

Impressão 4D em Ácido Polilático (PLA) para a fabricação de órtese com aplicação Médica Veterinária

Juliana de Guimarães e Queiroz (UFMG) juuqrz@gmail.com

Juan Carlos Campos Rubio (UFMG) juan@ufmg.br

Resumo

A fabricação de dispositivos com funcionalidade médica e médica veterinária acompanha a evolução da indústria, e emprega novas tecnologias no intuito de otimizar qualidade, tempos de desenvolvimento e produção, custo e ciclo de vida de produtos finais. Nesse contexto, encontram utilidade os processos de Engenharia Reversa (RE), Manufatura Aditiva (AM) e Impressão 4D, avaliados neste artigo quanto à sua adequabilidade ao desenvolvimento e fabricação de órteses para aplicação veterinária. O caso clínico no qual este estudo se fundamenta provém de cachorro em tratamento no Hospital Veterinário da UFMG. O quadro do animal caracteriza-se pela ausência do fragmento distal do úmero e da articulação do cotovelo. Obteve-se modelo em gesso da região afetada e este foi, posteriormente, digitalizado por dispositivo que emprega método de luz estruturada. A geometria em CAD do membro foi editada no software “Autodesk Meshmixer” e a órtese modelada sobre ela. O dispositivo ortótico foi fabricado em geometria planificada em Ácido Polilático (PLA) pelo processo de impressão por Fusão e Deposição de Material (FDM). Em seguida, as partes obtidas foram aquecidas em água a 80°C e moldadas sobre o modelo em gesso: processo que enquadra a fabricação na categoria de Impressão 4D. Em comparação ao método de Impressão 3D, a Impressão 4D apresentou economia considerável de tempo de impressão e volume de material, segundo previsões do software “KISSlicer”. Obtiveram-se resultados satisfatórios para as peças finais com espessuras de 3,0mm. O processo completo de desenvolvimento e fabricação do dispositivo demandou tempo de aproximadamente 10 horas.

Palavras chave: Impressão 4D, Ácido Polilático, Órteses, Luz Estruturada, Engenharia Reversa.

4D Printing in Polylactic Acid (PLA) for the manufacture of bracing with Veterinary Medical application

Abstract

The manufacturing of devices with medical and veterinary medical functionality follows the evolution of the industry, and employs new technologies in order to optimize quality, development and production times, cost and life cycle of final products. In this context, Reverse Engineering (RE), Additive Manufacturing (AM) and 4D Printing processes are useful. This article evaluates them as to their suitability for developing and manufacturing orthoses for veterinary application. The clinical case on which bases this study stems from a dog in treatment at the Veterinary Hospital of UFMG. The absence of the distal fragment of the humerus and the elbow joint characterizes the situation of the animal. A plaster model of the affected region was obtained and a device that works with the structured light method, later, digitalized it. The CAD geometry of the limb was edited in the "Autodesk Meshmixer" software and the orthosis modeled on it. The orthotic device was fabricated in planned geometry in Polylactic Acid (PLA) by the Fusion and Material Deposition (FDM) printing process. Then, the obtained parts were heated in water at 80 ° C and cast on the plaster model: a process that falls within the category of 4D Printing. Compared to the 3D Printing method, 4D Printing has considerably saved printing time and material volume, according to “KISSlicer” software forecasts. Satisfactory results were obtained for the final pieces with thicknesses of 3,0mm. The complete process of developing and manufacturing the device took about 10 hours.

Key-words: 4D Printing, Polylactic Acid, Orthoses, Structured Light, Reverse Engineering.

1. Introdução

O setor industrial é, continuamente, solicitado a desenvolver-se nos quesitos de agilidade e versatilidade para atender às demandas do mercado por produtos de qualidade, tempos de desenvolvimento e produção, custo e ciclo de vida otimizados. A condição estende-se à fabricação de dispositivos com funcionalidade médica e, ainda, médica veterinária. Neste contexto, encontram utilidade os processos de Engenharia Reversa (RE), Manufatura Aditiva (AM) e Impressão 4D.

Yau et. al. (1993) definem a Engenharia Reversa como o processo de obtenção de geometria na forma de modelo CAD (desenho assistido por computador), a partir da digitalização de parte fisicamente existente. Segundo Raja e Fernandes (2008), o método permite abordar situações nas quais é necessário lidar com uma peça física desassociada de quaisquer detalhes ou desenhos técnicos. Como exemplo, cita-se que, na área de design automotivo, com frequência designers materializam seus conceitos em argila, gesso, madeira e espuma, o que culmina na necessidade de escaneamento dessas esculturas e geração de um modelo CAD para dar prosseguimento ao projeto. Com respeito à área médica, menciona-se a geração de dados geométricos tridimensionais para a criação de próteses dentárias ou cirúrgicas e reconstrução de partes do corpo em materiais sintéticos.

Segundo Aviz (2010), a aquisição de imagem constitui apenas a primeira etapa de um processo de manufatura. Em geral, o modelo obtido deve passar por edição para que sejam corrigidas irregularidades resultantes do escaneamento e processamento de dados geométricos, ou para que sejam realizadas alterações de forma e dimensões de acordo com a aplicação prevista para o produto final. Remondino (2003) define esta edição como uma operação de pós-processamento, que aperfeiçoa um modelo já disposto como estrutura poligonal, e não mais como nuvem de pontos. Nesta fase, podem ser removidos ruídos indesejados da superfície, realizada suavização superficial e volumétrica do modelo, texturização, dentre outras operações disponíveis em softwares de modelagem. Em geral, as modificações são efetuadas manualmente e dependem da habilidade e crítica do operador. O arquivo deve ser exportado pelo software no formato adequado ao posterior processo de fabricação. Para a prototipagem rápida, segundo Volpato (2007), a extensão STL é considerada como padrão.

