

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, LETRAS E CIÊNCIAS HUMANAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

Simuladores de Paciente-Específico Para Médicos

Felipe Wilker Grillo

Versão 1.1
(Corrigida)

Ribeirão Preto - São Paulo
2020

FELIPE WILKER GRILLO

Simuladores de Paciente-Específico Para Treinamentos Médicos

Versão 1.1
(Corrigida)

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada a Medicina e Biologia do Departamento de Física da Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas, da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Doutor em Ciências, Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro
Coorientador: Prof. Dr. Hélio Rubens Machado

Ribeirão Preto - São Paulo
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Grillo, Felipe Wilker

Simuladores De Paciente-Específico Para Treinamentos Médicos. Ribeirão Preto, 2020.

86 p. :il ;

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Departamento de Física.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro

Coorientador: Prof. Dr. Hélio Rubens Machado

1. Treinamento Médico. 2. Simulação Médica. 3. Simuladores para Cirurgia. 4. Gêmeos Siameses. 5. Síndrome de Sturge-Weber.

Felipe Wilker Grillo, SIMULADORES DE PACIENTE-ESPECÍFICO PARA TREINAMENTOS MÉDICOS. Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências, Área: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof.Dr. _____

Instituição _____

Julgamento _____

Assinatura _____

Dedico esse trabalho ao Dr. James Tait Goodrich (*in memoriam*), que marcou a vida de muitas pessoas, incluindo a minha, através de seu trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Benedito Grillo e Maria Aparecida Quintal Grillo, saibam que sem vocês nada seria possível. Vocês foram, e sempre serão, minha maior inspiração, muito obrigado por tudo. Aos meus amados irmãos, Erika e Fabio, tive em vocês um porto seguro para arriscar, sempre que necessário, ao longo dessa minha jornada. Espero um dia, conseguir retribuir tudo o que fizeram e fazem por mim. Aos meus sobrinhos, Tayná, Otávio e Pietro, que meus conhecimentos possam um dia contribuir para o crescimento de vocês, contem comigo sempre. Aos agregados, que sempre foram parte da minha família, Washington e Daniela, obrigado pelas brincadeiras, puxões de orelha e cada momento que pudemos estar juntos.

Minha companheira de vida, quem aceitou dividir comigo meus bons e maus momentos, obrigado Tamires! Você fez de mim uma pessoa melhor e ter você ao meu lado é a garantia de que estou em um bom caminho.

Agradeço a todos meus familiares, que sempre estiveram presentes, seja por meio de uma mensagem, um telefonema, um comentário. Em especial, meus padrinhos Geraldo e Cida, por quem tenho profunda admiração pela genialidade e espírito de guerreiros que possuem.

Me sinto na obrigação de reservar um espaço aos amigos que ocupam lugares especiais em minha vida. Neto (meu parça), Mari e a pequena Manu como é bom ter vocês! Alexandre e Natty, foram tantos os momentos, conselhos e ajudas, que nem sei por onde começar, só me resta agradecê-los pelo carinho. Fran (minha parça) e Lari vocês atualizaram meu conceito de amor e amizade; Marcelo, Paula e Bianca, meus pedacinhos de minas gerais, obrigado! Felipe e Laís, entre “gordices” e “nerdices”, vocês me ajudaram demais, obrigado! Hermes e Aneta, pela amizade e as correções acadêmicas que me guiaram até aqui. Ao meu brother mais distante

fisicamente, porém presente no dia a dia, meu tiles, Danilo Maziero, com você aprendi de tudo, que sempre existam segundas-feiras para comemarmos! Aos meu sócio, amigo e parceiro Renan (Ajino), obrigado, este trabalho é fruto de ter você por perto. Victor Hugo, o Burrão, obrigado por me contagiar com sua empolgação e por compartilhar seus conhecimentos! A minha melhor “chefinha”, Carol, pelo apoio. Ao grande doutor, Carlo Rondinoni, por quem tenho o privilégio de chamar de amigo, sem você esse “projeto de doutorado” não teria saído do papel, que você possa viver outros mil anos com esse mesmo entusiasmo! Por fim, muito obrigado Lu (Alaw), parceira de dores, alegrias e comemorações, obrigado por me ajudar a realizar minha jornada empreendedora, espero ter você por perto por muitas e muitas cervejas. Aos que eventualmente me esqueci de mencionar, vocês não são menos importantes por isso.

Obrigado a todos os professores que passaram por minhas diferentes fases de aprendizado. Em especial, àquele que no ensino médio me guiou para a física médica e me apoiou em diversas situações profissionais, obrigado José Norberto Bazon, te admiro demais! Também um agradecimento especial ao professor Marcelo Mulato que através de sua didática e humildade me manteve nos caminhos da física médica. Aos funcionários do departamento de Física: Lourenço Rocha, Jose Luiz Aziani, Élcio Aparecido Navas, Carlos Alberto Brunello (Carlão), Eldereis de Paula, Marcílio Mano Junior, Leonardo Matias de Olivera, Agnelo dos Santos Bastos Neto, por todas as horas de conversas, meu muito obrigado. Em especial, obrigado aos amigos Sergio Oliveira Bueno da Silva (Serginho) e Carlos Renato da Silva, vocês proporcionaram o aprimoramento técnico e teórico deste trabalho. Ainda, Nilza e Ricardo, por me ajudarem a não perder nenhum prazo!

Aos amigos adquiridos no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto muito obrigado por toda atenção, em especial aos excelentes profissionais Dr. Jayme Adriano Farina Junior e Dr. Hermes Prado Jr. Obrigado por toda paciência e pelos ensinamentos sobre medicina. Sem dúvidas, precisamos de mais pessoas como vocês.

Ao meu coorientador, Hélio Rubens Machado, obrigado pela condução do meu trabalho e aprendizagem ao longo dos últimos anos. O senhor passou a ser para mim uma referência em conhecimento, liderança e, acima de tudo, humildade! Sua invejável capacidade de liderança, possibilitou a formação de uma equipe multiprofissional comprometida com seus valores. Foi uma enorme honra trabalhar ao seu lado.

Por fim, um agradecimento mais que especial ao meu orientador, amigo, conselheiro, parceiro, Adilton, que juntamente com sua esposa Ivana, me acolheu como filho e me presenteou com uma família baiana. Família essa, que me ensinou muito mais sobre o Brasil do que qualquer livro poderia ensinar. Embora eu não tenha espaço para agradecer individualmente a cada pessoa dessa família baiana, quero destacar três nomes: Maria Cordeiro Oliveira Carneiro e Antônio Feliciano Carneiro, pessoas maravilhosas que me receberam de coração aberto e me acolheram de uma maneira indescritível. Também, Cristóvão, que me mostrou a ciência através de uma garrafa de jurubeba. Levarei todos vocês comigo, por onde eu estiver!

O PRESENTE TRABALHO FOI REALIZADO COM APOIO DA COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - BRASIL (CAPES) - CÓDIGO DE FINANCIAMENTO 001.

“It is harder than it looks;
It is a long way to the top if you
wanna....”

(Angus Young, 1975)

RESUMO

GRILLO, F.W., **Simuladores de paciente específico para treinamentos médicos.** 2020. Tese - Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020

A simulação médica pode ser definida como o ato de reproduzir algum processo, comportamento ou situação que, geralmente, profissionais da saúde estarão expostos. Por meio do uso de materiais específicos, a simulação auxilia, por exemplo, a aviação, ações militares e a engenharia, sem expor a risco, estudantes ou qualquer pessoa. A simulação médica pode ser encontrada nos mais diversos níveis tecnológicos, embora sempre tenha por objetivo a prática de habilidades visuais e manuais, soluções de problemas e julgamento de tomadas de decisão. No Brasil, ocorrem seis mortes, a cada hora, decorrentes de “eventos adversos graves”, como erros, falhas processuais, processos burocráticos, infecções, entre outros. Uma parte desses eventos são classificados como “eventos evitáveis”, como por exemplo, o erro médico, que pode ser definido por atos de comissão ou omissão que podem causar ou efetivamente causam danos ao paciente. Sendo assim, a simulação médica, pode ser uma forma de treinar profissionais da saúde com o objetivo de reduzir a parcela de mortes provocadas por eventos considerados evitáveis. O presente trabalho explora a criação de simuladores de paciente-específico para serem usados como ferramentas de auxílio no ensino e simulação de procedimentos médicos. A partir da segmentação de imagens de tomografia computadorizada de raios-x e ressonância magnética dos pacientes, foram criados simuladores paciente-específico de dois casos cirúrgicos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto com o uso de impressão 3D e materiais simuladores de tecidos biológicos. Adicionalmente, propõe-se um organograma para a obtenção desses simuladores, desde a aquisição de imagens

até a elaboração dos modelos. Além de compor a simulação médica, os simuladores paciente-específico podem auxiliar na organização de equipe em procedimentos clínicos e cirúrgicos, uma vez que permitem o alinhamento de ações multiprofissionais durante cirurgias complexas.

Palavras-chave: Treinamento médico, simulação médica, simuladores, cirurgia, gêmeos craniópagos, síndrome de Sturge-Weber.

ABSTRACT

GRILLO, F.W., **Pacient-specific simulator for medical training**. 2020.Thesis - Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020

Medical Simulation can be defined as the act of mimic some process, behavior or a situation that usually occur with healthcare professionals. Using specific hardware and software, simulation helps aviation, military and architecture industry, to simulate scenarios without any risk for students or users. Simulation in medical education can be found from low-to-high technology and is always aiming the practice of skills, problem solving and decision making. In Brazil, six deaths occur every hour, resulting from “serious adverse events”, such as errors, procedural failures, bureaucratic processes, infections, among others. Some of these events are classified as “preventable events”, such as medical error, which can be defined as acts of commission or omission that can cause or actually cause damage to the patient. Thus, medical simulation can be considered as a tool for training of health professionals, aiming the reduction of deaths caused by preventable events. The present work explores the creation of patient-specific simulators to be used as teaching and simulating tools for medical procedures. Using x-ray computed tomography and magnetic resonance images segmentations, patient-specific simulators were created for two surgical cases at the Hospital das Clínicas in Ribeirão Preto using 3D printing and soft tissue mimicking materials. Additionally, we proposed a guideline for patient-specific development, from the acquisition of images to the development of models. In addition to composing the medical simulation, patient-specific simulators can assist the team organization in clinical and surgical procedures, once that allows the alignment of multi-professional actions during complex surgeries.

Keywords: Medical training, medical simulation, clinical simulators, surgery, craniopagus twins, Sturge -Weber syndrome.

LISTA DE SIGLAS

- **MSTB** – Materiais Simuladores de Tecido Biológico
- **RM** – Ressonância Magnética
- **TC** – Tomografia Computadorizada
- **PVA** – Polivinilalcool
- **SEBS** – Estireno-etileno/butileno-estireno
- **FDM** – Fused Deposition Modeling
- **ABS** – Acrilonitrila Butadieno Estireno
- **PLA** – Políácido Láctico
- **SLA** – Sinterização a Laser ou Esterolitografia
- **SLS** – Sinterização Seletiva a Laser
- **DLP** – Processamento de Luz Digital
- **B100** – Modelo impresso em tamanho real
- **B50** – Modelo impresso em 50% do tamanho real
- **B25** – Modelo impresso em 25% do tamanho real
- **FRE** – Erro Fiducial de Registro

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** – fluxograma das etapas realizadas desde a reunião com a equipe médica para o desenvolvimento de simulador de paciente específico como sugestão de um organograma para criação de simuladores para planejamento cirúrgico. 28
- Figura 2** - à esquerda moldes de silicone obtidos a partir da impressão 3d, em pla, dos hemisférios cerebrais do paciente (à direita da figura). Os moldes foram preenchidos posteriormente com material simulador. 30
- Figura 3** – reprodução do córtex cerebral e cerebelar do paciente, dividido nos hemisférios direito e esquerdo, em material mimetizador de tecido (sebs), obtido do a partir do preenchimento dos moldes de silicone. 31
- Figura 4** – comparativo do modelo virtual para impressão 3d e o resultado da impressão. A) camada intermediária do planejamento de impressão do crânio contendo a face do paciente; b) planejamento completo de impressão 3d; c) crânio impresso em pla. 32
- Figura 5** - comparação da imagem de tc do simulador de paciente-específico com uma imagem de rm do paciente. A) imagem de ressonância magnética do paciente ponderada em t1; b) imagem de tomografia computadorizada de raios-x do simulador; c) fusão do contorno da imagem de tc do simulador de paciente específico com irm do paciente. 33
- Figura 6** - simulador paciente-específico. A) vista lateral após abertura para acesso. B) corte inicial, para evidenciar a membrana simulada. C) exposição da superfície cerebral do simulador, incluindo cfe. D) visão geral do simulador, acesso exposto. 34
- Figura 7** - biomodelos em diferentes escalas para treinamento de neuronavegação. A) um quarto da escala (b25), ao meio escala original (b100) e mais à direita a metade da escala (b50). B) visão frontal do modelo em escala original; c) visão posterior. Pontos anatômicos destacados e usados na navegação: 1. Orelha direita; 2. Naso; 3. Córtex inferior frontal direito; 4. Córtex parietal direito; 5. Córtex parietal esquerdo; 6. Córtex occipital direito; 7. Córtex occipital esquerdo; 8 córtex inferior frontal esquerdo; 9. Orelha esquerda. 38
- Figura 8**- modelos virtuais da segmentação virtual dos encéfalo das pacientes gêmeas craniopagas. A) identificação dos encéfalos individuais de cada paciente, para identificação da ausência de estruturas. B) modelo virtual do sistema venoso das pacientes obtido a partir da angiografia por ressonância magnética. C) fusão das duas segmentações apresentadas em a e b para planejamento do simulador de paciente-específico. 45
- Figura 9** – segmentação das imagens de tomografia computadorizada por raios-x das pacientes gêmeas craniopagas. A) segmentação da estrutura óssea das pacientes

anterior à primeira cirurgia de intervenção. B) segmentação da estrutura óssea das pacientes após a primeira cirurgia de intervenção, destaque para a visualização da craniotomia realizada.	46
Figura 10 – foto publicada pelo jornal "a cidade on", em matéria referente ao acompanhamento da cirurgia das gêmeas siamesas no hospital das clínicas de ribeirão preto, representando o potencial didático dos modelos simuladores imagem publicada no site: www.acidadeon.com em matéria de júlia fernandes acidadeon/ribeirao no dia 4/8/2018 16:13.	47
Figura 11 – modelos impressos em 3d. Destaque 1: modelo em escala reduzida, equivalente a 30% do tamanho real do paciente. Destaque 2: referência pra espessura da pele criada na segmentação de imagens para posterior aplicação de material simulador de pele. 48	48
Figura 12 – modelo em tamanho real prototipado em pla, usado para planejamento da primeira etapa cirúrgica. Ao centro da imagem, destaque para a necessidade de impressão em três partes devido à limitação na área máxima de impressão da zmorph.	49
Figura 13 – simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da primeira etapa cirúrgica. As marcações em azul e vermelho foram realizadas pela equipe médica como parte do estudo de caso. O modelo possui a associação de silicone para simulação da pele e impressão 3d. A) vista frontal do modelo . B) vista traseira do modelo.	50
Figura 14 - simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da segunda etapa cirúrgica. A) modelo ainda sem material simulador de pele, evidenciando a craniotomia realizada na etapa anterior. B) modelo completo, vista frontal. C) modelo completo, vista posterior.....	51
Figura 15 – reunião dos principais membros da equipe cirúrgica para a primeira simulação de separação total das gêmeas craniópagas. Os modelos foram cortados e separados pela equipe, onde puderam ter uma prévia de como as pacientes ficariam separadas.	52
Figura 16 – prévia das pacientes separadas, evidenciando a necessidade da colocação de expansores de pele em ambas as pacientes, conforme previsão da equipe cirúrgica. 52	52
Figura 17 – simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da terceira etapa cirúrgica. Destaque para a base contendo os nomes de cada paciente no canto direito de cada base. A) modelo em vista lateral, possibilitando a visualização de três dos quatro expansores. B) modelo em vista posterior, possibilitando a visualização de todos os expansores.	54
Figura 18 - simuladores em tamanho real utilizados no planejamento e simulação da expansão de pele. Ambos os modelos em vista posterior. A) simulador com expansores aderidos à pele sem o efeito tenda. B) simulador com o efeito de tenda nos expansores	

<p>e destaque em vermelho para a troca de posicionamento de um dos expansores para otimização da área de superfície expandida.....</p> <p>Figura 19 – ilustração do efeito de tenda considerado para subestimar a quantidade de pele expandida durante a simulação do procedimento de expansão de pele das pacientes.</p>	<p>55</p> <p>56</p>
<p>Figura 20 – modelos virtuais reconstruídos a partir de imagens de tc do simulador de paciente-específico e rm das pacientes gêmeas craniopagas. À direita a reconstrução das imagens das pacientes anterior a colocação dos expansores. Ao centro, a reconstrução das imagens das pacientes após a expansão parcial dos expansores. Por fim, à esquerda, a reconstrução da imagem de tc do simulador como projeção de expansão total dos expansores de pele das pacientes.....</p>	<p>56</p>
<p>Figura 21 – simuladores em tamanho real utilizados no planejamento e simulação da última etapa cirúrgica. A) vista posterior do modelo, evidenciando a cobertura total do encéfalo. B) vista lateral do modelo simulador contendo encéfalo (impresso em 3d) e pele simulada esticada para evidenciar o ganho da expansão.....</p>	<p>58</p>
<p>Figura 22 - equipe médica durante a última etapa de simulação, ocorrida no dia anterior a última cirurgia de separação das gêmeas craniópagas.</p>	<p>59</p>
<p>Figura 23 - simuladores sendo utilizados durante a reconstrução da calvária das pacientes. Os modelos foram usados em uma sala paralela à sala cirúrgica para suturar e reconstruir as calvárias das pacientes.....</p>	<p>60</p>
<p>Figura 24 - modelos de protetores, desenvolvidos com base na morfologia das cabeças das pacientes recém operadas, utilizando impressão 3d e imagens de rm pós operatórias.</p>	<p>60</p>
<p>Figura 25 - sugestão de organograma para elaboração de simulador de paciente-específico. Esta figura estará disponível para melhor visualização como apêndice ao trabalho.</p>	<p>62</p>

Sumário

RESUMO	V
ABSTRACT	VII
1 ORGANIZAÇÃO DA TESE	14
2 INTRODUÇÃO	15
3 OBJETIVOS	23
4 MATERIAIS E MÉTODOS	24
5 REPRODUÇÃO DE CASOS CLÍNICOS	26
5.1 CASO 1 – SÍNDROME DE STURGE-WEBER.....	26
<i>Relato do caso</i>	26
<i>Metodologia</i>	26
<i>Modelos multi-escala</i>	29
<i>Resultados e Discussão</i>	29
<i>Conclusões</i>	39
5.2 CASO 2 – GÊMEAS CRANIÓPAGAS	40
<i>Relato do caso</i>	41
<i>Objetivos</i>	41
<i>Metodologia</i>	42
<i>Resultados e discussão</i>	44
<i>Conclusão</i>	61
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÕES	67
8 REFERÊNCIAS	69
APÊNDICE 1	81
APÊNDICE 2	82

1 ORGANIZAÇÃO DA TESE

Essa Tese foi dividida em Introdução, Objetivos, Metodologia, Reprodução de Casos Clínicos, Discussão e Conclusão. A “Introdução” apresentará bases para entendimento de simuladores para planejamento de procedimentos médicos e possibilitará o entendimento dos “Objetivos” do trabalho. Em seguida, a “Metodologia” esclarece bases gerais para obtenção de simuladores a partir da associação de impressão 3D e outros materiais. Na seção de “Reprodução de Casos Clínicos” são apresentados dois trabalhos independentes que contêm: metodologia, resultados, discussão e conclusões específicos. É apresentada ainda uma “Discussão” geral, abordando os dois casos e características comuns quanto à reprodução de casos clínicos usando impressão 3D e materiais simuladores. Por fim, uma “Conclusão” aborda o percentual dos objetivos que foram atingidos.

