

UNIVERSIDADE SANTA CECÍLIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DIREITO DA SAÚDE: DIMENSÕES
INDIVIDUAIS E COLETIVAS

CAIO CAPITANI DOS SANTOS

UTILIZAÇÃO DE MANUFATURA ADITIVA COMO PROPOSTA DE CONFECÇÃO
DE PROTETORES FACIAIS ESPORTIVOS NA REINTEGRAÇÃO DE ATLETAS
AFASTADOS POR TRAUMAS FACIAIS

SANTOS – SP

2020

CAIO CAPITANI DOS SANTOS

**UTILIZAÇÃO DE MANUFATURA ADITIVA COMO PROPOSTA DE CONFEÇÃO
DE PROTETORES FACIAIS ESPORTIVOS NA REINTEGRAÇÃO DE ATLETAS
AFASTADOS POR TRAUMAS FACIAIS**

Qualificação apresentada à Universidade Santa Cecília como parte dos requisitos para obtenção de título de mestre no Programa de Pós-Graduação em Direito da Saúde, sob orientação de Marcelo Lamy.

SANTOS-SP

2021

517.1027 SANTOS, CAIO CAPITANI DOS.

S234u Utilização de manufatura aditiva como proposta de confecção de protetores faciais esportivos na reintegração de atletas afastados por traumas faciais.
Caio Capitani Dos Santos.
2021.
69 f.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Lamy

Dissertação (Mestrado)-- Universidade Santa Cecília,
Programa de Pós-Graduação em Direito da Saúde, Santos,
SP, 2021.

1. Odontologia. 2. Esportes. 3. Traumatismo nos Esportes.
4. Protetor nos Esportes. I. Lamy, Marcelo. II.
Utilização de manufatura aditiva como proposta de
confecção de protetores faciais esportivos na reintegração
de atletas afastados por traumas faciais.

Elaborada pelo SIBi – Sistema Integrado de Bibliotecas - Unisanta

RESUMO

Atletas com traumas faciais sofrem enorme prejuízo devido ao longo período de afastamento. Protetores faciais tem como principal objetivo reintegrar esses atletas as suas atividades esportivas em um curto espaço de tempo. O Protocolo de confecção clínica desses protetores faciais são eficazes mecanicamente, porém, tem como características um longo período de produção, carência de mão de obra especializada e pouco acesso a população em geral. A partir de modelo facial gerado por estereofotogrametria, e malha de protetor facial criado através de softwares de modelação tridimensional, o atual projeto propôs um novo método por produção 3D FDM (Fusion Deposition Modeling). Tal método foi submetido a simulação de força estática em MEF (Método de Elemento Finito) para determinar eficácia mecânica da malha. Conclui-se que o novo método traz uma experiência menos invasiva ao atleta, maior fidelidade adaptativa, resposta mecânica satisfatória e com grande potencial de acesso da população em geral. A proposta apresenta como desvantagem a necessidade de acesso e domínio das tecnologias 3D. Sugere-se para trabalhos futuros simulação de impacto.

Palavras chaves: Odontologia, Esporte, Traumatismo nos Esportes, Protetor nos Esportes.

ABSTRACT

Athletes with facial trauma suffer enormous damage due to the long period of being away from training. The main objective of facial protectors is to reintegrate these athletes to their sports activities in a short time. The protocol for the clinical manufacture of these facial protectors is mechanically effective, however, it has as characteristics a long production period, lack of specialized labor and little access to the population in general. Based on a facial model generated by stereophotogrammetry, and a face shield mesh created using three-dimensional modeling software, the current project proposed a new method for 3D production FDM (Fusion Deposition Modeling). This method was subjected to static force simulation in MEF (Finite Element Method) to determine the mechanical effectiveness of the mesh. It is concluded that the new method brings a less invasive experience to the athlete, greater adaptive fidelity, satisfactory mechanical response and with great potential for access by the general population. The proposal presents as a disadvantage the need for access and mastery of 3D technologies. Impact simulation is suggested for future work.

Keywords: Dentistry, Sport, Guard, trauma in sports, protection in sports

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Atleta de futebol sofre impacto com protetor facial pré-fabricado.....	21
Figura 2: Atleta utilizando protetor facial esportivo (Protocolo LAPOEBI)	24
Figura 3: Atleta utilizando protetor facial esportivo (Novo Protocolo)	26
Figura 5: Protetor Facial Digital Impresso (vista frontal) em Impressora 3D Zmorph VX	29
Figura 6: Impressora 3D Zmorph VX em processo de impressão	30
Figura 7: Filamento Tritan	31
Figura 8: Estrutura química do composto acrilonitrila butadieno estireno.	31
Figura 9: Estrutura química do monômero do PLA.	33
Figura 10: Estrutura química PETG - esterificação direta do ácido tereftálico purificado	35
Figura 11: Estrutura química PETG - Transesterificação do dimetil tereftalato (DMT) com o etileno glicol (EG)	35
Figura 12: Estrutura química poliuretano	37
Figura 13: Estrutura química - Poliamida.....	39
Figura 14: Imagem frontal de modelo 3d obtido através de software de escaneamento Bellus3D.	43
Figura 15: Arquivo STL Importado para software de modelagem 3D - Autodesk MeshMixer.....	44
Figura 16: Delimitação e separação - Autodesk MeshMixer.....	44
Figura 17: Extrusão e Adaptação - Autodesk MeshMixer	45
Figura 18: Protetor Facial Digital vista frontal – Autodesk Meshmixer	45
Figura 19: Protetor Facial Digital vista posterior – Autodesk Meshmixer	45
Figura 20: Arquivo STL de Protetor Facial Digital Importado para impressão – Simplify3D.....	46
Figura 21 Simulação de Impressão 3D – Simplify3D	46
Figura 22: Ensaio realizado pela 3DLab Brasil	47
Figura 23: Estrutura química poliuretano	48
Figura 24: Revisão bibliográfica sobre características de cada tipo de filamento 3D	49
Figura 25: Padrão de preenchimento de linha orientado a 0 ° / 90 ° alternativamente.	50
Figura 26: Padrão de preenchimento de linha orientado a 45 ° / 45 ° alternativamente.	50
Figura 27: Concêntrico em padrão orientado a 0°.....	50
Figura 28: Padrão de enchimento triangular orientado a 0°.....	50
Figura 29: Padrão de enchimento hexágono ou favo de mel orientado a 0°.	51
Figura 30: Propriedades do material	54
Figura 31: Informações da malha.....	54
Figura 32: Detalhes da malha.....	55
Figura 33: Informações de controle da malha.....	56
Figura 34: Resultados de estudo.	56
Figura 35: Resultados de estudo.	57
Figura 36: Resultados de estudo	57

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1: Cronograma de execução do projeto.	14
Tabela 2: Data Sheet ABS	32
Tabela 3: Data Sheet PLA	34
Tabela 4: Data Sheet PETG	36
Tabela 5: Data Sheet TPU	38
Tabela 6: Data Sheet Nylon	40
Tabela 7: Data Sheet Tritan	41
Tabela 8: Testes mecânicos validados	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAD	Computer-Aided Design
EVA	Acetato de Vinila
FDM	Fusion Deposition Modeling
LAPOEBI	Laboratório de Pesquisa em Odontologia do Esporte e Biomecânica
MEF	Método de Elemento Finito
NCAA	National Collegiate Athletic Association
PC	Policarbonato
PETG	Polietileno Tereftalato
PF	Protetor Facial
PFD	Protetor Facial Digital
PLA	Ácido Polilático
RM	Ressonância Magnética
TC	Tomografia Computadorizada
TPU	Poliuretano Termoplástico
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	9
2.	JUSTIFICATIVA	10
3.	OBJETIVOS	12
4.	METODOLOGIA	13
4.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	13
4.2	ELABORAÇÃO DO NOVO PROTOCOLO	13
4.3	TESTES MECÂNICOS	13
4.4	CONCLUSÕES	13
5.	CRONOGRAMA	14
6.	DESENVOLVIMENTO TEÓRICO	15
6.1	TRAUMATISMO FACIAL NO ESPORTE	15
6.2	PROTETORES FACIAIS	19
6.2.1	Tipos de Protetores Faciais	20
6.2.1.1	Protetores faciais pré-fabricados	20
6.2.1.2	Protetores faciais individualizados por moldagem	21
6.3	DESIGN	21
6.4	MATERIAIS	22
6.4.1	Etileno Acetato de Vinila (E.V.A) – Copolímero	22
6.4.2	3D - Digitalizados e produzidos por Manufatura Aditiva (AM)	25
6.5	EQUIPAMENTOS E TECNOLOGIA 3D	26
6.5.1	Estereolitografia	27
6.5.2	Impressora 3D	28
6.5.3	Filamentos	30
6.5.3.1	Filamento ABS	31
6.5.3.2	Filamento PLA	32
6.5.3.3	Filamento PETG	34
6.5.3.4	Filamento TPU Flex	37
6.5.3.5	Filamento Nylon	38
6.5.3.6	Filamento TRITAN	40
7.	PROTOCOLO	40
7.1	CRITÉRIO DE SELEÇÃO DE FILAMENTO	46
7.2	PADRÃO DE PREENCHIMENTO	49
7.3	MEF - MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	51
7.4	TIPO DE ANÁLISE: ANÁLISE ESTÁTICA	52
7.5	CRITÉRIO DE VON MISES	53

7.6	TIPO DE MALHA: MALHA SÓLIDA	53
7.7	ANÁLISES DO MODELO	53
8.	CONCLUSÃO	58
9.	REFERÊNCIAS	59

1. INTRODUÇÃO

Observa-se nos últimos anos um número significativo de fraturas faciais durante as atividades esportivas. Uma solução para prevenir refraturas e antecipar o retorno dos atletas afastados é a utilização de um protetor facial.

No presente momento, a única normativa disponível na literatura é o protocolo idealizado pelo Laboratório de Pesquisa em Odontologia do Esporte e Biomecânica (LAPOEBI) da Universidade de São Paulo (USP). Seu protocolo clínico de confecção depende exclusivamente da mão de obra especializada do cirurgião dentista que, realiza uma moldagem facial do atleta a fim de manter as dimensões faciais corretas.

Tal normativa apresenta resultados satisfatórios, mas uma longa e complexa confecção, além disso a falta de mão qualificada para esse tipo de trabalho resulta em um difícil acesso para os atletas em geral. Por conta disso, muitos profissionais optam por confeccionar protetores faciais através de técnicas e materiais alternativos, que não passaram por testes experimentais, deixando em dúvida sua eficiência mecânica.

2. JUSTIFICATIVA

A proposta de um novo protocolo digital em protetores faciais esportivos terá impacto em diversos setores, e, o primeiro deles diz respeito ao direito do atleta à melhor terapia.

Sob a lei No 10.216, de 6 de Abril de 2001. Artigo 2, parágrafo único, podemos citar demais incisos que configuram a necessidade da melhor terapia:

I - ter acesso ao melhor tratamento do sistema de saúde, consentâneo às suas necessidades;

II - ser tratada com humanidade e respeito e no interesse exclusivo de beneficiar sua saúde, visando alcançar sua recuperação pela inserção na família, no trabalho e na comunidade;

III - ser protegida contra qualquer forma de abuso e exploração;

IV - ter garantia de sigilo nas informações prestadas;

V - ter direito à presença médica, em qualquer tempo, para esclarecer a necessidade ou não de sua hospitalização involuntária;

VI - ter livre acesso aos meios de comunicação disponíveis;

VII - receber o maior número de informações a respeito de sua doença e de seu tratamento;

VIII - ser tratada em ambiente terapêutico pelos meios menos invasivos possíveis;

IX - ser tratada, preferencialmente, em serviços comunitários de saúde mental.

Seguindo exemplo o inciso I, é importante que o atleta em seu estado crítico de saúde, ou seja, na presença de um traumatismo facial, tenha suas necessidades de saúde e particularidades esportivas atendidas de forma especializada.

O presente projeto visa a confecção e entrega de um dispositivo de proteção sem a necessidade presencial do paciente previamente ferido, classificando-o assim como um método extremamente não invasivo, preenchendo dessa forma a premissa descrita no inciso VIII.

Segundo estatísticas do Conselho Federal de Odontologia, o ano de 2019 iniciou com 328 mil Cirurgiões-Dentistas em todo o Brasil, dos quais menos de 30 são

especialistas em Odontologia do Esporte, uma taxa menor que 0,01% de todos os profissionais odontológicos no mercado brasileiro.

Esses números preocupam quando há uma grande responsabilidade pela integridade física de um atleta recém lesionado, já que, a falta de profissionais especialistas em Odontologia do Esporte leva a uma carência técnica do ramo.

A realidade do mercado mostra que há grandes dificuldades desses atletas afastados adquirirem um dispositivo de qualidade, já que sua oferta é praticamente nula no Brasil. Por esse motivo, muitos profissionais oferecem protetores faciais alternativos, confeccionados de forma terceirizada, comprometendo características essenciais como adaptação, conforto, visão, respiração, leveza e movimentação.

Assim como já relatado na grande mídia esportiva, percebe-se que atletas que utilizam protetores faciais pré-fabricados apresentam grandes índices de rejeição e abandono desses dispositivos, tornando o atleta incapaz de exercer suas atividades, comprometendo financeiramente, clubes, patrocinadores, staffs e o próprio esportista.

3. OBJETIVOS

O objetivo geral da pesquisa é obter um protocolo de protetor facial digital, validado, com características mecânicas satisfatórias, ampliar seu acesso à população, oferecendo um dispositivo eficiente e não invasivo.

4. METODOLOGIA

Este projeto foi dividido em quatro etapas de pesquisa e desenvolvimento: revisão bibliográfica, elaboração do novo protocolo, testes mecânicos e conclusões.

4.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Durante esta fase será feito um levantamento bibliográfico a respeito de traumatismos faciais no esporte, protetores faciais, tecnologia FDM 3D, equipamentos, estereolitografia e tipos de filamentos.

4.2 ELABORAÇÃO DO NOVO PROTOCOLO

Nesta fase serão formalizados os conceitos estudados na etapa anterior e utilizados como base para construção do novo protocolo de protetores faciais esportivos.

