	Diâmetro do Cilindro	49,1488	0,4035	0,4035
ReMake	2	Diâmetro do Cilindro	49,4211	0,6758	0,6758
ReMake	3	Diâmetro do Cilindro	48,1907	-0,5546	-0,5546
ReMake	3	Diâmetro do Cilindro	49,6923	0,9470	0,9470
ReMake	3	Diâmetro do Cilindro	48,9719	0,2266	0,2266
ReMake	1	Medida em X	*	*	*
ReMake	2	Medida em X	49,8370	-0,0767	-0,0767
ReMake	2	Medida em X	49,6798	-0,2339	-0,2339
ReMake	2	Medida em X	50,3391	0,4254	0,4254
ReMake	2	Medida em X	51,0951	1,1814	1,1814
ReMake	2	Medida em X	49,8624	-0,0513	-0,0513
ReMake	2	Medida em X	50,1839	0,2702	0,2702
ReMake	2	Medida em X	52,0347	2,1210	2,1210
ReMake	2	Medida em X	49,0223	-0,8914	-0,8914
ReMake	2	Medida em X	50,2018	0,2881	0,2881
ReMake	3	Medida em X	49,8274	-0,0863	-0,0863
ReMake	3	Medida em X	49,9101	-0,0036	-0,0036
ReMake	3	Medida em X	50,1256	0,2119	0,2119
ReMake	3	Medida em X	49,7418	-0,1719	-0,1719
ReMake	3	Medida em X	49,8776	-0,0361	-0,0361
ReMake	3	Medida em X	50,0764	0,1627	0,1627
ReMake	3	Medida em X	49,9384	0,0247	0,0247
ReMake	3	Medida em X	49,9534	0,0397	0,0397
ReMake	3	Medida em X	50,02	0,1063	0,1063
ReMake	1	Medida em Y	*	*	*
ReMake	2	Medida em Y	51,3070	1,3001	1,3001
ReMake	2	Medida em Y	52,3687	2,3618	2,3618
ReMake	2	Medida em Y	51,6021	1,5952	1,5952
ReMake	2	Medida em Y	52,0998	2,0929	2,0929
ReMake	2	Medida em Y	52,0157	2,0088	2,0088
ReMake	2	Medida em Y	50,8360	0,8291	0,8291
ReMake	2	Medida em Y	50,5816	0,5747	0,5747
ReMake	2	Medida em Y	49,8260	-0,1809	-0,1809
ReMake	2	Medida em Y	49,9608	-0,0461	-0,0461
ReMake	3	Medida em Y	50,8191	0,8122	0,8122
ReMake	3	Medida em Y	51,3976	1,3907	1,3907
ReMake	3	Medida em Y	50,4089	0,402	0,4020
ReMake	3	Medida em Y	50,7185	0,7116	0,7116

Tecnologia	Protocolo	Parâmetro Dimensional	Medida (mm)	Erro dimensional (mm)	Erro dimensional (mm)
ReMake	3	Medida em Y	50,7457	0,7388	0,7388
ReMake	3	Medida em Y	50,297	0,2901	0,2901
ReMake	3	Medida em Y	50,4397	0,4328	0,4328
ReMake	3	Medida em Y	50,4437	0,4368	0,4368
ReMake	3	Medida em Y	50,3313	0,3244	0,3244
ReMake	1	Medida em Z	*	*	*
ReMake	2	Medida em Z	49,0131	-0,8056	-0,8056
ReMake	2	Medida em Z	48,6716	-1,1471	-1,1471
ReMake	2	Medida em Z	48,8243	-0,9944	-0,9944
ReMake	2	Medida em Z	50,9088	1,0901	1,0901
ReMake	2	Medida em Z	49,8489	0,0302	0,0302
ReMake	2	Medida em Z	47,5139	-2,3048	-2,3048
ReMake	2	Medida em Z	52,1361	2,3174	2,3174
ReMake	2	Medida em Z	48,3312	-1,4875	-1,4875
ReMake	2	Medida em Z	42,6898	-7,1289	-7,1289
ReMake	3	Medida em Z	49,7861	-0,0326	-0,0326
ReMake	3	Medida em Z	49,6716	-0,1471	-0,1471
ReMake	3	Medida em Z	50,5256	0,7069	0,7069
ReMake	3	Medida em Z	50,3873	0,5686	0,5686
ReMake	3	Medida em Z	50,4107	0,592	0,5920
ReMake	3	Medida em Z	49,5734	-0,2453	-0,2453
ReMake	3	Medida em Z	48,4069	-1,4118	-1,4118
ReMake	3	Medida em Z	49,6211	-0,1976	-0,1976
ReMake	3	Medida em Z	50,439	0,6203	0,6203