2 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de habilidades específicas, bem como o entendimento abrangente de uma profissão estão intimamente ligados à metodologia a qual o aluno ou profissional fora submetido (Ryan et al., 1999; Sullivan et al., 2008). Na medicina, uma ciência milenar, a discussão de metodologias de ensino abrange fatores como o aumento da aplicação tecnológica na área, ou ainda, a união de diferentes gerações em um mesmo ambiente de trabalho (Mohr et al., 2011; Pruitt et al., 2017; Zayim et al., 2006). Dentre as principais metodologias de ensino, o método baseado em solução de problemas, do inglês PBL (*problem based learning*) é amplamente discutido em relatos científicos e se diferencia, entre outras questões, por colocar o estudante no centro do ensino (Donner & Bickley, 1993; Hmelo-Silver, 2004). Atualmente, a implementação do método PBL no ensino de áreas médicas destaca oportunidades e dificuldades encontradas no Brasil, devido a fatores culturais e financeiros (Coelho-Filho et al., 1998; Costa et al., 2011; L. B. Couto et al., 2015; Millan et al., 2012). Existem lacunas a serem preenchidas no que se refere à implementação de tecnologias na área da saúde, desde a formação dos profissionais até simples fatores de uma rotina hospitalar, por exemplo.

A preocupação com o panorama atual da saúde no Brasil é traduzida nos dados do “II Anuário da Segurança Assistencial Hospitalar no Brasil” (R. C. Couto et al., 2018). De acordo com documento, ocorrem seis mortes, a cada hora, decorrentes de “eventos adversos graves”, como erros, falhas processuais, processos burocráticos, infecções, entre outros. Embora seja possível relacionar alguns pontos destacados no anuário diretamente à escassez de recursos financeiros, existem fatores isolados, classificados como causas evitáveis, como por exemplo o erro médico. Podemos

definir erro médico por atos de comissão ou omissão que podem causar ou efetivamente causam danos ao paciente (Rolston & Bernstein, 2015). Estudos apresentam diferentes classificações para erros médicos, como por exemplo, erros causados por uma falha técnica, ou seja, uso incorreto dos equipamentos ou falha durante o procedimento, que abrange quase 30% dos casos (Oremakinde & Bernstein, 2014; S. Stone & Bernstein, 2007). Ou ainda, situações como operação em lado contrário ou paciente errado que ocorrem, espantosamente, em 1 a cada 100.000 operações (Cohen et al., 2010; Rolston & Bernstein, 2015). A preocupação com erros médicos não é exclusiva de países emergentes como o Brasil. Além dos danos causados aos pacientes, estima-se que a média de gastos com erros médicos, nos Estados Unidos, foi de \$17 bilhões de dólares no ano de 2008 (Van Den Bos et al., 2011). Enquanto no Brasil, o valor estimado desses gastos, apenas ao setor privado, é superior a R\$10 bilhões (R. C. Couto et al., 2018).

A aplicação de recursos tecnológicos é fundamental para diagnósticos e tratamentos de saúde, como por exemplo, a ultrassonografia, utilizada como guia de biópsias ou procedimentos intervencionistas (Holm et al., 1972; Tolat et al., 1995). Outro exemplo é o sistema de navegação guiada por imagem, uma ferramenta frequentemente utilizada em neurocirurgia, que confere ao cirurgião a localização precisa para a execução de procedimentos, próximos ou internos ao crânio do paciente, durante procedimentos complexos (Grunert et al., 2003; Mezger et al., 2013). No entanto, o aumento do uso de recursos tecnológicos na saúde fomenta a necessidade de sincronização dos conhecimentos práticos e teóricos de cada profissão, demandando treinamento para maximizar o uso dos recursos provenientes de equipamentos médico hospitalares. Desta forma, com o intuito de colaborar com o treinamento de práticas médicas, o presente trabalho explora a criação de simuladores de paciente-

específico para serem usados como ferramentas de auxílio em metodologias ativas de ensino e simulação de procedimentos médicos.

2.1 Diagnóstico por Imagem

Em medicina, imagens por ressonância magnética e tomografia computadorizada por raios X são métodos de diagnóstico por imagem que adquirem planos de imagem do corpo humano e possibilitam a representação de propriedades físicas, químicas e biológicas (Kalender, 2006; Plewes & Kucharczyk, 2012). Cada uma das técnicas apresentam vantagens específicas para a representação de determinados tipos de tecidos biológicos, baseado na interação física entre as radiações (ionizantes ou não) e o corpo humano. Uma imagem de tomografia computadorizada (TC) por exemplo, é uma representação equivalente à atenuação dos feixes de raios-X nos diferentes tecidos, enquanto que a imagens de ressonância magnética (RM) pode ser a representação da quantidade de água presente em cada tecido. Sendo assim, as informações obtidas a partir dessas técnicas de diagnóstico por imagens podem fornecer características morfológicas e funcionais de diferentes estruturas biológicas. Ambas as técnicas contam ainda com diferentes agentes de contraste que podem evidenciar estruturas, como por exemplo diferenciar estruturas venosas e arteriais, dentre outras possibilidades (Silvast et al., 2009).

A associação de imagens de RM e TC possibilitam diversas técnicas de reconstruções volumétricas que viabilizam a criação de modelos virtuais a partir de imagens de um paciente específico (Wilk, 2019). A reconstrução das estruturas a partir das imagens de TC são baseadas em uma escala de brilho, criada a partir da relação entre o coeficiente de absorção da água e dos tecidos (Equação 1), conhecido por Unidade *Hounsfield* (HU) ou “Número de CT”.

$$HU = 1000 \times \frac{(\mu - \mu_{\text{água}})}{\mu_{\text{água}}} \quad (\text{Equação 1})$$

Sendo μ o coeficiente de atenuação linear do tecido e $\mu_{\text{água}}$ o coeficiente de atenuação linear da água. Dessa forma, cada tecido biológico possui uma janela característica de valores de HU, permitindo a segmentação das imagens a partir desse janelamento pela técnica de *threshold* de softwares como Slicer e Invesallius. Analogamente ao caso da TC, as imagens de RM também fornecem uma representação baseada uma escala de brilho ponderadas nos tempos de relaxação T1, T2 e densidade de prótons que auxiliam a identificação de tecidos moles (Wilk, 2019). O protocolo a ser usado nas obtenções das imagens de RM também necessita de atenção especial para os casos de pacientes específicos. Pois, a depender das características físicas e morfológicas da região a ser imageada, o protocolo de aquisição de imagem precisa ser adaptado.

2.2 Simulação Médica

O objetivo da simulação médica é desenvolver e/ou aprimorar habilidades específicas para a realização de um procedimento, com o intuito de especializar o usuário em determinada prática (Gélinas-Phaneuf & Del Maestro, 2013; Leung, 2002). A execução de procedimentos ao longo dos anos pode ser interpretada como uma forma de treinamento para alcançar a especialidade, ainda que possua uma curva de aprendizado longa. Além disso, por diversas vezes, o uso de equipamentos tecnológicos na rotina clínica, exige um preparo especializado desde o início da execução de procedimentos básicos, reforçando um dos benefícios dos treinamentos simulados. Em outras palavras, a simulação de procedimentos médicos proporciona um ambiente com condições semelhantes às que o profissional encontrará em sua

rotina clínica, porém com a prática ilimitada de procedimentos, sem riscos a pacientes ou consequências éticas e legais (Kunkler, 2006).

Historicamente, os métodos mais comuns utilizados na didática médica foram modelos cadavéricos e modelos animais (Arora et al., 2017; Brooks et al., 1993; McLachlan et al., 2004). Entretanto, ambos os modelos possuem limitações que, por diversas vezes, inviabilizam a utilização de modelos padronizados. Modelos cadavéricos, possuem morfologia e propriedades físico-químicas que favorecem a interação com equipamentos médicos, ainda que existam algumas alterações causadas pela utilização do formol na preparação e manutenção do cadáver (Sawhney et al., 2017). Porém, a reprodução de patologias específicas ou casos raros ficam limitadas a disponibilidade do cadáver. Ainda referente ao modelo cadavérico, a necessidade de salas específicas para o acondicionamento e manutenção dos modelos também pode contribuir para a dificuldade de implantação desta ferramenta didática. A união desses fatores eleva o custo total de um treinamento com cadáveres, limitando o acesso de estudantes às práticas de procedimentos médicos raros, específicos ou com necessidade de alta taxa de repetição.

2.3 Materiais Simuladores de Tecido Biológico

Denominamos materiais simuladores de tecido biológico (MSTB), aqueles que reproduzem ao menos uma propriedade específica de um tecido humano, seja esta física, química ou biológica. Desta forma, os MSTB podem imitar desde estruturas simples, homogêneas, até estruturas mais complexas (Cook et al., 2011; Madsen et al., 2005). É comum na literatura, trabalhos de caracterização de MSTB, sendo que os mais frequentes são materiais que utilizam água como solvente, como por exemplo ágar/gelatina (Blechinger et al., 1988; D'Souza et al., 2001; Madsen et al., 1982,

2005). Principalmente para interação com técnicas como ultrassonografia, RM e TC, materiais a base de água possuem boa capacidade de reprodução das propriedades do corpo humano, que por sua vez é composto em média, por aproximadamente 70% de água (Watson et al., 1980). Entretanto, é possível destacar algumas desvantagens que dificultam a utilização desses materiais para treinamento médico:

- Baixa estabilidade temporal: os materiais podem sofrer alterações nas propriedades físico-químicas devido à desidratação;
- Gelatina e ágar são suscetíveis ao ataque de fungos e bactérias, portanto podem ter sua durabilidade reduzida;
- Dependência da temperatura: a variação de temperatura altera as propriedades físico-químicas do MSTB e podem influenciar nas medidas físicas e, conseqüentemente, alterar a propriedade simulada.

Além de materiais como ágar e gelatina, outros materiais a base de água, como por exemplo o polivinilalcool (PVA) são utilizados como MSTB (Huglin, 1989; Tan et al., 2018), mas apresentam limitações parecidas ou complementares às supra citadas. Sendo assim, embora materiais a base de água possuam boa capacidade de reprodução de propriedades do tecido biológico para testes e ensaios destrutivos, as limitações apresentadas dificultam seu uso em simuladores para treinamento médico. A partir das limitações mencionadas em torno dos materiais a base de água, surgem como alternativa, materiais como silicões, látex e polímeros a base de óleo, como por exemplo géis de estireno-etileno/butileno-estireno (SEBS) (L. C. Cabrelli et al., 2016; Luciana C. Cabrelli et al., 2017; Oudry et al., 2009).

2.4 Simuladores Clínicos

O treinamento médico simulado possui ferramentas para auxiliar o estudante a assimilar o ambiente de trabalho com ambientes recriados e controlados, tais como, a simulação computacional (Kunkler, 2006; Schirmer et al., 2013; Ziv et al., 2003) e os simuladores clínicos, também conhecidos por *phantoms* (Müns et al., 2014; Tsai et al., 2017; Weinstock et al., 2017), sendo métodos acessíveis, livres de burocracias, alternativos ao uso de cadáveres e modelos animais. Os avanços tecnológicos na área de engenharia de materiais e computação possibilitam modelos de baixo custo que atendam uma grande demanda de treinamentos (Wisborg et al., 2006). Estes simuladores, utilizados em centros de treinamento médico, associados à reprodução de todo o ambiente clínico, possibilitam a imersão dos alunos durante a aprendizagem com a prática (Bryson & Levine, 2008). É válido ressaltar ainda que a simulação não é destinada exclusivamente a estudantes de graduação, mas também pode ser praticada por profissionais que buscam o aperfeiçoamento de técnicas ou procedimentos específicos, visando uma especialização (Marcus et al., 2013). Além disso, muitas vezes o treinamento é visto como uma atividade individual. No entanto, a simulação médica possibilita o treinamento das relações interpessoais de uma equipe cirúrgica, ou seja, podem ser individuais, coletivos e institucionais. O desenvolvimento de simuladores realistas aumenta o envolvimento dos praticantes, uma vez que, rapidamente, possibilitam a associação da situação simulada a práticas clínicas. Nesse sentido, simuladores paciente-específico, ou seja, que são criados a partir de casos clínicos reais, oferecem um treinamento único, personalizado e otimizado, para preparar equipes médicas em casos raros e/ou complexos.

2.5 Impressão 3D

A relação entre a impressão 3D e a medicina, teve notável crescimento na última década devido à facilidade de aquisição de impressoras de baixo custo. No entanto, para o usuário, é necessário entender as facilidades e as dificuldades em obter um modelo impresso, além dos diferentes tipos de impressão 3D (Whitaker, 2014). Devido ao custo-benefício, a tecnologia mais acessível de impressão 3D é a de deposição de filamento, do inglês FDM (*fused deposition modeling*), que consiste basicamente, na deposição de materiais termo reversíveis em camadas pré estabelecidas. Os materiais mais comuns dessa técnica são o acrilonitrila butadieno estireno (ABS) e poliácido láctico (PLA), que são plásticos encontrados em uma ampla gama de cores. Dentre as limitações da técnica FDM, destaca-se o tempo de impressão relativamente alto, a dificuldades de homogeneização da temperatura de trabalho (que podem resultar em falhas durante a impressão), além da limitação do volume máximo de impressão na maioria dos equipamentos de entrada. Por fim, é válido mencionar outras técnicas como a de sinterização a laser (SLA, estereolitografia), que consiste da aplicação de um laser que polimeriza resinas, sensíveis ao feixe de luz, em coordenadas pré-estabelecidas, camada a camada; além da técnica de sinterização seletiva a laser (SLS) e processamento de luz digital (DLP). Assim, como mencionado para a impressão FDM, as demais técnicas de impressão 3D mencionadas possuem vantagens e desvantagens que precisam ser consideradas para que possam ser aplicadas no desenvolvimento de simuladores para treinamento médico. Com isso, diversas áreas da medicina exploram as técnicas de diferentes modos, desde curativos (Muwaffak et al., 2017) até a utilização de modelos anatômicos para fins didáticos (Lim et al., 2016; Randazzo et al., 2016; Ventola, 2014).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Este trabalho teve por objetivo o desenvolvimento e a avaliação de simuladores de paciente-específico para serem utilizados como ferramentas no planejamento e treinamento cirúrgico e didática médica.

3.2 Objetivos secundários

- Elaboração de um organograma guia para a obtenção de simuladores paciente-específico;
- Auxílio ao planejamento de casos raros em Neurocirurgia, por meio do desenvolvimento de simuladores físicos e virtuais;
- Auxílio no treinamento de habilidades da equipe envolvida ao procedimento cirúrgico por meio de desenvolvimento de simuladores físicos com morfologia e propriedades físicas equivalentes aos casos reais.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento de simuladores de paciente-específico exige a sincronização de etapas que vão desde a aquisição de imagens do paciente, até a apresentação do modelo final. Primeiramente, é válido destacar que o desenvolvimento desses simuladores exige a participação ativa de uma equipe multiprofissional, de modo a garantir que a reprodução, por meio da simulação de características dos pacientes, não induza o usuário a qualquer tipo de erro. A partir da discussão junto à equipe médica, devem ser estabelecidas as características que serão reproduzidas no simulador, para que possam ser realizadas otimizações nos protocolos de TC e RM. Dentre as otimizações, estão parâmetros como a espessura de fatia, o posicionamento do paciente, realce de determinada estrutura anatômica etc. Uma vez adquiridas as imagens do paciente, modelos virtuais são criados a partir da segmentação dessas imagens. Em seguida, uma nova reunião com a equipe médica deve certificar que as estruturas anatômicas, representadas nos modelos virtuais, correspondem às características do paciente, apontadas no estudo clínico. Os modelos virtuais podem ser usados diretamente para discussão do caso clínico e auxiliar a equipe médica no planejamento cirúrgico. Todos os ajustes necessários devem ser realizados para aprimorar os modelos virtuais e permitir a reprodução das características estabelecidas no início do desenvolvimento. Após a finalização dos modelos virtuais, para uso de impressão 3D, deve-se estabelecer quais partes do simulador poderão ser representadas por materiais provenientes diretamente da impressão 3D e quais devem ser desenvolvidos moldes para uso de MSTB. Nessa etapa, a impressão 3D pode ser utilizada na confecção de moldes negativos que serão preenchidos com MTSB, assim a morfologia específica poderá ser obtida para

materiais não disponíveis na impressão 3D. Destaca-se ainda a necessidade de otimização dos parâmetros de impressão, uma vez que resolução da peça final impressa pode ser relevante para a reprodução de determinadas estruturas do corpo humano. Dessa forma, para evitar impressões 3D demasiadamente demoradas, poderá ser levado em consideração durante as reuniões com a equipe médica, qual a menor estrutura a ser detalhada e assim ajustar os parâmetros de impressão. Após a união dos materiais impressos com os MTSB, o simulador de paciente-específico deve ser inspecionado pela equipe médica para garantir que as características anatômicas coincidam com as características do paciente, para finalmente ser utilizado para o treinamento de procedimentos específicos. Ao final do treinamento, sugere-se que uma avaliação do desenvolvimento seja realizada com o intuito de aprimorar incrementalmente o processo de obtenção dos simuladores paciente-específico.

5 REPRODUÇÃO DE CASOS CLÍNICOS

5.1 CASO 1 – Síndrome de Sturge-Weber

A síndrome de Sturge Weber é uma doença congênita, relacionada ao olho, pele e encéfalo (Bachur & Comi, 2013). Geralmente, os portadores dessa doença apresentam uma marca de cor vermelha escura na região da face, conhecida em inglês por “*port-wine birthmark*”. A síndrome pode ser diagnosticada por exames de RM através da identificação de um conjunto de más formações venosas (angioma leptomeningeal) que, na maioria das vezes, podem resultar em ataques epiléticos convulsivos ainda no primeiro ano de vida.

Relato do caso

Nessa etapa, foi desenvolvido um organograma para a criação de simuladores paciente-específico, além do primeiro modelo de simulador de um paciente do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O paciente, uma criança de três anos, diagnosticado com Síndrome de Sturge Weber, possuía atrofia parcial do hemisfério direito do cérebro e foi submetido a um procedimento cirúrgico na região da ínsula. Os estudos foram aprovados pelo comitê de ética (CAAE 36460914.4.0000.5440).