4.3 TESTES MECÂNICOS

Para realizar a etapa de testes e validação, o modelo de protetor facial foi submetido a simulação de força estática em MEF para determinar eficácia mecânica da malha e seu potencial de proteção.

4.4 CONCLUSÕES

As conclusões desta dissertação foram baseadas em dados de testes mecânicos, eficiência da nova tecnologia, testes de adaptação facial e na própria experiência do atleta lesionado.

5. CRONOGRAMA

As seguintes fases do projeto podem ser destacadas:

Fase 1: Revisão bibliográfica

Fase 2: Elaboração do novo protocolo

Fase 3: Testes mecânicos

Fase 4: Conclusões

Tabela 1: Cronograma de execução do projeto.

Meses	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4
Janeiro de 2020 a Março de 2020				
Abril 2020 a Junho de 2020				
Julho a Setembro de 2020				
Outubro a Dezembro de 2020				
Janeiro de 2021 a Março de 2021				

6. DESENVOLVIMENTO TEÓRICO

6.1 TRAUMATISMO FACIAL NO ESPORTE

A ciência tem demonstrado que a prática de esportes promove grandes benefícios à saúde humana. Esse tipo de atividade física é, no entanto, um dos principais fatores etiológicos de injúrias orofaciais. Tais lesões podem gerar traumatismos dentários irreversíveis e até impactos emocionais, por representarem uma experiência dramática para os envolvidos (SIZO, 2009).

O esporte, e todo tipo de atividade física, em sua prática, encerra um risco de ocorrência de lesões. Os atletas estão potencialmente sujeitos em qualquer fase, de treinamento ou de competição, a sofrerem lesões, que são diretamente proporcionais à existência dos fatores predisponentes, intrínsecos e extrínsecos, e a ausência de programas preventivos (VAZ, 2008).

Atualmente, as lesões desportivas têm extrapolado o âmbito das Ciências do Esporte, configurando-se também, devido a sua magnitude, transcendência e vulnerabilidade, como problema de saúde pública (CONTE, 2002). Nesse sentido, considera-se surpreendente a baixa quantidade de informações disponíveis acerca da frequência das lesões e de outros efeitos adversos da atividade física, entre a população em geral (POWELL, 1998).

O trauma é um problema sério e crescente em todo o mundo, sendo reconhecido como uma doença pandêmica. Segundo dados da Organização Mundial de Saúde, os traumas estão entre as principais causas de morbidade. Fica fácil então perceber que o trauma craniomaxilofacial tornou-se um assunto de grande relevância para a médico e dentista, sobretudo os que trabalham no setor de emergência, devido a sua frequência ser cada vez maior, principalmente nas últimas quatro décadas (RODRIGUES, 2006).

O trauma facial é notável, por levar a graves consequências emocionais e funcionais, com a possibilidade de deformidades permanentes (BISSON, 1997). Uma agressão localizada na face não envolve apenas tecido mole e ossos, mas também,

por extensão, pode acometer cérebro, olhos, seios da face e dentição (WULKAN, 2005).

Em adultos jovens, até a quarta década, as causas mais comuns, além dos acidentes automobilísticos, são as agressões e traumas decorrentes de práticas esportivas (BROOK, 1983; BOCHLOGYROS, 1985).

A exposição constante a modalidades esportivas diversas em quaisquer níveis de performance, por si, constitui-se situação de risco para ocorrência de lesões (AGUIAR, 2010).

Nas lesões faciais relacionadas aos esportes, a maioria estava associada com os esportes coletivos, principalmente o futebol, como seria de se esperar, pois é o esporte mais praticado em nosso país (Brasil). Para quem acompanha eventos esportivos, esses dados não são estranhos, sendo mostrados pela mídia esportiva com bastante frequência. Essas fraturas, em sua maioria, eram simples, sendo mais comuns as nasais e zigomáticas (MONTOVANI, 2006).

A incidência geral de lesões faciais traumáticas relacionadas à participação esportiva é bastante baixa em comparação com a incidência para outras regiões do corpo. No entanto, comparada a outros esportes, a participação no futebol está associada a um risco relativo mais alto de sofrer uma lesão facial traumática, com alguns estudos sugerindo que cerca de 75% das fraturas maxilofaciais relacionadas ao esporte ocorrem em atletas participantes do futebol (CERULLI, 2002).

A maior incidência de fraturas maxilofaciais relacionadas ao futebol é encontrada entre jogadores do sexo masculino, com idades entre 10 e 19 anos. As fraturas maxilofaciais não são apenas mais comuns no futebol do que em outros esportes, mas alguns estudos sugerem que essas fraturas tendem a ser mais graves (MIHALIK, 2005).

Um grupo relatou que a intervenção cirúrgica era necessária para 72,2% (13 de 18) das fraturas maxilofaciais sofridas durante a participação no futebol. Além das fraturas maxilofaciais, lesões negativas também podem ocorrer como resultado de trauma facial durante a atividade atlética (DELIBASI, 2004).

Traumas na cabeça, face e pescoço estão entre os mais frequentes no futebol. Durante a Copa do Mundo da FIFA 2014, a segunda parte do corpo mais ferida foi a

cabeça, o rosto e o pescoço, representando 18% de todos os traumas, depois de 25% para a coxa (JUNGE, 2015).

Um estudo que analisou 113 partidas da primeira divisão da Liga Brasileira de Futebol em 2009, constatou que em 84,1% dos jogos ocorreu pelo menos 1 incidente relacionado à região craniofacial, com média de 2,0 por partida (CORREA, 2012).

Um outro estudo revisou 451 jogadores da Associação Alemã de Futebol que sofreram ferimentos durante jogos de futebol. A cabeça foi acometida em 23,9% dos casos, e as áreas mais frequentemente envolvidas foram as regiões facial e occipital (KOLODZIEJ, 2011).

Devido ao crescimento no número de praticantes de esportes de contato, e pela competitividade que esses esportes oferecem, a tendência é de aumento substancial nas estatísticas de ocorrências, envolvendo acidentes traumáticos, incluindo os dentários e faciais (SILVEIRA, 2009).

O esporte é uma fonte significativa de lesão facial. Segundo dados publicados, 3% a 29% das lesões faciais ocorrem durante o esporte. A complexa anatomia da face dificulta o diagnóstico e o tratamento dessas lesões. É importante para quem participa dos cuidados dos atletas entender a grande variedade de lesões faciais que ocorrem durante os esportes. É fundamental que aqueles que oferecem cobertura médica à margem dos eventos esportivos sejam capazes de reconhecer e gerenciar lesões faciais que requerem tratamento urgente (ROMEO, 2007).

De acordo com estudos recentes, as fraturas faciais representam 4%-18% de todas as lesões esportivas e 6%-33% de todas as lesões fraturas ósseas da face. As fraturas da face média e mandibular são notáveis porque podem ameaçar as vias aéreas ou causar sangramento abundante. Fraturas orbitais e zigomáticas podem ameaçar a visão (CAROLL, 1995; MOUROUZIS, 2005).

A pele da face e os ossos faciais, devido a sua projeção anterior corporal, são extremamente expostos a agressões (CAVALCANTI, 2010).

O nariz é a estrutura facial mais proeminente e é o osso mais fraturado na face adulta. Os ossos do nariz incluem o processo frontal da maxila, o processo nasal do osso frontal, o etmóide, o vômer e os ossos nasais (HIGUERA, 2007).

A fratura nasal ocorre em três ocasiões: contra outro esportista, contra o solo e contra algum equipamento da quadra ou campo (FRENGUELI, 1991; KAPLAN, 2000),

entretanto a causa mais comum de fratura nasal é o impacto contra outro jogador que chega a 43%, seguido por impacto de cotovelo-cabeça e cabeça com cabeça (DELIBASI, 2004), ocorre normalmente por colisão onde há o choque face com cabeça, face com parte do corpo. Devido a sua localização, mais exposta a injúrias (RONTAL, 1971), a fratura nasal é a terceira em ocorrência dos traumas desportivos, precedida pela fratura da clavícula e do punho (DINGMAN, 2001).

As lesões podem ser consideradas como o principal fator de afastamento de atletas da sua modalidade esportiva. Esse afastamento é prejudicial, pois influencia diretamente no seu desempenho físico e técnico, além dos possíveis prejuízos psicológicos, já que a recuperação pode ser demorada, exigindo deles paciência e cautela para retornar à atividade: e conseqüentemente, a equipe também é prejudicada. Cada esporte tem suas características próprias de espaço, tempo, dinâmica e exigência física, o que pode determinar o tipo de lesão mais frequente em cada um deles (FILHO, 2009).

Faltam estudos baseados em evidências sobre o retorno ao jogo após trauma facial. Atualmente, não existem diretrizes específicas. Recentemente, recomendações para o retorno ao jogo após fratura facial foram publicadas em um estudo de Roccia et al. em 2009.

O estudo afirma que o processo de cicatrização óssea começa com um estágio de reação inflamatória do hematoma por até 5 dias após a fratura, seguido por um estágio de formação de calos 4-40 d após a fratura e, finalmente, uma fase de remodelação, que ocorre entre os dias 25 e 50 após a fratura (REEHAL, 2010).

Durante a fase de cicatrização de uma fratura, não é recomendado participar de treinos que envolvam contato físico e jogar partidas devido aos riscos de danos recorrentes no osso cicatrizado (BAAT, 2016).

Com base no tempo desse processo de cicatrização, os autores recomendam o retorno ao jogo de forma gradual. Os autores recomendam nenhuma atividade nos primeiros 20 dias após a fratura, exercícios aeróbicos leves apenas nos dias 21 a 30, exercícios de treinamento sem contato durante os dias 31 a 40 e, finalmente, treinamento de contato completo e jogabilidade após o dia 41. O avanço de uma etapa para a próxima somente será permitido se o atleta estiver assintomático na etapa atual. A exceção é para fraturas faciais em um atleta que participa de esportes de

combate. Nesse caso, o retorno à atividade é recomendado em menos de três meses. Deve-se notar que os atletas voltaram a jogar após fratura facial com máscaras protetoras muito antes do recomendado por essas diretrizes. Essa é uma medida que pode ser tomada para proteger os atletas após lesões faciais, mas não foram estabelecidas diretrizes que especifiquem com que rapidez o retorno deve ser permitido após lesões faciais específicas com ou sem dispositivos de proteção. Neste ponto, a maioria das decisões sobre o retorno ao jogo após uma lesão facial se baseia na opinião de um especialista. Uma variedade de lesões faciais ocorre nos esportes. Podem ser lesões graves que causam sangramento profuso, ameaçam a visão, comprometem as vias aéreas ou causam outra incapacidade. A compreensão adequada do diagnóstico e tratamento de lesões faciais ajudará a garantir a segurança e a boa saúde dos atletas. O uso de equipamentos de proteção é fundamental na prevenção de lesões faciais no esporte (REEHAL, 2010).

6.2 PROTETORES FACIAIS

Alguns estudos científicos demonstraram que o uso de um protetor facial adequado reduz significativamente o número de lesões orofaciais (LAPRADE, 1995; BENSON, 1999).

Os protetores faciais são predominantemente usados por atletas que praticam esportes com alto risco de lesões orofaciais. As lesões podem resultar de uma variedade de mecanismos diferentes, incluindo o contato físico direto com os adversários ou seus equipamentos de proteção, sendo atingidos por adversários, bolas, tacos e contato com os limites de campo, tais como terrenos irregulares, placas, bancos e demais variáveis. Nessas circunstâncias, um protetor facial individualizado é seguro e causa um desconforto mínimo, além de permitir um retorno seguro às atividades esportivas, principalmente as que envolvem contato físico. A popularidade do uso desses dispositivos por atletas renomados tais como Kobe Bryant e LeBron James despertou interesse em usar protetores faciais entre atletas do ensino médio e jogadores universitários. Isso efetivamente removeu o estigma e até adicionou popularidade ao uso dos protetores faciais (BAAT, 2016).

Existem uma enorme quantidade e variedade de protetores faciais fabricados em todo o mundo, porém nenhum deles foi cientificamente revisado ou categorizado por design de produto, aplicação esportiva e preço (GANDY, 2016).

6.2.1 Tipos de Protetores Faciais

Hoje existe uma enorme gama de protetores faciais no mercado mundial, com grandes variações anatômicas, diferentes composições, peso e resposta mecânica variada, por isso é muito importante que classifiquemos os tipos de protetores faciais disponíveis.

6.2.1.1 Protetores faciais pré-fabricados

A maioria dos protetores faciais pré-fabricados possui apenas três tamanhos e, portanto, pode ser menos confortável, e trazer outras desvantagens como por exemplo a redução do campo visual (GANDY, 2016).

É comum encontrarmos no mercado dispositivos de proteção pré-fabricados, ou em tamanhos P, M ou G. Esses dispositivos podem apresentar um custo reduzido e maior disponibilidade, porém nos casos dos protetores faciais também podem interferir diretamente em características essenciais para o atleta. Assim como publicado pela mídia esportiva, existem diversos relatos de atletas em todo o mundo que não conseguiram se adaptar ao uso dos protetores faciais pré-fabricados por diversos motivos. Por apresentar conformidades que não necessariamente respeitem toda a anatomia facial, em sua grande maioria os protetores faciais pré-fabricados apresentam pouca capacidade de adaptação, por isso podem prejudicar a visão do atleta durante sua utilização. Como ainda não existe uma regulamentação sobre os tipos de materiais que podem ser utilizados nesse tipo de dispositivo, é comum que se encontre protetores faciais compostos por matérias primas rígidas, com pouca capacidade de deformação, absorção e dissipação das forças de impacto, grande variedade de peso, espessura, textura e resposta térmica. Por conta da grande complexidade de variantes em sua produção, os protetores faciais pré-fabricados não seguem um padrão, tornando-o de forma geral, um modelo pouco confiável no ponto de vista da proteção e do desempenho esportivo.