APÊNDICE B – Gráficos boxplot dos parâmetros dimensionais

Gráfico boxplot dos erros dimensionais da altura do cone

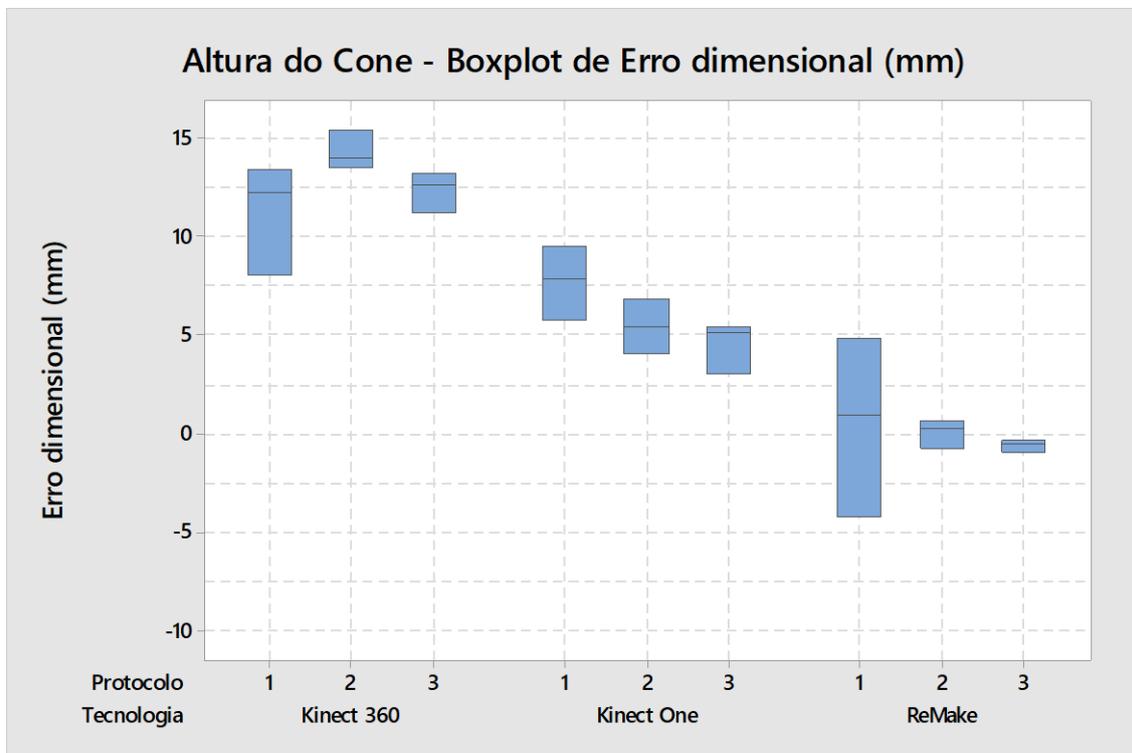