Metodologia

Inicialmente, a segmentação de imagens volumétricas de RM adquiridas do paciente (tomógrafo Achieva 3T - Philips, Holanda) foram realizadas utilizando o software Invesalius (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, Brasil) (Amorim et al., 2015), priorizando destacar o córtex cerebral e a face do paciente. A segmentação deu origem a volumes virtuais em três dimensões que foram modeladas e exportadas em arquivo de estereolitografia (.STL). Utilizando o software *open-source* Blender, os arquivos foram importados e divididos em três partes: a cabeça

(crânio e face) e o encéfalo dividido ao meio (metade direita e metade esquerda) (Tsai et al., 2017). A partir do Blender, essas três partes deram origem a três arquivos para impressão 3D que foram prototipados utilizando uma impressora 3D Zmorph 2.0 S (Zmorph LLC, Wroclaw, Polônia) e PLA. A prototipagem da cabeça foi utilizada como peça final do simulador, para fornecer a anatomia externa do paciente, bem como o crânio. Enquanto isso, as metades impressas do encéfalo, foram utilizadas para obtenção de moldes negativos (Weinstock et al., 2017) em borracha de silicone (Polglass, Ribeirão Preto, Brasil). Esses moldes foram preenchidos com gel de SEBS (Luciana C. Cabrelli et al., 2017) utilizando óleo mineral (grau USP) como solvente, 10% em massa de solvente do copolímero SEBS (Kraton, Kraton Polymers), 3% silicone branco (Polglass, Brasil) e anilina vermelha para coloração (Grillo et al., 2012). Após tempo de cura dos materiais, os modelos (hemisférios direito e esquerdo) foram retirados dos moldes de silicone e foram colocados no interior de um balão de látex, nessa configuração o balão simula as meninges que revestem o encéfalo. Em seguida, o balão de látex foi preenchido com uma solução contendo 10% de gelatina (250 Bloom, Gelita, Brasil), para mimetizar o fluido cérebrospinal (FCE). Esse conjunto encéfalo, FCE e meninge, foi inserido no crânio da peça de cabeça prototipado em PLA. Então, o modelo de simulador foi submetido a um exame de TC (Brilliance Big Bore, Philips Medical Systems, Cleveland, OH) com fatias de 1 mm em 120kVp. Um comparativo das estruturas foi realizado a partir do corregristo das imagens do simulador e imagens de RM do paciente utilizando o software 3D slicer (Pieper et al., 2004). Após ser finalizado, o modelo foi utilizado e avaliado por um neurocirurgião experiente, responsável pela operação do paciente. Por fim, um grupo de 17 profissionais, entre eles cirurgiões, enfermeiros e médicos residentes, avaliaram qualitativamente o modelo simulador de acordo com um questionário

(Apêndice I). Todo esse processo foi representado em forma de fluxograma na Figura

1.

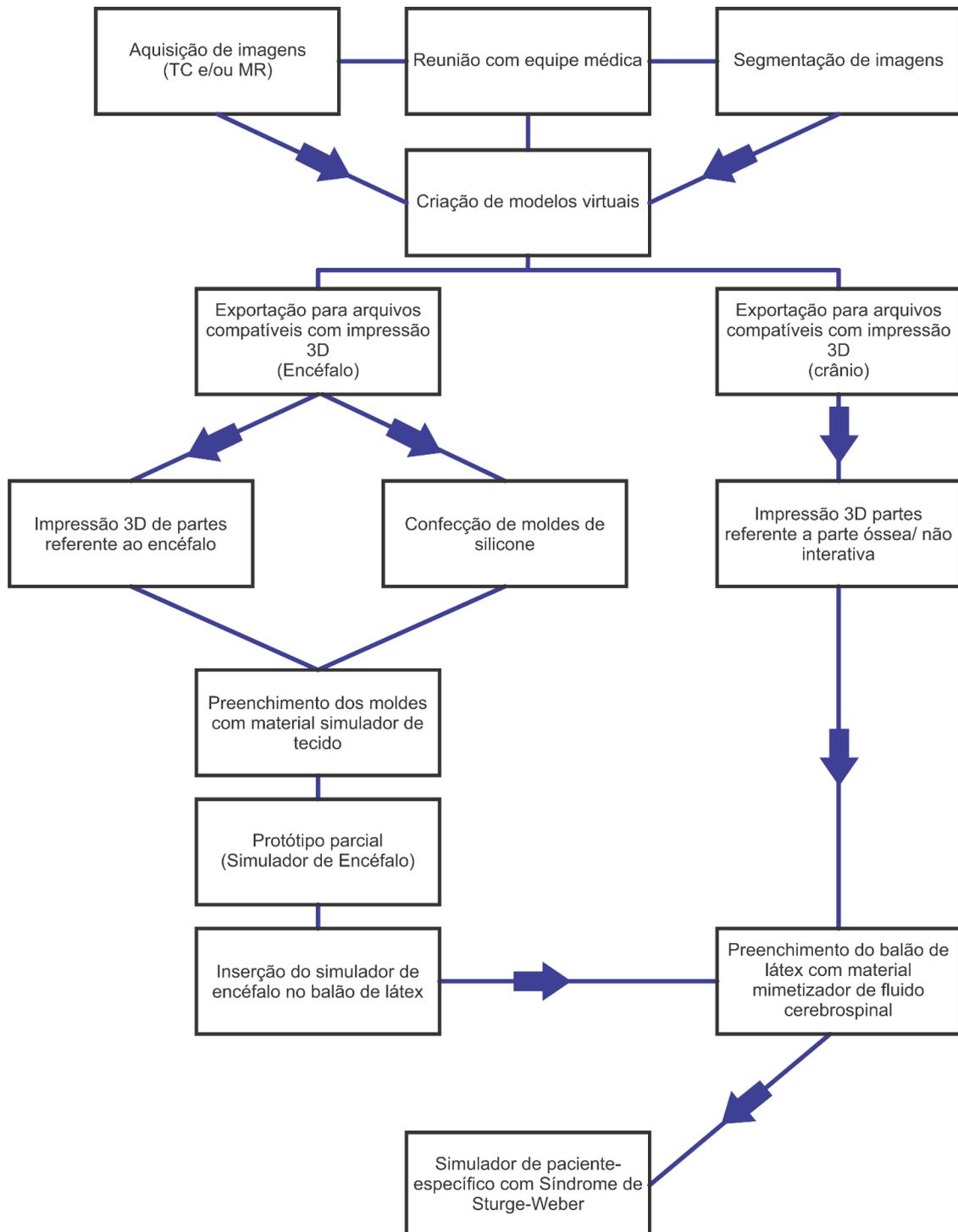


Figura 1 – Fluxograma das etapas realizadas desde a reunião com a equipe médica para o desenvolvimento de simulador de paciente específico como sugestão de um organograma para criação de simuladores para planejamento cirúrgico.

Modelos multi-escala

O primeiro modelo, denominado B100 (tamanho real), impresso por sinterização a laser em uma impressora Paragon Device (Rapid Technologies, Reino Unido) teve um tempo total de impressão de 24 horas. O segundo, B50 (50% do tamanho real) impresso por Zmorph 2.0 SX (Zmorph, Polónia) foi impresso em 10h. Por fim, o terceiro modelo, B25 (25% do tamanho real) impresso em Prusa i3 (Rep Rap, China) teve um tempo total de impressão de 3 horas. Para todos os casos, os padrões de impressão como velocidade, resolução e preenchimento foram equivalentes, para que desta forma, o principal fator de redução de tempo fosse a redução da escala. Após a impressão, os modelos foram avaliados através de um protocolo padrão de neuronavegação, utilizando o software Invesalius Navigator¹ e um rastreador ótico Micron Tracker Sx60 (Clarion Nav, Toronto, Canada). Neste protocolo, pontos fixos do objeto simulador foram corregistrados ao ponto equivalente na imagem de RM do paciente. A avaliação dos modelos foi realizada baseada no erro fiducial de registro (do inglês, FRE) de cada um dos modelos e a navegação foi executada em 9 pontos localizados por marcas anatômicas com relevância clínica: orelhas esquerda (LE) e direita (RE), naso (N), giro pós central esquerdo (LPG) e direito (RPG), área 44 de Broadmann (BA44), giro supra marginal (SMG) e giro lateral occipital esquerdo (LOG) e direito (ROG).

Resultados e Discussão

Assim como apresentado no organograma metodológico da Figura 1, a etapa inicial de reunião com a equipe médica é de fundamental importância no planejamento do simulador, bem como na otimização da criação de cada modelo. Tanto a etapa de

¹ (Development of Methods for Neuronavigation by Victor Hugo Souza - Research Project on ResearchGate, n.d.)

aquisição das imagens, como a segmentação das mesmas, quando efetuadas em conjunto com a equipe médica, são otimizadas para necessidades específicas do treinamento posterior. Uma vez obtidos os modelos virtuais, a determinação de quais modelos serão mimetizados por materiais simuladores permite o desenvolvimento de moldes em silicone, como os apresentados à esquerda da Figura 2. A impressão do encéfalo foi realizada em duas metades para minimizar a necessidade de geração de suportes, conforme apresentada à direita da Figura 2. Nesse modelo foi utilizado PLA e a melhor resolução disponível na impressora Zmorph 2.0 S, sendo 0,10 mm entre as camadas.



Figura 2 - À esquerda moldes de silicone obtidos a partir da impressão 3D, em PLA, dos hemisférios cerebrais do paciente (à direita da figura). Os moldes foram preenchidos posteriormente com material simulador.

O modelo obtido a partir dos moldes negativos de silicone, apresentou um bom nível de detalhamento do córtex, conforme pode ser observado na Figura 3. As duas

metades do encéfalo foram então unidas para formarem uma peça única, para posterior inserção no crânio, impresso em 3D.



Figura 3 – Reprodução do córtex cerebral e cerebelar do paciente, dividido nos hemisférios direito e esquerdo, em material mimetizador de tecido (SEBS), obtido do a partir do preenchimento dos moldes de silicone.

Uma vez completa a reprodução dos tecidos moles, a área externa do modelo passou por uma etapa de comparação entre o planejamento de impressão – em um estágio intermediário da impressão 3D (Figura 4A) e um estágio final (Figura 4B) – e o modelo prototipado em PLA (Figura 5C), possibilitando uma etapa de conferência, de modo a garantir que o modelo impresso não possuísse nenhuma inconformidade com a reconstrução digital do paciente.

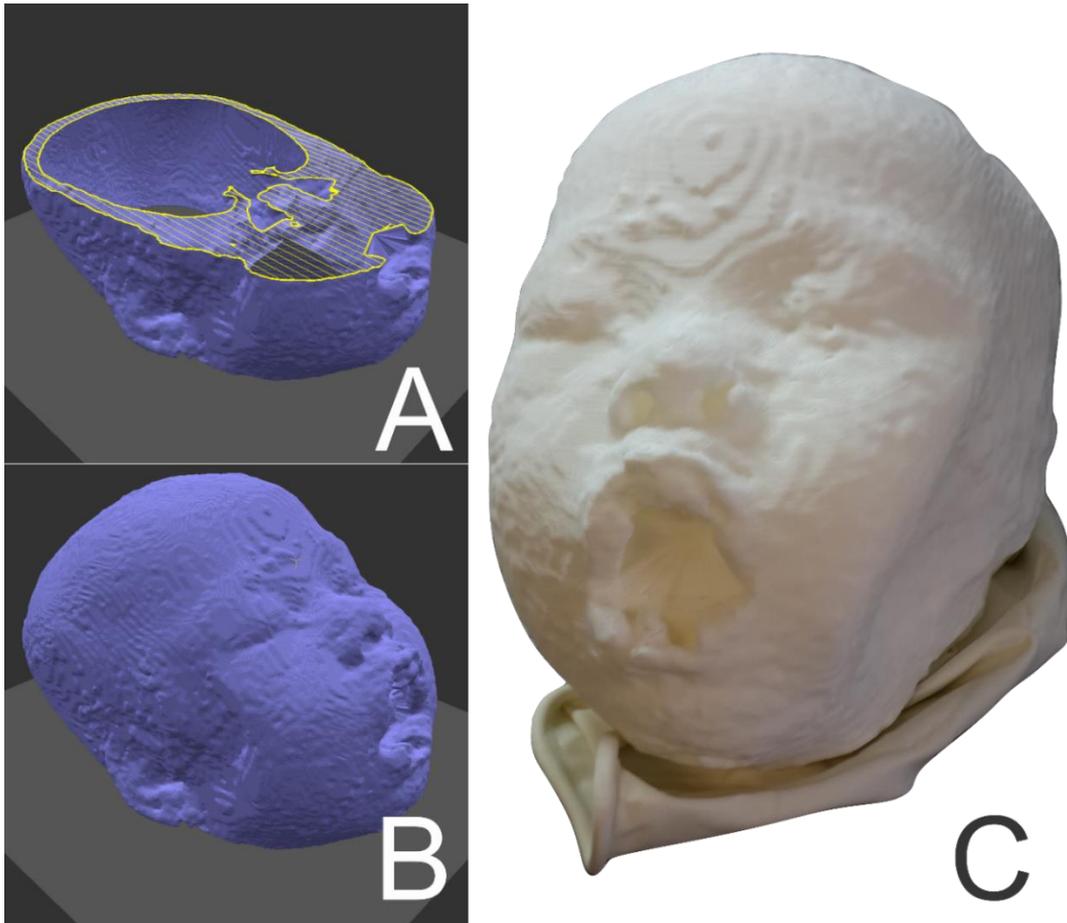


Figura 4 – Comparativo do modelo virtual para impressão 3D e o resultado da impressão. A) Camada intermediária do planejamento de impressão do crânio contendo a face do paciente; B) Planejamento completo de impressão 3D; C) Crânio impresso em PLA.

Após a aprovação da qualidade do modelo impresso, o simulador de encéfalo foi posicionado em seu interior e preenchido com um material simulador de FCE. Por fim, o modelo final foi submetido a um escaneamento por TC que permitiu o comparativo das estruturas do simulador com as IRM do paciente, conforme representado na Figura 5. Para efetuar a comparação das imagens do paciente com o simulador de paciente-específico, o contorno da imagem de TC do simulador (Figura 5B) foi corrigido com a IRM do paciente (Figura 5A) e representados na Figura 5C. Pode-se notar que estruturas faciais do paciente, bem como do crânio, foram reproduzidas de maneira satisfatória. Entretanto, o córtex cerebral sofreu uma pequena rotação,

alertando para a necessidade de melhorias no posicionamento da estrutura simulada através de pontos fiduciais.

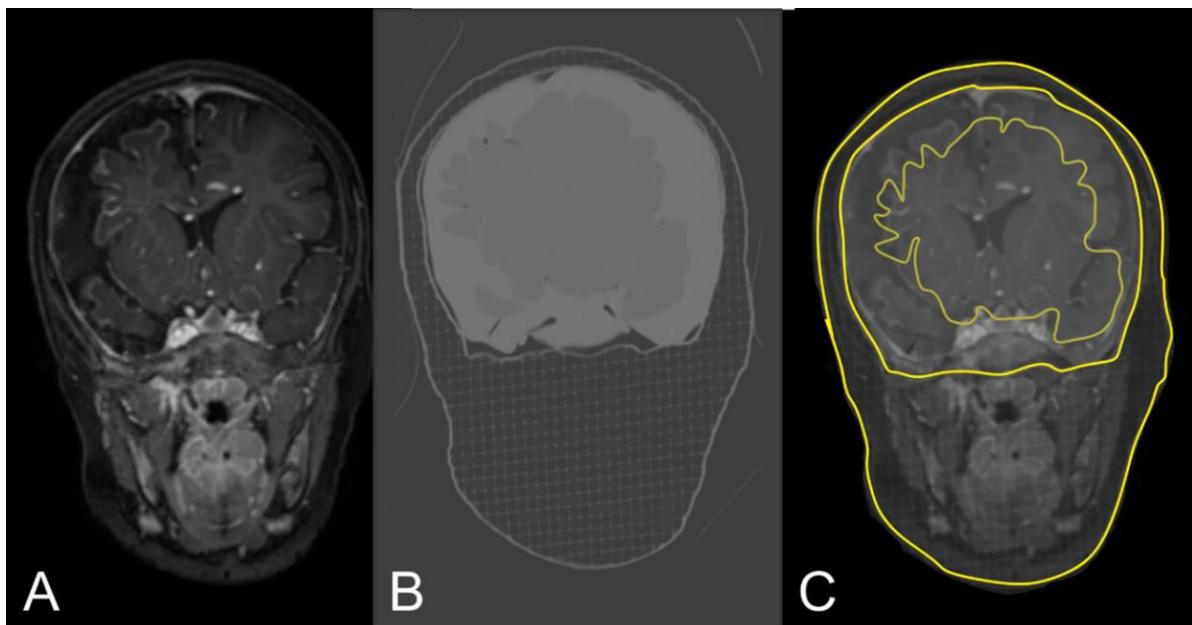


Figura 5 - Comparação da imagem de TC do simulador de paciente-específico com uma imagem de RM do paciente. A) Imagem de ressonância magnética do paciente ponderada em T1; B) Imagem de tomografia computadorizada de raios-x do simulador; C) Fusão do contorno da imagem de TC do simulador de paciente específico com IRM do paciente.

Ao final das etapas de comparação do modelo simulador com as imagens do paciente, foi simulado um procedimento de craniotomia (Figura 6A), de modo a permitir o acesso à região da insula direita no encéfalo simulado, em processo semelhante ao planejado na cirurgia do paciente.

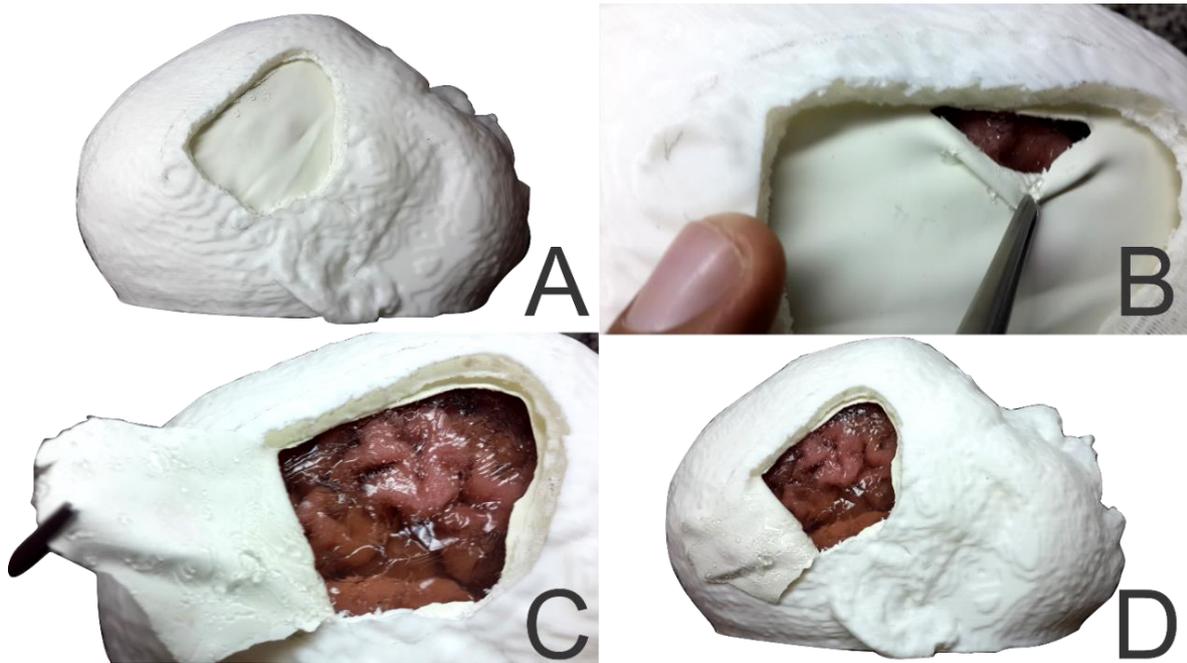


Figura 6 - Simulador paciente-específico. A) Vista lateral após abertura para acesso. B) Corte inicial, para evidenciar a membrana simulada. C) Exposição da superfície cerebral do simulador, incluindo CFE. D) Visão geral do simulador, acesso exposto.

