

Estudo de resina Epóxi e adesivo á base de Cianocrilato aplicado em moldes produzidos em manufatura aditiva para confecção de próteses maxilo facial à base de silicone.

Patricia Lidiane Carneiro (UFMG) patricia.lidiane@ymail.com

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

Amália Moreno(UFGM)amalia_moreno@yahoo.com.br

Resumo:

A manufatura aditiva pode ser integrada à Bioengenharia para auxiliar desde a produção de biomodelos até a impressão de próteses e implantes. Este último por sua vez tem fundamental importância na valorização do bem estar e na integração social de pessoas que sofreram amputação ou que possuem má formação congênita. O presente artigo utilizou a impressora 3D Zprinter 650 e focou em testar como dois materiais infiltrantes, já utilizados para reforço da resistência mecânica de peças produzidas por manufatura aditiva, de acordo com a literatura, interagem com o SILASTIC® MDX4-4210. Os moldes devem manter suas dimensões, adquirir um melhor acabamento superficial e um incremento a resistência mecânica e ao mesmo tempo permitindo a polimerização do elastômero. O processo de produção de prótese maxilofacial pode ser realizado com o auxílio de mecanismos de digitalização, modelagem 3D do molde para a produção da prótese. Uma vez definido e projetado em um arquivo 3D o molde é impresso em manufatura aditiva na impressora e no pós-processamento aplica-se o material infiltrante.

Palavras chave: Processo de Produção, Manufatura Aditiva, Biomodelo.

Abstract

The additive manufacture can be integrated with bioengineering to help from the production of biomodels to the printing of prostheses and implants. This last por its tem fundamental fundamental in the value of bem-estar and in social social having such the amputation such as higher knowledge. The present article has used the Zprinter 650 3D printer and focused on testing how two infiltrating materials, already used to strengthen the mechanical strength of parts produced by additive manufacture, according to the literature, interact with SILASTIC® MDX4-4210. The molds are maintained in their dimensions, get better surface results and increase the mechanical resistance at the same time as the polymerization of the elastomer. The process of production of maxillofacial prosthesis can be performed with the aid of scanning mechanisms, 3D modeling of the mold for the production of the prosthesis. Once defined and designed in a 3D file the mold is printed in additive manufacture in the printer and in post processing the infiltrating material is applied.

Keywords: Production Process, Additive Manufacturing, Biomodel.

1. Introdução

Com o desenvolvimento social da civilização e a melhoria nos padrões de vida das pessoas, o valor da vida humana é cada vez mais enfatizado. No entanto, doenças, acidentes e guerras costumam causar feridas graves em um corpo humano. Amputação é o termo utilizado para definir a retirada total ou parcial de um membro, sendo este um método de tratamento para diversas doenças e deve ser sempre considerada dentro de um contexto geral de tratamento, cujo intuito é prover uma melhora da qualidade de vida do paciente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

A princípio os modelos biomédicos eram construídos com objetivo didático, e posteriormente, com finalidade cirúrgica. Segundo Antas (2008), “por definição todos os modelos médicos são únicos, e as características de cada um devem ser consideradas de forma cuidadosa quando se procede à seleção de um sistema de Prototipagem Rápida em particular”. Por este motivo, a área de bioengenharia, quando comparada com a área de processo industrial, pode trazer maiores desafios no que concerne em obter um resultado de sucesso (ANTAS, 2008).

Na última década a manufatura aditiva tem se tornado um método bastante utilizado e citado em literatura. Sua utilização na área médica e odontológica cresce de forma a permitir programações cirúrgicas e criação de próteses. Em nosso meio esta utilização não é de uso rotineiro, por questões operacionais e de custos financeiros. Existem várias formas de prototipagem empregadas para criação de biomodelos que são réplicas da morfologia de uma estrutura biológica em material sólido (FERNANDES *et al*, 2004).

Diante da possibilidade de desenvolver modelos biomédicos encontra-se o processo de fabricação de próteses humanas em elastômero maxilofacial para substituição de órgãos em tecidos epiteliais e cartilagosos.

Próteses maxilofaciais podem ser definidas como a arte e ciência de restaurar uma parte malformada ou removida do corpo humano por meios artificiais. Próteses faciais e corporais necessitam da reprodução precisa da forma e cor das partes a serem substituídas, sendo discreta nas bordas e também pode utilizar estruturas para camuflar a prótese (WATSON e HATAMLEH, 2014). Na figura 1 apresenta o resultado da utilização de uma prótese auricular. A confecção de próteses corroborar com a manutenção da sua saúde física e mental das pessoas amputada ou portadora de deformidade física, bem como o desenvolvimento da sua autonomia e inclusão social. O que segundo o Ministério da Saúde (2013) em última análise se concretize em uma vida plena.