Gráfico boxplot dos erros dimensionais do diâmetro do cilindro

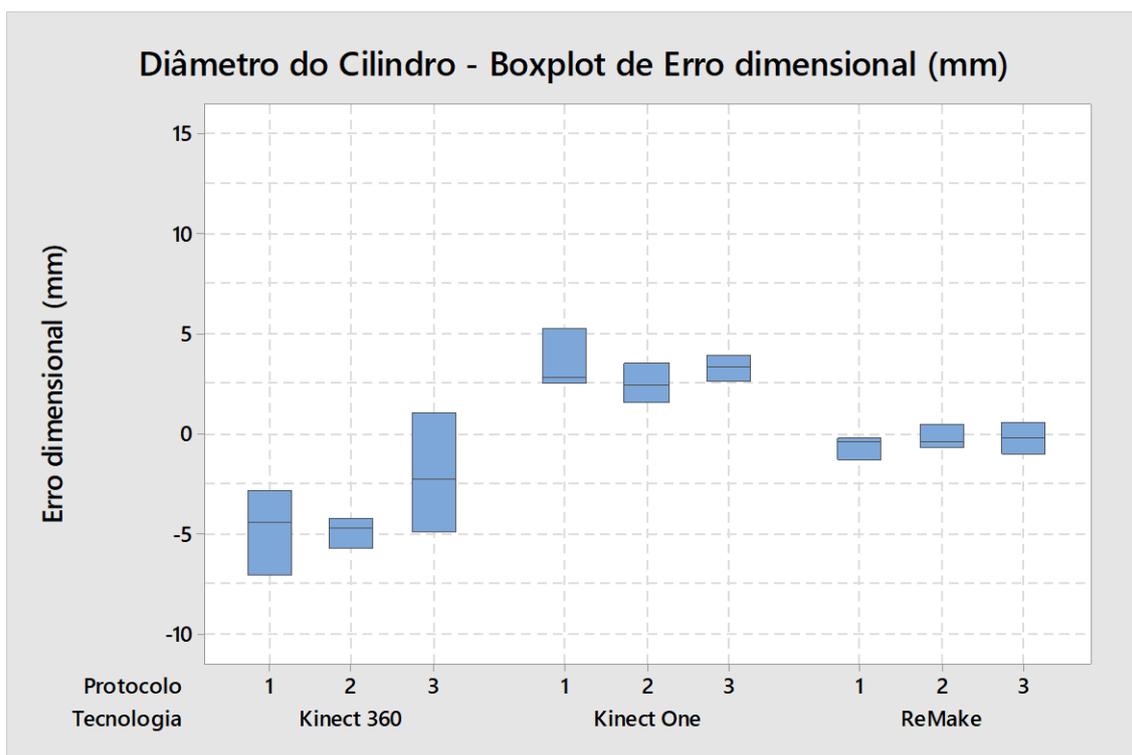


Gráfico dos erros dimensionais da medida paralela ao eixo X