A simulação da meninge (Figura 6B) realizada através do balão de látex, ofereceu resistência ao corte e aparência; por fim o resultado do simulador de paciente específico é apresentado nas Figuras 6C e 7D.

A avaliação qualitativa do modelo, apresentada na Tabela 1, permite afirmar que cerca de 49% dos avaliadores (neurocirurgiões e demais profissionais ligados a procedimentos cirúrgicos) consideraram o simulador, como “MUITO BOM”, com relação ao realismo e 31% como “PERFEITO”. Quanto à utilidade de modelos simuladores na prática de procedimentos, 61% das respostas classificaram o simulador como “MUITO BOM” e 32% como “PERFEITO”.

Tabela 1 - Avaliação qualitativa do simulador de paciente-específico

Avaliação do realismo do simulador					
	1 nada	2 não muito	3 bem	4 muito	5 perfeitamente
Aspecto geral do simulador (proporções e localizações das estruturas anatômicas)	0%	0%	24%	47%	29%
Sensação tátil obtida com o objeto durante o procedimento	0%	0%	18%	59%	24%
Tamanho das estruturas internas do encéfalo	0%	0%	18%	53%	29%
Aparência dos tecidos internos do encéfalo	0%	0%	18%	53%	29%
Relação entre estruturas anatômicas internas usadas como referência para o acesso	0%	0%	24%	35%	41%
Realismo médio	0%	0%	20%	49%	31%
Avaliação do potencial educacional do simulador (utilidade)					
	1 nada	2 não muito	3 bem	4 muito	5 perfeitamente
Para adquirir habilidades básicas necessárias à cirurgia	0%	0%	6%	65%	29%
Para adquirir a sensação de profundidade (inserção/extração) através da janela óssea	0%	6%	6%	59%	29%
Para aprender a se orientar durante o procedimento cirúrgico	0%	0%	6%	59%	35%
Para aprender as manobras de acesso durante o procedimento	0%	0%	6%	65%	29%
Para aprender a posicionar drenos e outros equipamentos durante o procedimento	0%	0%	6%	59%	35%
Utilidade média	0%	1%	6%	61%	32%
Média geral	0%	1%	13%	55%	31%
Total de avaliadores: 17					

O crescimento na simulação de procedimentos médicos segue uma tendência mundial de fornecer treinamento médico com o objetivo de reduzir erros. Desta forma, a simulação de características individuais de cada paciente pode ser considerada um desafio (Gélinas-Phaneuf & Del Maestro, 2013). No entanto, a obtenção de materiais simuladores de tecidos biológicos fica, por muitas vezes, limitada a técnicas caras da indústria de modelagem. O simples uso de moldes negativos é uma técnica facilmente encontrada em trabalhos científicos (Tsuji et al., 2004). Além de aplicações

industriais, o uso de moldes negativos é comum na odontologia, para a extração do formato e posicionamento de dentes para reconstrução e/ou estudo de caso. Nesse sentido, o uso de moldes negativos, a partir de silicone, aliados à impressão 3D mostrou promissora capacidade de reprodução da morfologia de tecidos e órgãos humanos. O uso de impressão 3D possibilita o desenvolvimento desde simuladores realísticos, com estruturas anatômicas antropométricas (Randazzo et al., 2016) até modelos extremamente complexos, como o trabalho apresentado por (Weinstock et al., 2017) que contou com maquiadores experientes dos estúdios de Hollywood para aprimoramento do aspecto visual do modelo, além da associação de impressão 3D com moldes de silicone. Uma abordagem comum à impressão 3D é a reprodução da anatomia normal e patológica, para fins de comparação, compreensão e planejamento, como por exemplo casos de aneurisma (I. S. Khan et al., 2014). A princípio, essa metodologia apresenta diversas possibilidades para a didática médica e o treinamento de práticas clínicas, no entanto, a reprodução de múltiplas cópias de um modelo para estes fins ficam limitadas ao tempo de impressão, que por vezes pode superar 24 horas. Com isso, a metodologia apresentada nesse trabalho, permitiu o uso de materiais com diferentes tempos de preparo. A reprodução do encéfalo apresentado nesse estudo possui um tempo 4 vezes inferior ao tempo necessário para impressão, em PLA, do mesmo modelo.

As Figuras 4B e 4C permitem a comparação do planejamento realizado em software com a peça final, os detalhes da face obtidos pela impressão 3D (Figura 4C) forneceram referências anatômicas (ex. ptério) que auxiliaram no planejamento e delineamento da região a ser exposta. No entanto, permanece a possibilidade de falhas e erros de impressão, como deformações, sobreposições ou áreas perdidas na impressão se comparados ao arquivo de planejamento inicial (Salmi et al., 2013; Choi

et al., 2002). Por esse motivo, propõem-se na metodologia deste trabalho, que seja realizada uma inspeção visual entre o modelo virtual (planejado) e a versão impressa. Além disso, os parâmetros de impressão, tais como velocidade, suporte, taxa de preenchimento, entre outros, devem ser considerados a cada caso, para minimizar as possibilidades do simulador reproduzir estruturas inexistentes e deixar de reproduzir detalhes que sejam relevantes ao treinamento de um procedimento específico.

De acordo com a avaliação do simulador de paciente-específico, o modelo apresentado possui potencial didático na área médica. De forma que, a aproximação da situação simulada com a prática pode prevenir erros graves como paciente errado, lado errado, entre outros. (Cohen et al., 2010; Rolston & Bernstein, 2015). O correção de imagens revelou que houve uma rotação entre as imagens do paciente e do simulador, de forma que a morfologia do córtex cerebral do modelo não coincidia com as imagens do paciente. Este fato deve ser melhor explorado para conseguir garantir o mesmo posicionamento, sendo que uma possível solução seria o uso de um sistema de navegação, para determinação de pontos fiduciais durante a construção do modelo, com o intuito de minimizar a diferença em posicionamento entre simulador e paciente.

Por fim, a avaliação dos modelos em multiescalas em cada um dos três modelos (Figura 7), utilizando imagens reais do paciente, permitiu a localização de estruturas anatômicas em tempo real. O registro fiducial apresentou melhor acurácia nos modelos de tamanho real (B100) e redução de 50% da escala real (B50), respectivamente. Dentre as limitações da impressão 3D por deposição de filamento, o tempo necessário para conclusão de cada modelo pode superar 24 horas. Esse tempo em uma rotina clínica pode inviabilizar o uso de simuladores paciente-

específico em casos urgentes. A redução na escala dos modelos é uma alternativa para redução do tempo de prototipagem.

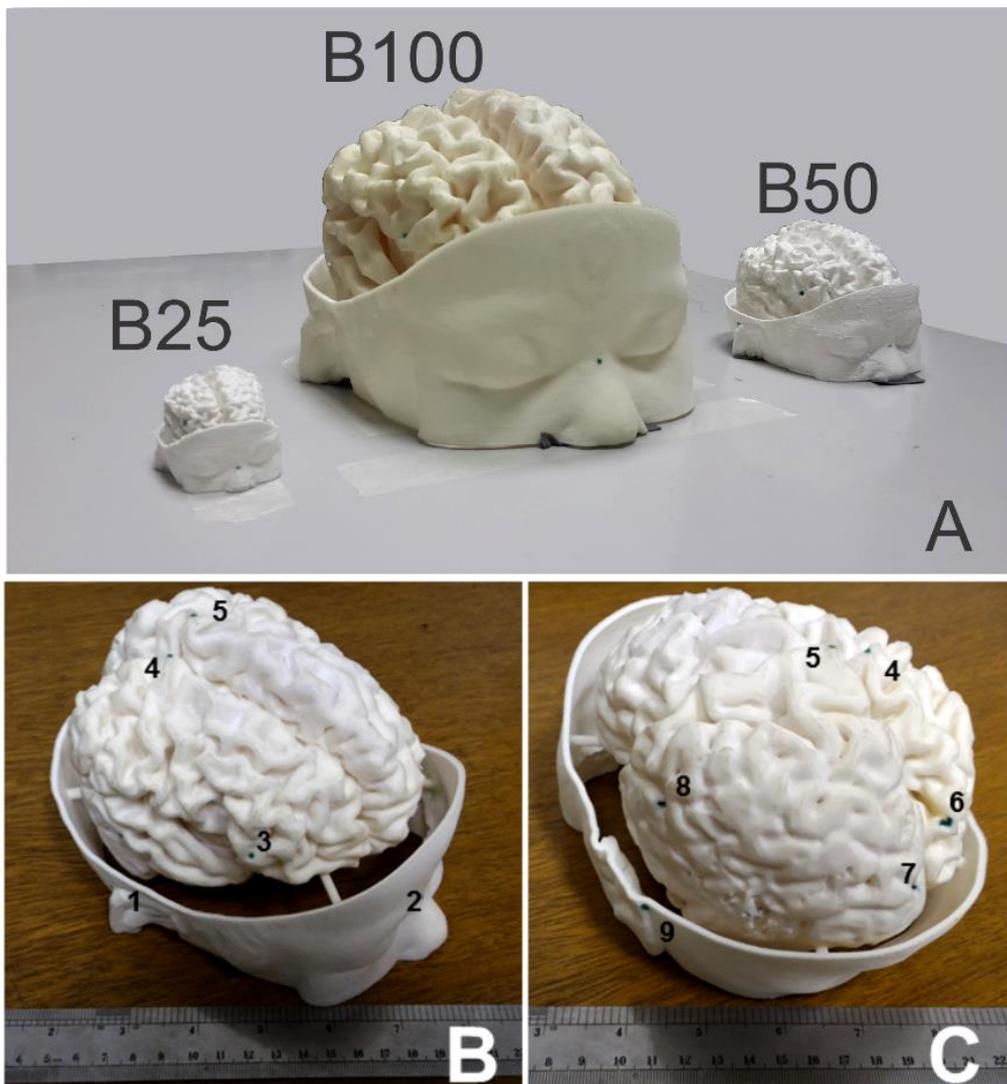


Figura 7 - Biomodelos em diferentes escalas para treinamento de neuronavegação. A) Um quarto da escala (B25), ao meio escala original (B100) e mais à direita a metade da escala (B50). B) Visão frontal do modelo em escala original; C) Visão posterior. Pontos anatômicos destacados e usados na navegação: 1. Orelha direita; 2. Naso; 3. Córtex inferior frontal direito; 4. Córtex parietal direito; 5. Córtex parietal esquerdo; 6. Córtex occipital direito; 7. Córtex occipital esquerdo; 8. Córtex inferior frontal esquerdo; 9. Orelha esquerda.

A avaliação dos modelos foi realizada tendo como base o FRE de cada um dos modelos e a navegação foi executada em 9 pontos localizados por marcas anatômicas com relevância clínica: orelhas esquerda (LE) e direita (RE), naso (N), giro pós central esquerdo (LPG) e direito (RPG), área 44 de Broadmann (BA44), giro supra marginal (SMG) e giro lateral occipital esquerdo (LOG) e direito (ROG). Os

valores de FRE foram inferiores a 3 mm, ficando em conformidade com o considerado limite, para a prática clínica (Kuehn et al., 2008). Além da utilização direta de modelos impressos em escala reduzida para gerar modelos de baixo custo e com tempo otimizado, o estudo sobre redução de escalas do modelo expande possibilidades na criação de simuladores de paciente-específico.

Conclusões

Simuladores paciente-específico possuem grande potencial para auxiliar equipes da área da saúde como médicos cirurgiões e outros profissionais, como ferramenta para ensino em procedimentos clínicos e cirúrgicos. O aspecto visual apresentado pelo SEBS, a princípio, atende as expectativas para o simulador, no entanto será necessário um estudo das propriedades mecânicas do material para caracterizá-lo e aproximá-lo das propriedades de um cérebro real. O estudo multiescala evidenciou a possibilidade da criação de modelos em escalas reduzidas com fins didáticos. Com isso, o tempo necessário para o protocolo de obtenção dos modelos, desde a aquisição das imagens do paciente até o treinamento utilizando o simulador, pode ser otimizado (Grillo et al., 2018).

5.2 CASO 2 – Gêmeas Craniópagas

Gêmeos conjugados (*conjoined twins*) são gêmeos idênticos unidos por alguma região do corpo (Spitz, 2005; Spitz et al., 2018). A classificação é determinada pela região compartilhada entre os gêmeos, sendo de maior incidência (28%) os gêmeos *parapagus*, conectados pelo tronco. Geralmente, gêmeos *parapagus* compartilham órgãos como coração, fígado, intestino e genitálias (Coran et al., n.d.; Spitz et al., 2012). Quando o sítio de fusão é o crânio, a nomenclatura adequada para esse tipo de gêmeos siameses é *craniopagus*, e correspondem a 5% dos casos. Nesse último caso, os gêmeos podem compartilhar crânio, meninges e encéfalo. Na maioria dos casos, o diagnóstico pode ser feito por um ultrassom convencional durante a gravidez ou ainda um exame de RM pode fornecer maiores detalhes em torno da condição dos gêmeos.

Ainda que possam atingir a fase adulta, a cirurgia de separação é uma opção para que possam ter vidas independentes. Cirurgias com essa complexidade são descritas desde o século 10^o, nas quais os pacientes eram submetidos a cirurgias de longa duração. Existem relatos de cirurgias de separação de gêmeos conjugados que indicam que os pacientes vinham a óbito durante a cirurgia ou pouco tempo depois (Cameron, 1928; Z. H. Khan et al., 2007; Walker & Browd, 2004). A primeira cirurgia de sucesso relatada, considerando um crescimento normal e o desenvolvimento dos pacientes, teve interferência mínima da cirurgia no desenvolvimento posterior das pacientes e foi realizada em duas etapas distantes (Baldwin & Dekaban, 1958; Z. H. Khan et al., 2007). A partir de então, a separação pelo método de etapas diferentes mostrou-se um método eficiente, que permitia a recuperação dos pacientes entre as etapas (Alokaili et al., 2015; Goodrich & Staffenberg, 2004; Staffenberg & Goodrich, 2012; J. L. Stone & Goodrich, 2006).

Casos de alta complexidade como essa exigem preparo de toda equipe cirúrgica, desde o entendimento dos procedimentos cirúrgicos até sua execução. Dessa forma, a simulação médica é uma importante aliada na exposição, discussão e entendimento do caso. É comum que modelos comerciais de simuladores façam uma abordagem específica de uma determinada técnica, como por exemplo simuladores de sutura ou ultrassom. No entanto, um modelo de simulador realista minimiza a capacidade de abstração da equipe cirúrgica para realizar a simulação. Com o intuito de aprimorar a simulação de casos complexos, esse trabalho teve por objetivo a criação de simuladores paciente-específico que pudessem ser usados como suporte para o treinamento da equipe médica de uma cirurgia de gêmeas craniópagas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Relato do caso

O Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto recebeu como pacientes, em 2018, duas irmãs gêmeas craniópagas de 1 ano e 6 meses de idade e com compartilhamento de crânio, sistema venoso e uma porção cerebral. A cirurgia foi prevista para ser executada em cinco etapas. O procedimento foi inédito no Brasil e foi liderado pelo professor e neurocirurgião Doutor Hélio Rubens Machado e acompanhado pelo neurocirurgião americano, Doutor James Goodrich, responsável pelo acompanhamento de outros casos em países pelo mundo (Goodrich & Staffenberg, 2004).

Objetivos

Desenvolver ferramentas para simulação de procedimentos médicos de uma cirurgia complexa a ser realizada ao longo de um período superior a um ano. Modelos físicos e virtuais do tipo paciente-específico devem servir de suporte ao treinamento de

procedimentos pelos membros da equipe médica, bem como auxiliar a comunicação da equipe com o público geral.

Metodologia

Diferentemente do desenvolvimento de simuladores de paciente-específico convencionais, os modelos para apoio cirúrgico deste caso ocorreram ao longo de um ano, sendo que houveram melhorias incrementais a cada novo modelo, de acordo com a avaliação da equipe médica em cada etapa de simulação. Dessa forma, foram utilizados modelos didáticos virtuais e simuladores físicos para interação com ferramentas da rotina cirúrgica.

Imagens por TC e RM

Ao longo de todo o planejamento cirúrgico e acompanhamento das pacientes, foram realizados exames de TC (Aquilion Prime, Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan) e RM (Achieva 3T, Philips, The Netherlands). Os exames passaram por otimizações nos protocolos de rotina clínica, para que pudessem se adaptar à condição morfológica específica das pacientes. Dentre as dificuldades encontradas para formação das imagens, destacamos a ausência de uma bobina de cabeça específica para craniópagos, exigindo a adaptação de outras bobinas para viabilizar processos como angiografias e angioressonancias. Além disso, outros parâmetros como tamanho de voxel, espessuras de fatia e realce de estruturas também foram analisadas a cada etapa para que fosse extraído o maior número de informações morfológicas e funcionais possível. As otimizações realizadas pela equipe de imagens médicas do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto possibilitaram, além dos benefícios à equipe médica, a obtenção de imagens com qualidade suficiente para as segmentações de imagens para criação de modelos virtuais e impressões 3D.

Modelos virtuais

Após reuniões com a equipe médica responsável pela cirurgia, os primeiros modelos foram desenvolvidos a partir de imagens de TC dos tomógrafos Aquilion Prime (Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan) e Brilliance Big Bore (Philips Medical Systems, Cleveland, USA), além de imagens de RM (Achieva 3T, Philips, The Netherlands) das pacientes, gêmeas craniópagas com 19 meses de idade. A princípio, foram utilizados protocolos de imagem padrão e os arquivos exportados no formato DICOM. Utilizando o software 3D Slicer (vesion 4.8.0), as imagens foram importadas e segmentações de imagens realizadas de acordo com orientações obtidas nas reuniões preliminares.

A principal ferramenta utilizada para segmentação das imagens foi a de limite de brilho (*threshold tool*) que seleciona regiões por tons de cinza das imagens. Utilizando essa ferramenta, foram obtidos modelos para partes moles a partir da RM e modelos para partes ósseas a partir da TC. Após delimitação do brilho das regiões de interesse, cada fatia passava por ajustes manuais para correção de falhas na segmentação automática. Nas imagens de angiografia, um *script* interativo do 3D Slicer executou a segmentação para criar estruturas tubulares e em seguida o corregristo de imagens de TC e RM foi realizado a partir de pontos fiduciais (início dos canais auditivos e naso de cada paciente).

Todos os modelos criados foram exportados para arquivos 3D, dando origem a imagens, vídeos e animações para auxiliar discussões, apresentações e explicações médicas durante cada procedimento.

Modelos físicos e impressão 3D

Os principais modelos virtuais foram selecionados pela equipe médica e foram prototipados para treinamento de procedimentos. Sendo assim, utilizando a técnica

de redução de escala, apresentada em trabalhos anteriores (Grillo et al., 2018), os primeiros modelos para entendimento da formação das gêmeas craniópagas foram prototipadas com 30% do tamanho real.

O desenvolvimento de cada modelo para treinamento de procedimentos foi realizado conforme o fluxograma apresentado na Figura 1. Para permitir a interação com o médico responsável, foram delimitadas regiões de interesse em cada modelo, para que, em conjunto com a prototipagem, pudessem ser aplicados MTSB, e assim, permitir tanto o planejamento cirúrgico, quanto a confirmação dos procedimentos realizados em etapas anteriores. Foram utilizados para a simulação da pele borracha de silicone catalisada (Polglass, Ribeirão Preto, Brasil) e borracha natural de látex (extraída de *Hevea Brasiliensis*, (Herculano et al., 2009)). A aplicação dos materiais foi feita camada a camada, sendo que durante a prototipação uma marca de referência delimitava a altura da pele na região de interesse.