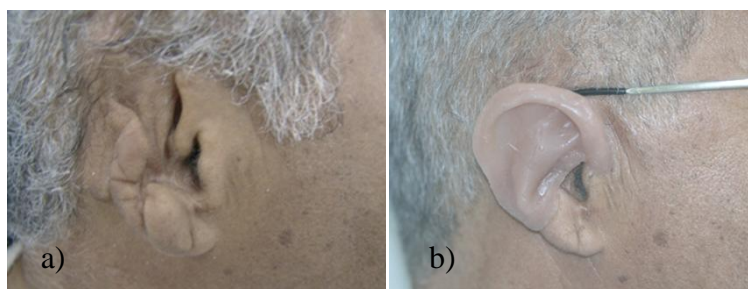


Figura 1: a) defeito auricular b) prótese auricular Fonte: Adaptado de Santos ET AL (2010)

Devido à diversidade de fatores que levam à anatomia de uma pessoa ser diferente da dos demais, é que surge a necessidade de melhorar o rendimento dos processos de obtenção da forma e adaptação da prótese para cada indivíduo. Na figura 2: tem-se algumas próteses produzidas pela FOSP Fundação Oncocentro de São Paulo, replicas realistas dos membros perdidos.

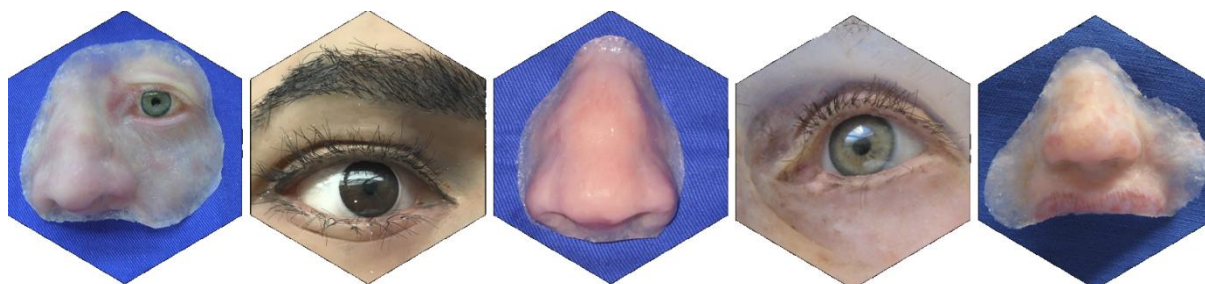


Figura 2: Prótese buço maxilo facial Fonte: FOSP (2018)

Tradicionalmente estas próteses são produzidas utilizando hidrocolóide irreversível (alginato), gesso e material para manipulação, primeiramente, se produz a base de gesso, com o formato adquirido do paciente utilizando o alginato, e a partir dessa base são produzidos os modelos (em gesso ou cera) e os moldes (em gesso), que posteriormente são preenchidos com elastômero (AQUINO *et al.*, 2012). Este processo utiliza material de fácil acesso, não obstante, exige grande acurácia do profissional, trabalho manual e disposição do paciente.

Se considerarmos que o campo da Engenharia Reversa (ER) propõe a manufatura, partindo de um produto ou forma existente (LIN, WANG, DAIB, 2004), a ER pode ser utilizada no processo de produção de prótese trazendo benefícios. Esta ferramenta garante a obtenção da forma de maneira não invasiva e nem perigosa para o paciente. Acrescenta-se ainda a possibilidade de acompanhar futuras modificações na morfologia da região afetada através do modelo digital (COLOMBO *et al.*, 2006).

A Impressão 3D / AM é uma tecnologia emergente revolucionária que está ganhando espaço no dia-a-dia. A AM cria produtos camada - por camada adicionando material, se contrapondo ao processos como o de usinagem, por exemplo, que subtrai material gradativamente de uma porção maior de material, a chamada manufatura "subtrativa". Esta aparente pequena distinção – adicionando ao em vez de subtrair - significa tudo. (CAMPBELL, T. *et al.*, 2011) No entanto não existe apenas um processo AM. Estes processos se diferenciam pela maneira na qual cada camada é criada, podendo variar entre injetar um ligante em um pó polimérico (Impressão 3D), usar um laser UV (ultravioleta) para endurecer um polímero fotossensível (Estereolitografia), usando um laser para derreter o metal ou pó polimérico (Sinterização a Laser), entre outros.