Figura 1: Atleta de futebol sofre impacto com protetor facial pré-fabricado

Fonte: (EL MUNDO)

6.2.1.2 Protetores faciais individualizados por moldagem

Protetores faciais realizados através de moldagem da face do atleta apresentam adaptação, proteção e conforto superior aos demais modelos pré-fabricados, seu custo é maior e seu protocolo exige a presença do atleta, seu período de confecção pode variar de 3 até 6 horas.

6.3 DESIGN

Para garantir o design adequado, cada caso deve ser avaliado individualmente para determinar quais estruturas anatômicas precisam de proteção e quais estruturas anatômicas resistentes podem fornecer suporte e estabilidade para a proteção facial. Para fornecer suporte e estabilidade máximos para a proteção facial, várias estruturas anatômicas rígidas precisam ser identificadas para distribuir forças para longe das estruturas anatômicas vulneráveis. Por exemplo, no caso de uma fratura estabilizada do complexo zigoma, o osso frontal, a maxila, o nariz e o complexo zigoma contralateral podem servir como estruturas anatômicas de apoio para que o protetor facial direcione as forças para longe da região de zigoma. Em alguns casos, no entanto, os protetores faciais podem ter um efeito negativo, como prejudicar a visão (BAAT, 2016).

6.4 MATERIAIS

O material utilizado nesse protetor facial deve fornecer proteção e segurança máximas, mas também não devem causar ferimentos ao atleta ou a outros competidores no caso de contato, seja por trauma direto, por fratura ou lasca. Nesses casos os materiais termoplásticos, por exemplo, são os mais indicados e adequados (BAAT, 2016).

6.4.1 Etileno Acetato de Vinila (E.V.A) – Copolímero

Este material é um polímero termoplástico de estrutura semicristalina, sua geometria é composta por uma parte amorfa e outra parte cristalina. Como em qualquer polímero, as propriedades físicas do EVA dependem de sua massa, de seu formato e de sua geometria. O EVA é considerado um copolímero pelo fato de ser constituído por dois monômeros, o etileno e o acetato de vinila. O seu processamento permite uma porcentagem entre 18% e 28% de acetato de vinila. A capacidade amortecedora do EVA cresce conforme a porcentagem de acetato de vinila diminui, neste trabalho o EVA utilizado tem 19% de acetato de vinila. O EVA é uma macromolécula composta por repetidas unidades unidas por ligações covalentes, suas unidades primárias de constituição são dois monômeros cujas propriedades físicas dependem do tamanho e do peso molecular dos mesmos. Materiais poliméricos geralmente apresentam baixa densidade, resistência à temperatura e condutividade térmica e elétrica. Entre as principais características do EVA pode-se destacar sua grande elasticidade, flexibilidade e boa tenacidade a baixas temperaturas, boa resistência mecânica e grande resistência à fratura. Considerando o EVA flexível, algumas propriedades, como elasticidade, são mais proeminentes, no entanto, outras propriedades como limite de resistência mecânica são mais baixos. O EVA flexível possui um comportamento semelhante aos elastômeros (COTO, 2009).

Os termoplásticos são polímeros que podem amolecer e escoar quando sujeitos a altas temperaturas e pressões e fora desta situação, permanecem sólidos com geometria definida, sendo essa transformação reversível, por tal motivo eles podem ser chamados de fusíveis, solúveis e recicláveis. Na maioria das situações práticas nas quais os polímeros são aplicados ou testados mecanicamente, é possível

observar que sua resposta mecânica é dependente do tempo, o que os aproxima dos materiais viscoelásticos. Ou seja, seu comportamento é similar ao comportamento de um fluido viscoso, dando respostas elásticas instantâneas. Essa parte que faz o polímero se comportar como um fluido viscoso consome parte da energia absorvida de forma irreversível. Essa absorção pode ocorrer devido ao atrito interno entre as macromoléculas, por mudanças de formas (rotação do carbono – ligações de carbono ao redor de seu próprio eixo) ou por seu escoamento. Além disso, se o esforço transferido ao polímero for repentino, o atraso da resposta elástica dependerá da diferença de tempo entre o estímulo e a resposta do polímero para a sua macromolécula enovelar e desenovelar. Este atraso na resposta mecânica ou elástica ocorre devido à sua porção viscosa (COTO, 2009).

Ocasionalmente, um protetor facial personalizado é usado para a prevenção secundária de lesões após uma lesão orofacial. Isso geralmente ocorre em atletas profissionais ou de alto nível amador em esportes de contato, como em atletas de futebol, que costumam continuar suas atividades esportivas mesmo com a presença de uma lesão na face (BAAT, 2016).

Na literatura temos como única normativa o protocolo idealizado LAPOEBI - USP.

É necessário um modelo detalhado de toda a área frontal da cabeça para fazer um protetor facial individualizado, nesse método é realizado uma moldagem individual da face para se criar um modelo de gesso. Durante o processo é necessário isolar as áreas retentivas com vaselina sólida a fim de facilitar posteriormente a remoção dos materiais.

São necessários inserir 4 camadas de materiais para se obter o modelo facial em definitivo. Inicialmente inserimos o alginato (hidrocolóide irreversível) em sua maior totalidade na periferia do local da lesão e depois preenchendo o resto da face de forma a copiar toda sua extensão, testa, região de zigoma, nariz e olhos. Durante a geleificação do alginato, gazes umedecidas são levemente inseridas em toda a extensão da moldagem a fim de facilitar a sua remoção no final de todo o processo. Após inserido a gaze umedecida, é inserido em toda sua superfície o gesso odontológico comum (TIPO I). Após cristalização do gesso comum, é realizada a remoção de todas as camadas com os dedos ao redor do rosto do paciente de forma

cuidadosa para não rasgar o alginato, quebrar o gesso ou machucar o paciente. Após isso, toda a área negativa da face copiada pelo alginato é preenchida com gesso odontológico especial (TIPO IV). Após aguardar o tempo de presa, é removida a cópia da face em gesso especial, o modelo é ajustado com recorte de imperfeições e alisamento de áreas retentivas. A confecção do protetor facial então é realizada acima desse modelo. Após aplicar um agente isolante no gesso, placas de E.V.A soft (flexível) odontológicas são termicamente adaptadas e recortadas por toda a região anatômica da face, respeitando o design do protetor facial. Após finalizar o processo da primeira camada de E.V.A Soft, esse mesmo processo é repetido com outra camada, dessa vez em E.V.A semirrígido, formando a porção externa do protetor facial.

Essa normativa foi idealizada para possibilitar que cirurgiões dentistas possam confeccionar protetores faciais esportivos em seus consultórios, no entanto, seu protocolo de confecção é extremamente complexo, 100% clínico, dura em média de 6 a 8 horas, sendo assim torna-se um método exaustivo e com pouca mão de obra especializada, além de seu alto custo.



Figura 2: Atleta utilizando protetor facial esportivo (Protocolo LAPOEBI)

Fonte: Instituto Esporte & Odonto (2017)

A NCAA, uma associação composta de 1281 instituições, conferências, organizações e indivíduos que organizam a maioria dos programas de esporte universitário nos Estados Unidos, passou por uma pesquisa de avaliação sobre a utilização de protetores faciais esportivos, 352 programas esportivos da Divisão I foram escolhidos (254 participaram da pesquisa, com taxa de resposta de 72%). A maioria das instituições utilizam protetores faciais individualizados (46%), porém, os mesmos se demonstraram insatisfeitos com o alto custo, demora no tempo de resposta e manufatura lenta (GANDY, 2016).

Os protetores faciais individualizados trazem várias desvantagens, como seu preço mais significativo. Como os protetores faciais individualizados são criados a partir de um molde do rosto do jogador, esses modelos são mais caros e podem custar de US \$ 500 a US \$ 1.200. Além disso, o tempo de resposta para moldar, construir e enviar o modelo personalizado é muito mais longo. A maioria dos treinadores e instituições esportivas acabam optando por um protetor facial pré-fabricado com o objetivo de diminuir seu tempo de entrega (GANDY, 2016).

6.4.2 3D - Digitalizados e produzidos por Manufatura Aditiva (AM)

Diferente das técnicas tradicionais, novas tecnologias foram aplicadas para minimizar os problemas mencionados e satisfazer as necessidades dos pacientes em relação aos protetores. Essas tecnologias envolvem scanners tridimensionais para capturar a anatomia facial, aplicativos CAD (Computer Aided Design) para criar e modelar o protetor facial, e uma impressora 3D para construí-lo camada por camada. Um protetor facial pode ser projetado por um usuário não experiente em 10 a 20 minutos. Essa nova metodologia pode ser economicamente viável em comparação com a abordagem tradicional ao usar scanners e impressoras 3D acessíveis, mas de alta qualidade. A aplicação dessa tecnologia mostra algumas melhorias significativas em comparação com a abordagem tradicional: é menos invasiva para o paciente (não exige sua presença clínica), pode custar até dois terços do custo e permite ao profissional personalizar a máscara do paciente com um esforço mínimo (AITOR, 2014).

Nesse novo conceito em saúde devemos nos inteirar sobre o novo universo da telemedicina, que, em sentido amplo, pode ser definida como o uso das tecnologias de informação e comunicação na saúde, viabilizando a oferta de serviços ligados aos cuidados com a saúde (ampliação da atenção e da cobertura), especialmente nos casos em que a distância é um fator crítico. Acesso, equidade, qualidade e custo são os principais problemas enfrentados pelos sistemas universais de saúde em todo o mundo, em uma realidade na qual a população se apresenta crescentemente longa e de mudanças nas características de saúde e doença. Nesse contexto, a telemedicina vem sendo vista como uma ferramenta importante para o enfrentamento dos desafios contemporâneos dos sistemas de saúde universais. (MALDONADO, 2016).

Seguindo outros trabalhos encontrados na literatura, uma estratégia de modelagem 3D semiautomática pode ser planejada para ajudar os clínicos a projetar protetores faciais personalizados em um curto espaço de tempo (AITOR, 2014).



Figura 3: Atleta utilizando protetor facial esportivo (Novo Protocolo)

Fonte: Instituto Esporte & Odonto (2019)

6.5 EQUIPAMENTOS E TECNOLOGIA 3D

O material utilizado nesse protetor facial deve fornecer proteção e segurança máximas, mas também não devem causar ferimentos ao atleta ou a outros competidores no caso de contato, seja por trauma direto, por fratura ou lasca. Nesses casos os materiais termoplásticos, por exemplo, são os mais indicados e adequados (BAAT, 2016).

6.5.1 Estereolitografia

A estereolitografia é uma estrutura de tecnologia de impressão 3D (anatômica) e vem sendo desenvolvida em várias disciplinas médicas desde a década de 1980. Usando TC ou RM, as seções transversais da estrutura anatômica são construídas camada por camada. Cada camada tem uma espessura de cerca de 1 mm e é salva como um formato de arquivo de imagem em um programa de software (BAAT, 2016).

A captura de características faciais por meio de dispositivos de digitalização sem contato implica capturar o rosto do paciente sem tocá-lo usando métodos ópticos (por exemplo, laser, luz estruturada etc.) ou usando alguma tecnologia passiva como estereofotogrametria. O resultado de todas essas tecnologias é o rosto do paciente representado por uma coleção de pontos virtuais (denominada nuvem de pontos) ou uma malha triangular em poucos segundos. Com a face virtual, o protetor facial pode ser projetado com vários aplicativos CAD (Computer Aided Design) disponíveis no mercado. Depois que o protetor facial é modelado, ele pode ser fabricado usando qualquer tecnologia de impressão 3D (Manufatura Aditiva). Quando comparada à abordagem tradicional, a nova metodologia tecnológica apresenta várias vantagens, mas também algumas desvantagens. Como vantagens, o trauma experimentado pelo paciente é eliminado ao evitar qualquer contato físico, como na abordagem convencional, elimina problemas de imprecisão devido ao movimento do paciente ao definir as bandagens de alginato e gesso, o ajuste do protetor facial ao rosto é melhorado e o profissional pode entregar um produto personalizado para atender às necessidades do paciente (AITOR, 2014).

No entanto, existem várias desvantagens em potencial. Em primeiro lugar, existem alguns problemas bem documentados ao digitalizar o rosto humano. Dados de baixa qualidade podem resultar da presença de cabelos (sobrancelhas ou barba, por exemplo) que podem afetar o design de uma máscara que se encaixa perfeitamente no rosto do paciente. Além disso, o investimento necessário para scanners 3D específicos para rosto humano é significativo e, na maioria dos casos, exige certo conhecimento sobre a tecnologia para obter um rosto virtual de boa qualidade. Passando para o processo de modelagem, também há algumas desvantagens a serem mencionadas. As tecnologias de CAD estão se tornando mais

populares para aplicações médicas e os profissionais estão dispostos a avanços tecnológicos em seu trabalho, que lhes permitem modelar uma máscara facial para atender às necessidades do paciente. No entanto, em muitos casos, eles descobrem que o treinamento e a habilidade necessários para o processo de modelagem CAD de máscaras personalizadas podem ser proibitivos em termos de tempo e custo. Esse ponto tem como consequência que muitos profissionais favoráveis a essa nova abordagem devem confiar completamente em modeladores externos para realizar o trabalho, sendo imprescindível que um bom fluxo de comunicação entre projetista e profissional seja estabelecido para evitar mal-entendidos que possam levar a falhas no projeto (AITOR, 2014).

No entanto, dispositivos de digitalização e FDM de baixo custo, poderiam ser uma alternativa real às práticas convencionais na criação de protetores faciais. A precisão da digitalização de um scanner de baixo custo de uso geral prontamente disponível está próxima da qualidade de um scanner de rosto de alto custo dedicado, com uma diferença de menos de 1 milímetro na região do nariz (AITOR, 2014).

6.5.2 Impressora 3D

A estrutura física da Impressora 3D é formada por perfis estruturais, guias lineares, rolamentos, fusos, juntas, suportes, três extrusoras, além de parafusos, arruelas e porcas.

A Impressora 3D nada mais é que um robô, ou seja, uma máquina manipuladora com vários graus de liberdade controlada automaticamente, reprogramável, multifuncional, que pode ter base fixa ou móvel para utilização em aplicações de automação (DUARTE, 2017).

