UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

FERNANDO FERREIRA DEL MONTE

Desenvolvimento de elementos de fixação (âncoras de suturas) em materiais
biocompatíveis através de processo de Manufatura Aditiva

SÃO CARLOS
2016

FERNANDO FERREIRA DEL MONTE

Desenvolvimento de elementos de fixação (âncoras de suturas) em materiais biocompatíveis através de processo de Manufatura Aditiva.

Dissertação apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Projetos Mecânicos

Orientador Prof. Dr. Jonas de Carvalho

ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA
VERSÃO CORRIGIDA. A VERSÃO
ORIGINAL ENCONTRA-SE
DISPONÍVEL JUNTO AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
MECÂNICA DA
EESC - USP

SÃO CARLOS
2016

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

D359d Del Monte, Fernando Ferreira
Desenvolvimento de elementos de fixação (âncoras de sutura) em materiais biocompatíveis através de processo de Manufatura Aditiva / Fernando Ferreira Del Monte; orientador Jonas de Carvalho. São Carlos, 2016.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Projeto Mecânico -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2016.

1. Biomateriais. 2. PEEK. 3. PEKK. 4. Âncora de Sutura. 5. Manufatura Aditiva. I. Título.

Nome: DEL MONTE, Fernando Ferreira

Título: Desenvolvimento de elementos de fixação (âncoras de suturas) em materiais biocompatíveis através de processo de Manufatura Aditiva

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Data da defesa: 01/12/2016.

Comissão Julgadora:

Prof. Associado **Jonas de Carvalho**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Dr. **Orivaldo Lopes da Silva**
(Especialista Bioengenharia/EESC)

Prof. Dr. **Gustavo Franco Barbosa**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

Resultado:

Aprovado

Aprovado

Aprovado

À minha esposa, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Aos meus filhos, com carinho, gratidão por sua compreensão e paciência ao longo do período de elaboração deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao prof. Dr. Jonas de Carvalho, pela atenção e apoio durante o processo de definição e orientação.

À Escola de Engenharia de São Carlos, pela oportunidade de realização do curso de mestrado.

À Faculdade de Medicina da Universidade de Franca, pela oportunidade de interação com seus laboratórios de anatomia e fisiologia humana.

Ao prof. Dr. Mamoru Carlos Yamada, pelo incansável incentivo à realização deste curso de mestrado.

Ao Dr. Marcelo Mazzota, médico ortopedista, pelo apoio e explicações ao longo deste trabalho.

À minha esposa Silvia e aos meus filhos Gabriela e Rafael, pela compreensão durante os momentos em que me mantinha ausente.

Aos meus pais, Alfredo e Ione, pela oportunidade de poder me dedicar aos estudos durante boa parte de minha vida.

RESUMO

DEL MONTE, F.F. **Desenvolvimento de elementos de fixação (âncoras de suturas) em materiais biocompatíveis através de processo de Manufatura Aditiva**. 2016. 128 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

Atualmente a área de saúde vem buscando auxílio na engenharia para a contribuição no estudo e confecção de próteses para casos específicos de fraturas ou doenças ósseas. Com o avanço da tecnologia surgiram processos de manufatura que tornam possível a fabricação de próteses personalizadas. Uma dessas tecnologias é a manufatura aditiva. O grande desafio no momento está na fabricação de próteses por manufatura aditiva que combinem desempenho biomecânico e resistência estrutural. Nesse contexto, o objetivo deste trabalho é desenvolver elementos de fixação, especificamente âncoras de sutura de polímeros PEEK e PEKK, considerando seus requisitos estruturais através de simulações pelo método dos elementos finitos, e considerando que sejam fabricadas através de processos de manufatura aditiva. Este desenvolvimento permitirá a substituição de âncoras de sutura de liga de titânio, hoje largamente empregadas pelos cirurgiões, por âncoras de sutura de polímeros biocompatíveis, o que possibilitará que estes polímeros sejam absorvidos pelo corpo humano em curto e médio prazo, permitindo a completa restituição do osso afetado, melhorando a qualidade de vida do paciente pós-cirurgia. Os resultados obtidos neste trabalho indicam que a técnica poderá resultar em próteses com a biocompatibilidade desejada e resistência mecânica adequada. Próteses permanentes (articulações) ou provisórias (âncoras de sutura) seriam um dos critérios para a escolha do material a ser utilizado, absorvível ou não pelo corpo humano.