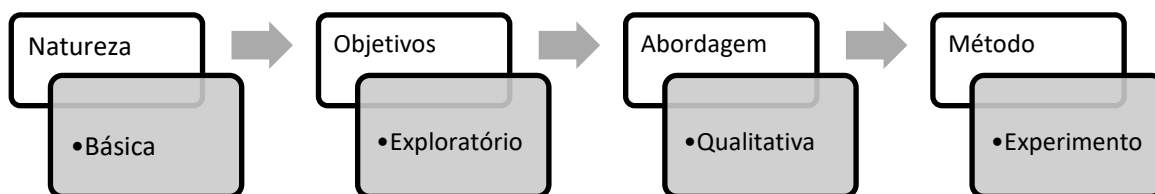
O problema a ser pesquisado é que as impressoras á base de ligante e pó necessitam de pós processamento, que confira resistência mecânica, mas ao mesmo tempo permita a polimerização do silicone SILASTIC® MDX4-4210, motivado pela dificuldade de polimerização do silicone nos moldes infiltrados com as resinas tradicionalmente utilizadas no laboratório de pesquisa.

O que se propõe é a utilização do conhecimento de engenharia para melhorar o processo de

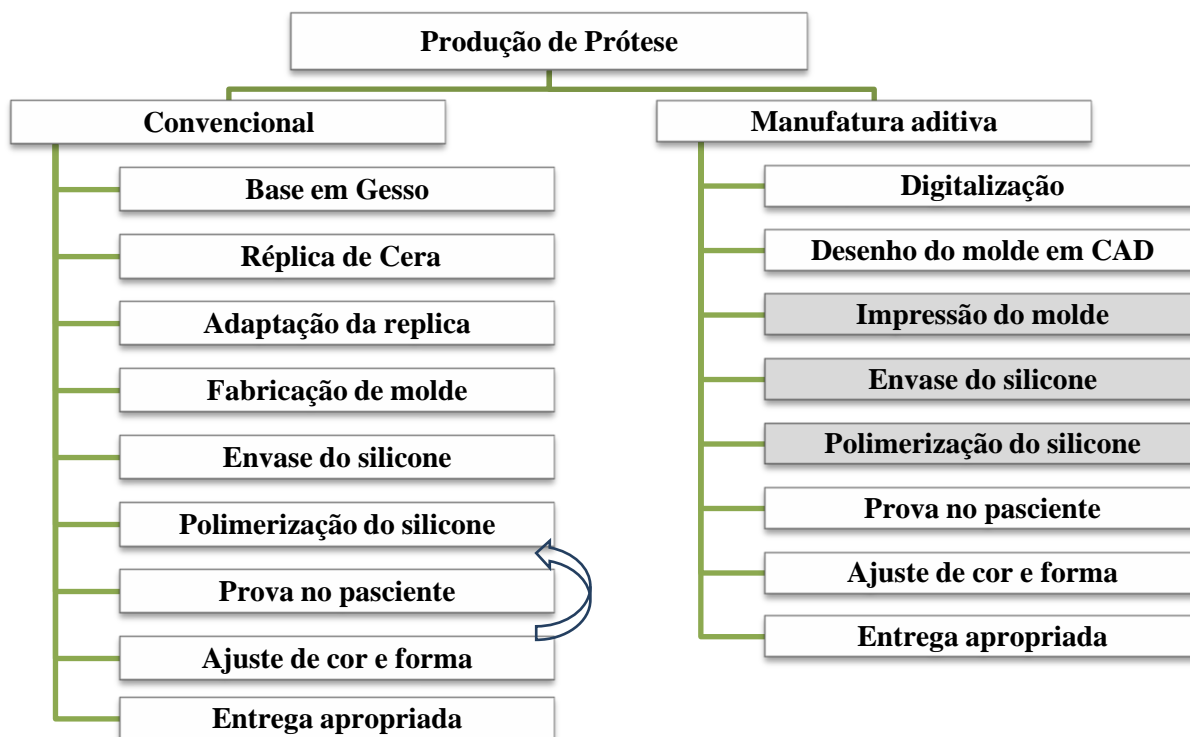
confeção de próteses maxilofacial. O objetivo deste artigo é avaliar a compatibilidade dos moldes produzidos por manufatura aditiva e reforçados com Cianocrilato ou resina Epóxi, e o silicone maxilofacial SILASTIC® MDX4-4210 utilizado para produção de próteses.

2. Materiais e Métodos

A metodologia de estudo tem natureza básica, objetivos exploratórios e abordagem qualitativa ilustrado pelo quadro 1. E se classifica dentro da Engenharia de Produção como Gestão da Produção, subárea de procedimentos, métodos e sequências de processos produtivos discretos. O quadro 2 apresenta resumidamente o processo tradicional de confecção de próteses e a possibilidade de obtenção dos moldes por Manufatura Aditiva, onde nota-se que a produção do molde, envase do silicone e cura completa do silicone são fundamentais para o funcionamento do processo proposto e por estes motivos se tornou foco desta pesquisa.