O robô cartesiano é formado por três trilhos que articulam em ângulos retos um com o outro, sendo que um deles corre verticalmente para controlar a altura e os outros dois correm horizontalmente (um para controlar o movimento esquerda/direita e o outro o movimento avanço/recuo). Robôs cartesianos são altamente precisos, bem lentos e podem possuir elevada capacidade de carga. É um robô de configuração mais simples, desloca as três juntas, chamadas de prismáticas ou lineares, por mover em linha reta e ser composta de duas hastes que deslizam entre si. Este robô opera dentro

de um envoltório de trabalho cúbico, e tem a configuração XY-Z, que significa que a ferramenta se move no plano XY e a mesa no eixo Z.



Figura 4: Protetor Facial Digital Impresso (vista frontal) em Impressora 3D Zmorph VX

Fonte: InovFabLab - Universidade Santa Cecília - UNISANTA, (2019).

Entre as tecnologias AM (Aditive Manufacture), a Modelagem de Deposição Fundida (FDM) é uma técnica de baixo custo que utiliza um filamento termoplástico para construir peças camada após camada (CALIGNANO, 2017). A popularidade do FDM começou com a expiração da patente de Sir Scott Crump pela Stratasys e o projeto Reprap de código aberto subsequente (JONES, 2011), que desde então se tornou a escolha preferida dos fabricantes.

O processo FDM é mais conhecido popularmente como impressão 3D e pertence à categoria de extrusão de material de acordo com a terminologia ISO / ASTM (Standard, 52900:2015). Os sistemas FDM ou impressoras 3D têm um design simples que consiste em uma estrutura cartesiana com três eixos controlados, até três cabeças de extrusão e uma plataforma aquecida para sua construção (PAKKANEN, 2017).



Figura 5: Impressora 3D Zmorph VX em processo de impressão

Fonte: InovFabLab - Universidade Santa Cecília - UNISANTA (2019).

6.5.3 Filamentos

Com o avanço da tecnologia, os materiais para impressora 3D desenvolvidos estão se multiplicando. Cada dia a necessidade em atender às solicitações específicas dos usuários aumenta. Inicialmente, os filamentos foram desenvolvidos para usuários com um padrão geral de peças. Porém, quanto mais técnicas e detalhadas se tornam as peças, cresce a necessidade dos materiais suportarem requisitos de cada projeto, como temperatura, resistência mecânica, resistência química etc (BESKO, 2018).

Muitos materiais poliméricos estão disponíveis para impressão 3D, embora a escolha seja muito limitada quando comparada à dos polímeros para moldagem por injeção. Existem poucas semelhanças nas propriedades de todos os materiais FDM: o material precisa ter um baixo ponto de fusão e uma viscosidade reduzida para sair do bico para deposição e aderência à camada anterior sob a baixa pressão aplicada pelo mecanismo de extrusão. O ponto chave para plásticos de base é definir a temperatura de extrusão adequada para alcançar a viscosidade correta para uma boa fluidez, enquanto o comportamento reológico das filamentos compostas é mais complexo. As principais questões dos compósitos estão relacionadas ao tipo de carga e à quantidade de conteúdo de água (LI, 2016).



Figura 6: Filamento Tritan

Fonte: 3DLab - Solução em Impressões

6.5.3.1 Filamento ABS

O acrilonitrila butadieno estireno (ABS) é um dos materiais mais comuns na impressão 3D. Boas propriedades mecânicas e extrudabilidade tornam a escolha preferida dos fabricantes. Geralmente o ABS não é biodegradável e apresenta pouca resistência a radiação UV. O segundo material mais popular é o ácido polilático (PLA). O PLA é feito da polimerização de açúcares e amidos, por isso é biodegradável e reciclável. Outros polímeros comumente usados são plásticos da família polycarbonato (PC), poliamida (PA), polietileno de alta densidade (HDPE), tereftalato de polietileno (PETG) e poliuretano termoplástico flexível (TPU) (PAKKANEN, 2017). No entanto é importante avaliarmos suas características técnicas e mecânicas a fim de eleger a que melhor se adequa aos objetivos desse projeto.

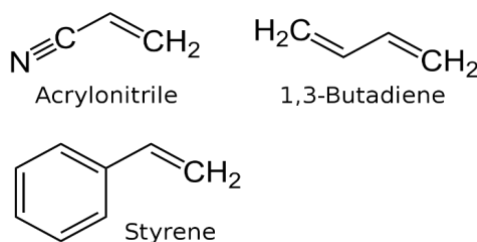


Figura 7: Estrutura química do composto acrilonitrila butadieno estireno.

Fonte: (PINTO, 2012)

Tabela 2: Data Sheet ABS

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	ABS	Norma
Densidade	1,04 [g/cm ³]	ASTM D792
Temperatura de Fusão	200 - 220 [°C]	ASTM D3418
Tg	99 [°C]	ASTM D1525
Propriedades Mecânicas	-	-
Tensão de Ruptura	39 [Mpa]	ASTM D638
Módulo de Elasticidade	2160 [Mpa]	ASTM D790
Resistência à Flexão	67 [Mpa]	ASTM D790
Resistência a Impacto Izod	294 [J/m]	ASTM D256
Corpos de Prova Impressos		
Propriedades Mecânicas	ABS	Norma
Tensão de escoamento	14,7 [Mpa]	ASTM D638
Módulo de elasticidade	1335,9 [Mpa]	ASTM D638
Tensão de Ruptura	29 [Mpa]	ASTM D638
Alongamento	7,08 [%]	ASTM D638
Dureza	74 [Shore D]	ASTM D2240
Temperatura HDT	86,13 [°C]	ISO 75
Tolerância Dimensional	+/- 0,05mm	-
Características de Impressão 3D		
Temperatura de Impressão	210 – 250 [°C]	-
Temperatura de Mesa	90 – 120 [°C]	-
Cooler Resfriamento de Peça	Indicado 20% (Impressora Fechada)	-
Enrolamento		-
Cor	Uniforme Opaca	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

6.5.3.2 Filamento PLA

É um poliéster alifático termoplástico e biodegradável, derivado de fontes renováveis, considerado um material sustentável, e por isso tem um papel central na substituição de polímeros derivados do petróleo para determinadas aplicações (CASTRO-AGUIRRE, 2016).

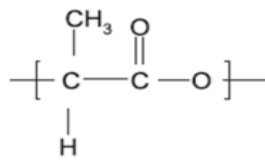


Figura 8: Estrutura química do monômero do PLA.

Fonte: (CASTRO-AGUIRRE, 2016)

Na área médica, o PLA é amplamente utilizado devido à sua biocompatibilidade com o corpo humano, atuando em implantes reabsorvíveis, suturas cirúrgicas e dispositivos médicos, além de liberação controlada de fármacos (CASTRO-AGUIRRE, 2016). Contudo, a evolução das técnicas de produção do PLA nos últimos anos possibilitou a difusão do uso deste material também para as indústrias têxtil e de embalagens, que passou a ser aplicado em fibras para roupas, embalagens de alimentos e descartáveis, por exemplo (SAINI, 2016).

Tabela 3: Data Sheet PLA

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	PLA	Norma
Densidade	1,24 [g/cm ³]	ASTM D792
Temperatura de Fusão	165 - 180 [°C]	ASTM D3418
Tg	55 - 60 [°C]	ASTM D3418
Propriedades Mecânicas		
Tensão de Escoamento	51 [Mpa]	ASTM D882
Módulo de Elasticidade	2315 [Mpa]	ASTM D790
Resistência a Tração	50 [Mpa]	ASTM D790
Alongamento	3,31 [%]	ASTM D882
Corpos de Prova Impressos		
Propriedades Mecânicas	PLA	Norma
Tensão de escoamento	24,8 [Mpa]	ASTM D638
Módulo de elasticidade	1896 [Mpa]	ASTM D638
Tensão de Ruptura	46 [Mpa]	ASTM D638
Alongamento	3,69 [%]	ASTM D638
Dureza	85 [Shore D]	ASTM D2240
Temperatura HDT	55,11 [°C]	ISO 75
Tolerância Dimensional	+/- 0,05mm	-
Características de Impressão 3D		
Temperatura de Impressão	195 – 220 [°C]	-
Temperatura de Mesa	55 – 70 [°C]	-
Cooler Resfriamento de Peça	Indicado	-
Enrolamento	Eletrônico	-
Cor	Uniforme	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

6.5.3.3 Filamento PETG

Atualmente um material que vem ganhando espaço entre os usuários da comunidade de impressão 3D, principalmente quando se há a necessidade de construir peças flexíveis e duráveis. Neste cenário, é anunciado como um filamento que reúne as melhores qualidades do ABS (resistente e dúctil) com a facilidade de impressão que o PLA oferece. Caracteriza-se por ser uma versão modificada do PET,

na qual o "G" significa "glicol modificado", sendo adicionado à composição do material durante a polimerização. O resultado deste processo é um filamento mais transparente, menos rígido, e mais fácil de ser utilizado do que a sua forma base, o PET (SANTANA, 2018).

Industrialmente, o Politereftalato de Etileno (PETG), é obtido por duas rotas químicas (STEFANELLI, 2013).

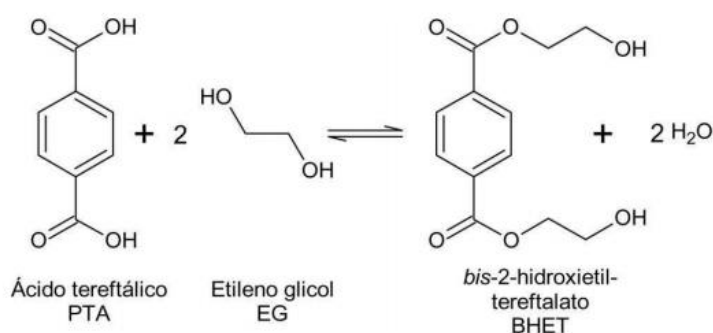


Figura 9: Estrutura química PETG - esterificação direta do ácido tereftálico purificado

FONTE: (STEFANELLI, 2013).

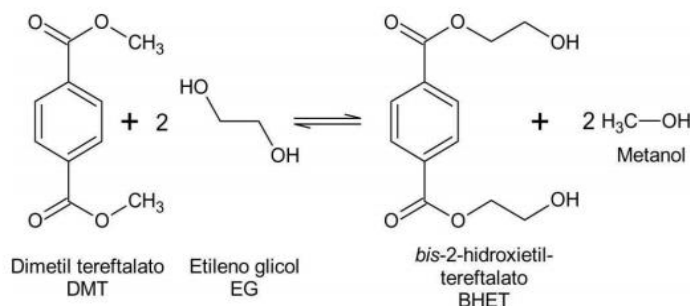


Figura 10: Estrutura química PETG - Transesterificação do dimetil tereftalato (DMT) com o etileno glicol (EG)

Fonte: (ESTEFANELLI, 2013).

O PETG, quimicamente descrito como poly(ethylene terephthalate-co-1, 4-cyclohexylenedimethylene terephthalate), é um polímero amorfo, o qual mantém seu estado semissólido quando aquecido, o que o torna adequado para a Impressão 3D. É aplicado na produção de garrafas de água, embalagens de alimento, entre outros itens de plástico (ANATOL, 2017; ALZAHANI, 2017). Em um aspecto geral, o PETG consiste em um polímero com temperatura de transição vítrea próxima a 80°C, com propriedades mecânicas semelhantes às do PET, tendo como vantagens uma notável

tenacidade, flexibilidade, e alta capacidade de processamento (WANG, 2013). Estudos como os de LAM et al. de 2004 encontraram valores de resistências à tração, alongamento até a ruptura e módulo de elasticidade para o PETG próximos a 25 MPa, 93%, e 1,6 GPa, respectivamente. Já no trabalho de FOCKE et al. (FOCKE, 2009), para as mesmas propriedades, os resultados foram seguindo a ordem, 50,4 MPa, 73%, e 2,02 GPa.

Tabela 4: Data Sheet PETG

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	PETG	Norma
Densidade	1,27 [g/cm ³]	ASTM D792
Temperatura de Fusão	240 - 260 [°C]	ASTM D3418
Tg	70 [°C]	ASTM D1525
Propriedades Mecânicas		
Tensão de Escoamento	50 [Mpa]	ASTM D638
Módulo de Elasticidade	2100 [Mpa]	ASTM D790
Resistência à flexão	70 [Mpa]	ASTM D790
Resistência a Impacto IZOD	101 [J/m]	ASTM D256
Corpos de Prova Impressos		
Propriedades Mecânicas	PETG	Norma
Tensão de escoamento	18,6 [Mpa]	ASTM D638
Módulo de elasticidade	1067,9 [Mpa]	ASTM D638
Tensão de Ruptura	32,6 [Mpa]	ASTM D638
Alongamento	7,74 [%]	ASTM D638
Dureza	75 [Shore D]	ASTM D2240
Temperatura HDT	67,3 [°C]	ISO 75
Tolerância Dimensional	+/- 0,05mm	-
Características de Impressão 3D		
Temperatura de Impressão	230 – 260 [°C]	-
Temperatura de Mesa	75 – 85 [°C]	-
Cooler Resfriamento de Peça	30%	-
Enrolamento	Eletrônico	-
Cor	Uniforme Opaca	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

6.5.3.4 Filamento TPU Flex

O Elastômero Termoplástico também conhecido como TPE é uma mistura de polímeros. O Poliuretano Termoplástico (TPU) é uma variação do TPE, apresenta-se um pouco mais rígido e mais durável do que o TPE. Notoriamente a principal característica destes filamentos para impressão 3D é o fato deles serem mais flexíveis, mas também possuem outras vantagens quando se comparado à elastômeros convencionais. O uso do TPE ou TPU é indicado para objetos que precisam ter muito desgaste e que necessitem se dobrar, esticar ou comprimir em excesso (BESKO, 2018).