Palavras Chaves: Biomateriais, PEEK, PEKK, Âncora de Sutura, Manufatura Aditiva

ABSTRACT

DEL MONTE, F. F. **development of elements of fixation (suture anchor) in biocompatible materials through the process of Additive manufacture**. 2016. 128 p. Dissertation (Master) – São Carlos School of Engineering, University of São Paulo, São Carlos, 2016.

Nowadays medicine is searching assistance from engineering that may contribute in studies and confection of prothesis to specific cases of fractures and bone diseases. With the advance of technology new processes of manufacture were risen, making possible the confection of personalized prothesis. The biggest challenge of the moment is in the manufacture of additive prothesis that can combine biomechanics performance and structural resistance. In this context, the objective of this dissertation is to develop PEEK and PEKK polymer suture anchors, considering its structural requirements, taking into account their mechanical strength, through simulation by the finite element method, and considering additive manufacturing processes. This development will allow the replacement of titanium alloy suture anchors, now widely used by surgeons by suture anchors of biocompatible polymers, which enable these polymers to be absorbed by the human body in the short and medium term, allowing full regeneration of affected bone, improving the quality of life of the patient. The results of this study indicate that the technique could result in prosthesis with the desired biocompatibility and adequate mechanical strength. Permanent prosthesis (joints) or temporary (suture anchors) would be one of the criteria for the choice of material to be used, absorbable or non absorbable by the human body.

Keywords: biomaterials, PEEK, PEKK, suture anchor, additive manufacture

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Unidade repetitiva de um polímero.....	21
Figura 2 - Cadeia de um polímero.....	21
Figura 3 - (a) Polímero linear não-ramificado: as cadeias não são retas e nem conectadas. Cadeias de diferentes polímeros estão desenhadas em tons diferentes para destacar que elas não estão conectadas. (b) Polímero linear ramificado: as cadeias não estão conectadas, contudo têm ramificações.	22
Figura 4 - (a) Polímero termofixo sem ramificações: as cadeias são conectadas por ligações covalentes, mas sem ramificações. Pontos de ligação destacados por círculos. (b) Polímero termofixo ramificado e com cadeias conectadas por ligações covalentes. Cadeias e ramificações distintas são mostradas em diferentes tonalidades para melhor destaque. Os locais onde as cadeias estão quimicamente ligadas são representados por círculos.	23
Figura 5 - Efeito da temperatura no módulo de elasticidade para um termoplástico amorfo. As temperaturas T_g e T_m não ocorrem em temperaturas fixas.	24
Figura 6 – Correlação entre a densidade e a temperatura de um polímero.	26
Figura 7 - Curva tensão – deformação de um polímero termoplástico típico.....	27
Figura 8 – Representação de Ligações covalentes.....	27
Figura 9 - A formação do pescoço em polímeros amorfos não é estável, uma vez que o alinhamento das cadeias poliméricas no local aumenta a resistência desta região e reduz a taxa de deformação.....	28
Figura 10 - Barra prismática em tração: (a) diagrama de corpo livre de um segmento da barra, (b) segmento da barra antes do carregamento, (c) segmento da barra após o carregamento e (d) tensões normais na barra.	30
Figura 11- Comportamento típico da curva tensão-deformação de engenharia até a fratura, ponto F. O limite de resistência à tração LRT está indicado pelo ponto M. Os detalhes dentro dos círculos representam a geometria do corpo de provas deformado em vários pontos ao longo da curva.	32
Figura 12-Representação esquemática de como o módulo de elasticidade é determinado a partir do diagrama tensão deformação.....	32
Figura 13-Em verde estão representados os átomos metálicos e em azul os elétrons da camada de valência.	36