Quadro 1: Classificação da metodologia da Pesquisa



Quadro 2: Comparação entre o método convencional e o método proposto

Para realização dos testes foram confeccionados nove corpos de prova projetados em software 3D Inventor da Autodesk e impressos na Zprinter 650 da Zcorp, que utiliza o princípio no qual o material em pó é agregado por um aglutinante depositado por impressão tipo jato de tinta (VOLPATO *et al.*,2007). Este pó é projetado com inúmeros aditivos que maximizam o acabamento superficial, a resolução das características e a forma da peça (ZPRINTER). Segundo Lizardo (*et al*, 2018) Esta impressora utiliza-se do processo a base de pó e aglutinante,(ZBTM61, e resina a base de 2-pirrolidona e pó é o ZPTM150, à base de gesso) desta forma pode-se classificar o material resultante como compósito. A impressora produz peças de grande versatilidade, porém, em muitos casos, necessita de pós-processamento para melhorar a resistência mecânica das peças.

Os moldes foram confeccionados baseados nos modelos de mufla utilizados nos processo tradicional como um vasilhame de seção circular e diâmetro de 20 mm e 6 mm de altura e uma tampa de mesma seção circular e 2 mm de altura conforme mostrado na figura 2. Assim como nas muflas o molde possui canais para extravasar o excesso de silicone.



Figura 2: Modelo de corpo de prova utilizado no experimento

Como material infiltrante foram utilizados a Resina Epóxi Renlam M à base de bisfenol A, e aditivada com Aradur e um adesivo à base de Cianocrilato de média densidade. Os infiltrantes foram aplicados às amostras numa temperatura média de 25 °C. A opção por estes infiltrantes se deu em decorrência da disponibilidade e dos resultados de resistência mecânica apresentados no artigo de Mello *et al.* (2017) que demonstram que tanto o adesivo a base de Cianocrilato de média viscosidade quanto o adesivo a base de Resina Epóxi confere maior resistência mecânica, preenchimento de vazios e melhora no acabamento superficial das peças.

As resinas epoxídicas (ou epóxi) são polímeros caracterizados pela presença de grupos glicídila em sua molécula. Os agentes de epoxidação mais comuns são os ácidos peracético e perfórmico e os óleos vegetais epoxidados. A epícloridrina (1-cloro-2, 3 - epóxi - propano) é o agente universal portador do grupo epóxi que irá reagir com espécies químicas que tem hidrogênios ativos. O bisfenol A [2, 2 - bis (4'- hidroxifenil) propano] é a espécie química mais comum que contém esses hidrogênios ativos (RESEPOX, 2017).

O adesivo à base de Cianocrilato é um produto monocomponente e não requerem mistura. Seu processo de cura inicia-se quando as superfícies entram em contato com a umidade do ar atmosférico sendo que após a aplicação do adesivo, a cura inicial ocorre em cerca de 20 segundos, e quando concluída a peça poderá ser manuseada com segurança, no entanto a cura total só ocorrerá em 24 horas (TEKBOND, 2018)

O silicone utilizado nesta pesquisa foi o SILASTIC MDX4-4210 *BioMedical Grade Elastomer*, que pode ser utilizado para moldes e componentes médicos. Apresenta-se inicialmente como material viscoso e translúcido (DOW CORNER, 2005).

A cura do material à 23° C é em aproximadamente 24 horas, no entanto sua cura completa ocorre em 3 dias. Para acelerar o processo pode-se trabalhar a cura em diferentes temperaturas (DOW CORNER, 2005). O quadro 3 sintetiza as condições estudadas.

QUADRO 3: DIVISÃO DO EXPERIMENTO

Amostra	Material	Processo	Tempo	Temperatura	Pressão
1.1	Resina Epóxi	Convencional	72 h	Ambiente	Ambiente
1.2	Resina Epóxi	Em estufa	1 h	150°C	Não controlada
1.3	Resina Epóxi	Panela	15 min	115°C	40libras
2.1	Resina Epóxi	Convencional	72 h	Ambiente	Ambiente
2.2	Resina Epóxi	Em estufa	1 h	150°C	Não controlada
2.3	Resina Epóxi	Panela	15 min	115°C	40libras
3.1	Cianoacrilato	Convencional	72 h	Ambiente	Ambiente
3.2	Cianoacrilato	Em estufa	1 h	150°C	Não controlada
3.3	Cianoacrilato	Panela	15 min	115°C	40libras