Finalizado o modelo geométrico, este deve ser traduzido para uma linguagem reconhecida pela máquina que produzirá o componente. A geração deste código (como exemplo, o G-code) é, comumente, efetuada por softwares específicos indicados pelo fabricante da máquina de manufatura – seja ela enquadrada na categoria de fabricação subtrativa (tal como a usinagem) ou aditiva.

A manufatura aditiva, por vezes mencionada como sinônimo de prototipagem rápida ou impressão 3D, baseia-se no princípio de materialização de geometrias tridimensionais correspondentes a modelos CAD, através da sobreposição de perfis bidimensionais, de acordo Hopkinson (2003). Segundo Raja e Fernandes (2008), na ocasião de publicação de seu livro, já haviam mais de dez processos de prototipagem rápida difundidos comercialmente. Dentre eles a stereolitografia, a sinterização a laser, a fusão e deposição de material, dentre outros. Atualmente, acredita-se que quantidade consideravelmente maior de processos esteja disponível no mercado, assim como maior variedade de materiais empregados como matéria prima e finalidades dos produtos fabricados.

Segundo Maidin (2012), estruturas geradas por manufatura aditiva, uma vez prontas, costumam ser estáticas, com poucas exceções de projetos que incluem dobradiças, rolamentos e juntas de

encaixe. A Impressão 4D surge como alternativa quando esta característica é uma limitação. Em definição de Eugin Pei (2014), a quarta dimensão é acrescentada quando a Impressão 3D é combinada com o tempo. O conceito não se refere ao tempo decorrido para a realização de uma impressão, mas à situação em que o objeto impresso, após pronto, sofre alterações diante de estímulos externos como alta temperatura ou umidade.

Como confirmação da versatilidade de aplicação da manufatura aditiva, Hieu et. al (2005) empregam o termo “Medical RP” (Prototipagem Rápida Médica – tradução livre) como definição de uma área multi-disciplinar que emprega modelagem biomédica e a prototipagem rápida em prol do desenvolvimento de dispositivos médicos. Trata-se de um setor que requer o envolvimento de pessoal altamente capacitado nas áreas de engenharia e medicina, sendo esta demanda por recursos humanos um dos fatores que limitam seu crescimento no mercado. Ainda assim, sua importância é justificada pela eficiência em produzir itens personalizados a partir de dados de um paciente específico e condições geométricas e clínicas estabelecidas por seu diagnóstico.

Os cuidados médicos orientados a humanos são, frequentemente, o ponto de partida para o desenvolvimento de técnicas e dispositivos para cuidados médicos veterinários. Este é o caso do emprego de órteses e próteses destinadas ao uso veterinário, definido por Mich (2014) como modalidade terapêutica emergente, em seus estudos sobre reabilitação de pequenos animais.

Este artigo sugere uma metodologia para o desenvolvimento e fabricação de mecanismo ortótico destinado à reabilitação de uma cadela de pequeno porte com anomalia na cartilagem do cotovelo de um dos membros anteriores. Optou-se pelo processo de prototipagem rápida por fusão e deposição de material (FDM) e pelo Ácido Polilático (PLA) como matéria prima para a produção. As peças foram impressas em geometria planificada e posteriormente moldadas em geometria tridimensional sob aquecimento em água, processo que enquadra a fabricação na categoria de Impressão 4D. Além disso, foi empregado o kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera” na etapa de digitalização do molde do membro, e para as operações de edição do modelo CAD e geração do G-code para impressão em FDM foram utilizados, respectivamente, os softwares “Autodesk Meshmixer” e “KISSlicer”. O desempenho de cada uma dessas ferramentas e os resultados obtidos são detalhados mais à frente.

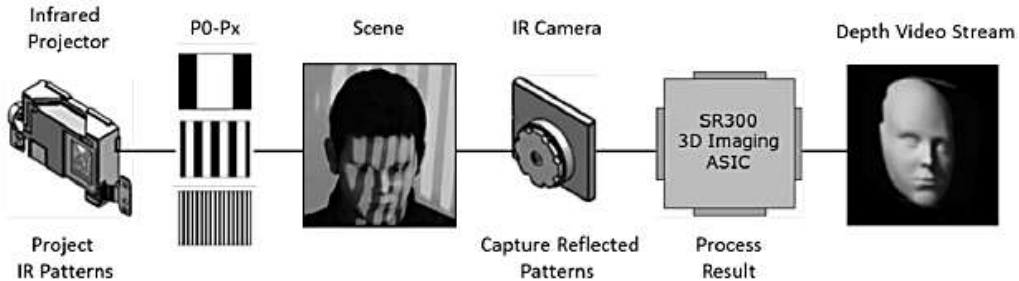
2. Revisão Bibliográfica

2.1. Funcionamento do kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”

Dentre as ferramentas disponíveis para a digitalização de objetos tridimensionais, estão os sistemas que funcionam pelo emprego de luz estruturada. Segundo definição de Reiss (2007), luz estruturada é uma luz emitida por uma fonte e cuja propagação é modificada para adquirir um padrão específico ao ser projetada sobre uma superfície. Na aplicação de reconstrução tridimensional, estes padrões são projetados sobre o objeto de interesse e um instrumento sensor captura a imagem dos padrões que são distorcidos devido ao relevo da superfície de projeção. As características da distorção são interpretadas e convertidas a coordenadas geométricas que originam, posteriormente, modelo sólido cuja superfície é fragmentada em polígonos. Este tipo de sistema permite obtenção de dados rapidamente e, por não empregar laser, é seguro aos olhos humanos. Por estes motivos, Raja e Fernandes (2008) apontam-no como primeira escolha para escaneamentos do corpo humano para aplicações médicas ou cinemáticas.