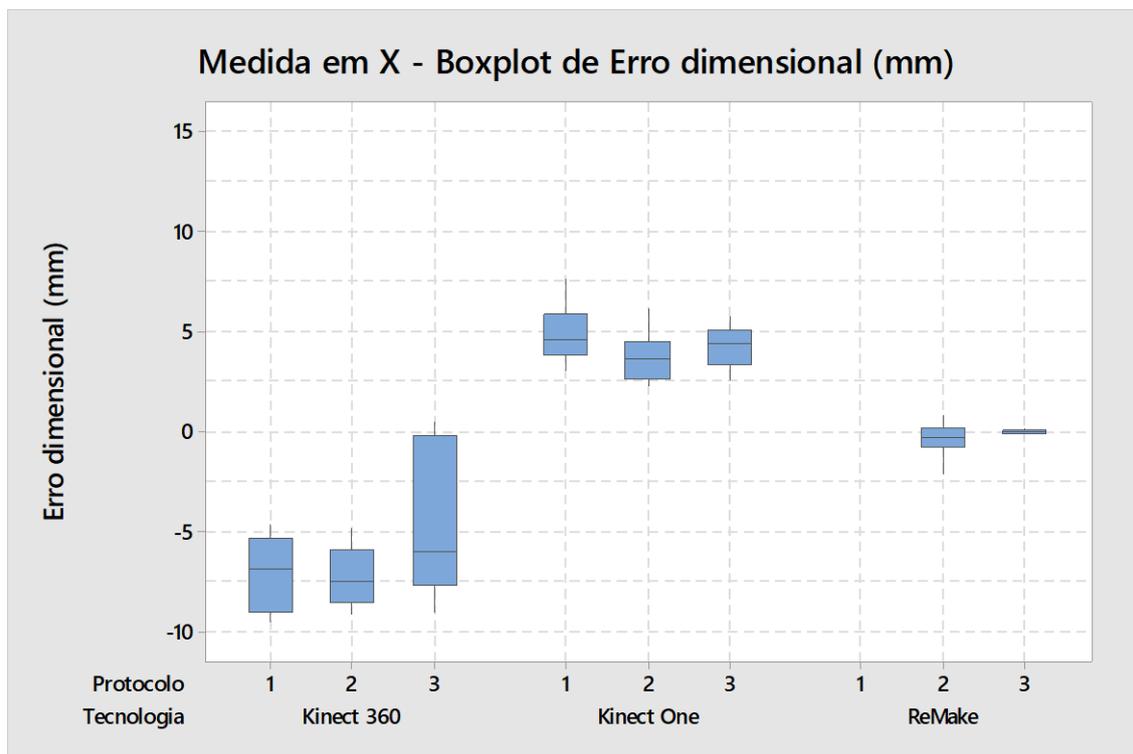


Gráfico dos erros dimensionais da medida paralela ao eixo Y

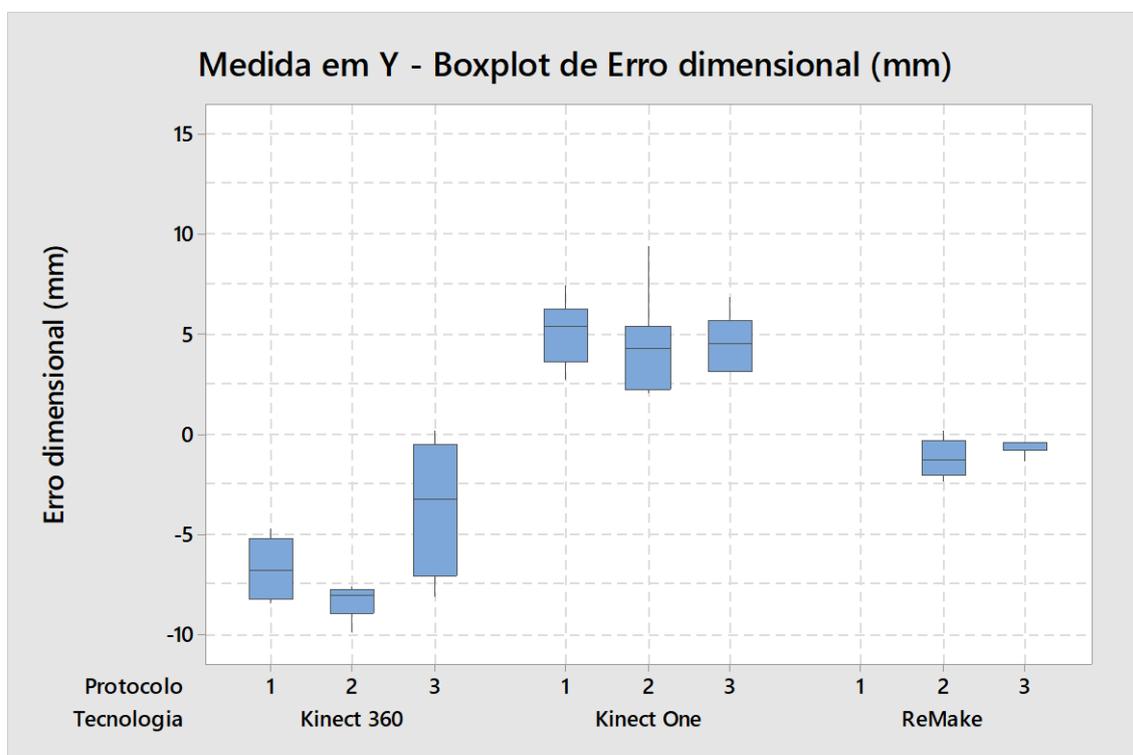
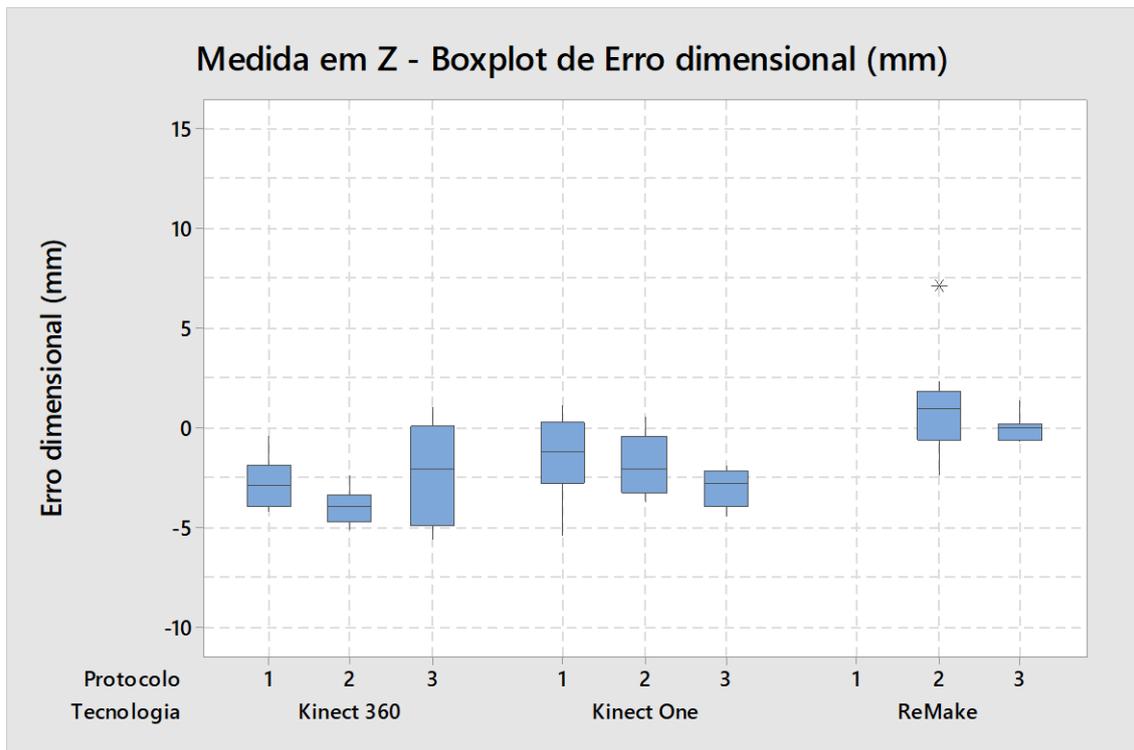