Figura 14-Em rosa estão representados os átomos de silício e em roxo os átomos de oxigênio, compondo a estrutura da cerâmica.....	37
Figura 15-Reação de polimerização do Etileno. N moléculas de Eteno após sofrer a polimerização de transforma em uma molécula com N Etano, denominado de Polietileno.....	38
Figura 16-Fórmula Química da Poli Éter Éter Cetona PEEK (Poli Ether Ether Ketone).....	39
Figura 17-Fórmula Química da Poli Éter Cetona Cetona PEKK (Poli Ether Ketone Ketone).....	39
Figura 18 - Esquema de análise de um sistema físico idealizado como contínuo....	45
Figura 19 - Solução exata e solução matemática com apenas cinco elementos....	46
Figura 20 - Solução exata e solução matemática com apenas doze elementos.....	46
Figura 21 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face.	47
Figura 22 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face discretizada por elementos finitos formando uma malha.	47
Figura 23 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face discretizada por elementos finitos formando uma malha refinada.....	48
Figura 24 - Elemento finito retangular de quatro pontos nodais.....	49
Figura 25 - Representação de uma malha com 30 elementos e 42 pontos nodais.	50
Figura 26 - Elementos ligados ao ponto nodal 19.....	50
Figura 27 - Etapas do Método dos Elementos Finitos	52
Figura 28-Representação das principais etapas do processo de manufatura por camada	53
Figura 29 - Representação dos processos de usinagem.....	56
Figura 30-Processo de injeção de material em molde específico.....	57
Figura 31 - a) EnvisionTEC Ultra HD®; b) FDM 360mc	60
Figura 32 - Impressora 3D do tipo FDM. Acervo da Universidade de Franca.	60
Figura 33-Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital.	63
Figura 34-Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital.	64
Figura 35-Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital.	65
Figura 36-Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital.	65
Figura 37-Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital.	66
Figura 38-Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital.....	67

Figura 39-Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelos Hospitais.	67
Figura 40-Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelos Hospitais.	68
Figura 41 - Representação da âncora de sutura implantada ao osso úmero.....	69
Figura 42-Illustração da parte posterior do ombro humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP.	71
Figura 43-Illustração da parte frontal do ombro humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP.	71
Figura 44-Illustração do ombro, do braço e do cotovelo humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP.	72
Figura 45 - Vista frontal âncora de sutura auto perfurante	73
Figura 46 - Vista Superior âncora de sutura auto perfurante	73
Figura 47 - Vista Lateral esquerda âncora de sutura auto perfurante.....	74
Figura 48 - Vista Lateral direita âncora de sutura auto perfurante	74
Figura 49 - Vista Isométrica âncora de sutura auto perfurante	75
Figura 50-Cabo do conjunto para inserção da âncora de sutura auto perfurante.	75
Figura 51-Haste Aplicador âncora de sutura auto perfurante	76
Figura 52 - . Âncora de Sutura auto perfurante renderizada.	76
Figura 53-Conjunto Montado âncora de sutura auto perfurante	76
Figura 54-Vista frontal âncora de sutura não perfurante	77
Figura 55-Vista Lateral direita âncora de sutura não perfurante	77
Figura 56-Vista Lateral esquerda âncora de sutura não perfurante	78
Figura 57-Vista Isométrica âncora de sutura não perfurante	78
Figura 58-Cabo do conjunto para inserção da âncora de sutura não perfurante. ...	79
Figura 59-Haste Aplicador âncora de sutura não perfurante	79
Figura 60-Âncora de Sutura não perfurante renderizada.	80
Figura 61-Conjunto Montado âncora de sutura não perfurante	80
Figura 62-Representação aberta do molde para injeção de material para o modelo âncora auto perfurante.	81
Figura 63-Representação fechada do molde para injeção de material para o modelo âncora auto perfurante.	81
Figura 64-Representação do modelo âncora auto perfurante após a injeção de material no molde.	82