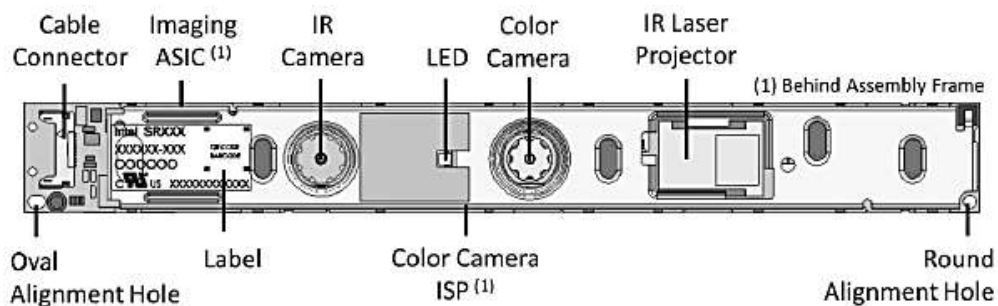
O kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera” funciona segundo o método supracitado, ilustrado na Figura 1. Conforme informações apresentadas em seu manual, o dispositivo conta com projetor infravermelho que ilumina a cena com padrão pré-definido. Este e os demais componentes da ferramenta estão ilustrados na Figura 2 e em fotografia na Figura

3. O padrão é distorcido pelos objetos da cena, refletido e capturado por câmera infravermelha. Os dados captados são processados por circuito integrado de aplicação específica (ASIC) e traduzidos em parâmetros de profundidade transmitidos ao sistema de computador via USB3. O arquivo final pode ser exportado nas extensões STL, OBJ ou PLY, e um mapa da textura captada é arquivado separadamente, no formato PNG.



Fonte: Manual do fabricante para kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”

Figura 1 - Esquema de Funcionamento do kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”



Fonte: Manual do fabricante para kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”

Figura 2 - Componentes do kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”



Fonte: Autores

Figura 3 – Fotografia do kit de desenvolvimento “Intel Realsense SR300 Depth Camera”

2.2. Órteses e procedimentos comuns para sua obtenção

Segundo Deshaies (2002), é definido como órtese qualquer dispositivo médico anexado ao corpo para suportar, alinhar, posicionar, prevenir ou corrigir deformidades, apoiar musculatura enfraquecida ou aprimorar a funcionalidade de um membro. Procedimento tradicional para a produção de Órteses Tutor Curto (do inglês AFO – Ankle-foot Orthosis), é descrito por Pallari (2010):

- Medição do pé e tornozelo;
- Criação de modelo positivo em gesso baseado em molde negativo em gesso;
- Modificação do modelo positivo em gesso para garantir correspondência à anatomia do

paciente;

d) Moldagem a vácuo de órtese em termoplástico.

No entanto, Yuan (2014) aponta que esta metodologia tradicional demanda mão de obra intensiva e longos tempos de produção, disponibilidade limitada de materiais e flexibilidade limitada para o design. Sugere, ainda, a impressão 3D como método de manufatura a superar estas dificuldades. De fato, um método envolvendo escaneamento do corpo do paciente, modelagem da órtese em software CAD e posterior fabricação por prototipagem rápida é relatado por Miclaus (2017) em trabalho recente.

No contexto veterinário, reconhece-se, em estudos de Hoky (2013) e Jarvis (2013), que há consequências estruturais a animais com membros ausentes ou disfuncionais, o que justifica a prescrição de dispositivos ortóticos ou protéticos nessas circunstâncias. O emprego de órteses e próteses vêm evoluindo para uma nova especialidade veterinária, de acordo com Mich (2014). Ainda que as técnicas e materiais empregados em tratamentos veterinários sejam espelhados na medicina humana, são necessárias adaptações quando trata-se do movimento de quadrúpedes. Em geral, deve ser dada atenção especial à magnitude da força gerada pelos pacientes, além de ser necessário conhecimento acerca de características biomecânicas e de saúde dos animais.

2.3. Impressão em PLA pelo processo FDM

De acordo com Raja e Fernandes (2008), a Fusão e Deposição de Material (FDM), desenvolvida pela Statasys, é a segunda técnica de prototipagem rápida mais utilizada. No processo, um filamento de plástico é desenrolado de uma bobina e alimenta um bico extrusor, que aquece o material e extruda-o por um pequeno orifício. Graças ao movimento relativo, mecanicamente realizado, entre a plataforma de impressão e o cabeçote do extrusor, uma geometria previamente modelada pode ser construída tridimensionalmente, camada após camada, como ilustrado na Figura 4. O plástico fundido solidifica imediatamente após sua deposição e liga-se à camada inferior. Em geral, é necessária a impressão de suportes para sustentar partes da estrutura em balanço.



Fonte: <http://www.circulardesignchallenge.nl/sauerwein/why/> (imagem da esquerda, acesso em 17/09/2017), <http://www.3ders.org/articles/20170405-new-research-project-could-make-fdm-3d-printing-a-whole-lot-faster.html> (imagem da direita, acesso em 17/09/2017)

Figura 4 - Esquema do processo FDM e foto que detalha ação do bico extrusor

Atesta-se, segundo Domingo-Espin (2015), a capacidade da impressão pelo método FDM de gerar geometrias complexas e detalhadas, com propriedades de força e dureza satisfatórias, segundo McCullough (2013), para a manufatura de dispositivos como Órteses Tutor Curto. Um dos materiais que podem ser impressos pelo método FDM é o Ácido Polilático (PLA).