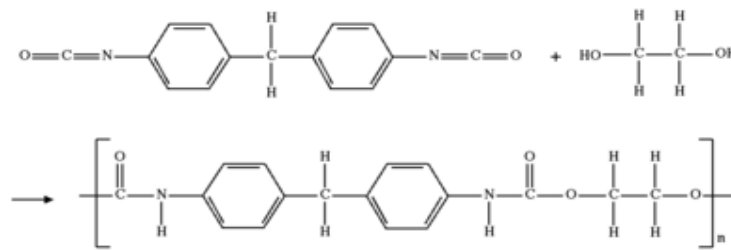


Figura 11: Estrutura química poliuretano

Fonte: (SOUZA, 2013).

Tabela 5: Data Sheet TPU

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	TPU	Norma
Densidade	1,23 [g/cm ³]	ASTM D792
Temperatura de Fusão	220 - 250 [°C]	ASTM D3418
Resistência a Temperatura	85 [°C]	ASTM D1525
Propriedades Mecânicas	-	-
Resistência max. tração	37,0 [Mpa]	ASTM D412
Módulo de elasticidade	120,0 [Mpa]	ASTM D412
Alongamento até ruptura	400 [%]	ASTM D412
Resistência a tração em 20% de deformação	10,0 [Mpa]	ASTM D412
Resistência a tração em 100% de deformação	18,0 [Mpa]	ASTM D412
Resistência a tração em 300% de deformação	27,0 [Mpa]	ASTM D412
Dureza	98,0 [Shore A]	ASTM D2240
Dureza	58,0 [Shore D]	ASTM D2240
Característica de Impressão 3D		
Temp. de Impressão	220 – 235 [°C]	-
Temp. da Mesa	50 – 65 [°C]	-
Cooler Resfriamento de Peça	Indicado 20%	-
Enrolamento	Eletrônico	-
Cor	Uniforme Opaca	-
Tolerância Filamento	+/- 0,1mm	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

6.5.3.5 Filamento Nylon

O Nylon, ou “poliamida” é um polímero sintético bastante popular e é utilizado em muitas aplicações industriais. É um plástico de baixo custo, forte, leve e flexível em comparação com os demais filamentos, classifica-se como “primeiro lugar” quando considerado suas principais características. As poliamidas ou nylons pertencem a uma classe de polímeros atraente para aplicações em engenharia devido à combinação de propriedades como: estabilidade dimensional, boa resistência ao impacto sem entalhe e excelente resistência química (BASSANI, 2017).

Assim como o PLA, “o filamento de Nylon é extremamente sensível à umidade, de modo a tomar medidas de secagem durante a armazenagem e imediatamente

antes da impressão” (Estamparia do Futuro). O Nylon pode absorver a umidade facilmente, e durante apenas 24 horas chega a aumentar em 10% o seu peso. Faixa de temperatura de impressão está em torno de 210°C á 250°C, portanto sua temperatura de fusão é considerada alta, e também como o ABS, quando aquecido emite fumaça e a mesma é considerada tóxica, e ele não é reciclável por ser um termofixo (BESKO, 2018).

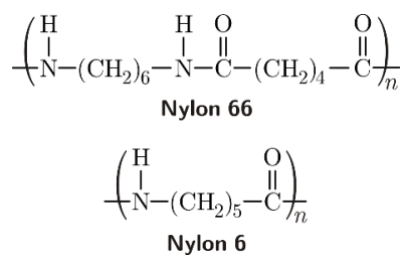


Figura 12: Estrutura química - Poliamida

Fonte: (RESINEX).

Tabela 6: Data Sheet Nylon

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	PA	Norma
Densidade	1,02 [g/cm ³]	ISO 1183
Temperatura de Fusão	178 [°C]	ISO 11357
Temperatura Vicat	138 [°C]	ISO 306
Tg	50[°C]	ISO 75-1
Propriedades Mecânicas	-	-
Tensão de Escoamento	45 [Mpa]	ISO 527
Módulo de Elasticidade	1400 [Mpa]	ISO 527
Tensão de Ruptura	67,5 [Mpa]	ISO 527
Impacto Izod	7000 J /m ²	ISO 179
Parâmetros de Impressão		
Temp. de impressão	245 – 270 [°C]	-
Temp. da mesa	110– 120 [°C]	-
Brim	Indicado	-
Adesivo de mesa	Cola Bastão 3M	-
Gabinete fechado	Indicado	-
Cooler Resfriamento de peça	Não Indicado	-
Enrolamento	Eletrônico	-
Cor	Natural	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

6.5.3.6 Filamento TRITAN

O Filamento Tritan é um Copoliéster modificado, sua composição e método de fabricação ainda são revelados pelas empresas detentoras de suas patentes. Segundo a empresa 3DLab Brasil, o filamento Tritan é um material que possui características únicas para impressão 3D. Além de possuir alta resistência mecânica, ele também suporta temperaturas mais elevadas do que outros materiais, como PLA, ABS e PETG. Produzido a partir de Co poliéster, o Tritan é um filamento durável que permite a construção de peças de alta resistência.

ESTRUTURA QUÍMICA: Desconhecida (protegida por patente através do número de “Patent Application Publication” : US20140296422A1 O "TRITAN TX2000" fabricado pela Eastman Chemical Company como uma resina de copoliéster poli (1,4-ciclohexileno dimetileno tereftalato) e "S2000UR" fabricado pela Mitsubishi Engineering-Plastics Corporation como uma resina de policarbonato.

Tabela 7: Data Sheet Tritan

Matéria Prima		
Propriedades Físicas	Tritan	Norma
Densidade	1,18 [g/cm ³]	ASTM D792
Temperatura de Fusão	260 - 290 [°C]	ASTM D3418
Tg	110 [°C]	ASTM D648
Propriedades Mecânicas	-	-
Tensão de Ruptura	58 [Mpa]	ISO 527
Módulo de Elasticidade	1548 [Mpa]	ISO 527
Resistência a Flexão	59 [Mpa]	ISO 527
Resistência a Impacto Izod	93 [kJ/m ²]	ISO 180
Característica de Impressão 3D		
Temp. de impressão	260 – 280 [°C]	-
Temp. da mesa	100– 120 [°C]	-
Cooler Resfriamento de peça	Indicado 20% da Impressora Fechada	-
Enrolamento	Eletrônico	-
Cor	Uniforme Translúcido	-

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

Tabela 8: Testes mecânicos validados

Comparativo – Propriedades Mecânicas						
	ABS	PLA	PETG	TPU	Nylon	Tritan
Tensão de Ruptura	39 [Mpa]	46 [Mpa]	50 [Mpa]	(dado não informado)	67,5 [Mpa]	58 [Mpa]
Módulo de Elasticidade	2160 [Mpa]	1896 [Mpa]	2100 [Mpa]	120,0 [Mpa]	1400 [Mpa]	1548 [Mpa]
Resistencia a Flexão	67 [Mpa]	0	70 [Mpa]	(dado não informado)	(dado não informado)	59 [Mpa]

Resist. a Impacto Izod	294 [J/m]	(dato não informado)	101 [J/m]	(dato não informado)	7000 J /m2	93 [kJ/m2]
-------------------------------	-----------	----------------------	-----------	----------------------	------------	------------

Fonte: Dados técnicos cedidos pela 3DLab Brasil

7. MÉTODO

Essa nova proposta ganhou vida através por inúmeros fatores, mas iniciou-se originalmente através de minha motivação pela especialidade da Odontologia do Esporte, que já venho trabalhando desde o ano de 2015 , quando confeccionei o meu primeiro protetor facial esportivo, e, desde então procuro aprimorar essa técnica clínica em um método mais limpo, prático, barato e acessível, já que, de forma geral, ainda não existe uma técnica apontada pela ciência como padrão ouro para casos de reabilitação de traumatismos faciais no esporte.

O método diz respeito a todos os passos adotados para a elaboração do novo conceito na produção dos protetores faciais esportivos confeccionados digitalmente.

Inicialmente o profissional de saúde, ou até mesmo o próprio paciente poderá realizar um escaneamento da sua face utilizando um aplicativo disponível gratuitamente para download em seu próprio celular, ou qualquer outro equipamento que tenha função de estereofotogrametria, tecnologia capaz de ler a superfície de qualquer objeto e exportá-lo em um arquivo STL.

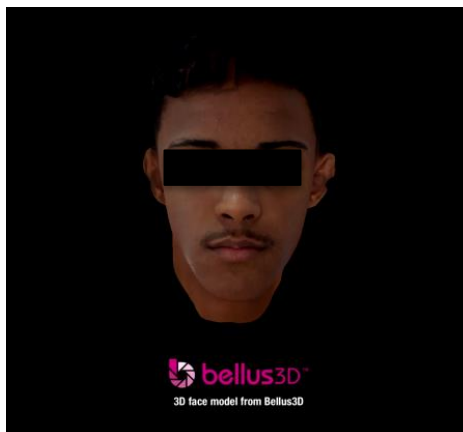


Figura 13: Imagem frontal de modelo 3d obtido através de software de escaneamento Bellus3D.

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

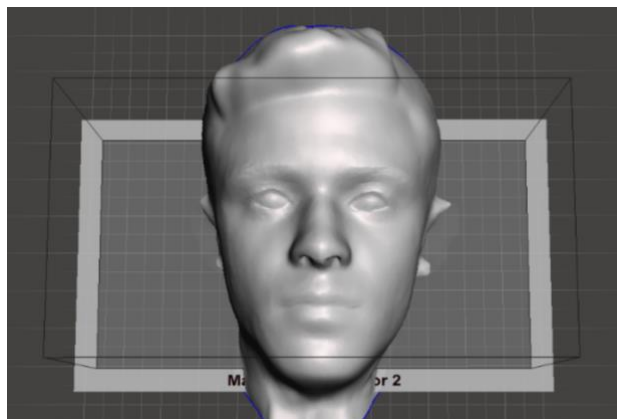


Figura 14: Arquivo STL Importado para software de modelagem 3D - Autodesk MeshMixer

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

Um arquivo com extensão STL, é um arquivo que poderá ser importado para softwares de modelagem em 3D. Uma vez importado, pode-se usar as dimensões faciais do atleta em 3d previamente escaneado para modelagem do protetor facial em 3d.

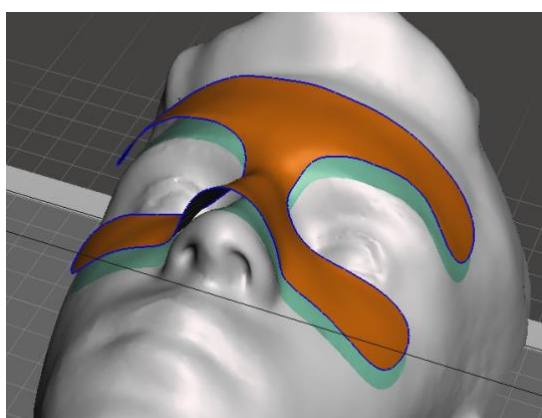


Figura 15: Delimitação e separação - Autodesk MeshMixer

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

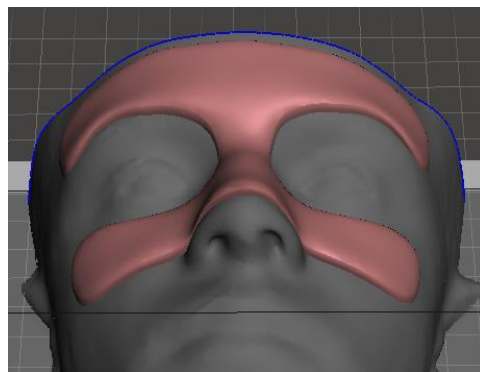


Figura 16: Extrusão e Adaptação - Autodesk MeshMixer

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

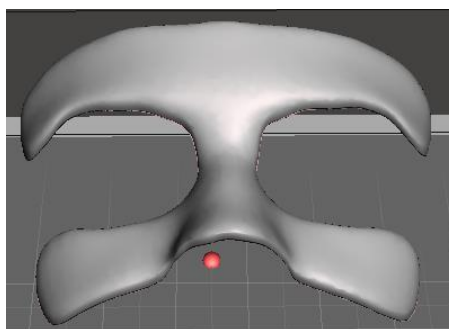


Figura 17: Protetor Facial Digital vista frontal – Autodesk Meshmixer

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

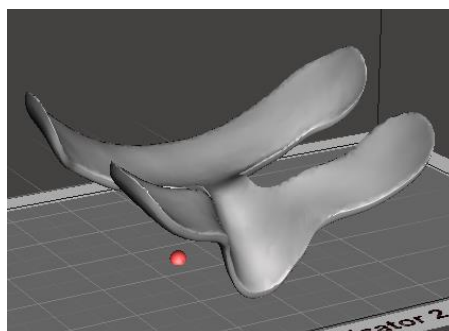


Figura 18: Protetor Facial Digital vista posterior – Autodesk Meshmixer

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

Esse protetor facial modelado digitalmente será exportado em arquivo de extensão STL. Esse arquivo será importado para um software de fatiamento, onde será delimitado configurações estruturais da malha, preenchimento, temperatura, tipo de filamento utilizado, entre outras configurações.

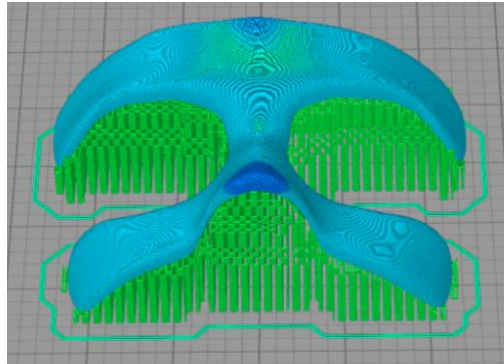


Figura 19: Arquivo STL de Protetor Facial Digital Importado para impressão – Simplify3D

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

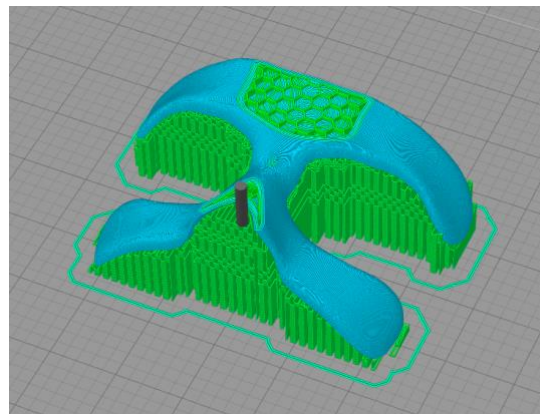


Figura 20 Simulação de Impressão 3D – Simplify3D

Fonte: (Arquivo pessoal, 2020).