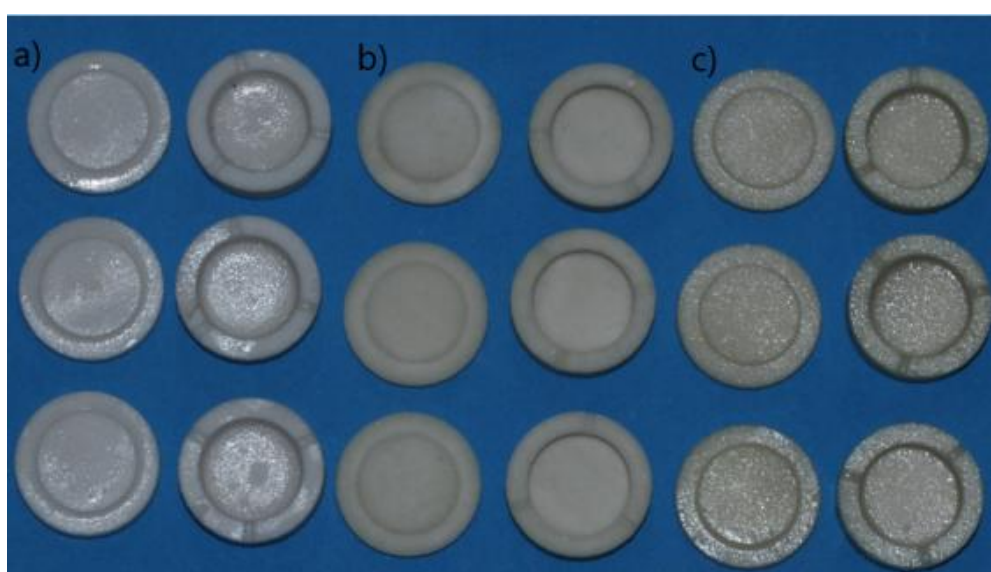


Figura 3: a) Molde infiltrado com cianoacrilato enquanto o molde absorveu adesivo. b) Molde revestido com uma camada de Resina Epóxi. c) Molde infiltrado com Resina Epóxi enquanto o molde absorveu resina.

3. Análise dos Resultados

O que se pretende é avaliar a qualidade da polimerização do elastômero maxilofacial submetido aos diferentes processos conforme descrito na tabela 2.

O resultado encontrado, conforme figura 3 nas amostras 1.1, 2.1 e 3.1 que foram submetidas ao processo de autopolimerização à temperatura ambiente e prensados não foi satisfatório, uma vez que todos os moldes foram danificados gerando consequente deformação na peça final. Outra questão relevante é que nos moldes revestidos com resina Epóxi não ocorreu a polimerização por completo do elastômero que apresentava uma viscosidade residual indesejada no processo. Também foi possível observar a formação de bolhas no elastômero.

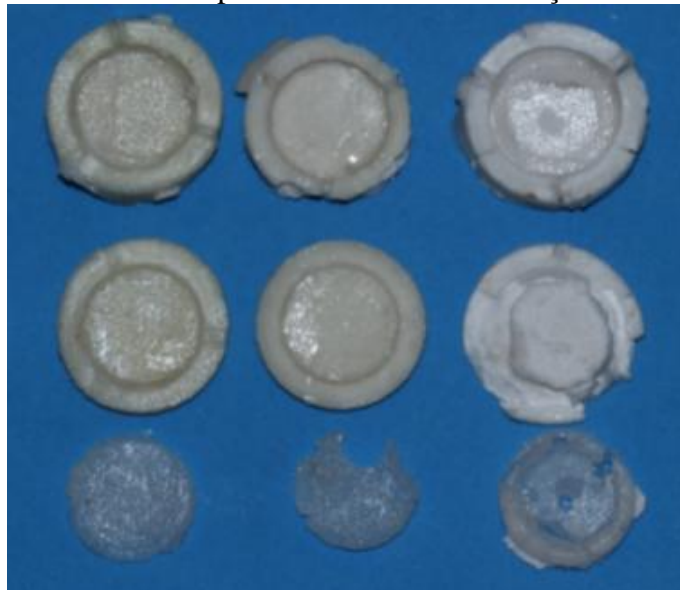


Figura 4: Resultado do processo de polimerização a temperatura ambiente por 72 horas

O resultado encontrado, conforme figura 4 nas amostras 1.2, 2.2 e 3.2 que foram submetidas ao processo de polimerização em estufa à temperatura 150°C e prensados nos moldes revestidos com resina Epóxi, não ocorreu a polimerização por completo do elastômero que apresentava uma viscosidade residual indesejada no processo. Também foi possível observar a formação de bolhas no elastômero. No molde revestido com cianoacrilato observou-se a polimerização por completo do elastômero, porém o molde não resistiu ao processo o que pode vir a comprometer o formato final da prótese, neste processo também foi observada a formação de bolhas.