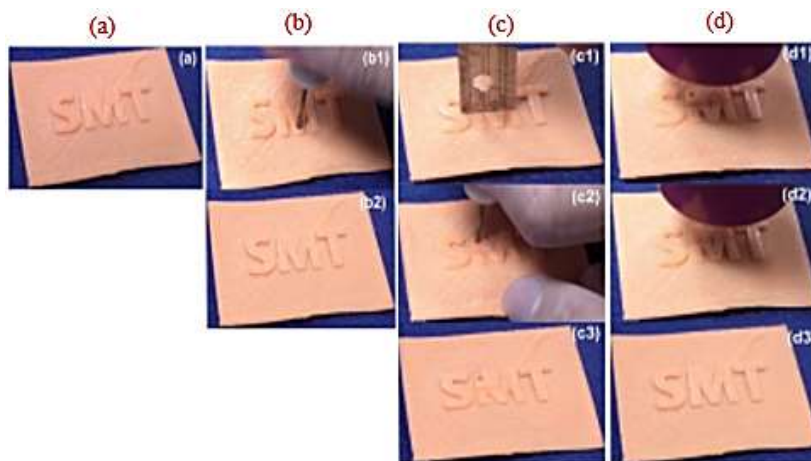
Trabalho recente de Miclaus (2017), descreve-o como um polímero versátil com propriedades semelhantes às do Tereftalato de Polietileno (PET, matéria prima de envases). Porém, diferentemente deste último, é biodegradável. Apresenta, ainda, baixa taxa de degradação, o que classifica-o como boa matéria prima para dispositivos ortopédicos de longa duração. Uma das principais maneiras de processar o PLA, segundo Mark (2010) é através de extrusão em temperaturas entre 160-195°C, o que garante que todas as suas fases cristalinas sejam fundidas em conjunto. Devido à proximidade entre a temperatura de transição vítrea (T_g) e a temperatura de deflexão térmica, menciona-se, ainda, que o PLA sofre deformações térmicas em temperaturas superiores a 50°C. Este último aspecto, por vezes considerado um transtorno, sob outra perspectiva pode ser encarado como diferencial positivo da matéria prima: itens já impressos em PLA podem ser deformados em altas temperaturas, em procedimento controlado para a obtenção de configuração final desejada.

2.4. Impressão 4D

O aquecimento de peças já impressas em PLA, para alteração de sua geometria, é um processo que estende a fabricação à quarta dimensão. Em trabalho recente sobre a Impressão 4D, Zhou (2015) aponta o calor como um dos estímulos externos que ativam alterações nas características de um material termo responsivo, de forma reversível ou irreversível. Além dele, podem ser empregados exposição a luz, imersão em solvente, dentre outros. A escolha do estímulo depende dos fatores aos quais o material é sensível.

Um material com Memória de Forma (do inglês Shape Memory Material, SMM), após deformado, é capaz de voltar à sua forma original se submetido ao estímulo adequado. Segundo definição de Huang (2010), denomina-se o fenômeno de Efeito de Memória de Forma (do inglês Shape Memory Effect, SME). Este comportamento difere do Efeito de Mudança de Forma (do inglês, Shape Change Effect, SCE), para o qual, segundo Manzoor (2012) e Sun (2012), a magnitude da mudança de forma é proporcional ao estímulo aplicado. Os dois efeitos são observados para o PLA.

Ainda no trabalho de Zhou (2015), é realizado procedimento para visualizar o comportamento do PLA como material termo responsivo, ilustrado na Figura 5. Em (a), cartão impresso em PLA com letras em alto relevo. Em (b), após aquecimento, um ponto é marcado no cartão, mas some rapidamente, evidenciando a ocorrência de SCE sob alta temperatura. Em (c), após aquecimento, são feitas marcações com uma caneta e uma régua, porém mantém-se o estímulo durante o resfriamento e, nesse caso, as marcas permanecem. Em seguida, o mesmo cartão é aquecido e as marcas somem rapidamente (d): o material apresenta ótima memória de forma.

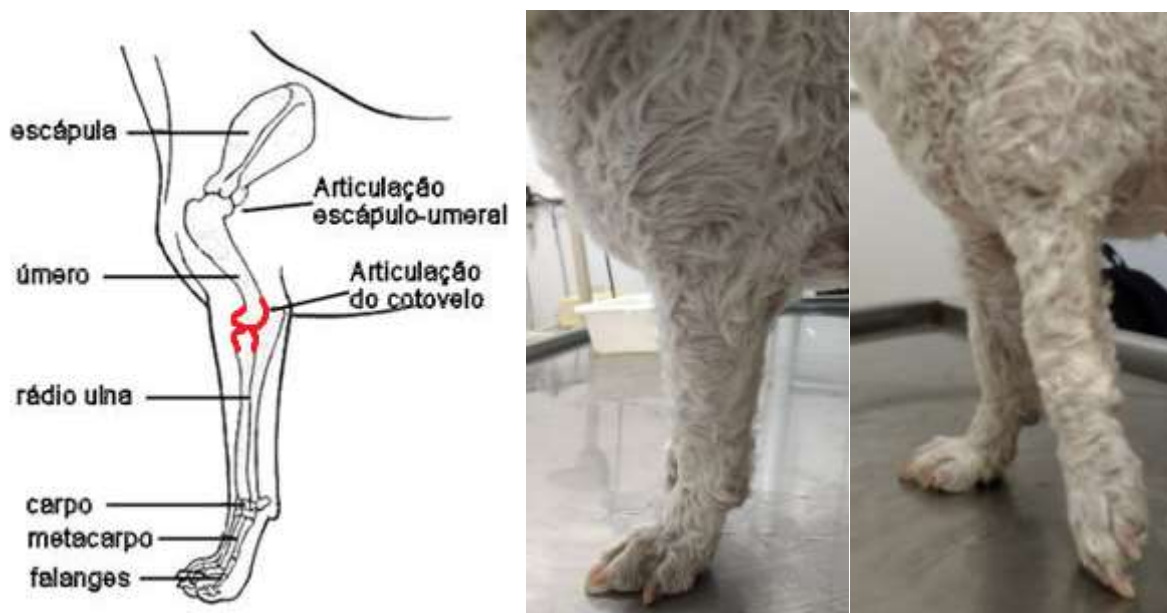


Fonte: Zhou (2015)