Feito isso um arquivo de extensão GCode será importado para a impressora 3D, onde, utilizando-se de filamentos termoplásticos depositados em uma mesa aquecida, camada por camada, ganhará vida em poucas horas.

7.1 CRITÉRIO DE SELEÇÃO DE FILAMENTO

Devido a grande diversidade nos perfis mecânicos dos filamentos, optou-se por remover aqueles que não apresentam características mecânicas ideais para a construção do protetor facial 3d. Foi considerado o melhor material aquele que

demonstrou ter o melhor perfil de ductilidade, ou seja, equilíbrio entre deformação e momento de ruptura.

TPU: Seu excesso de flexibilidade não condiz com as características mecânicas necessárias para a produção do protetor facial, tornando-o maleável demais.

PETG, NYLON ou TRITAN: Apresentam características mecânicas semelhantes. São considerados materiais resistentes e com boa finalidade mecânica para resistir a impactos, apresentam vantagens no grau de flexibilidade. Apesar do TRITAN apresentar vantagens mecânicas quanto ao PETG e o NYLON, sua fórmula química e demais informações não são disponibilizadas na literatura por resguardo de patente. O PETG foi o único entre esses materiais de eleição com dados comparativos em ensaio de tração em comparação aos filamentos ABS e PLA (esses amplamente utilizados no mercado de impressão 3d em todo o mundo) portanto nesse caso, utilizaremos esse tipo de filamento para demonstrar o ensaio comparativo.

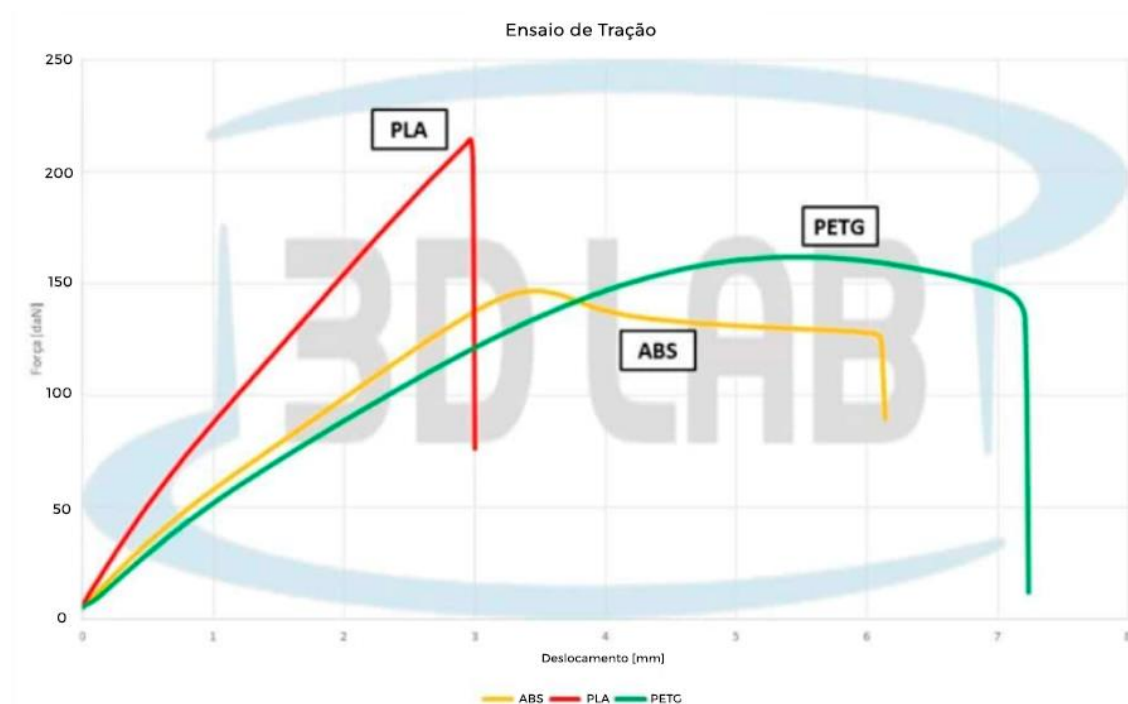


Figura 21: Ensaio realizado pela 3DLab Brasil

Fonte: (3DLAB).

Através do gráfico vemos que o PLA é o material que suportou maior carga estática, 215daN, ou aproximadamente 215kg de força. Porém, ele não tem grande

deformação antes do rompimento, ou seja, ele é pouco dúctil. Comparado ao PLA, o ABS suportou menos carga estática. Porém, ele tem um período de deformação bem maior, ou seja, é um material mais dúctil. Em 100daN ele deformou 2mm, o que o coloca em uma categoria de material interessante no aspecto de absorção de carga. No entanto, o PETG suportou uma média de 162kg aproximadamente, porém absorveu 7,2mm de deformação antes de sua ruptura. Comparado ao ABS ele suporta mais carga e é mais dúctil. Comparado ao PLA, não suportou tanta carga, porém aceitou uma deformação bem grande (PORTELA, S).

Visão geral: mecanicamente falando, o melhor material entre os avaliados foram os de composições de copolímeros PETG e seus similares NYLON e TRITAN. Esses tipos de filamentos abrangem maiores possibilidades de impressão de peças com essa finalidade, pois são os que possuem melhor equilíbrio entre resistência mecânica e flexibilidade (PORTELA, S).

Propriedades Materia Prima 3D LAB - Grãos			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Densidade	1,24 [g/cm3]	1,04 [g/cm3]	1,27 [g/cm3]
Temp. Fusão	185 [°C]	220 [°C]	240 [°C]
Tg	60 [°C]	100 [°C]	85 [°C]
Tensão de Escoamento	66 [Mpa]	38 [Mpa]	51 [Mpa]
Resistencia a Flexão	130 [Mpa]	66 [Mpa]	72 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	4350 [Mpa]	2200 [Mpa]	2120[Mpa]
Resultado ensaio de Tração segundo a Norma ASTM D 638 - Corpo de provas Impresso			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Tensão de Escoamento	24,8 [Mpa]	14,7[Mpa]	18,6 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	1896,0 [Mpa]	1335,9 [Mpa]	1067,9 [Mpa]
Tensão de Ruptura	46 [Mpa]	29 [Mpa]	32,6 [Mpa]
Alongamento	3,69 [%]	7,08 [%]	7,74 [%]
Resultado ensaio de Dureza segundo a Norma ASTM D 2240 - Corpo de provas Impresso			
Dureza Shore D	85 [Shore D]	74 [Shore D]	75 [Shore D]
Resultado ensaio HTD segundo a Norma ISO 75 - Corpo de provas Impresso			
Temperatura HDT	55,11°C	86,13°C	67,3 °C

Figura 22: Estrutura química poliuretano

Fonte: (3DLAB)

Através de uma revisão bibliográfica em artigos, sites e periódicos, Besko et al. levantaram as principais análises de características e propriedades dos filamentos PLA, ABS, PETG, Nylon, TPU utilizados em impressão 3D (46). A tabela abaixo foi elaborada contendo as principais propriedades que um filamento de impressão 3D

possui, e para cada item levantado, foi classificado um nível, dividido em: baixo, médio e alto. (BESKO, 2018).

Propriedades	PLA	ABS	PETG (PET,PTT)	NYLON	TPE,TPU e TPC
Ecológico	alto	baixo	alto	baixo	alto
Brilho	médio	baixo	alto	médio	médio
Transparência	médio	baixo	alto	baixo	médio
Rigidez/Dureza	médio	alto	alto	alto	baixo
Resistência Impactos	baixo	médio	alto	alto	alto
Flexibilidade	baixo	médio	médio	médio	alto
Contração/WARP	baixo	alto	médio	baixo	médio
Precisão/Detalhes	alto	baixo	médio	alto	médio
Qualidade de Superfície	alto	baixo	alto	alto	médio
Resistência/Atritos	baixo	médio	alto	alto	baixo
Resistência Química	médio	baixo	alto	alto	alto
Resistência Temp.	baixo	alto	médio	alto	médio
Usinabilidade	baixo	alto	baixo	alto	baixo
Densidade	baixo	médio	baixo	baixo	médio
Temp. de Impressão	médio	alto	alto	alto	alto
Temp. Mesa Aquecida	baixo	alto	médio	alto	baixo
Preço por m3/grama/hora	baixo	médio	médio	baixo	baixo

Figura 23: Revisão bibliográfica sobre características de cada tipo de filamento 3D

Fonte: (BESKO, 2018).

7.2 PADRÃO DE PREENCHIMENTO

Existe uma variedade de parâmetros que influenciam diretamente o desempenho mecânico e características das peças manufaturadas em 3d (RAHIM, 2015).

Para qualquer objeto na impressão 3D FDM, deve-se selecionar o tipo de padrão que a impressora deve seguir ao fabricar a estrutura interna, que está entre as camadas sólidas superior e inferior e os perímetros do objeto. Existem quatro padrões de preenchimento mais comumente usados em FDM, incluindo 'Linha', 'Triangular', 'Honeycomb' e 'Concêntrico'. Com exceção do "padrão concêntrico", os padrões de preenchimento restantes podem ser orientados em qualquer ângulo desejado para qualquer camada. Estudos mostraram que camadas alinhadas paralelamente à direção de carregamento apresentam aumento de resistência e rigidez, enquanto camadas fabricadas perpendicularmente à direção de carregamento, apresentam resistência reduzida, porém maior flexibilidade (LOVE, 2014; ZHONG, 2001; LETCHER, 2014).

A resistência e a rigidez de uma peça FDM também dependem do seu percentual de preenchimento. Porcentagens de enchimento mais altas são recomendadas para peças de alta resistência. Porém, o peso da peça aumenta com o aumento da porcentagem de preenchimento. Portanto, dependendo da aplicação da peça, a porcentagem de preenchimento adequada pode ser usada para atender aos requisitos mecânicos, além de economizar peso e tempo de fabricação. Normalmente, porcentagens de preenchimento menores são mais eficientes estruturalmente (PEEL, 2017).

Padrões de preenchimento típicos usados na fabricação de FDM

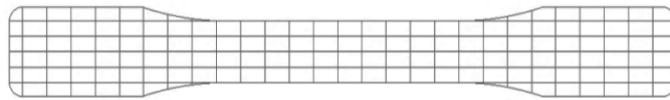


Figura 24: Padrão de preenchimento de linha orientado a 0 ° / 90 ° alternativamente.

Fonte: (PEEL, 2017).

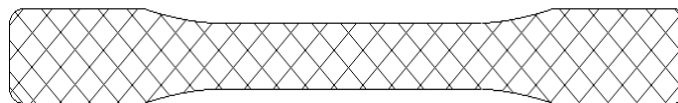


Figura 25: Padrão de preenchimento de linha orientado a 45 ° / 45 ° alternativamente.

Fonte: (PEEL, 2017).



Figura 26: Concêntrico em padrão orientado a 0°.

Fonte: (PEEL, 2017).

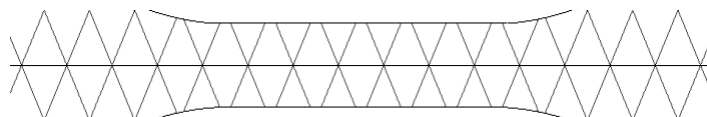


Figura 27: Padrão de enchimento triangular orientado a 0°.

Fonte: (PEEL, 2017).

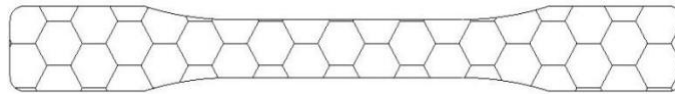


Figura 28: Padrão de enchimento hexágono ou favo de mel orientado a 0°.

Fonte: (PEEL, 2017)

Por conta do novo coronavírus, não foi possível a realização da fase de testes de impactos presenciais em laboratórios. Por esse motivo o trabalho baseou-se exclusivamente no método de elementos finitos para definir os resultados das análises mecânicas.

7.3 MEF - MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

No âmbito da Engenharia de Estruturas, o Método dos Elementos Finitos (MEF) tem como objetivo a determinação do estado de tensão e de deformação de um sólido de geometria arbitrária sujeito a ações exteriores. Este tipo de cálculo é usado, por exemplo, na análise de estruturas de edifícios, pontes, barragens, etc. Quando existe a necessidade de projetar uma estrutura, é habitual proceder-se a uma sucessão de análises e modificações das suas características geométricas, com o objetivo de se alcançar uma solução satisfatória, quer em termos económicos, quer na verificação dos pré-requisitos funcionais e regulamentares (AZEVEDO, A. F. M, 2003)

Essa ferramenta é amplamente utilizada na análise estrutural, uma vez que a equação de equilíbrio de um corpo deformável nada mais é do que uma complexa equação diferencial que possui solução exata e fechada somente para casos muito simples.

Com a evolução dos computadores foi possível a criação de modelos cada vez maiores e mais complexos, de forma que, atualmente, pode-se recriar virtualmente o comportamento real de uma estrutura com grande precisão. Amplamente utilizado desde a década de 1980 na engenharia, o Método dos Elementos Finitos (MEF) vem sendo cada vez mais importante dentro da área odontológica para a determinação da distribuição das tensões e deformações decorrentes das forças aplicadas em sistemas estruturais como dente, osso e tecido (KING, 1993; KOSMOPOULOS, 2008; SNEDEKER, 2002; WITZEL, 2005).

A Mecânica dos Meios Contínuos, principalmente a Teoria da Elasticidade, tem como preceito básico o desenvolvimento de modelos matemáticos que possam representar adequadamente a situação física real de componentes sujeitos a esforços mecânicos. Em análise estrutural, o objetivo pode ser a determinação do campo de deslocamentos, as deformações internas ou as tensões atuantes no sistema devido à aplicação de cargas (AGARWAL, 1974; SEGERLIND, 1976, CUI 2012).