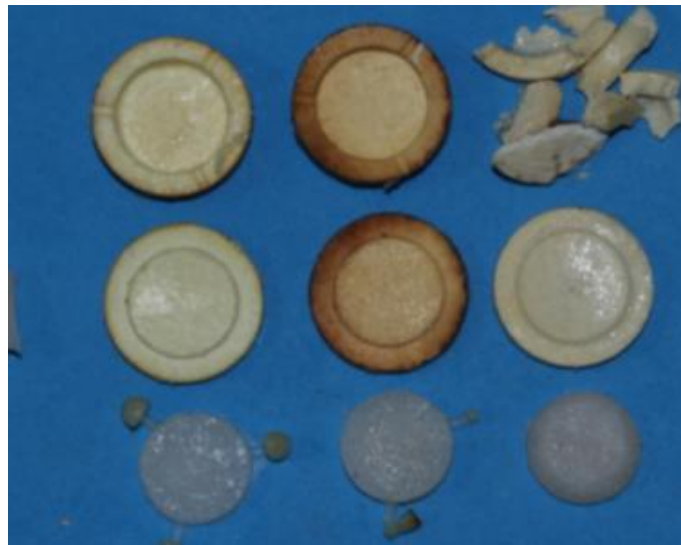


Figura 5: Resultado do processo de polimerização à 150° na estufa por 1 hora

O resultado encontrado conforme figura 5 nas amostras 1.3, 2.3 e 3.3 que foram submetidas ao processo de polimerização em panela à 115° C e pressão de 40 libras por 15 minutos, nos moldes revestidos com resina Epóxi assim como nos outros processos não ocorreu a polimerização por completo do elastômero que apresentava uma viscosidade residual e bolhas o que é indesejado no processo. No molde revestido com cianoacrilato observou-se a polimerização por completo do elastômero e a presença de alguma bolhas.

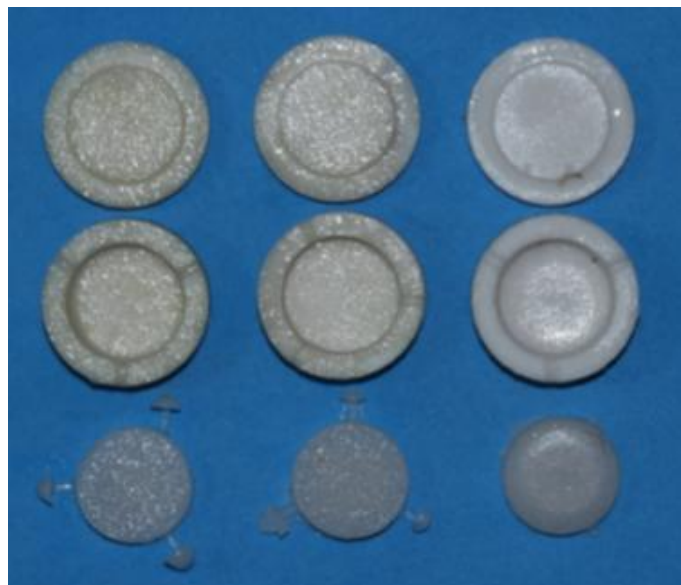


Figura 6: Resultado da polimerização na panela à 115°C, 40 libras por 15 min

No entanto o processo AM por deposição de pó exige reforço para garantir sua resistência mecânica, e dependendo do material utilizado neste reforço pode ocorrer o comprometimento do processo de polimerização do elastômero maxilofacial.

Nos casos estudados em que o revestimento é feito com resina Epóxi a polimerização não ocorreu por completo além da presença acentuada de bolhas, o que inviabiliza a utilização deste revestimento para a produção de moldes em AM.

Já os revestimentos à base de Cianocrilato permitiram a polimerização por completo do elastômero. Mas pode-se partir do princípio que esta é uma possibilidade real de revestimento para a utilização de moldes produzidos por AM na Zprinter 650.

Indiferentemente do revestimento todos os resultados apresentaram bolhas conforme ilustrado na figura 6 o que não é indicado para a confecção de próteses, pois, a porosidade pode comprometer a resistência mecânica da prótese.