Uma das etapas cirúrgicas previa um estudo em torno de expansores de pele, para criação do modelo de simulação. Assim, foram construídos moldes que reproduziam o formato e o volume máximo dos expansores. Esses moldes foram preenchidos usando parafina gel (Gelcandle, Brasil) (Vieira et al., 2013). Após a obtenção dos expansores simulados, o posicionamento foi realizado nos modelos impressos e a cobertura foi realizada conforme descrito anteriormente, camada a camada, utilizando borracha de silicone ou látex.

Resultados e discussão

O acompanhamento das reuniões da equipe cirúrgica foi fundamental para o planejamento de cada etapa de simulação. Especificamente para essas pacientes, durante as primeiras reuniões foram definidas condições de aquisições de imagens de TC e RM que possibilitassem uma segmentação de imagens de maneira mais

rápida e precisa. Por exemplo, evitar o achatamento das orelhas externas de ambas as pacientes durante realização do exame, uma vez que poderiam ser usadas como referência pelos cirurgiões. Além disso, as aquisições de fatias finas, iguais ou inferiores a um milímetro, conferem aos modelos maiores detalhes.

Inicialmente, modelos virtuais auxiliaram no entendimento do formato de conexão entre as gêmeas craniópagas. Sendo assim, a partir das reconstruções virtuais, foram estimados, por exemplo, o ângulo de rotação entre as duas pacientes, o posicionamento de estruturas venosas, bem como as regiões para acesso cirúrgico. A segmentação individual dos encéfalos de cada gêmea, além das principais estruturas venosas compartilhadas por elas podem ser observadas nos modelos virtuais apresentados na Figura 8.

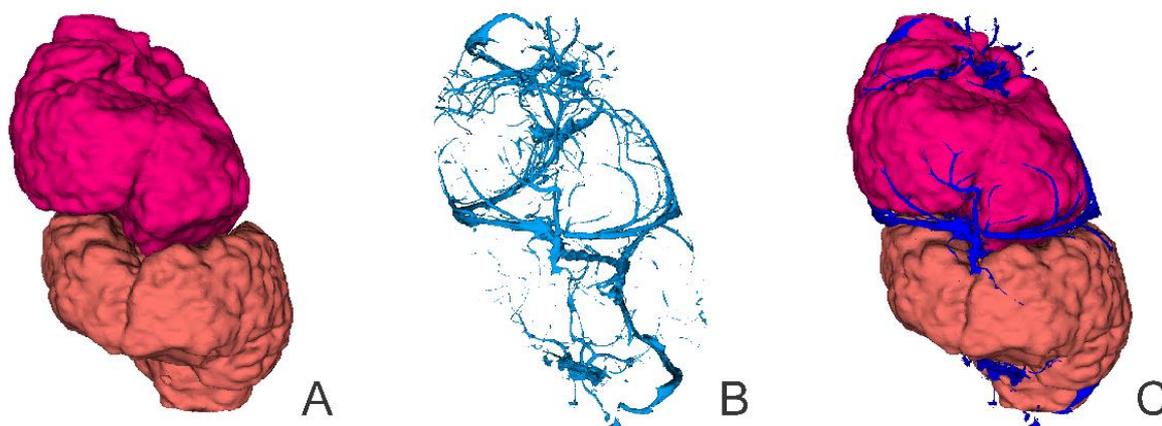


Figura 8- Modelos virtuais da segmentação virtual dos encéfalo das pacientes gêmeas craniópagas. A) Identificação dos encéfalos individuais de cada paciente, para identificação da ausência de estruturas. B) Modelo virtual do sistema venoso das pacientes obtido a partir da angiografia por ressonância magnética. C) Fusão das duas segmentações apresentadas em A e B para planejamento do simulador de paciente-específico.

Além da identificação de estruturas, os modelos virtuais permitiram um comparativo das pacientes, nas etapas pré e pós cirúrgica, conforme apresentado na Figura 9, na qual é possível confirmar o posicionamento das estruturas metálicas que faziam a

fixação da estrutura óssea aberta durante a craniotomia, bem como planejar etapas posteriores. Ou seja, o acompanhamento de uma equipe de simulação, ao longo dos procedimentos cirúrgicos, ofereceu uma ferramenta de avaliação das etapas em tempo hábil para eventuais correções.

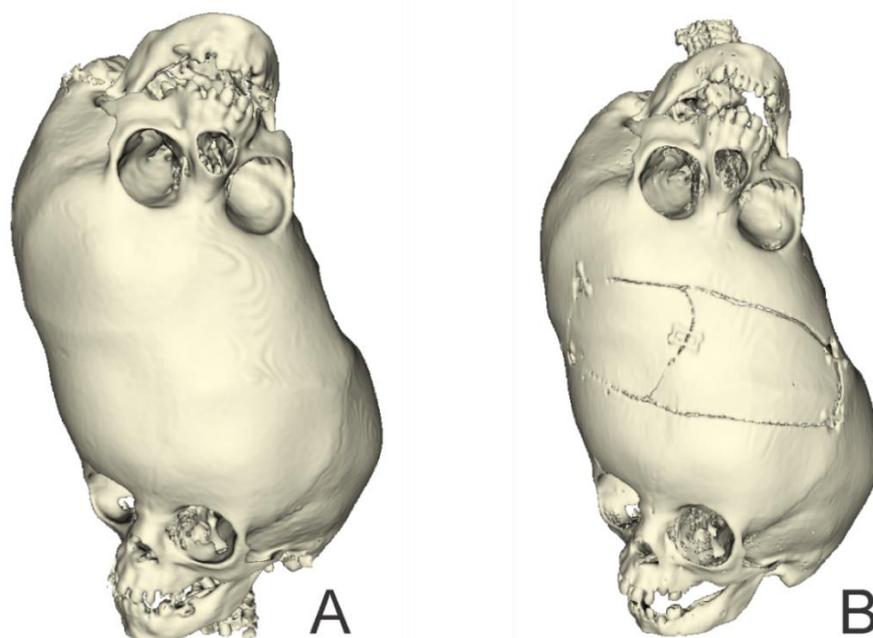


Figura 9 – Segmentação das imagens de tomografia computadorizada por raios-x das pacientes gêmeas craniopagas. A) Segmentação da estrutura óssea das pacientes anterior à primeira cirurgia de intervenção. B) Segmentação da estrutura óssea das pacientes após a primeira cirurgia de intervenção, destaque para a visualização da craniotomia realizada.

Ao menos um simulador clínico foi desenvolvido para cada etapa cirúrgica e todos foram utilizados para simulações e/ou demonstrações de procedimentos a serem realizados. Esses modelos possibilitaram além do treinamento individual, o treinamento coletivo (relacionamento interpessoal) e a comunicação com a população em geral, a respeito dos procedimentos realizados. A Figura 10 é um exemplo de uma das reportagens destinadas à informação da população geral sobre o caso cirúrgico das gêmeas siamesas. Nessa figura, uma reportagem do jornal “A Cidade On” mostra a equipe médica explicando, durante uma coletiva de imprensa concedida no Hospital

das Clínicas de Ribeirão Preto, os procedimentos realizados em uma das etapas cirúrgicas utilizando um dos simuladores desenvolvidos. Evidenciando assim, o simulador como instrumento didático para comunicação com pessoas sem conhecimentos específicos em medicina.

Cotidiano

Siamesas respondem bem à terceira cirurgia de separação, diz HC

Procedimento realizado neste sábado durou 8 horas e concluiu a desconexão dos vasos sanguíneos interligados nas cabeças das gêmeas; ainda restam duas etapas

Júlia Fernandes | ACidadeON/Ribeirao

4/8/2018 16:13



Siamesas respondem bem à terceira cirurgia de separação, diz HC - Cotidiano - ACidade ON Ribeirão

Figura 10 – Foto publicada pelo jornal "A Cidade ON", em matéria referente ao acompanhamento da cirurgia das gêmeas siamesas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, representando o potencial didático dos modelos simuladores. Imagem publicada no site: www.acidadeon.com em matéria de Júlia Fernandes | ACidadeON/Ribeirao no dia 4/8/2018 16:13.

A cada estágio cirúrgico, a equipe médica fornecia avaliações e sugestões de melhorias para os modelos seguintes. Um modelo em escala reduzida, equivalente a 30% do tamanho real (Figura 11), permitiu o estudo inicial em torno da formação craniana das pacientes e as primeiras discussões sobre o posicionamento das pacientes na mesa cirúrgica. Além disso, possibilitou a explicação de alguns

procedimentos aos familiares e à imprensa. O segundo destaque da Figura 11 mostra o nível de referência, criado na segmentação das imagens, usado para colocação do material simulador de pele, com conseqüente manutenção da espessura de tecido epitelial das pacientes.

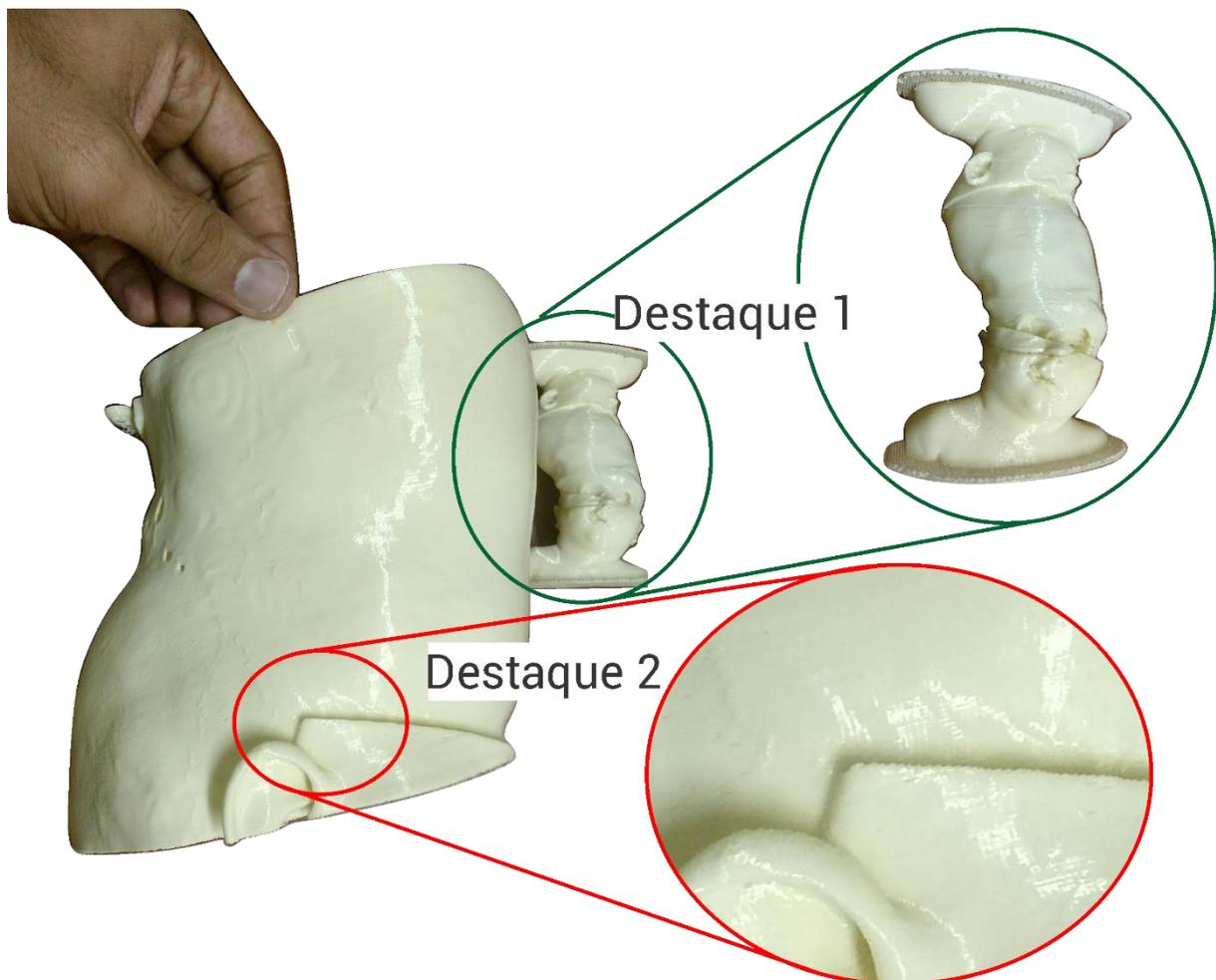


Figura 11 – Modelos impressos em 3D. Destaque 1: modelo em escala reduzida, equivalente a 30% do tamanho real do paciente. Destaque 2: referência pra espessura da pele criada na segmentação de imagens para posterior aplicação de material simulador de pele.

O mesmo modelo destacado na Figura 11, em miniatura, foi prototipado em tamanho real, porém, a limitação da área de impressão (20x20x15cm), exigiu a separação do projeto total em três partes, conforme apresentado na Figura 12.



Figura 12 – Modelo em tamanho real prototipado em PLA, usado para planejamento da primeira etapa cirúrgica. Ao centro da imagem, destaque para a necessidade de impressão em três partes devido à limitação na área máxima de impressão da Zmorph.

A região na qual foi adicionado o material simulador de pele, foi determinada pelo cirurgião plástico responsável e representa a região onde seriam realizadas as incisões da primeira etapa cirúrgica. Essa região foi estudada para que, ao final da separação das gêmeas, pudessem ser formadas duas abas de pele (“*flaps*”) suficientes para formação dos escalpos de cada uma, minimizando a área com necessidade de enxerto. Com o intuito de simular e calcular a área dessas abas, o modelo da Figura 12 teve a adição de silicone na região de interesse, material que possibilitou que a equipe médica pudesse planejar e realizar marcações no modelo, equivalente às que seriam realizadas posteriormente nas pacientes conforme pode ser visto na Figura 13.

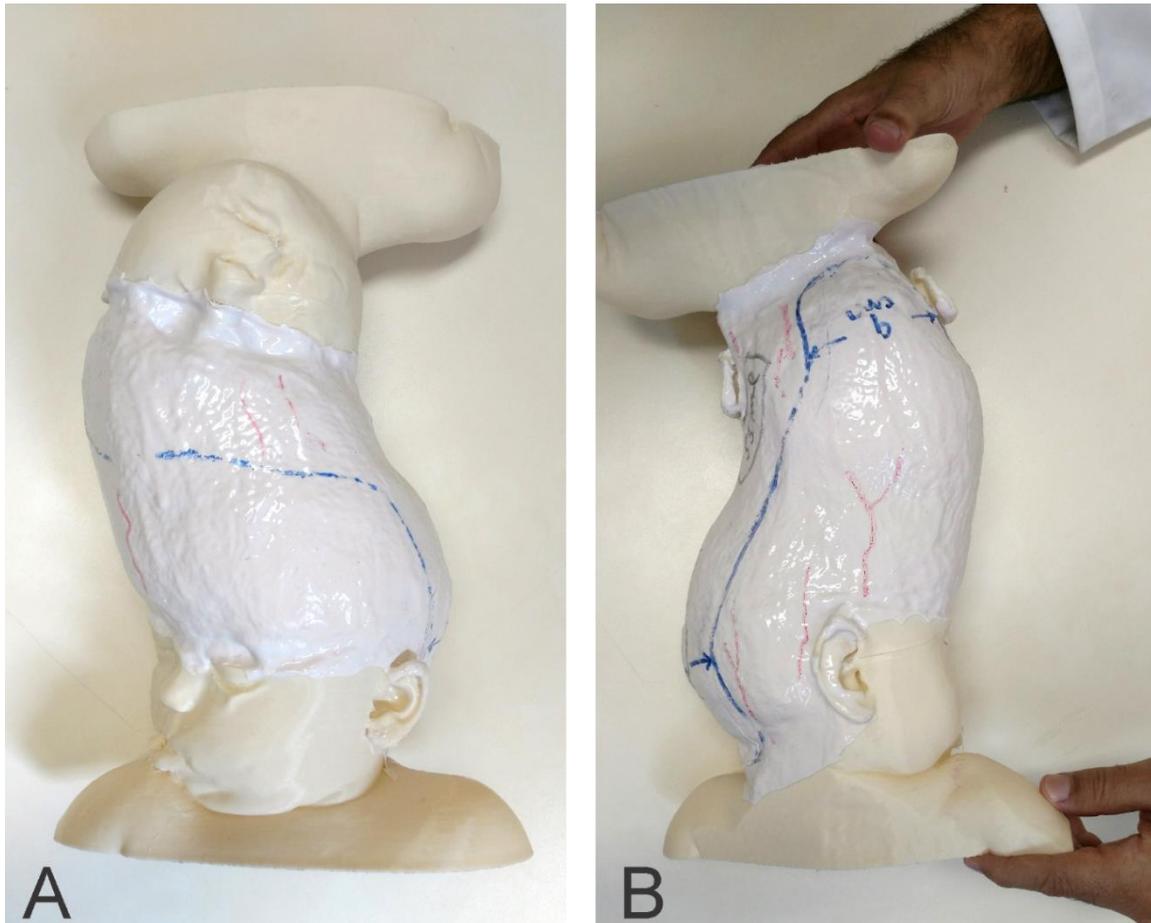


Figura 13 – Simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da primeira etapa cirúrgica. As marcações em azul e vermelho foram realizadas pela equipe médica como parte do estudo de caso. O modelo possui a associação de silicone para simulação da pele e impressão 3D. A) Vista frontal do modelo . B) Vista traseira do modelo.

Da mesma forma que os modelos virtuais, a partir das imagens de TC e RM realizadas após a primeira cirurgia, um modelo destacando a primeira craniotomia foi apresentado à equipe cirúrgica para confirmação dos procedimentos realizados (Figura 14). Assim, puderam ser confirmados posicionamento e dimensões da primeira craniotomia realizada. Em seguida, o revestimento do modelo foi realizado da mesma forma que o primeiro simulador apresentado na Figura 13. Quanto à prototipagem 3D, este modelo também foi dividido em três partes. Porém, a área de interação com material simulador de pele foi ajustada, de modo que os olhos das pacientes ficassem junto do conjunto impresso, garantindo assim maior realismo, de acordo com membros da equipe cirúrgica. Ainda referente aos aprimoramentos

solicitados para esse modelo, de acordo com sugestões dos usuários, foi promovida a suavização do material simulador de pele, deixando a superfície mais lisa, facilitando a escrita para didática médica durante a simulação. Por fim, foram criadas chupetas, para minimizar o aspecto de sedação, uma vez que durante a realização das imagens de TC e RM as pacientes estavam entubadas.