Considerando as ferramentas e métodos de resolução de equações com grande número de variáveis, a análise por Elementos Finitos (EF) se apresenta como um procedimento numérico que objetiva a resolução de equações diferenciais parciais que dificilmente podem ser solucionadas de maneira analítica (SEGERLIND, 1976). O método consiste em determinar a geometria fracionada de um volume, e, através de um sistema de equações algébricas determinar os relacionamentos entre os pontos fracionados (AGARWAL, 1974; CHEN, 2001).

Os sistemas de Elementos Finitos permitem analisar e testar corpos em ambiente computacional, sem a necessidade de realização de testes destrutivos, motivo pelo qual a utilização desta ferramenta tem sido amplamente usada em ensaios, necessários para simulação de forças em um dado material (CHEN, 2001). É importante observar que o MEF é uma estimativa do comportamento mecânico de um determinado objeto sujeito à atuação de forças, portanto, não substitui testes mecânicos que têm por objetivo qualificar as propriedades mecânicas de um material em estudo.

A maior vantagem da simulação por elementos finitos é a capacidade de representar os detalhes geométricos, materiais da estrutura, assim como a aplicação de múltiplos conceitos de projetos. A maior desvantagem deste método é o custo/tempo, visto que desenvolver um modelo de estruturas complexas pode demandar muito tempo devido às divisões geométricas dos elementos e execução da malha computacional (GANDHI, 2002).

7.4 TIPO DE ANÁLISE: ANÁLISE ESTÁTICA

O estudo realizado foi um estudo em que a carga aplicada é uma carga estática, isto é, uma carga que, uma vez aplicada, não varia com o tempo. Além disso, para que uma carga seja considerada estática, não é levada em consideração a velocidade

com que a carga é aplicada. Considera-se que a velocidade de aplicação é baixa o suficiente para que ela não produza efeitos.

7.5 CRITÉRIO DE VON MISES

Para a solução de problemas ligados à mecânica estrutural, é necessária a compreensão sobre os critérios de falha que estão diretamente relacionados à perda da capacidade de uma estrutura ou de componente suportar determinada carga. Para os materiais isotrópicos dúcteis, o critério de Von Mises é, atualmente, o mais utilizado para esse fim, por apresentar boa aceitação tanto no meio acadêmico como no industrial. Esse critério tem por premissa que a falha de um componente quando a energia de distorção oriunda dos esforços atuantes na estrutura for igual a energia de distorção necessária para escoar o material, quando esse é solicitado por uma tensão normal simples de tração.

Na literatura é possível encontrar estudos relevantes na área odontológica, nos quais o MEF é usado para verificar a região de maior solicitação (AGARWAL 1974, SEGERLIND 1976, CUI 2012, CHEN 2001).

7.6 TIPO DE MALHA: MALHA SÓLIDA

Em uma análise de elementos finitos é possível executar uma análise de superfície, considerando que o elemento estudado tem espessura desprezível em relação à área superficial, ou considerando que o corpo seja maciço. No presente estudo a configuração usada foi de um corpo maciço e, nessa situação, a malha de elementos formará um corpo sólido. A malha é formada por um conjunto de elementos tetragonais unidos entre si por meio de seus vértices (nesse estudo os vértices são chamados de nós).

7.7 ANÁLISES DO MODELO

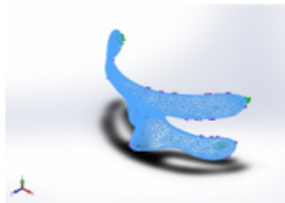
Referência do modelo	Propriedades	Componentes
	Nome: Tritan	Corpo sólido 1(Importado1)(3m m)
	Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico	
	Critério de falha predeterminado: Desconhecido	
	Limite de escoamento: 3.5e+007 N/m^2	
	Resistência à tração: 5.9e+007 N/m^2	
	Módulo elástico: 1.548e+009 N/m^2	
	Coeficiente de Poisson: 0.394	
	Massa específica: 1180 kg/m^3	
	Módulo de cisalhamento: 5.95e+008 N/m^2	
Dados da curva:N/A		

Figura 29: Propriedades do material

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Transição automática:	Desativada
Incluir loops de malha automáticos:	Desativada
Pontos Jacobianos	4 Pontos - Tetraedro
Tamanho do elemento	2.8676 mm
Tolerância	0.14338 mm
Plotagem de qualidade de malha	Alta

Figura 30: Informações da malha.

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

Total de nós	79777
Total de elementos	46512
Proporção máxima	3868.7
% de elementos com Proporção < 3	70
% de elementos com Proporção < 10	12.5
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss):	00:00:35
Nome do computador:	GERAL-PC
Nome do modelo:3mm Nome do estudo:Análise estática 2(-Valor predeterminado-) Tipo de malha: Malha sólida 	

Figura 31: Detalhes da malha.

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

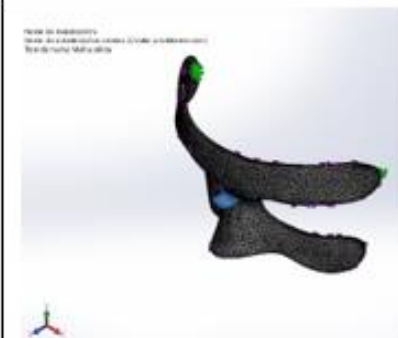
Nome do controle de malha	Imagem do controle de malha	Detalhes do controle de malha
Controle-1		Entidades: 82 face(s) Unidades: mm Tamanho: 0.914049 Taxa: 1.5

Figura 32: Informações de controle da malha.

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

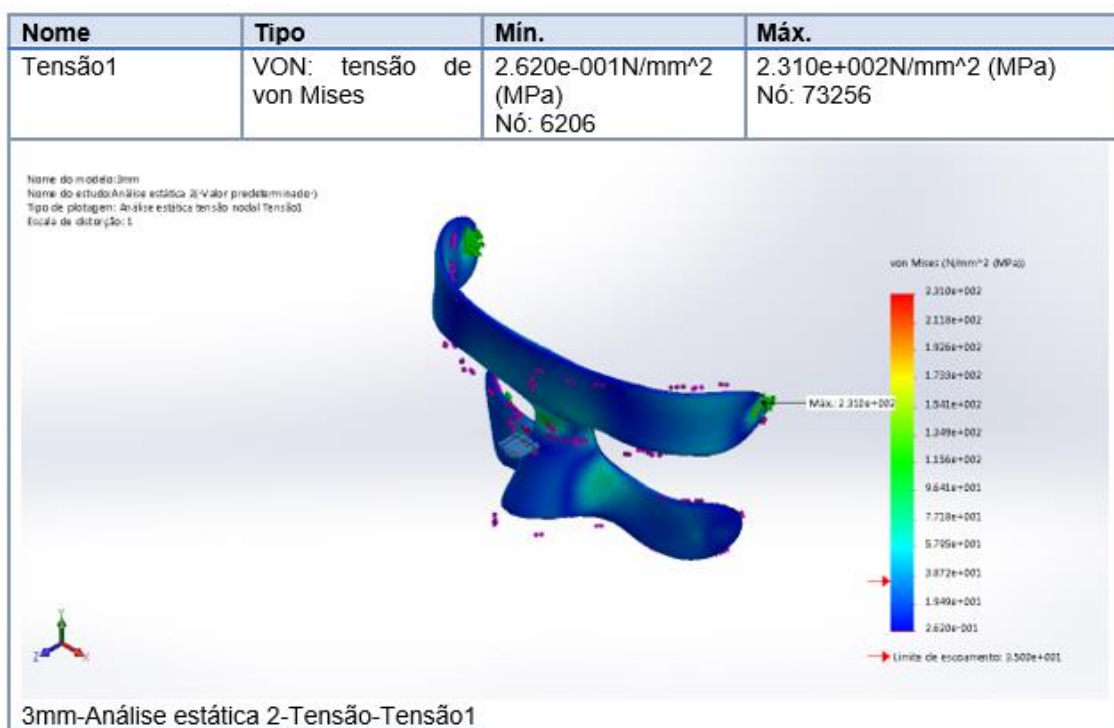


Figura 33: Resultados de estudo.

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

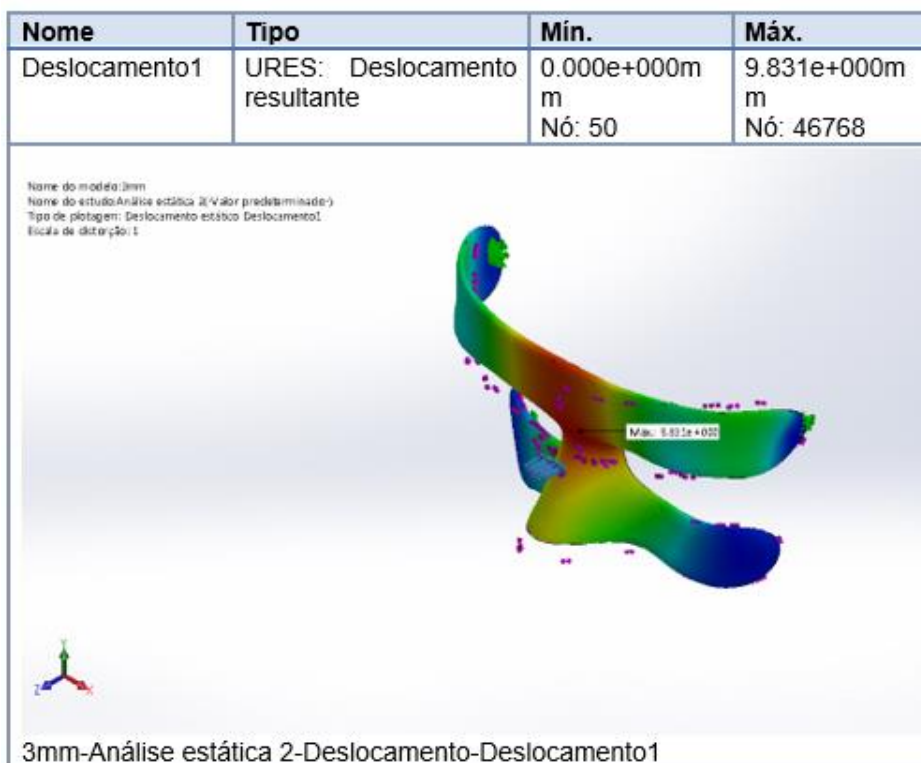


Figura 34: Resultados de estudo.

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

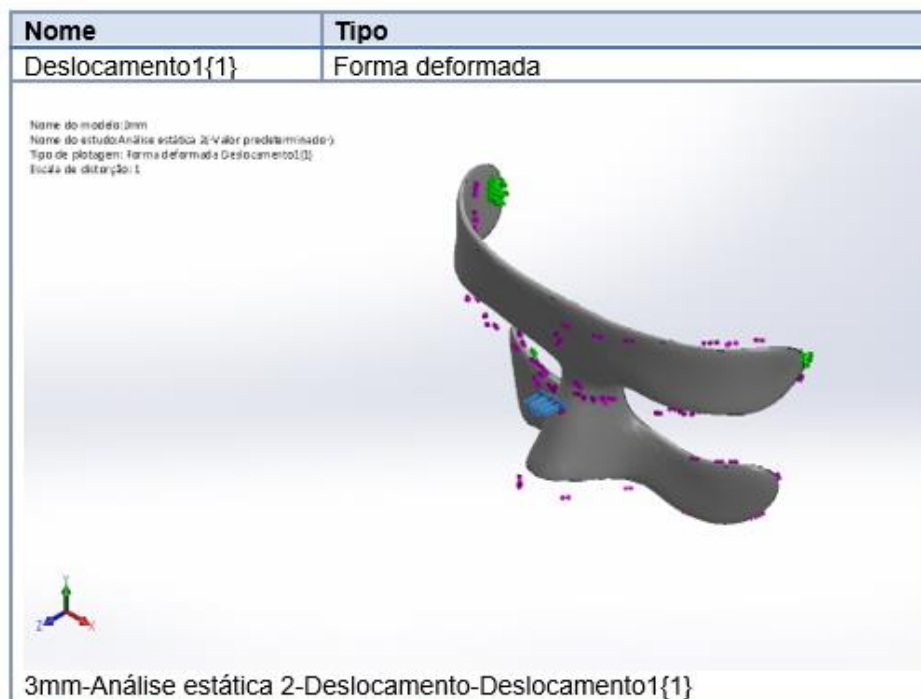


Figura 35: Resultados de estudo

Fonte: Análise MEF realizada no SolidWorks.

8. CONCLUSÃO

O novo método em protetores faciais esportivos confeccionados digitalmente em 3D apresenta um grande potencial de inovação no mercado esportivo e apresenta diversas vantagens como:

- Experiência menos invasiva aos atletas
- Mínima distorção anatômica
- Maior fidelidade adaptativa
- Resultados mecânicos satisfatórios
- Maior acesso à população

Esse método descarta a necessidade de moldagens, gastos com materiais clínicos, presença do atleta, agendamento de consultas ou qualquer tipo de contato, favorecendo situações de afastamento ou enfermidades.

Sugere-se para trabalhos futuros simulação de impacto para complementação de dados mecânicos.

9. REFERÊNCIAS

3DLAB. **Conheça as propriedades técnicas dos materiais para impressora 3D.** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/propriedades-dos-materiais-para-impressora-3d/>> Acesso em 01 dez. 2020.

AGARWAL, B.; BROUTMAN, L. Three-dimensional finite element analysis of spherical particle composites. **Fibre Science and Technology**, v. 7, n. 1, p. 63–77, 1974.

AGUIAR, P. R. C. D. et al. Lesões desportivas na natação. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 4, p. 273–277, 2010.

ALL3DP. **2020 PETG Filament Buyer's Guide.** Disponível em: <<https://all3dp.com/1/petg-filament-3d-printing/>> Acesso em 01 dez. 2020.

ALZHRANI, M. **Modification of recycled poly(ethylene terephthalate) for FDM 3D-printing applications.** Tese (Mestrado), University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, 2017.