Figura 5 – Avaliação do comportamento termo responsivo do PLA

3. Metodologia

O caso clínico no qual este estudo se fundamenta provém de paciente em tratamento no Hospital Veterinário da UFMG. Trata-se de cadela de porte pequeno (aproximadamente 7,0kg) cuja proprietária, inicialmente, buscou a Escola de Veterinária da UFMG em decorrência de uma fratura no úmero do animal. Na ocasião, foram feitos os devidos curativos. No entanto, por tratar-se de um cão de idade já avançada, houve complicação na cicatrização da fratura e ocorrência de reabsorção óssea severa. Apesar de posteriores tentativas de procedimentos cirúrgicos visando a estabilização do quadro, não foi possível impedir a perda da superfície óssea e articular da região, e a condição atual caracteriza-se pela ausência do fragmento distal do úmero e da articulação do cotovelo. Os termos referentes à anatomia óssea canina e fotografias do caso clínico são ilustrados na Figura 6. O animal apresenta movimento no membro, mas não utiliza-o para apoiar o próprio peso. Intendeu-se modelar e fabricar um mecanismo ortótico para auxiliar na recuperação da funcionalidade do membro.



Fonte: <http://shaolin.no.comunidades.net/anatomia-canina-n0coes-basicas>, acesso em 17/09/2017, com alterações pelos autores

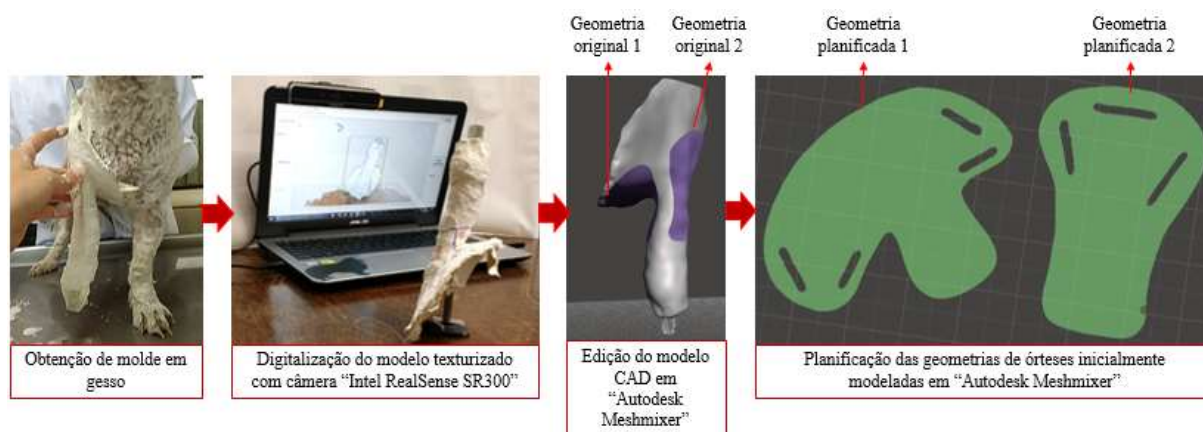
Figura 6 - Da esquerda para a direita: ilustração de anatomia óssea canina de membro anterior, fotografia de membro anterior saudável do animal e fotografia espelhada do membro afetado do animal

Foram utilizadas faixas gessadas para a obtenção de um molde positivo do membro do animal, que estendeu-se à região da costela e úmero. Apesar de não ser absolutamente fiel às dimensões da circunferência da pata (em decorrência da espessura do próprio gesso), este foi o modelo escolhido e posteriormente digitalizado por reproduzir a configuração geral do membro. Foram coletadas medidas do animal com o auxílio de fita métrica, para aferir a correspondência entre o modelo posteriormente gerado em CAD e as dimensões reais.

Em seguida, o molde em gesso foi texturizado, através de desenhos aleatórios de linhas e algarismos, para facilitar o processo de sobreposição de imagens realizado pelo software. Este procedimento foi inspirado em trabalho recente de Ahrens (2013) na área de fotogrametria. O objeto foi, então, escaneado pelo kit de desenvolvimento “Intel RealSense SR300 Depth camera”, e o processamento de dados para geração de arquivo em formato STL realizado pelo software “Intel RealSense SDK – Scan 3D”. A malha triangular tridimensional (do inglês, 3D mesh) foi exportada ao software “Autodesk Meshmixer”, no qual passou pelas operações de remoção de ruídos, correção de dimensões e suavização volumétrica e superficial para poupar

a geometria final de irregularidades provenientes da própria faixa gessada.

Ainda no software “Autodesk Meshmixer”, a órtese foi desenhada à mão livre, em geometria sugerida pelos veterinários envolvidos (em lilás, Figura 7). Garantiram-se bordas suaves para facilitar a impressão em PLA e para evitar pontas que pudessem ferir o animal. Acrescentaram-se fendas para anexar faixas de velcro ao produto final. Em seguida, cada uma das duas partes do dispositivo ortótico foi planificada, solidificada e teve espessura definida em 3,0mm (em verde, Figura 7). Os procedimentos supracitados estão ilustrados na figura a seguir.