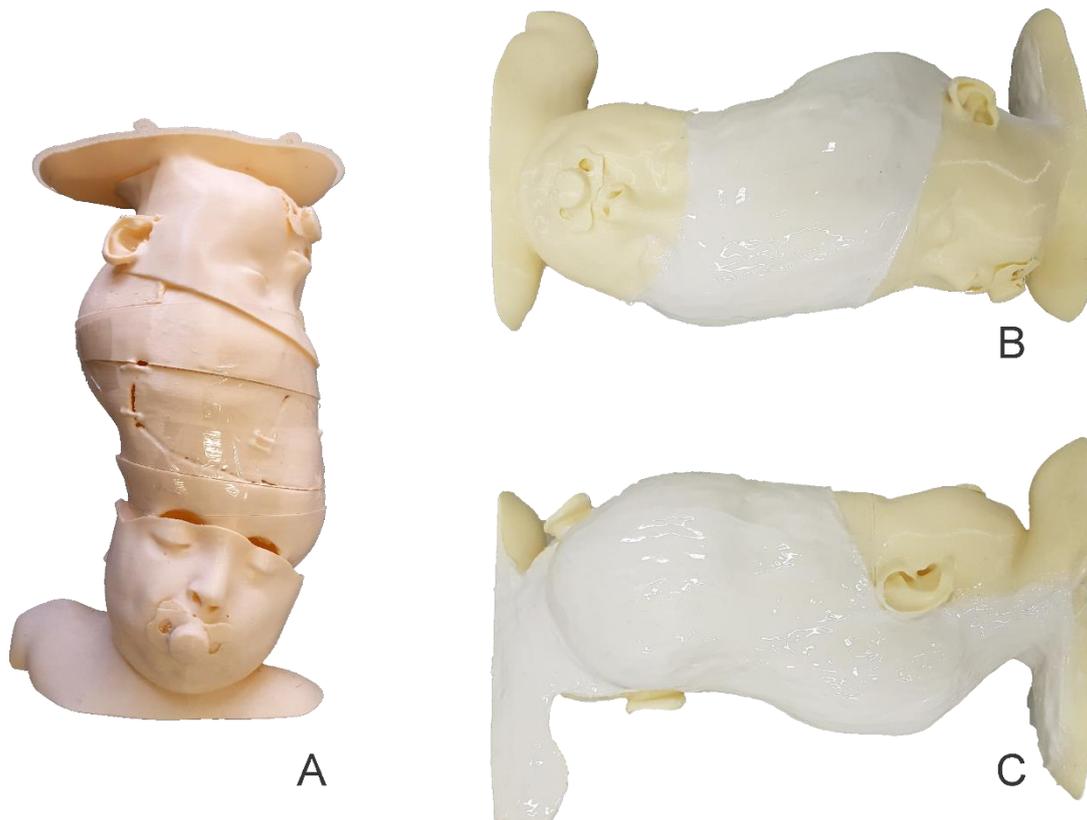


Figura 14 - Simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da segunda etapa cirúrgica. A) Modelo ainda sem material simulador de pele, evidenciando a craniotomia realizada na etapa anterior. B) Modelo completo, vista frontal. C) Modelo completo, vista posterior.

Além do planejamento e estudo de caso realizado com o modelo da Figura 14, o modelo foi utilizado para a primeira simulação de separação total das gêmeas craniópagas. Dessa forma, puderam ser evidenciados os detalhes necessários tanto para separação quanto para a cirurgia plástica. Os principais membros da equipe cirúrgica se reuniram para que fossem discutidos os procedimentos básicos da

separação e para que pudessem visualizar uma prévia das pacientes já separadas (Figura 15).



Figura 15 – Reunião dos principais membros da equipe cirúrgica para a primeira simulação de separação total das gêmeas craniópagas. Os modelos foram cortados e separados pela equipe, onde puderam ter uma prévia de como as pacientes ficariam separadas.

A principal contribuição dessa reunião, foi a confirmação da necessidade de expansores de pele para formação dos escalpos de cada paciente, conforme previsto e estudado pela equipe cirúrgica. A separação simulada mostrou, conforme apresentado na Figura 16, qual seria a região para fechamento caso não fosse realizada a expansão de pele, destacando que os cérebros ficariam expostos.



Figura 16 – Prévia das pacientes separadas, evidenciando a necessidade da colocação de expansores de pele em ambas as pacientes, conforme previsão da equipe cirúrgica.

Após a simulação da separação total das pacientes, os modelos seguintes foram fundamentais na projeção do volume necessário de expansão de pele, bem como o posicionamento e formato dos expansores. De acordo com as sugestões dos usuários do modelo apresentado na Figura 16, os modelos seguintes deveriam possuir uma base para que pudessem permanecer em pé durante eventuais exposições didáticas, além de possuírem a identificação de cada uma das pacientes. Sendo assim, durante a simulação e planejamento da terceira etapa cirúrgica, na qual seriam inseridos os expansores de pele, os simuladores possibilitaram a criação de diferentes cenários com relação ao posicionamento dos expansores, bem como projeções do volume de pele expandida. Os expansores reproduzidos a partir de parafina gel (Figura 17), foram posicionados pela equipe da cirurgia plástica e posteriormente coberto com borracha de látex, como simulador de pele. Vale destacar ainda que, nessa etapa, os modelos novamente puderam servir de *feedback* para a equipe cirúrgica, com relação à segunda craniotomia realizada em cirurgia anterior.

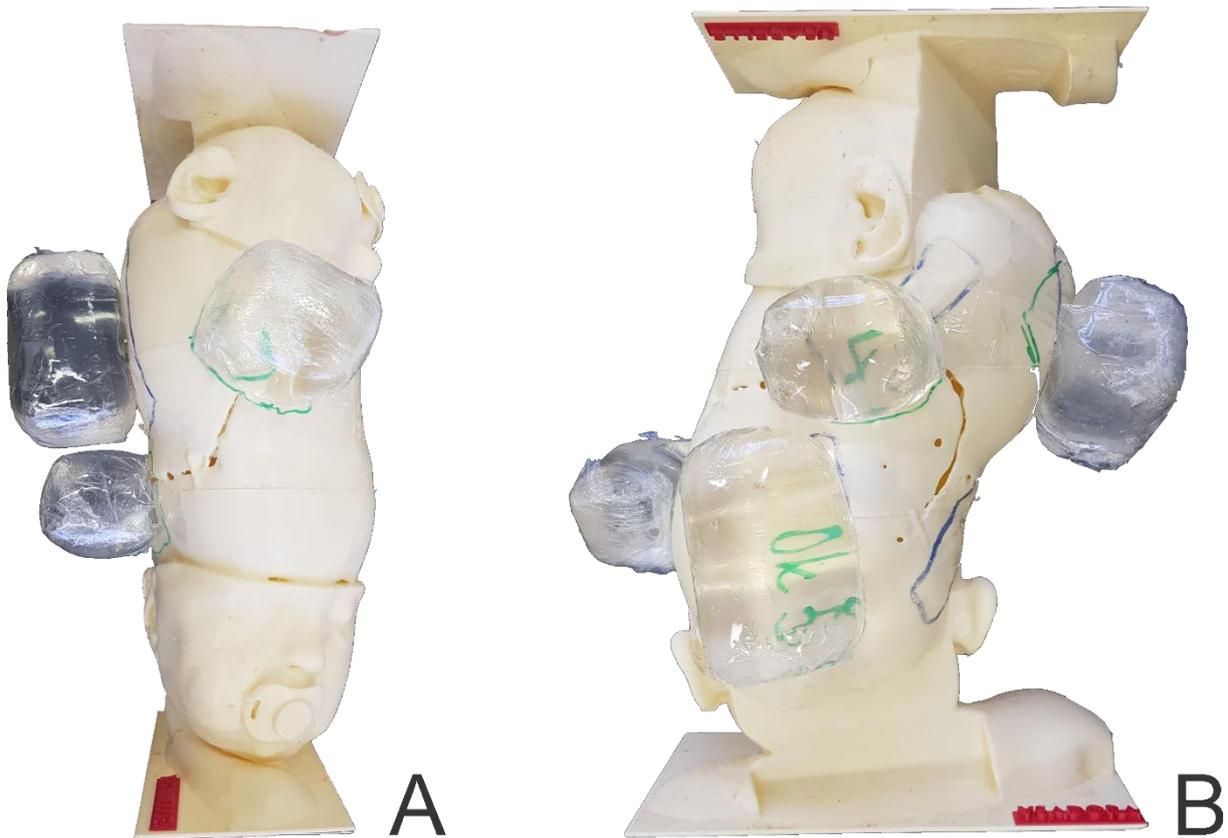


Figura 17 – Simulador em tamanho real utilizado no planejamento e simulação da terceira etapa cirúrgica. Destaque para a base contendo os nomes de cada paciente no canto direito de cada base. A) Modelo em vista lateral, possibilitando a visualização de três dos quatro expansores. B) Modelo em vista posterior, possibilitando a visualização de todos os expansores.

A identificação de cada uma das pacientes no simulador auxiliou no treinamento da equipe médica para associarem características específicas de cada uma das pacientes com seus respectivos nomes, facilitando a comunicação da equipe. Com isso, eventos adversos do tipo, operação de paciente errado ou local errado de operação podem ser treinados repetidas vezes, reforçando um comportamento mais assertivo (DeVine et al., 2010; Seiden & Barach, 2006). Ainda referente à expansão de pele das pacientes, foram levantadas diferentes possibilidades com relação à forma com que os expansores poderiam aumentar a superfície. Isto pode ser visto na Figura 18, na qual é evidenciado o posicionamento do expansor alterado para otimizar o aumento na superfície de pele pós separação.

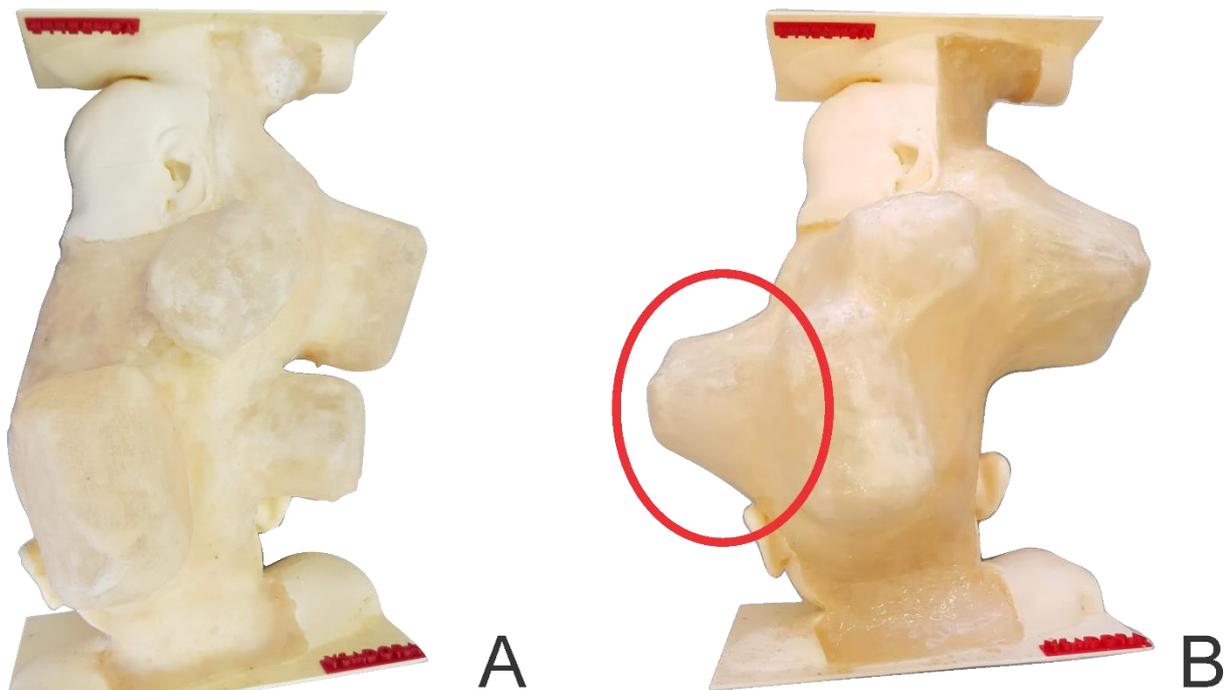


Figura 18 - Simuladores em tamanho real utilizados no planejamento e simulação da expansão de pele. Ambos os modelos em vista posterior. A) Simulador com expansores aderidos à pele sem o efeito tenda. B) Simulador com o efeito de tenda nos expansores e destaque em vermelho para a troca de posicionamento de um dos expansores para otimização da área de superfície expandida.

Além disso, buscando sempre subestimar a capacidade de expansão, também foram simulados diferentes cenários quanto à aderência da pele ao expansor. Desta forma, na Figura 18A, é possível identificar cada um dos simuladores individualmente, enquanto que na Figura 18B foi simulada a formação de “tendas” ao redor dos expansores. Se fizermos uma analogia entre o efeito tenda e um triângulo retângulo, podemos concluir facilmente que a superfície de pele seria maior quanto menor fosse o “efeito tenda”, essas duas situações são ilustradas na Figura 19. Em outras palavras, considerar a existência do efeito tenda, durante a simulação cirúrgica, seria equivalente a subestimar a quantidade de pele resultante para conclusão da cirurgia plástica, otimizando, portanto, o planejamento cirúrgico.

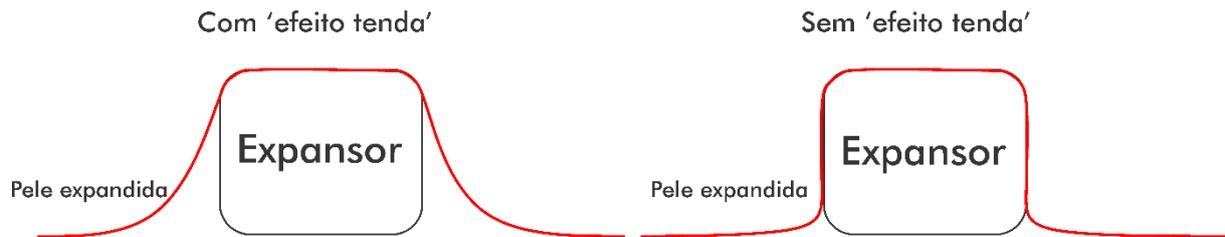


Figura 19 – Ilustração do efeito de tenda considerado para subestimar a quantidade de pele expandida durante a simulação do procedimento de expansão de pele das pacientes.

Como forma de avaliar as previsões realizadas com os simuladores, com relação à expansão de pele, foram obtidas imagens de TC do simulador apresentado na Figura 18 e a reconstrução dessas imagens foram comparadas com as reconstruções das IRM do crânio das pacientes com expansão parcial e ainda sem os expansores (Figura 20).

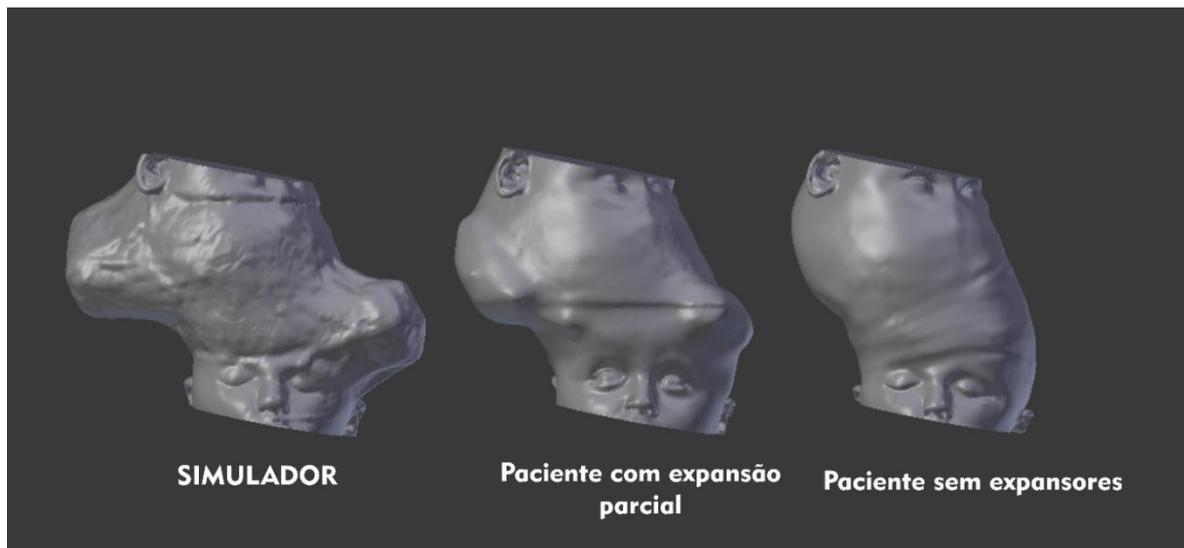


Figura 20 – Modelos virtuais reconstruídos a partir de imagens de TC do simulador de paciente-específico e RM das pacientes gêmeas craniopagas. À direita a reconstrução das imagens das pacientes anterior a colocação dos expansores. Ao centro, a reconstrução das imagens das pacientes após a expansão parcial dos expansores. Por fim, à esquerda, a reconstrução da imagem de TC do simulador como projeção de expansão total dos expansores de pele das pacientes.

Além da comparação visual, utilizando o software Blender, as áreas de superfície dos três modelos foram calculadas e os resultados apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Área de superfície de modelos virtuais reconstruídos a partir de imagens de TC do simulador de paciente-específico e RM das pacientes

Situação	Área (u.a)	% de expansão
Início das cirurgias	147843,5	-
Expansão parcial	168308,4	13,84%
Expansão projetada	191615,9	29,61%

O valor projetado no modelo simulador (29,61% de ganho em superfície de pele) é condizente com os valores apresentados na literatura, que aponta a média de 38% de ganho na superfície de pele quando do uso de expansores retangulares (Rappard et al., 1988). Ainda podemos atribuir a diferença entre projeção do simulador (29,61%) e o valor médio (38%) ao fato de ter sido considerado o “efeito tenda” para o modelo de simulador. No entanto, ao longo do período de preenchimento dos expansores, a expansão da pele apresentou um comportamento mais próximo do modelo apresentado na Figura 18A, com a pele mais aderida aos expansores e pouca formação de “tendas”.

Uma vez exploradas as condições de posicionamento e volume dos expansores, um novo modelo foi desenvolvido a partir das imagens das pacientes com os expansores e novamente puderam ser utilizados para confirmação dos procedimentos realizados em etapas anteriores. Nessa etapa, novamente a equipe médica realizou a simulação da separação total das gêmeas craniópagas, de modo a confirmar o ganho de pele e demais detalhes daquela que seria a última etapa cirúrgica. Adicionalmente, foram acrescentados ao modelo, os encéfalos das pacientes, para possibilitar o dimensionamento do fechamento do crânio, bem como a cobertura do couro cabeludo (Figura 21). Devido ao crescimento das pacientes ao longo do estudo, nessa etapa a impressão 3D foi dividida em quatro partes e não mais em três como nos modelos

anteriores. Para fins de comparação, é possível notarmos o ganho significativo de pele comparando a Figura 21 com a Figura 16.

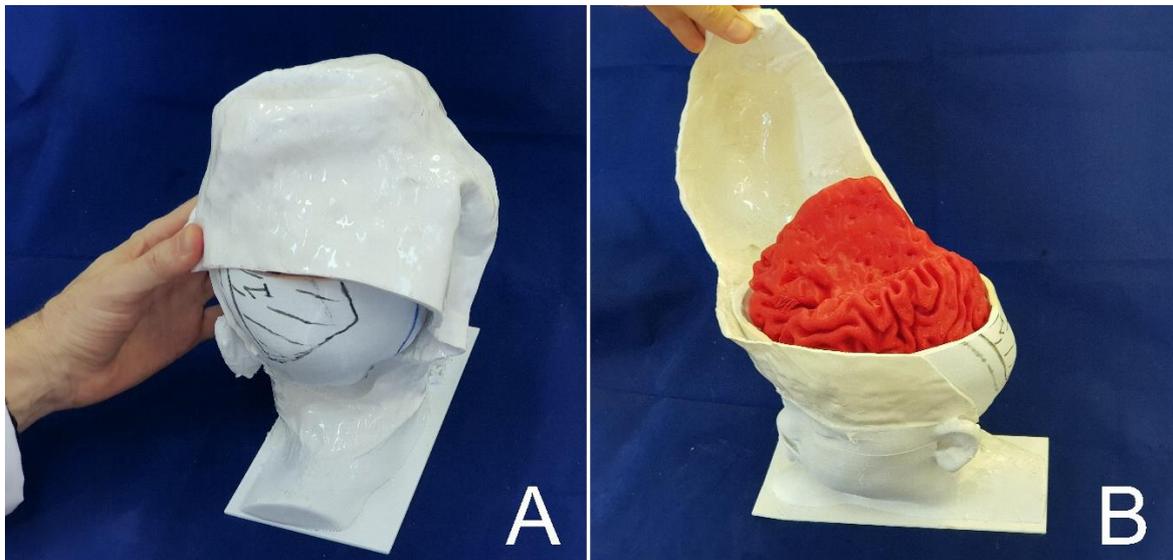


Figura 21 – Simuladores em tamanho real utilizados no planejamento e simulação da última etapa cirúrgica. A) Vista posterior do modelo, evidenciando a cobertura total do encéfalo. B) Vista lateral do modelo simulador contendo encéfalo (impresso em 3D) e pele simulada esticada para evidenciar o ganho da expansão.