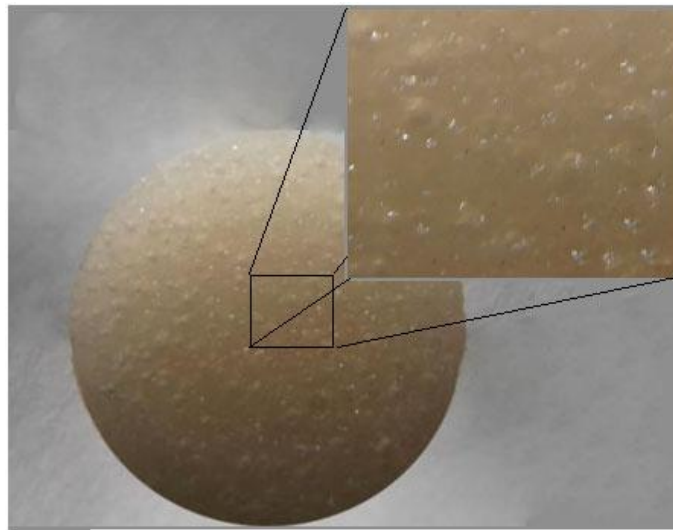


Figura7: Detalhe das bolhas formadas na superfície das peças

Quanto aos diferentes processos de polimerização, a auto polimerização à temperatura ambiente requer que os moldes sejam submetidos à prensa por um longo período. O processo requer uma prensa com célula de carga, pois, mesmo com a utilização de material infiltrante as peças continuam se caracterizando como peças frágeis. Por conseguinte, o procedimento da forma como foi proposta no estudo não atende aos requisitos, obtendo a destruição dos moldes independentemente do revestimento utilizado.

No processo de polimerização em estufa o molde revestido com cianoacrilato foi destruído ficando retido na estufa em consequência da elevada temperatura. Embora o molde tenha se degradado, isso não afetou a forma final da peça.

Por fim, o processo de polimerização na panela apresentou o melhor resultado conservando a integridade de todos os moldes, além de ser o processo mais rápido que permitiu a polimerização do elastômero no molde revestido com cianoacrilato em 15 minutos.

4. Conclusão

O estudo permite inferir que há real possibilidade de utilização de moldes produzidos diretamente por manufatura aditiva na confecção de moldes para produção de próteses humanas. Os moldes revestidos com Adesivo à base de Cianocrilato permitiram a boa polimerização do SILASTIC MDX4-4210. O que não ocorreu nos moldes revestidos com

Resina Epoxi, mesmo completado o período de cura, o silicone permaneceu viscoso. Isso pode ser justificado pela informação de um fornecedor de elastômeros faciais POLISIL (2018) informa que: estanho, silicones base estanho, enxofre, látex, certas superfícies de madeira, resinas de poliéster ou resinas de epóxi ou aminas são potenciais inibidores dos catalisadores.

As bolhas observadas nos processos são consequência da impermeabilização do molde, o que não ocorre nos moldes tradicionais de gesso, que são porosos e permite que as bolhas sejam eliminadas. Segundo DOW CORNER (2005), pode ser utilizado uma câmara de vácuo para remover as bolhas do material, solucionando desta forma o efeito inesperado da presença de bolhas.

Para trabalhos futuros recomenda-se a utilização de parâmetros de processo que leve em consideração a característica frágil dos moldes. No processo de cura em estufa ao invés de utilizarmos 150° por uma hora, é possível utilizar 40° por 5 uma das faixas de temperatura indicada por DOW CORNER (2005), no intuito de reduzir a degradação do molde em função da temperatura conseguindo um processo de produção 93% mais rápido que a cura em temperatura ambiente. Outro parâmetro de processo que deve ser controlado é a carga à qual os moldes ficaram submetidos na cura à temperatura ambiente por 72 horas. Esta carga deve ser suficiente para manter os moldes fechados, mas não suficiente para danificá-los. A realização dos testes deste artigo, aponta para a melhoria do levantamento das variáveis envolvidas nos três processos estudados e corrobora para futuros estudos quantitativos.

Referências

ABDEL-AAL, R.E.; AL-GARNI, Z. *Forecasting Monthly Electric Energy Consumption in eastern Saudi Arabia using Univariate Time-Series Analysis.* Energy Vol. 22, n.11, p.1059-1069, 1997.

AQUINO, L. M. M. OLIVEIRA, M. MARTINS, A. P. V. B. BARBOSA, C. M. R. . *CASO CLÍNICO Técnicas de moldagem da máscara facial Moulage of facial mask techniques* Rev Odontol UNESP. 2012 Nov-Dec; 41(6): 438-441 © 2012 - ISSN 1807-2577 Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rounesp/v41n6/a12v41n6.pdf> acesso em 28/02/2018

ANTAS, Ana Filipa, LINO, F. Jorge e NETO, Rui. *Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica* 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia 2º Congresso de Engenharia de Moçambique Maputo, 2-4 Setembro, 2008.

CAMPBELL, T. *Could 3D Printing Change the World? Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing*, Atlantic Council. Washington, [s. n.], 2011.