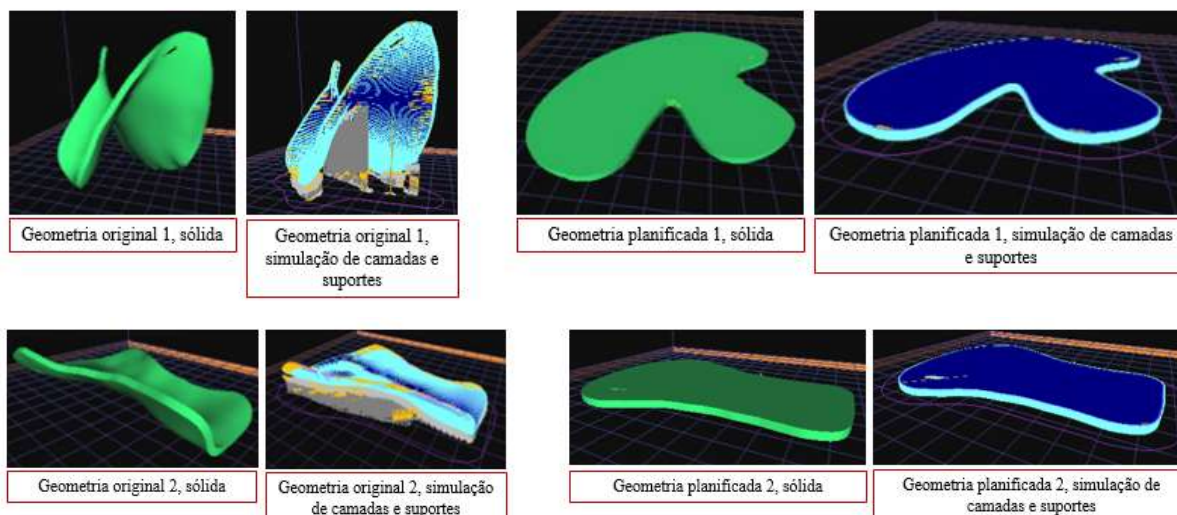


Fonte: Autores

Figura 7 - Esquema ilustrativo das etapas de fabricação do dispositivo ortótico

Seguem as justificativas consideradas para a escolha da impressão de geometria planificada em lugar à geometria em formato originalmente obtido no software:

- O modelo em gesso não é completamente fiel à anatomia do animal, dada a espessura das camadas de faixas gessadas. Além disso, o molde foi obtido com o animal deitado, enquanto a órtese deve ser adaptável à postura ereta. O posterior aquecimento das placas já impressas e sua modelagem diretamente no animal possibilita que sejam encaixadas de maneira ótima ao usuário, e que sejam realizadas pequenas mudanças de forma após observação do comportamento do animal trajando o dispositivo;
- A impressão do modelo planificado em PLA dispensa a geração de suportes e posterior trabalho de remoção destas estruturas auxiliares;
- A ausência de suportes e estruturas de base para a impressão garantem maior homogeneidade e melhor aspecto da superfície das geometrias produzidas;
- A impressão planificada, em comparação à fabricação da geometria de origem, garante economia considerável de material e tempo de impressão, constatada por previsões do software “KISSlicer”, para as quatro situações ilustradas na Figura 8. Para a obtenção das previsões, as geometrias originais 1 e 2 foram orientadas automaticamente pelo software “Autodesk Meshmixer” segundo o critério de menor volume possível de material para suporte. Quando necessário, foi selecionado o suporte de tipo médio no software “KISSlicer” como estrutura auxiliar. Os demais parâmetros de impressão para as simulações são mencionados na Tabela 2. Todas as quatro geometrias avaliadas apresentam espessura de 3,0mm e, para as simulações, tiveram as fendas para velcro removidas. Os resultados estão sintetizados na Tabela 1;
- O PLA é material termo responsivo e a ele é aplicável o processo de Impressão 4D: após impresso, o calor pode ser empregado como estímulo externo para que a geometria seja deformada. Esta deformação assemelha-se ao procedimento ilustrado na Figura 5(c).



Fonte: Autores

Figura 8: Situações simuladas pelo software “KISSlicer”

Geometria	Volume de material	Tempo de impressão	Economia de volume de material	Economia de tempo de impressão
Original 1	27.33cm ³	434min	-	-
Planificada 1	25.27cm ³	230min	8,15%	88,69%
Original 2	27.83cm ³	315min	-	-
Planificada 2	20.63cm ³	188min	34,90%	67,55%

Fonte: Autores

Tabela 1 – Previsões do software “KISSlicer” para geometrias originais e planificadas

As duas partes da órtese, em configuração pronta para a impressão (planificadas, solidificadas e com fendas), foram exportadas ao software “KISSlicer”, responsável pela geração do código em linguagem reconhecida (G-code) pela impressora “Rapman3.0”. Na Tabela 2, seguem os parâmetros relevantes escolhidos para a impressão.