A última etapa de simulação ocorreu no dia anterior à última etapa cirúrgica de separação, reunindo a maioria dos membros da equipe, que simularam cada etapa cirúrgica, repetidas vezes, com o objetivo de coordenar a movimentação de toda a equipe. Esta etapa de simulação ocorreu no centro cirúrgico, proporcionando a interação da equipe com os equipamentos e o espaço disponível para cada movimento. Os principais modelos de simuladores, que haviam sido desenvolvidos ao longo do ano, estavam disponíveis para discussão dos detalhes finais e para a interação de toda a equipe durante a simulação final (Figura 22).



Figura 22 - Equipe médica durante a última etapa de simulação, ocorrida no dia anterior à última cirurgia de separação das gêmeas craniópagas.

Adicionalmente, durante a cirurgia final de separação das gêmeas, os simuladores foram utilizados no planejamento da reconstrução da calvária das pacientes, uma vez que reproduzia a circunferência craniana. Sendo assim, em uma sala anexa a sala cirúrgica, o modelo apresentado na Figura 22 foi selado por um plástico estéril e utilizado pela equipe cirúrgica durante a sutura e fixação dos fragmentos cranianos.



Figura 23 - Simuladores sendo utilizados durante a reconstrução da calvária das pacientes. Os modelos foram usados em uma sala paralela à sala cirúrgica para suturar e reconstruir as calvárias das pacientes.

Por fim, após o sucesso da cirurgia de separação, os modelos de simulação já desenvolvidos, auxiliaram na criação de protetores para as gêmeas, agora separadas. Diferentemente de capacetes comerciais disponíveis, os protetores foram modelados de acordo com a morfologia individual de cada uma das pacientes, para os primeiros meses após a separação, e seguiam a morfologia individual de cada paciente. Adicionalmente, seguindo instruções médicas, os pontos de apoio dos protetores, impressos em 3D, poupavam regiões sensíveis e apresentavam grande região de ventilação para não atrapalhar o processo de recuperação.



Figura 24 - Modelos de protetores, desenvolvidos com base na morfologia das cabeças das pacientes recém operadas, utilizando impressão 3D e imagens de RM pós operatórias.

Conclusão

Os simuladores clínicos apresentados no trabalho contribuíram diretamente para a organização do planejamento cirúrgico de cirurgias complexas, proporcionando o alinhamento dos membros da equipe cirúrgica. Além disso, possibilitaram o arquivamento dos modelos desenvolvidos para apresentações didáticas futuras. Por fim, foi elaborado um estudo que contribuiu para a criação de um organograma completo de simulação médica para casos complexos e/ou do tipo paciente-específico. Adicionalmente, podemos concluir que a impressão 3D, embora tenha grande potencial didático na área médica, exigirá alinhamento com outros setores para melhor aproveitamento da técnica. Destaca-se a dependência de aquisições de imagem feitas em alinhamento com os objetivos da impressão 3D, bem como ferramentas de segmentação de imagem que permitam o detalhamento de estruturas de interesse para posterior prototipagem. Notou-se que o processo de simulação dos procedimentos, em conjunto com a equipe médica, tem potencial para organizar a execução de tarefas de todas as especialidades envolvidas na cirurgia, além de facilitar a comunicação entre diferentes especialidades médicas. Por último, e não menos importante, ao longo do estudo, diversas matérias jornalísticas foram realizadas e tiveram os simuladores de paciente-específico usados como ferramenta didática para comunicação entre especialistas e o público geral, confirmado o potencial didático dos modelos.

6 DISCUSSÃO

Simuladores paciente-específico desenvolvidos a partir de imagens de diagnóstico, como TC e RM, possuem grande potencial para treinamento médico e reprodução de casos clínicos. A reprodução dos casos mencionados nos capítulos desse trabalho, possibilitou a elaboração da sugestão de organograma para otimizar desenvolvimentos de modelos a partir da impressão 3D (Figura 25), disponibilizada em tamanho maior no Apêndice 2.

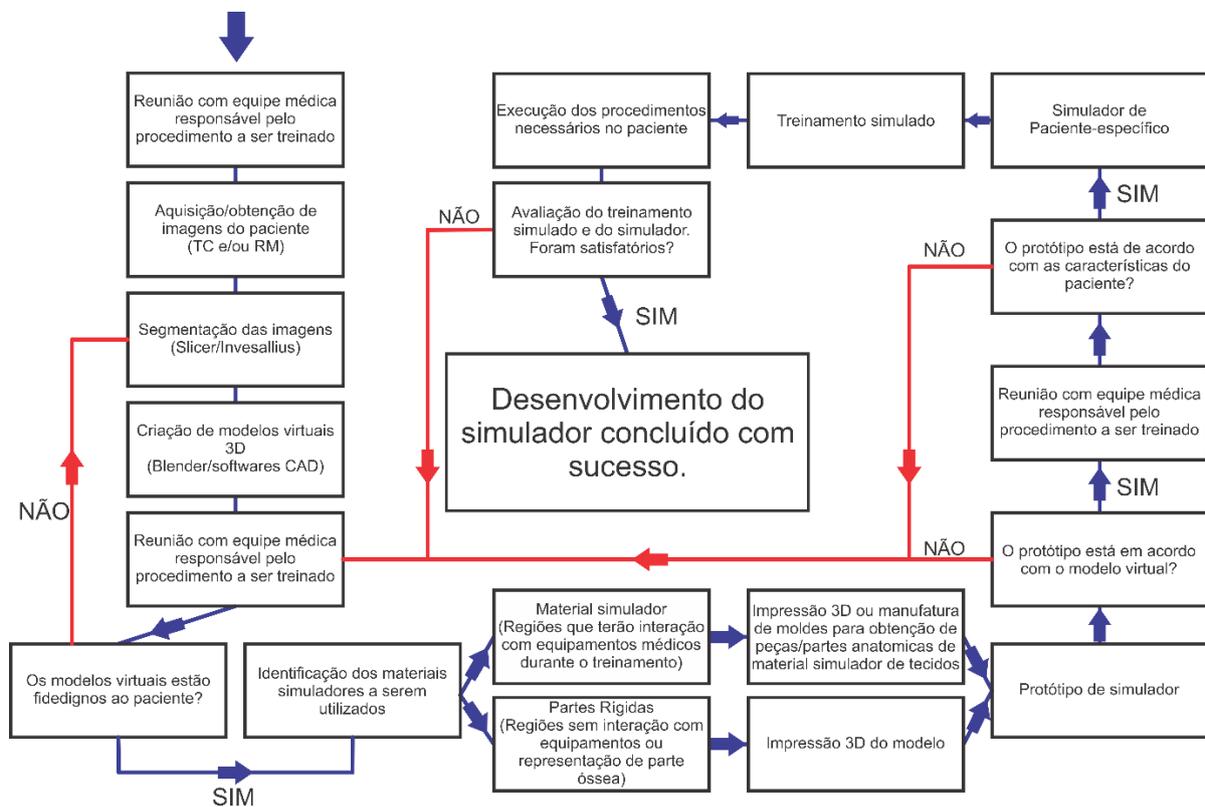


Figura 25 - Sugestão de organograma para elaboração de simulador de paciente-específico. Esta figura estará disponível para melhor visualização como apêndice ao trabalho.

Destaca-se nesse organograma a obrigatoriedade de participação da equipe médica ao longo do desenvolvimento, com o intuito de garantir uma reprodução fiel ao paciente de estudo. Além disso, quaisquer edições realizadas na modelagem 3D

devem ter a ciência da equipe médica e os modelos finais devem ser comparados aos modelos virtuais planejados. Sendo assim, o início do desenvolvimento de simuladores do tipo paciente-específico passa por uma reunião de alinhamento com os principais membros da equipe médica. Nessa etapa, devem ser definidos os objetivos da simulação para que possam ser selecionados os materiais simuladores de tecidos biológicos, bem como definir as propriedades de impressão 3D. Após essas definições, as aquisições de imagem, seja TC ou RM, devem ser realizadas, preferencialmente, com cortes finos em protocolos que possibilitem o destaque da estrutura alvo definida em reunião inicial. Em posse dos arquivos de imagem, a segmentação poderá ser realizada utilizando ferramentas específicas que facilitem a criação de modelos virtuais, que podem ser utilizados diretamente pela equipe médica ou que sejam destinados à prototipagem. Os modelos virtuais podem ser editados e processados com softwares de edição 3D com o intuito de corrigir artefatos gerados da segmentação ou aquisição das imagens do paciente e, após finalizados, devem passar por uma apresentação à equipe médica, para fins de comparação entre os modelos virtuais e o estudo de caso realizado. Caso haja alguma divergência, a criação do simulador deverá retornar à segmentação de imagens para definir quais foram as divergências entre o modelo virtual e o paciente. Uma vez definidos os modelos virtuais fidedignos ao paciente, deverão ser identificadas as partes que exigirão materiais específicos, simuladores de tecido, para que então possam ser realizadas as etapas de criação de moldes negativos através da combinação de impressões 3D e silicone, além da impressão direta de partes reproduzidas por plásticos disponíveis para o equipamento a ser utilizado. Ao ser finalizado, o protótipo de simulador de paciente-específico deverá ser comparado ao modelo virtual e, posteriormente, submetido a uma nova avaliação da equipe médica, em busca de

divergências entre o simulador e o paciente. Em caso de não aprovação do modelo, o desenvolvimento deve retornar a etapa de conferência do modelo virtual. Considerando que o simulador de paciente-específico está em acordo com o planejamento, o treinamento simulado deve ocorrer reunindo o máximo de ferramentas reais ao procedimento, permitindo que detalhes sejam reproduzidos em busca de simulações realísticas. Por fim, após a execução do procedimento no paciente, uma avaliação da simulação deve ser solicitada à equipe médica para então concluir o desenvolvimento do simulador. Quaisquer observações que indiquem que a etapa de simulação não foi satisfatória, devem ser observadas em conjunto com toda equipe de desenvolvimento do simulador, de modo a buscar possíveis soluções ao caso específico.

Embora a impressão 3D possua grande potencial para reprodução de casos clínicos, desde casos complexos em neurocirurgia (Randazzo et al., 2016), até reproduções simples para didática médica (Rengier et al., 2010), existem dificuldades pouco discutidas para sua implementação na rotina médica, como por exemplo o custo de algumas técnicas de impressão, ou ainda a limitação dos materiais disponíveis para determinados equipamentos. Nesse sentido, a aplicação de outras técnicas de construção e outros materiais de simuladores devem ser consideradas (Madsen et al., 2005; Tan et al., 2018). Por vezes, antes da prototipagem propriamente dita, é necessária uma etapa de segmentação manual de imagens, bem como modelagem virtual e preparo dos arquivos 3D. Além disso, como mencionado em ambos os capítulos deste trabalho, as impressoras 3D que utilizam a tecnologia de deposição de filamento (FDM - atualmente mais populares e com melhor custo-benefício) possuem limitações que podem ser subestimadas para o uso em medicina. Dentre as principais limitações estão as que já foram introduzidas nesse trabalho:

- Área de impressão – conforme o caso apresentado no capítulo 2, pode ser necessário separar um arquivo em várias partes para que seja possível a obtenção de modelos em tamanho real. Geralmente, as impressoras mais acessíveis possuem área de impressão que não ultrapassam 30x30x30 cm;
- Materiais disponíveis – embora o número de materiais disponíveis para a impressoras FDM seja significativa, possuem propriedades físicas semelhantes e em sua maioria são materiais rígidos. As técnicas de impressão mais modernas conseguem uma combinação de cores e rigidez muito maior que as impressoras FDM, porém tanto o custo dos equipamentos, quanto dos materiais dificultam a difusão de suas aplicações;
- Tempo de impressão – Outro fator que deve ser considerado para utilização simuladores obtidos puramente de impressão 3D é o tempo necessário para conclusão de cada modelo. Alguns dos modelos apresentados no caso 2, considerando uma resolução média (0,3 mm) de impressão, levaram 36 horas para conclusão da parte impressa;
- Ainda devem ser consideradas necessidade de acabamento da peça e limitações do número de materiais diferentes em uma mesma impressão.

Os plásticos utilizados (ABS e PLA) em ambos os modelos de simuladores apresentados nesse trabalho foram bem avaliados pelos usuários quanto ao nível de detalhe e ao aspecto visual, bem como a estrutura óssea. Entretanto, durante o procedimento de craniotomia, o calor gerado pela ferramenta atingiu o ponto de fusão do plástico, fazendo com que a experiência do usuário se distanciasse do procedimento real, no qual o osso gera resíduos sólidos e finos. Quanto à utilização de borracha de silicone e látex para mimetização da pele, destacou-se a possibilidade de escrita na superfície de ambos materiais. Com isso, o planejamento das áreas das

incisões ficou próximo dos procedimentos realizados em pacientes no momento que antecede cada cirurgia. De acordo com o cirurgião plástico responsável, durante o treinamento, a resistência ao rasgo do látex se aproximou melhor da resistência da pele se comparado ao silicone.

7 CONCLUSÕES

O desenvolvimento de simuladores paciente-específico evidenciou o potencial dessa ferramenta no acompanhamento de cirurgias complexas. Dentre as principais contribuições desta ferramenta, destaca-se a capacidade do alinhamento entre diferentes especialidades de uma equipe cirúrgica, baseada na simulação realística de procedimentos. A minimização do uso de abstração para treinamento de procedimentos referentes a cada cirurgia, em específico, gera envolvimento dos membros da equipe médica de modo a sincronizar ações, beneficiando, acima de tudo, o próprio paciente. A criação de modelos de uma cirurgia inédita no Brasil reforça a capacidade de arquivamento gerada pelos simuladores, além de possibilitar a recriação do caso para estudos futuros. Em resumo, simuladores de paciente-específico podem ser utilizados para:

- Simulação de procedimentos médicos específicos de um paciente, anterior a realização do procedimento médico, de maneira exaustiva, sem expor o paciente a riscos;
- Controle e *feedback* de procedimentos executados em uma cirurgia multi-etapas;
- Exposição e simplificação da comunicação entre equipe cirurgia e parentes ou público geral;
- Arquivamentos de casos e procedimentos realizados, com exposição mínima da identidade do paciente.

A utilização de protocolos de simulação no treinamento médico, bem como no cotidiano hospitalar, pode auxiliar metodologias ativas de ensino com o intuito de reduzir eventos adversos no ambiente hospitalar. Conseqüentemente, acredita-se

que, através da simulação, o paciente poderá usufruir de atendimentos mais eficazes, com redução de erros médicos por causas evitáveis.

Espera-se em trabalhos futuros, desenvolver novos modelos de paciente-específico, com aprimoramentos progressivos e consequente criação de um acervo virtual e físico de modelos para treinamento de casos raros.

8 REFERÊNCIAS

- Alokaili, R. N., Ahmed, M. E., Al, A. F., Goodrich, J. T., & Aloraidi, A. (2015). Neurointerventional participation in craniopagus separation., Neurointerventional participation in craniopagus separation. *Interventional Neuroradiology: Journal of Peritherapeutic Neuroradiology, Surgical Procedures and Related Neurosciences, Interventional Neuroradiology*, 21, 21(4, 4), 552, 552–557. <https://doi.org/10.1177/1591019915590313>, 10.1177/1591019915590313
- Amorim, P., Moraes, T., Silva, J., & Pedrini, H. (2015). In Vesalius: An Interactive Rendering Framework for Health Care Support. In G. Bebis, R. Boyle, B. Parvin, D. Koracin, I. Pavlidis, R. Feris, T. McGraw, M. Elenndt, R. Kopper, E. Ragan, Z. Ye, & G. Weber (Eds.), *Advances in Visual Computing* (pp. 45–54). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-27857-5_5
- Arora, V., Hannan, R., Beaver, R., Fletcher, T., & Harvie, P. (2017). A cadaver study validating CT assessment of acetabular component orientation: The Perth CT hip protocol. *Skeletal Radiology*, 46(2), 177–183. <https://doi.org/10.1007/s00256-016-2527-z>
- Bachur, C. D., & Comi, A. M. (2013). Sturge-Weber Syndrome. *Current Treatment Options in Neurology*, 15(5), 607–617. <https://doi.org/10.1007/s11940-013-0253-6>
- Baldwin, M., & Dekaban, A. (1958). THE SURGICAL SEPARATION OF SIAMESE TWINS CONJOINED BY THE HEADS (CEPHALOPAGUS FRONTALIS) FOLLOWED BY NORMAL DEVELOPMENT. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 21(3), 195–202.
- Blechinger, J. C., Madsen, E. L., & Frank, G. R. (1988). Tissue-mimicking gelatin–agar gels for use in magnetic resonance imaging phantoms. *Medical Physics*, 15(4), 629–636. <https://doi.org/10.1118/1.596219>

- Brooks, C. H., Revell, W. J., & Heatley, F. W. (1993). Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. An anatomical cadaver study. *Bone & Joint Journal*, 75-B(1), 132–136.
- Bryson, E. O., & Levine, A. I. (2008). The simulation theater: A theoretical discussion of concepts and constructs that enhance learning. *Journal of Critical Care*, 23(2), 185–187. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2007.12.003>
- Cabrelli, L. C., Grillo, F. W., Carneiro, A. A. O., & Pavan, T. Z. (2016). Copolymer-in-oil tissue-mimicking material with tunable acoustic properties. *2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2016.7728859>
- Cabrelli, Luciana C., Pelissari, P. I. B. G. B., Deana, A. M., Carneiro, A. A. O., & Pavan, T. Z. (2017). Stable phantom materials for ultrasound and optical imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 62(2), 432. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/62/2/432>
- Cameron, H. C. (1928). II.—A CRANIOPAGUS. *The Lancet*, 211(5450), 284–285. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)99845-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)99845-3)
- Choi, J. Y., Choi, J. H., Kim, N. K., Kim, Y., Lee, J. K., Kim, M. K., Lee, J. H., & Kim, M. J. (2002). Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 31(1), 23–32. <https://doi.org/10.1054/ijom.2000.0135>
- Coelho-Filho, J. M., Soares, S. M. S., & Sá, H. L. do C. e. (1998). Problem-based learning: Application and possibilities in Brazil. *Sao Paulo Medical Journal*, 116(4), 1784–1785. <https://doi.org/10.1590/S1516-31801998000400009>
- Cohen, F. L., Mendelsohn, D., & Bernstein, M. (2010). Wrong-site craniotomy: Analysis of 35 cases and systems for prevention. *Journal of Neurosurgery*, 113(3), 461–473. <https://doi.org/10.3171/2009.10.JNS091282>

- Cook, J. R., Bouchard, R. R., & Emelianov, S. Y. (2011). Tissue-mimicking phantoms for photoacoustic and ultrasonic imaging. *Biomedical Optics Express*, 2(11), 3193–3206. <https://doi.org/10.1364/BOE.2.003193>
- Coran, A. G., Adzick, N. S., & Krummel, T. M. (n.d.). *Pediatric Surgery*.
- Costa, J. R. B., Romano, V. F., Costa, R. R., Gomes, A. P., & Siqueira-Batista, R. (2011). Active teaching-learning methodologies: Medical students' views of problem-based learning. *Revista Brasileira de Educação Médica*, 35(1), 13–19. <https://doi.org/10.1590/S0100-55022011000100003>
- Couto, L. B., Bestetti, R. B., Restini, C. B. A., Faria-Jr, M., & Romão, G. S. (2015). Brazilian medical students' perceptions of expert versus non-expert facilitators in a (non) problem-based learning environment. *Medical Education Online*, 20(1), 26893. <https://doi.org/10.3402/meo.v20.26893>
- Couto, R. C., Grillo Pedrosa, T. M., Duarte Roberto, B. A., Daibert, P. B., Couto Abreu, A. C., & Laini Leão, M. (2018). *II Anuário da Segurança Assistencial Hospitalar no Brasil*. Faculdade de Medicina UFMG.
- Development of methods for neuronavigation by Victor Hugo Souza—Research Project on ResearchGate*. (n.d.). ResearchGate. Retrieved April 17, 2017, from <https://www.researchgate.net/project/Development-of-methods-for-neuronavigation>
- DeVine, J., Chutkan, N., Norvell, D. C., & Dettori, J. R. (2010). Avoiding Wrong Site Surgery: A Systematic Review. *Spine*, 35(9S), S28. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181d833ac>
- Donner, R. S., & Bickley, H. (1993). Problem-based learning in American medical education: An overview. *Bulletin of the Medical Library Association*, 81(3), 294–298.