COLOMBO, G. BERTETTI, M. BONACINI, D. MAGRASSI, G. "Reverse engineering and rapid prototyping techniques to innovate prosthesis socket design," Proc. SPIE 6056, Three-Dimensional Image Capture and Applications VII, 60560P (27 January 2006); doi: 10.1117/12.644175 Event: Electronic Imaging 2006, 2006, San Jose, California, United States

DOW CORNER. *Datasheet: SILASTIC® MDX4-4210* KRAYDEN INC. distribuidor autorizado Dow Corning Corporation, 2005.

FERNANDES, A. Y. LORONGA, P. R. COELHO, R. A. DUCATI L. G. SILVA, M. *Prototipagem como Forma Alternativa para Realização de Cranioplastia com Metilmetacrilato* Serviço de Neurocirurgia do Hospital de Base, Bauru SP, Brasil, Bauru SP, Brasil. Maio, 2004.

FOSP Fundação Oncocentro de São Paulo *Cuidados que o paciente deve ter com as próteses* Serviço de prótese buço maxilo facial disponível em:

<http://www.fosp.saude.sp.gov.br/publicacoes/cuidadosprotese> acesso em: 28/09/2018

LIN, Y-P. WANG, C-. DAIB, K- *Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint* Shanghai, China Received 8 October 2003; received in revised form 6 September 2004; accepted 17 September 2004. Medical Engineering & Physics 27 (2005) 189–193 Disponível em: https://ac.els-cdn.com/S1350453304001729/1-s2.0-S1350453304001729-main.pdf?_tid=ee516a15-00de-490f-9564-b4219f8b8393&acdnat=1533650183_f26179555167e605e1c3fc50bf42f817 acesso em: 07/08/2018.

LIZARDO, B. F. VIEIRA, L. M. G. RUBIO, J. C. C. PANZERA, T. H. DAVIM, J. P. *An assessment of thermosetting infiltrate in powder-based composites made by additive manufacturing* Journal of Composite Materials 0(0) 1–10 ! The Author(s) 2018 DOI: 10.1177/0021998318792296

MELLO, S. T. SALES, N. C. TOKIMATSU, R. C. *INFLUÊNCIA DO TIPO DE AGENTE INFILTRANTE NA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE COMPONENTES DE GESSO PRODUZIDOS POR IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL 3DP PARA BIOMODELOS* 14º Congresso da Sociedade Latino Americana de Biomateriais, Órgãos Artificiais e Engenharia de Tecidos - SLABO 5ª Edição do Workshop de Biomateriais, Engenharia de Tecidos e Órgãos Artificiais - OBI 20 a 24 de Agosto de 2017 - Maresias - SP – Brasil.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, BRASIL, *Diretrizes de Atenção à pessoa amputada 2013* disponível em:

http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf acesso em: 05/10/2018

POLISIL SILICONE *Elastômero de Silicone* Disponível em: <https://www.lojapolisil.com.br/produto/elastomero-de-silicone-dragon-skin-10-fast-smooth-on/> acesso em: 18/04/2018

RESEPOX *O histórico das resinas* disponível em: <http://resepox.com.br/historico.htm> acessado em: 25/01/2017
SANTOS, D.M. GOIATO M.C. PESQUEIRA A. A. BANNWART, L.C. RESENDE M.C.R.A. MAGRO-FILHO O. MORENO A. *Prosthesis Auricular With Osseointegrated Implants and Quality of Life* The Journal of Craniofacial Surgery & Volume 21, Number 1, January 2010 disponível em:

https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/Fulltext/2010/01000/Prosthesis_Auricular_With_Osseointegrated_Implants.20.aspx acesso em: 01/10/2018

TECKBOND Saint Goban *Produtos Cianoacrilato* disponível em: http://www.teckbond.com.br/produtos/produtos.php?id_categoria_cons=1 acesso em: 25/08/2018

VOLPATO, N. AHRENS, C. H. FERREIRA, C. V. PETRUSCH, P. CARVALHO, J. SANTOS, J. R. L. SILVA, J. V. L. *Prototipagem Rápida Tecnologias e Aplicações* editora Blucher São Paulo, 2007.

YAXIONG, LIU. DICHEN, LI. BINGHENG LU. SANHU, HE AND GANG, LI *Case study The customized mandible substitute based on rapid prototyping* Rapid Prototyping Journal Volume 9 · Number 3 · 2003 · pp. 167–174 q MCB UP Limited · ISSN 1355-2546 DOI 10.1108/13552540310477472



VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO

Ponta Grossa, PR, Brasil, 05 a 07 de dezembro de 2018

-Watson, Jason. Hatamleh, Muhanad M. Complete integration of technology for improved reproduction of auricular prostheses J Prosthet Dent 2014;111:430-436 May 2014

-Dangelo, José Geraldo. Fattini, Carlo Américo. Anatomia Humana Básica segunda edição. Atheneu, 2002.