Espessura das camadas	Preenchimento (estilo linear)	Velocidade de impressão dos perímetros	Velocidade de impressão do preenchimento sólido	Temperatura do bico extrusor	Temperatura da mesa da impressora
0,25mm	100%	5,00mm/s	15,00mm/s	188°C	60°C

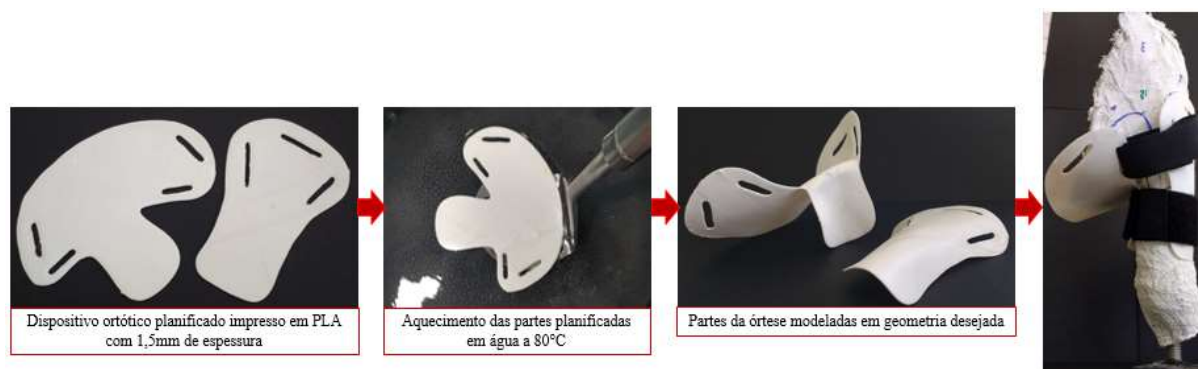
Fonte: Autores

Tabela 2 - Parâmetros relevantes de impressão

As impressões de ambas as partes foram interrompidas após a deposição de aproximadamente 1,50mm de altura/espessura. Visto que esta foi a primeira experimentação do método pelos envolvidos no projeto, preferiu-se testar a capacidade de deformação diante de pós-aquecimento dessas estruturas parciais impressas, antes de seguir à fabricação do produto final. Outras características avaliadas nesta etapa de teste foram o formato geral obtido através da deformação a quente das geometrias inicialmente planificadas e o posicionamento final das fendas para velcro.

As partes-teste da órtese, já impressas em geometria planificada, foram submersas em água a aproximadamente 80°C por 7,0s de aquecimento. Imediatamente após serem removidas da

água, estas partes encontravam-se flexíveis o suficiente para serem moldadas sobre o gesso do animal. O procedimento é ilustrado em Figura 9. Pontua-se que a abordagem mais adequada ao produto final seria a modelagem sobre o próprio membro do cão.



Fonte: Autores

Figura 9 - Pós-aquecimento e modelagem das geometrias da órtese já impressa em PLA

Resultados satisfatórios foram observados quanto à capacidade de deformação e forma final das geometrias de teste. Foram feitas alterações no projeto quanto à localização e tamanho das fendas para velcro. Em seguida foi fabricado o produto final, com espessura de 3,0mm, segundo os mesmos procedimentos empregados para as peças de teste. O dispositivo ortótico final consiste nas peças ilustradas na Figura 10, acrescidas de espuma e silicone em suas superfícies internas, e ligadas uma à outra, e ao paciente, com faixas de velcro.



Fonte: Autores

Figura 10 - Peças finais, com espessura 3,0mm, planificadas à esquerda e deformadas à direita

4. Resultados e Considerações Finais

Quanto à capacidade de deformação após submetidas a aquecimento em água, as peças planificadas impressas em PLA, tanto na espessura teste de 1,5mm quanto na espessura final de 3,0mm, apresentaram comportamento satisfatório. Não foram observadas fraturas ou alterações relevantes de espessura, e os formatos obtidos ajustaram-se ótimamente ao gesso do animal. Se retornadas à água aquecida, as geometrias voltavam à sua forma original, planificada, evidenciando o comportamento do PLA como material com memória de forma. A órtese resultante do teste inicial, com espessura de 1,5mm, apresentou flexibilidade maior que a necessária ao produto final, e consequente incapacidade de imobilizar o membro do animal e suportar seu peso. Já as peças finais, com espessuras de 3,0mm, inicialmente previstas em projeto, tiveram tal propriedade aprimorada. Em trabalhos posteriores, intende-se avaliar mais detalhadamente propriedades mecânicas da geometria através de análise por elementos finitos.

A escolha pela implementação do conceito de Impressão 4D representou economia de tempo e

volume de material, como apontado pela Tabela 1. Adicionalmente, aponta-se como vantagem o Efeito de Memória de Forma observado para o PLA sob estímulo de alta temperatura. Para órteses de geometria mais genérica, este fenômeno possibilitaria a reutilização da mesma peça em vários pacientes. Terminado um tratamento, a peça poderia voltar à sua forma original e em seguida ser deformada para o próximo usuário.

Dado o encaixe adequado entre o gesso do animal e a órtese proveniente deste estudo, concluiu-se que o procedimento de digitalização através do kit de desenvolvimento “Intel RealSense SR300” supriu os requisitos desta aplicação. Em casos nos quais é necessário obter correspondência de maior exatidão entre objeto e modelo CAD quanto à topografia superficial e dimensões, não garante-se que este seja o equipamento de melhor desempenho.

A metodologia de edição do modelo CAD e posterior impressão na máquina de prototipagem rápida pelo método FDM permite que novas versões do dispositivo ortopédico sejam rapidamente criadas a partir de modificações do arquivo inicial e impressas. O tempo requerido para a geração (por digitalização) e edição do modelo em CAD e desenvolvimento das órteses em geometria planificada depende da habilidade do operador, e consistiu em cerca de 2h30 para este projeto. Como previsto pelo software “KISSlicer”, a impressão das geometrias planificadas 1 e 2 demandou tempo de aproximadamente 7 horas. A viabilidade de atualizar a geometria do produto final sem grandes investimentos em tempo e material apresenta-se como ideal ao tratamento do caso clínico estudado: prevê-se modificações na órtese de acordo com a evolução do animal em seções de fisioterapia, até que sejam atingidas condições ótimas de conforto e funcionalidade em última versão do produto. Assim como no caso de cuidados médicos em humanos, a peça tem caráter altamente personalizado e é destinada ao usuário específico para o qual foi projetada. A metodologia de desenvolvimento e fabricação, no entanto, pode ser reproduzida para diversos casos clínicos.