- D'Souza, W. D., Madsen, E. L., Unal, O., Vigen, K. K., Frank, G. R., & Thomadsen, B. R. (2001). Tissue mimicking materials for a multi-imaging modality prostate phantom. *Medical Physics*, 28(4), 688–700. <https://doi.org/10.1118/1.1354998>
- Gélinas-Phaneuf, N., & Del Maestro, R. F. (2013). Surgical expertise in neurosurgery: Integrating theory into practice. *Neurosurgery*, 73 Suppl 1, 30–38. <https://doi.org/10.1227/NEU.00000000000000115>
- Goodrich, J. T., & Staffenberg, D. A. (2004). Craniopagus twins: Clinical and surgical management. *Child's Nervous System*, 20(8), 618–624. <https://doi.org/10.1007/s00381-004-1001-8>
- GRILLO, F. W., KAMIMURA, H. A. S., LEMOS, T. W. de, PAVAN, T. Z., & CARNEIRO, A. A. O. (2012). CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS PARA USO EM PHANTOM ANTROPOMÓRFICO DE ENCÉFALO. *XXIII Congresso Brasileiro Em Engenharia Biomédica*.
- Grillo, F. W., Souza, V. H., Matsuda, R. H., Rondinoni, C., Pavan, T. Z., Baffa, O., Machado, H. R., & Carneiro, A. A. O. (2018). Patient-specific neurosurgical phantom: Assessment of visual quality, accuracy, and scaling effects. *3D Printing in Medicine*, 4. <https://doi.org/10.1186/s41205-018-0025-8>
- Grunert, P., Darabi, K., Espinosa, J., & Filippi, R. (2003). Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurgical Review*, 26(2), 73–99; discussion 100-101.
- Herculano, R. D., Silva, C. P., Ereno, C., Guimaraes, S. A. C., Kinoshita, A., & Graeff, C. F. de O. (2009). Natural rubber latex used as drug delivery system in guided bone regeneration (GBR). *Materials Research*, 12(2), 253–256. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392009000200023>

- Hmelo-Silver, C. E. (2004). Problem-Based Learning: What and How Do Students Learn? *Educational Psychology Review*, 16(3), 235–266. <https://doi.org/10.1023/B:EDPR.0000034022.16470.f3>
- Holm, H. H., Kristensen, J. K., Rasmussen, S. N., Northeved, A., & Barlebo, H. (1972). Ultrasound as a guide in percutaneous puncture technique. *Ultrasonics*, 10(2), 83–86. [https://doi.org/10.1016/0041-624X\(72\)90252-1](https://doi.org/10.1016/0041-624X(72)90252-1)
- Huglin, M. R. (1989). Hydrogels in medicine and pharmacy Edited by N. A. Peppas, CRC Press Inc., Boca Raton, Florida, 1986 (Vol. L), 1987 (Vols 2 and 3). Vol. 1 Fundamentals, pp. Vii + 180, £72.00, ISBN 0-8493-5546-X; Vol. 2 Polymers, pp. Vii + 171, £72.00, ISBN 0-8493-5547-8; Vol. 3 Properties and Applications, pp. Vii + 195, £8000, ISBN 0-8493-5548-6. *British Polymer Journal*, 21(2), 184–184. <https://doi.org/10.1002/pi.4980210223>
- Kalender, W. A. (2006). X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13), R29–R43. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R03>
- Khan, I. S., Kelly, P. D., & Singer, R. J. (2014). Prototyping of cerebral vasculature physical models. *Surgical Neurology International*, 5, 11. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.125858>
- Khan, Z. H., Hamidi, S., & Miri, S. M. (2007). Craniopagus, Laleh and Ladan twins, sagittal sinus. *Turkish Neurosurgery*, 17(1), 27–32.
- Kuehn, B., Mularski, S., Schoenherr, S., Hammersen, S., Stendel, R., Kombos, T., Suess, S., & Suess, O. (2008). Sensor-based neuronavigation: Evaluation of a large continuous patient population. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 110(10), 1012–1019. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2008.06.017>

- Kunkler, K. (2006). The role of medical simulation: An overview. *The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery: MRCAS*, 2(3), 203–210. <https://doi.org/10.1002/rcs.101>
- Leung, W.-C. (2002). Competency based medical training: Review. *BMJ: British Medical Journal*, 325(7366), 693–696.
- Lim, K. H. A., Loo, Z. Y., Goldie, S. J., Adams, J. W., & McMenamain, P. G. (2016). Use of 3D printed models in medical education: A randomized control trial comparing 3D prints versus cadaveric materials for learning external cardiac anatomy. *Anatomical Sciences Education*, 9(3), 213–221. <https://doi.org/10.1002/ase.1573>
- Madsen, E. L., Hobson, M. A., Shi, H., Varghese, T., & Frank, G. R. (2005). Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 50(23), 5597.
- Madsen, E. L., Zagzebski, J. A., & Frank, G. R. (1982). Oil-in-gelatin dispersions for use as ultrasonically tissue-mimicking materials. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 8(3), 277–287. [https://doi.org/10.1016/0301-5629\(82\)90034-5](https://doi.org/10.1016/0301-5629(82)90034-5)
- Marcus, H., Vakharia, V., Kirkman, M. A., Murphy, M., & Nandi, D. (2013). Practice makes perfect? The role of simulation-based deliberate practice and script-based mental rehearsal in the acquisition and maintenance of operative neurosurgical skills. *Neurosurgery*, 72 Suppl 1, 124–130. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e318270d010>
- McLachlan, J. C., Bligh, J., Bradley, P., & Searle, J. (2004). Teaching anatomy without cadavers. *Medical Education*, 38(4), 418–424. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2923.2004.01795.x>
- Mezger, U., Jendrewski, C., & Bartels, M. (2013). Navigation in surgery. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 398(4), 501–514. <https://doi.org/10.1007/s00423-013-1059-4>

- Millan, L. P. B., Semer, B., Rodrigues, J. M. da S., & Gianini, R. J. (2012). Traditional learning and problem-based learning: Self-perception of preparedness for internship. *Revista Da Associação Médica Brasileira*, 58(5), 594–599. <https://doi.org/10.1590/S0104-42302012000500018>
- Mohr, N. M., Moreno-Walton, L., Mills, A. M., Brunett, P. H., & Promes, S. B. (2011). Generational Influences in Academic Emergency Medicine: Teaching and Learning, Mentoring, and Technology (Part I). *Academic Emergency Medicine*, 18(2), 190–199. <https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2010.00985.x>
- Müns, A., Mühl, C., Haase, R., Möckel, H., Chalopin, C., Meixensberger, J., & Lindner, D. (2014). A neurosurgical phantom-based training system with ultrasound simulation. *Acta Neurochirurgica*, 156(6), 1237–1243. <https://doi.org/10.1007/s00701-013-1918-3>
- Muwaffak, Z., Goyanes, A., Clark, V., Basit, A. W., Hilton, S. T., & Gaisford, S. (2017). Patient-specific 3D scanned and 3D printed antimicrobial polycaprolactone wound dressings. *International Journal of Pharmaceutics*, 527(1), 161–170. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2017.04.077>
- Oremakinde, A. A., & Bernstein, M. (2014). A reduction in errors is associated with prospectively recording them. *Journal of Neurosurgery*, 121(2), 297–304. <https://doi.org/10.3171/2014.5.JNS132341>
- Oudry, J., Bastard, C., Miette, V., Willinger, R., & Sandrin, L. (2009). Copolymer-in-oil phantom materials for elastography. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 35(7), 1185–1197. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2009.01.012>
- Pieper, S., Halle, M., & Kikinis, R. (2004). 3D Slicer. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004*, 632–635 Vol. 1. <https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398617>

- Plewes, D. B., & Kucharczyk, W. (2012). Physics of MRI: A primer. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 35(5), 1038–1054. <https://doi.org/10.1002/jmri.23642>
- Pruitt, Z., Mhaskar, R., Kane, B. G., Barraco, R. D., DeWaay, D. J., Rosenau, A. M., Bresnan, K. A., & Greenberg, M. R. (2017). Development of a health care systems curriculum. *Advances in Medical Education and Practice*, 8, 745–753. <https://doi.org/10.2147/AMEP.S146670>
- Randazzo, M., Pisapia, J. M., Singh, N., & Thawani, J. P. (2016). 3D printing in neurosurgery: A systematic review. *Surgical Neurology International*, 7(Suppl 33), S801–S809. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.194059>
- Rappard, J. H. A. van, Sonneveld, G. J., & Borghouts, J. M. H. M. (1988). Geometric Planning and the Shape of the Expander. *Facial Plastic Surgery*, 5(4), 287–290. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1064765>
- Rengier, F., Mehndiratta, A., Tengg-Kobligk, H. von, Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H.-U., & Giesel, F. L. (2010). 3D printing based on imaging data: Review of medical applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(4), 335–341. <https://doi.org/10.1007/s11548-010-0476-x>
- Rolston, J. D., & Bernstein, M. (2015). Errors in Neurosurgery. *Neurosurgery Clinics of North America*, 26(2), 149–155. <https://doi.org/10.1016/j.nec.2014.11.011>
- Ryan, M., Carlton, K. H., & Ali, N. S. (1999). Evaluation of Traditional Classroom Teaching Methods Versus Course Delivery Via the World Wide Web. *Journal of Nursing Education*, 38(6), 272–277. <https://doi.org/10.3928/0148-4834-19990901-08>
- Salmi, M., Paloheimo, K.-S., Tuomi, J., Wolff, J., & Mäkitie, A. (2013). Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery: Official Publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 41(7), 603–609. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2012.11.041>

- Sawhney, C., Lalwani, S., Ray, B. R., Sinha, S., & Kumar, A. (2017). Benefits and Pitfalls of Cadavers as Learning Tool for Ultrasound-guided Regional Anesthesia. *Anesthesia, Essays and Researches*, *11*(1), 3–6. <https://doi.org/10.4103/0259-1162.186607>
- Schirmer, C. M., Elder, J. B., Roitberg, B., & Lobel, D. A. (2013). Virtual reality-based simulation training for ventriculostomy: An evidence-based approach. *Neurosurgery*, *73 Suppl 1*, 66–73. <https://doi.org/10.1227/NEU.00000000000000074>
- Seiden, S. C., & Barach, P. (2006). Wrong-Side/Wrong-Site, Wrong-Procedure, and Wrong-Patient Adverse Events: Are They Preventable? *Archives of Surgery*, *141*(9), 931–939. <https://doi.org/10.1001/archsurg.141.9.931>
- Silvast, T. S., Kokkonen, H. T., Jurvelin, J. S., Quinn, T. M., Nieminen, M. T., & Töyräs, J. (2009). Diffusion and near-equilibrium distribution of MRI and CT contrast agents in articular cartilage. *Physics in Medicine and Biology*, *54*(22), 6823–6836. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/22/005>
- Spitz, L. (2005). Conjoined twins. *Prenatal Diagnosis*, *25*(9), 814–819. <https://doi.org/10.1002/pd.1268>
- Spitz, L., Kiely, E. M., & Pierro, A. (2012). Chapter 131—Conjoined Twins. In A. G. Coran (Ed.), *Pediatric Surgery (Seventh Edition)* (pp. 1725–1738). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-07255-7.00137-9>
- Spitz, L., Kiely, E., & Pierro, A. (2018). Conjoined Twins. In P. D. Losty, A. W. Flake, R. J. Rintala, J. M. Hutson, & N. Iwai (Eds.), *Rickham's Neonatal Surgery* (pp. 457–474). Springer London. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-4721-3_19
- Staffenberg, D. A., & Goodrich, J. T. (2012). Separation of craniopagus conjoined twins with a staged approach. *The Journal of Craniofacial Surgery*, *23*(7 Suppl 1), 2004–2010. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e318262d3f7>

- Stone, J. L., & Goodrich, J. T. (2006). The craniopagus malformation: Classification and implications for surgical separation. *Brain: A Journal of Neurology*, *129*(Pt 5), 1084–1095. <https://doi.org/10.1093/brain/awl065>
- Stone, S., & Bernstein, M. (2007). PROSPECTIVE ERROR RECORDING IN SURGERYAN ANALYSIS OF 1108 ELECTIVE NEUROSURGICAL CASES. *Neurosurgery*, *60*(6), 1075–1082. <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000255466.22387.15>
- Sullivan, M. E., Ortega, A., Wasserberg, N., Kaufman, H., Nyquist, J., & Clark, R. (2008). Assessing the teaching of procedural skills: Can cognitive task analysis add to our traditional teaching methods? *The American Journal of Surgery*, *195*(1), 20–23. <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2007.08.051>
- Tan, Z., Dini, D., Rodriguez y Baena, F., & Forte, A. E. (2018). Composite hydrogel: A high fidelity soft tissue mimic for surgery. *Materials & Design*, *160*, 886–894. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.10.018>
- Tolat, V., Boothroyd, A., Carty, H., & Klenerman, L. (1995). Ultrasound: A helpful guide in the treatment of congenital talipes equinovarus. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, *4*(1), 65–70.
- Tsai, A., Barnewolt, C. E., Prahbu, S. P., Yonekura, R., Hosmer, A., Schulz, N. E., & Weinstock, P. H. (2017). Creation and Validation of a Simulator for Neonatal Brain Ultrasonography: A Pilot Study. *Academic Radiology*, *24*(1), 76–83. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2016.09.007>
- Tsuji, M., Noguchi, N., Ihara, K., Yamashita, Y., Shikimori, M., & Goto, M. (2004). Fabrication of a Maxillofacial Prosthesis Using a Computer-Aided Design and Manufacturing System. *Journal of Prosthodontics*, *13*(3), 179–183. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2004.04029.x>

- Van Den Bos, J., Rustagi, K., Gray, T., Halford, M., Ziemkiewicz, E., & Shreve, J. (2011). The \$17.1 billion problem: The annual cost of measurable medical errors. *Health Affairs (Project Hope)*, *30*(4), 596–603. <https://doi.org/10.1377/hlthaff.2011.0084>
- Ventola, C. L. (2014). Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *Pharmacy and Therapeutics*, *39*(10), 704–711.
- Vieira, S. L., Pavan, T. Z., Junior, J. E., & Carneiro, A. A. O. (2013). Paraffin-Gel Tissue-Mimicking Material for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Phantom. *Ultrasound in Medicine and Biology*, *39*(12), 2477–2484. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.008>
- Walker, M., & Browd, S. R. (2004). Craniopagus twins: Embryology, classification, surgical anatomy, and separation. *Child's Nervous System*, *20*(8), 554–566. <https://doi.org/10.1007/s00381-004-0991-6>
- Watson, P. E., Watson, I. D., & Batt, R. D. (1980). Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *33*(1), 27–39. <https://doi.org/10.1093/ajcn/33.1.27>
- Weinstock, P., Rehder, R., Prabhu, S. P., Forbes, P. W., Roussin, C. J., & Cohen, A. R. (2017). Creation of a novel simulator for minimally invasive neurosurgery: Fusion of 3D printing and special effects. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 1–9. <https://doi.org/10.3171/2017.1.PEDS16568>
- Whitaker, M. (2014). The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*, *96*(7), 228–229. <https://doi.org/10.1308/147363514X13990346756481>
- Wilk, R. (2019). Chapter 9—Application of Computed Tomography and Magnetic Resonance in 3D Modeling. In M. J. Łos, A. Hudecki, & E. Wiecheć (Eds.), *Stem Cells and*

- Biomaterials for Regenerative Medicine* (pp. 121–142). Academic Press.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812258-7.00009-5>
- Wisborg, T., Brattebø, G., Brattebø, J., & Brinchmann-Hansen, A. (2006). Training multiprofessional trauma teams in Norwegian hospitals using simple and low cost local simulations. *Education for Health (Abingdon, England)*, 19(1), 85–95.
<https://doi.org/10.1080/13576280500534768>
- Zayim, N., Yildirim, S., & Saka, O. (2006). Technology Adoption of Medical Faculty in Teaching: Differentiating Factors in Adopter Categories. *Journal of Educational Technology & Society*, 9(2), 213–222. JSTOR.
- Ziv, A., Wolpe, P. R., Small, S. D., & Glick, S. (2003). Simulation-based medical education: An ethical imperative. *Academic Medicine: Journal of the Association of American Medical Colleges*, 78(8), 783–788.

Apêndice 1

Questionário de satisfação do cirurgião
 Biomodelo realístico para neurocirurgia

GIIMUS – FFCLRP/USP

Nome do avaliador: _____ CRM (opcional): _____

Avaliação do realismo do simulador	realístico				
	1 nada	2 não muito	3 bem	4 muito	5 perfeitamente
Aspecto geral do simulador (proporções e localizações das estruturas anatômicas)	<input type="radio"/>				
Sensação tátil obtida com o objeto durante o procedimento	<input type="radio"/>				
Tamanho das estruturas internas do encéfalo	<input type="radio"/>				
Aparência dos tecidos internos do encéfalo	<input type="radio"/>				
Relação entre estruturas anatômicas internas usadas como referencia para o acesso	<input type="radio"/>				

Avaliação do potencial educacional do simulador	utilidade				
	1 pouca	2 não muita	3 alguma	4 boa	5 perfeita
Para adquirir habilidades básicas necessárias à cirurgia	<input type="radio"/>				
Para adquirir a sensação de profundidade (inserção/extração) através da janela óssea	<input type="radio"/>				
Para aprender a se orientar durante o procedimento cirúrgico	<input type="radio"/>				
Para aprender as manobras de acesso durante o procedimento	<input type="radio"/>				
Para aprender a posicionar drenos e outros equipamentos durante o procedimento	<input type="radio"/>				

Apêndice 2