AZEVEDO, A. F. M. Método dos Elementos Finitos. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2003. Disponível em: <http://www.alvaroazevedo.com/publications/books/livro_mef_aa_1ed/doc/livro_mef_aa.pdf> Acesso em 01 dez. 2020.

BAAT, d. C. **Custom-made face guards for athletes with orofacial injuries.** Disponível em: <<https://www.aspetar.com/journal/viewarticle.aspx?id=76#.X8rF3BNKii4>> Acesso em 01 dez. 2020.

AITOR, C. **Customised design and manufacture of protective face masks** combining a practitioner-friendly modelling approach and low-cost devices for digitising and additive manufacturing: Virtual and Physical Prototyping. 9. 10.1080/17452759.2014.958648.

MALDONADO, JMSV. **Telemedicina: desafios à sua difusão no Brasil**. **Cad. Saúde Pública** [Internet]. 2016 [cited 2021 Feb 08] ; 32(Suppl 2): e00155615. Available from:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102311X2016001402005&lng=en. Epub Nov 03, 2016. <https://doi.org/10.1590/0102-311X00155615>.

BASSANI, A.; PESSAN, L. A.; JÚNIOR, E. H. Propriedades Mecânicas de Blendas de Nylon-6/Acrilonitrila-EPDM-Estireno (AES) Compatibilizadas com Copolímero Acrílico Reativo (MMA-MA). **Polímeros**, v. 12, n. 2, p. 102–108, 2002.

BAYLISS, T.; BEDI, R. Oral, maxillofacial and general injuries in gymnasts. **Injury**, v. 27, n. 5, p. 353–354, 1996.

BENSON, B. W. et al. Head and Neck Injury Risk Among Intercollegiate Ice Hockey Players Wearing Full Versus Half Face Shields. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 9, n. 2, p. 108, 1999.

BESKI, M.; BILYK, C.; SIEBEN, P. G. Aspectos técnicos e nocivos dos principais filamentos usados em impressão 3D. (2018).

BOCHLOGYROS, P. N. A retrospective study of 1521 mandibular fractures. **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 81, n. 1, p. 140, 1988.

BROOK, I.; WOOD, N. Aetiology and incidence of facial fractures in adults. **International Journal of Oral Surgery**, v. 12, n. 5, p. 293–298, 1983.

CALIGNANO, F. et al. Overview on Additive Manufacturing Technologies. **Proceedings of the IEEE**, v. 105, n. 4, p. 593–612, 2017.

CARROLL, S. M. et al. One hundred and ten sports related facial fractures. **British Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 3, p. 194–195, 1995.

CASTRO-AGUIRRE, E. et al. Poly(lactic acid)—Mass production, processing, industrial applications, and end of life. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 107, p. 333–366, 2016.

CAVALCANTI, A. L. et al. Maxillofacial injuries and dental trauma in patients aged 19-80 years, Recife, Brazil. **Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial**, v. 32, n. 1, p. 11–16, 2010.

CAZON, A. et al. Customised design and manufacture of protective face masks combining a practitioner-friendly modelling approach and low-cost devices for digitising and additive manufacturing. **Virtual and Physical Prototyping**, v. 9, n. 4, p. 251–261, 2014.

CERULLI, G. et al. Soccer-Related Craniomaxillofacial Injuries. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 13, n. 5, p. 627–630, 2002.

CHEN, W.-P.; TANG, F.-T.; JU, C.-W. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 7, p. 614–620, 2001.

CONTE, M. et al. Exploração de fatores de risco de lesões desportivas entre universitários de educação física: estudo a partir de estudantes de Sorocaba/SP. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 8, n. 4, p. 151–156, 2002.

CORREA, M. B. et al. Video analysis of craniofacial soccer incidents: A prospective study. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 15, n. 1, p. 14–18, 2012.

COTO, N. P. **Avaliação de protetor nasal para atividades desportivas: análise por elementos finitos**. São Paulo: USP 2009. Tese de Doutorado - Programa de Pós Graduação em Odontologia - Universidade Federal de São Paulo Tese (Doutorado), São Paulo, São Paulo 2009.

CUI, X. et al. Thermal Inkjet Printing in Tissue Engineering and Regenerative Medicine. **Recent Patents on Drug Delivery & Formulation**, v. 6, n. 2, p. 149–155, 2012.

DELILBASI, C. et al. Maxillofacial fractures sustained during sports played with a ball. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 97, n. 1, p. 23–27, 2004.

DINGMAN, R. O.; NATVIG, P.; LEVANON, Y. **Cirurgia das fraturas faciais**. Livraria Editora Santos, 2001.

FILHO, C. A. B. et al. Lesões esportivas durante lutas no boxe amador. **Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde**, v. 35, n. 1, 2010.

DUARTE, J. P. A. **Desenvolvimento de uma Plataforma de Impressora 3D acoplada a um scanner 3D**. Universidade Federal de Uberlândia, 2017.

EL MUNDO. El Bayern de Guardiola celebra la Bundesliga en Múnich. Disponível em: <https://www.elmundo.es/album/deportes/2015/05/23/5560a1c4ca4741545d8b457a_7.html> Acesso em 01 dez. 2020.

FOCKE, W. W. et al. Mechanical Properties of Ternary Blends of ABS HIPS PETG. **Polymer-Plastics Technology and Engineering**, v. 48, n. 8, p. 814–820, 2009.

FRENGUELLI, A. et al. Head and neck trauma in sporting activities. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 19, n. 4, p. 178–181, 1991.

GANDHI, U.; HU, S. J. Data based models for automobile side impact analysis and design evaluation. **International Journal of Impact Engineering**, v. 18, n. 5, p. 517–537, 1996.

GANDY, J. R.; FOSSETT, L.; WONG, B. J. Face masks and basketball: NCAA division I consumer trends and a review of over-the-counter face masks. **The Laryngoscope**,

v. 126, n. 5, p. 1054–1060, 2015.

HERMES, M. E. **Enough for one lifetime: Wallace Carothers, inventor of nylon.** American Chemical Society and the Chemical Heritage Foundation, 1996.

JONES, R. et al. RepRap – the replicating rapid prototyper. **Robotica**, v. 29, n. 1, p. 177–191, 2011.

JUNGE, A.; DVOŘÁK, J. Football injuries during the 2014 FIFA World Cup. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 9, p. 599–602, 2015.

KAPLAN, S.; DRISCOLL, C. F.; SINGER, M. T. Fabrication of a facial shield to prevent facial injuries during sporting events: A clinical report. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 84, n. 4, p. 387–389, 2000.

KING, A. I. Progress of Research on Impact Biomechanics. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 115, n. 4B, p. 582–587, 1993.

KOŁODZIEJ, M. A. et al. Mechanisms and consequences of head injuries in soccer: a study of 451 patients. **Neurosurgical Focus**, v. 31, n. 5, 2011.

KOSMOPOULOS, V.; SCHIZAS, C.; KELLER, T. S. Modeling the onset and propagation of trabecular bone microdamage during low-cycle fatigue. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 3, p. 515–522, 2008.

LAPRADE, R. F. et al. The Effect of the Mandatory Use of Face Masks on Facial Lacerations and Head and Neck Injuries in Ice Hockey. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 23, n. 6, p. 773–775, 1995.

LAM, K. L., BAKAR, A. A., ISHAK, A. M., et al., Amorphous copolyester/polyoxymethylene blends: thermal, mechanical and morphological properties, **KGK Kautschuk Gummi Kunststoffe**, v.57, n.11, pp. 570-578, Nov. 2004.

LETCHER, T.; WAYTASHEK, M. Material Property Testing of 3D-Printed Specimen in PLA on an Entry-Level 3D Printer. **Volume 2A: Advanced Manufacturing**, 2014.

LI, T., ASPLER, J., KINGSLAND, A., CORMIER, L.M., ZOU, X. 3d printing – a review of technologies, markets, and opportunities for the forest industry. **J. Sci. Technol. For. Prod. Process.** 5(2), 30 (2016)

LOVE, L. J. et al. The importance of carbon fiber to polymer additive manufacturing. **Journal of Materials Research**, v. 29, n. 17, p. 1893–1898, 2014.

MIHALIK, J. P.; MYERS J. B.; SELL, T. C.; ANISH, E. J. Maxillofacial Fractures and Dental Trauma in a High School Soccer Goalkeeper: A Case Report. **Journal Athletic Training.** 2005;40(2):116-119.

MONTOVANI, J. C. et al. Etiologia e incidência das fraturas faciais em adultos e crianças: experiência em 513 casos. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 72, n. 2, p. 235–241, 2006.

PAKKANEN, J. et al. About the Use of Recycled or Biodegradable Filaments for Sustainability of 3D Printing. **Sustainable Design and Manufacturing 2017 Smart Innovation, Systems and Technologies**, p. 776–785, 2017.

PAPAKOSTA, V.; KOUMOURA, F.; MOUROUZIS, C. Maxillofacial injuries sustained during soccer: incidence, severity and risk factors. **Dental Traumatology**, v. 24, n. 2, p. 193–196, 2008.

PINTO, R. J. F. **Injeção e Caracterização do Comportamento Mecânico de Polímeros Termoplásticos: Influência da Pressão de Injeção**. Coimbra 2012. 102 p. Dissertação (Mestrado) - Instituto Politécnico de Coimbra, Portugal.

PORTELA, S. **Arquivos data sheet pla**. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/tag/data-sheet-pla/>> Acesso em 01 dez. 2020.

POWELL, K. E. et al. Injury rates from walking, gardening, weightlifting, outdoor bicycling, and aerobics. **Medicine& Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 8, p. 1246–1249, 1998.

RAHIM, T. N. A. T.; ABDULLAH, A. M.; AKIL, H. M. Recent Developments in Fused Deposition Modeling-Based 3D Printing of Polymers and Their Composites. **Polymer Reviews**, v. 59, n. 4, p. 589–624, 2019.

RANGISETTY, S.; PEEL, L. D. The Effect of Infill Patterns and Annealing on Mechanical Properties of Additively Manufactured Thermoplastic Composites. **Volume 1: Development and Characterization of Multifunctional Materials; Mechanics and Behavior of Active Materials; Bioinspired Smart Materials and Systems; Energy Harvesting; Emerging Technologies**, 2017.

REEHAL, P. Facial Injury in Sport. **Current Sports Medicine Reports**, v. 9, n. 1, p. 27–34, 2010.

RESINEX. **PA: Tipos de polímeros**. Disponível em: <<https://www.resinex.pt/tipos-de-polimeros/pa.html>> Acesso em 01 dez. 2020.

ROCCIA, F. et al. Management of Sport-Related Maxillofacial Injuries. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 19, n. 2, p. 377–382, 2008.

RODRIGUES, F. H. O. C.; MIRANDA E. S.; SOUZA V. E. M.; CASTRO V. M.; OLIVEIRA, D. R. F.; Leão, C. E. G. Avaliação do trauma bucomaxilofacial no Hospital Maria Amélia Lins da Fundação Hospitalar do Estado de Minas Gerais. **Revista Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica**. 2006;21(4):211-6.

ROMEO, S. J. et al. Sideline management of facial injuries. **Current Sports Medicine Reports**, v. 6, n. 3, p. 155–161, 2007.

Rontal E., Rontal M. Maxillofacial injuries in football players: an evaluation of current facial protection. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. 1971 Dec;11(4):241-5.

SAINI, P.; ARORA, M.; KUMAR, M. R. Poly(lactic acid) blends in biomedical applications. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 107, p. 47–59, 2016.

SANTANA, L. et al. Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica, química e mecânica. **Matéria (Rio de Janeiro)**, v. 23, n. 4, 2018.

SHEPHERD, J.; BISSON, J.; DHUTIA, M. Psychological sequelae of maxillofacial trauma. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 35, n. 3, p. 212, 1997.

SILVEIRA, E. G.; ARAUJO, S. M.; SCHMITT, B. H. E., FARIAS, M. M. A. G.; CAMPOS, L.; CAREGNATO, M. Conhecimento e atitudes dos odontopediatras do Estado de Santa Catarina acerca de mecanismos de prevenção de traumatismos bucais relacionados a esportes. **Revista Odontológica da UNESP** 2009;38(6):341

SIZO, S. R. et al. Avaliação do conhecimento em odontologia e educação física acerca dos protetores bucais. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 15, n. 4, p. 282–286, 2009.

SNEDEKER, J. G. et al. The creation of a high-fidelity finite element model of the kidney for use in trauma research. **The Journal of Visualization and Computer Animation**, v. 13, n. 1, p. 53–64, 2002.

SOUZA, D.R.S. **Preparação e caracterização de poliuretano à base de poli reforçado com nanocristais de celulose**. Belo Horizonte: UFMG 2013. Dissertação de Mestrado - Programa de pós graduação em química - Departamento de Química do Instituto de Ciências Exatas da Universidade Federal de Minas Gerais Dissertação (Mestrado), Minas Gerais 2013.

STEFANELLI, TKT. **Remoção de corante de poli (tereftalato de etileno) (PET) através de recristalização e sua posterior despolimerização em meio ácido.** UNICAMP, 2013. 80p. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas.

VAZ, H.; CARDOSO, E.; GONZALES, E. T.; TANAKA, M. A.; BORGES, J. B. C.; MORENO, J. R. S.; GARCIA, A. P. U. Incidência de lesões relacionadas à equipe de basquete masculino. **Salusvita** 2008;27(1):69-78.

WANG, X. et al. Study on the effect of dispersion phase morphology on porous structure of poly (lactic acid)/poly (ethylene terephthalate glycol-modified) blending foams. **Polymer**, v. 54, n. 21, p. 5839–5851, 2013.

WITZEL, U.; PREUSCHOFT, H. Finite-element model construction for the virtual synthesis of the skulls in vertebrates: Case study of *Diplodocus*. **The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology**, v. 283A, n. 2, p. 391–401, 2005.

WULKAN, M.; JR, J. G. P.; BOTTER, D. A. Epidemiologia do trauma facial. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 51, n. 5, 2005.

ZHONG, W. et al. Short fiber reinforced composites for fused deposition modeling. **Materials Science and Engineering: A**, v. 301, n. 2, p. 125–130, 2001.