Referências

- 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*. Universidade Federal de Santa Catarina CTC/EMC, Laboratório CIMJECT. 2013.
- AVIZ, D.** *Estudo da Técnica de Engenharia Reversa para Construção de Geometrias Complexas Focando Erros de Forma e Métodos de Digitalização Geométrica*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Sociedade Educacional de Santa Catarina, Instituto Superior Tupy, Joinville. 2010.
- DESHALES, L.D.** *Upper extremity orthoses*. Trombly CA, Radomski MV (eds): Occupational Therapy for Physical Dysfunction, (ed 5). Baltimore, MD, Lippincott, Williams & Wilkins, pp313–49. 2002.
- DOMINGO-ESPIN, M.; PUIGORIOL-FORCADA, J.M.; GARCIA-GRANADA, A.A.; LLUMÀ, J.; BORROS, S.; REYES G.** *Mechanical property characterization and simulation of fused deposition modeling Polycarbonate parts*. Materials & Design. 2015.
- HIEU, L.C.; ZLATOV, N.; VANDER SLOTEN, J.; BOHEZ, E.; KHANH, L.; BINH, P.H.; ORIS, P.; TOSHEV, Y.** *Medical rapid prototyping applications and methods*. Assembly Automation, Vol. 25 Issue: 4, pp.284-292. 2005.
- HOGY, S.M.; WORLEY, D.R.; JARVIS, S.L.** *Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a pelvic limb*. Am J Vet Res 74:1164–1171. 2013.
- HOPKINSON, N.; DICKENS, P.** *Analysis of rapid manufacturing—using layer manufacturing processes for production*. Wolfson School of Mechanical and Manufacturing Engineering, Loughborough University. 2003.
- HUANG, W.M. ET AL.** *Shape memory materials*. Materials Today, 13 (7-8) 54-61. 2010.
- JARVIS, S.L.; WORLEY, D.R.; HOGY, S.M. ET AL.** *Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb*. Am J Vet Res 74:1155–1163. 2013.
- MAIDIN, S., CAMPBELL, R.I. AND PEI, E.** *Development of a design feature database to support design for additive manufacturing*. Assembly Automation, Vol. 32 No. 3, pp. 235-244. 2012.

- MANZOOR, T., SHABBIR, G., KHALID, F.** *Analytical technique for the two-dimensional stress wave model of memory alloy dampers*. Journal of Mechanical Science and Technology, 26 (10) 3059-3066. 2012.
- MARK, HERMAN F.** *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*. Copyright John Wiley & Sons, Inc. 2010.
- MCCULLOUGH, E.J.; YADAVALL, V.K.** *Surface modification of fused deposition modeling ABS to enable rapid prototyping of biomedical microdevices*. Journal of Materials Processing Technology 2013; 213: 947-54. 2013.
- MICH, PATRICE; DVM, MS, DABVP, DACVA, CCRT.** *The Emerging Role of Veterinary Orthotics and Prosthetics (V-OP) in Small Animal Rehabilitation and Pain Management, Topics in Companion Animal Medicine*. 2014.
- MICLAUS, R.; REPANOVIVI, A.; ROMAN, N.** *Biomaterials: Polylactic Acid and 3D Printing Processes for Orthosis and Prosthesis*. Materiale Plastice Journal. Transilvania University of Brasov, Faculty of Medicine. 2017.
- PALLARI, J.; DALGARNO K; MUNGUIA. J.; MURARU, L.; PEERAER, L.; TELFER, S.; WOODBURN, J.** *Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses*. 21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium. 2010.
- PEI, E.** *4D printing – revolution or fad?* Assembly Automation, Vol. 34 Iss 2 pp. 123 – 127. 2014.
- RAJA, V.; FERNANDES, K. J.** *Reverse Engineering: an industrial perspective*. Londres; Ed. Springer. 2008.
- REISS, MÁRIO LUIZ LOPES.** *Reconstrução tridimensional de objetos à curta distância por meio de luz estruturada*. Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia. Presidente Prudente: [s.n.]. 2007.
- REMONDINO, F.** *From Point Cloud To Surface: The Modeling And Visualization Problem*. International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, Vol. XXXIV-5/W10. 2003.
- SUN, L. ET AL.** *Stimulus-responsive shape memory materials: a review*. Materials and Design, 33 577-640. 2012.
- VOLPATO, NERI.** *Prototipagem Rápida: Tecnologia e Aplicações*. São Paulo: Editora Blucher. 2007.
- YAU, H; HANQUE; MENQ, C.** *Reverse Engineering in The Design of Engine Intake and Exhausts Ports*. Manuf Sci Eng, 64: 139 – 148. 1993.
- YUAN, JINA, B; YONG HEB; ALBERT SHIHA, C.A.** *Process Planning for the Fuse Deposition Modeling of Ankle-Foot- Othoses*. Department of Mechanical Engineering, University of Michigan. 2016.
- ZHOU, Y., HUANG, W.M., KANG, S.F. ET AL.** *From 3D to 4D printing: approaches and typical applications*. Journal of Mechanical Science and Technology 29 (10) 4281~4288. 2015.