Gráfico dos erros dimensionais da medida paralela ao eixo Z



APÊNDICE C – Dados da análise dos desvios da peça padrão

Nomenclatura da malha 3D	Desvio máximo positivo	Desvio máximo negativo	Erro médio	Erro médio positivo	Erro médio negativo	Desvio padrão
CP_K360_P1_R1	9,8746	-9,9977	3,2610	3,4306	-1,4609	1,8531
CP_K360_P1_R2	6,2311	-6,7142	1,8334	2,0812	-0,9554	1,3122
CP_K360_P1_R3	7,1016	-9,9870	2,5349	2,6913	-1,1595	1,4567
CP_K360_P2_R1	7,9844	-9,9958	2,7413	2,9342	-1,3404	1,5730
CP_K360_P2_R2	6,3103	-9,9917	2,5392	2,8129	-1,3011	1,6065
CP_K360_P2_R3	9,9923	-9,9996	2,9205	3,2613	-1,4106	2,1038
CP_K360_P3_R1	7,6193	-9,9811	2,9623	3,1506	-1,6719	1,6677
CP_K360_P3_R2	8,5295	-9,9979	0,7663	2,0662	-1,5123	2,2800
CP_K360_P3_R3	6,2791	-9,1592	1,4968	1,9922	-0,8726	1,6569
CP_Kone_P1_R1	5,5760	-9,9962	-2,0811	0,9739	-2,8490	2,3992
CP_Kone_P1_R2	5,8642	-9,9996	-1,3584	1,2373	-3,1865	2,9442
CP_Kone_P1_R3	6,0324	-9,9999	-0,8653	1,4204	-2,9033	2,5556
CP_Kone_P2_R1	6,3236	-9,9998	-1,6336	0,8947	-0,2950	2,6099
CP_Kone_P2_R2	7,3621	-9,9933	-0,5063	1,9019	-3,0325	2,9210
CP_Kone_P2_R3	7,6818	-9,0120	-0,4240	1,5950	-2,7671	2,5180
CP_Kone_P3_R1	7,5712	-9,9667	-0,7658	1,7433	-3,0079	2,8049
CP_Kone_P3_R2	7,1180	-9,9999	-1,3184	1,3508	-3,3110	2,8614
CP_Kone_P3_R3	7,7973	-9,9999	-0,9890	1,3928	-3,0332	2,8135
CP_RM_P1_R1	5,7675	-9,9998	-0,3995	1,5949	-1,8774	2,3313
CP_RM_P1_R2	8,1324	-9,9993	0,3739	1,7858	-1,5665	2,3156
CP_RM_P1_R3	9,5457	-9,9997	0,4496	1,7090	-1,6928	2,2609
CP_RM_P2_R1	9,9818	-9,8979	0,1483	0,8909	-1,0288	1,2379
CP_RM_P2_R2	4,0539	-9,7391	0,0316	0,6725	-0,7372	0,9800
CP_RM_P2_R3	7,2982	-9,8386	0,0208	0,5611	-0,6558	0,8770
CP_RM_P3_R1	1,7925	-5,1580	0,0730	0,2606	-0,2319	0,3450
CP_RM_P3_R2	6,1638	-9,9755	0,2774	0,6778	-0,3827	0,7935
CP_RM_P3_R3	2,1419	-8,7902	0,0807	0,1757	-0,1544	0,2404

APÊNDICE D – Dados da análise dos desvios do molde em gesso

Nomenclatura da malha 3D	Desvio máximo positivo	Desvio máximo negativo	Erro médio	Erro médio positivo	Erro médio negativo	Desvio padrão
Ort_K360_P1	7,991	-9,985	0,436	2,216	-1,821	2,506
Ort_K360_P2	7,186	-9,996	0,503	2,013	-1,524	2,292
Ort_K360_P3	9,808	-9,967	0,358	1,217	-1,314	1,657
Ort_Kone_P1	9,997	-10,000	-0,089	2,242	-1,920	2,726
Ort_ReMake_P2	8,942	-9,999	0,071	0,334	-0,335	0,621
Ort_ReMake_P3	9,991	-9,998	0,132	1,170	-1,056	1,671