Figura 65-Representação fechada do molde para injeção de material para o modelo âncora não perfurante.	82
Figura 66-Representação aberta do molde para injeção de material para o modelo âncora não perfurante.	83
Figura 67-Representação do modelo âncora não perfurante após a injeção de material no molde.	83
Figura 68 - Carregamentos para a simulação em elementos finitos.	85
Figura 69- Âncora de Material PEEK Tensão de Von Mises.	86
Figura 70- Âncora material PEEK deformação.	87
Figura 71 - Carregamentos para a simulação em elementos finitos.	87
Figura 72 - Âncora Material PEEK Tensão de Von Mises.	88
Figura 73- Âncora PEEK Deformação.....	89
Figura 74 - Âncora de Sutura perfil perfurante e molde impressos em PLA na impressora 3D Touch BFB 3000.	89
Figura 75 - Âncoras de Sutura perfis autoperfurante e não perfurante e o molde impressos em ABS M30 na impressora FDM 360mc	90
Figura 76 - Âncoras de Sutura perfis autoperfurante e não perfurante e o molde impressos em LS 600 na EnvisionTEC Ultra HD®.....	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Dispositivos de Implante em Uso ou Testes Atuais, suas Funções e os Biomateriais Usados.....	18
Tabela 2 -	Principais Propriedades dos Polímeros PEEK e PEKK.....	40
Tabela 3 -	Requisitos para densidade, kg/m ³	42
Tabela 4 -	Requisitos para resistência à compressão, Mpa.....	43
Tabela 5 -	Requisitos para módulo de compressão, Mpa.....	43
Tabela 6 -	Requisitos para resistência ao cisalhamento, Mpa.....	43
Tabela 7 -	Requisitos para módulo de cisalhamento, Mpa.....	44
Tabela 8 -	Carregamentos trabalhados na simulação auto perfurante.....	85
Tabela 9 -	Carregamentos trabalhados na simulação não perfurante.....	88

LISTA DE SIGLAS

3D	3 Dimensões
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABS-M30	Tipo de ABS Com Maior Resistência Mecânica.
CAD	Computed Aided Design
EF	Elementos Finitos
FDM	Fused Deposition Modeling
MEF	Método de Elementos Finitos
PEEK	Poly Ether Ether Kethone
PEKK	Poly Ether Kethone Kethone
PLA	Ácido Polilático
PR	Prototipagem Rápida
SLA	Stereolithography Aparattus
SLS	Selective Laser Sintering

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1 Enunciado Do Problema	17
1.2 Resultados Esperados	17
1.3 Estrutura da Dissertação.....	19
2. REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Polímeros.....	21
2.2 Efeito Da Temperatura Em Termoplásticos	24
2.3 Propriedades Mecânicas Dos Termoplásticos	26
2.4 Resistência Dos Materiais.....	30
2.5 Tipos De Materiais	35
2.5.1 Materiais Metálicos.....	35
2.5.2 Materiais Cerâmicos.....	36
2.5.3 Materiais Poliméricos	37
2.5.4 Compósitos	38
2.6 Novas Tecnologias.....	39
2.7 Biocompatibilidade	40
2.8 Osso Humano	41
2.9 Ensaios Elementos Finitos	44
2.10 Processos De Fabricação	52
2.10.1 Manufatura Aditiva.....	52
2.10.1.1 Tipos de tecnologias de manufatura aditiva.....	54
2.10.2 Processos De Remoção De Material.....	55
2.10.3 Processos de moldagem por injeção.....	56
3. METODOLOGIA	59
3.1 Materiais	60

4. PESQUISA DE CAMPO.....	63
4.1 Âncora de sutura	68
4.2 Ombro	71
4.3 Projeto das âncoras de sutura	72
5. RESULTADOS OBTIDOS	85
5.1 Simulação da âncora de sutura perfil auto perfurante.	85
5.2 Simulação da âncora de sutura perfil não perfurante.	87
5.3 Âncoras manufaturadas.....	89
6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES.....	91
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
APÊNDICE A	97
Simulação da âncora de sutura perfil auto perfurante material PEEK.....	97
APÊNDICE B	105
Simulação da Âncora de Sutura perfil auto perfurante Material PEKK	105
APÊNDICE C	113
Simulação da Âncora de Sutura perfil não perfurante Material PEEK.....	113
APÊNDICE D	119
Simulação da Âncora de Sutura perfil não perfurante Material PEKK.....	119
APÊNDICE E	125
PROCESSO DE MANUFATURA ADITIVA DAS ÂNCORAS DE SUTURA E MOLDE UTILIZANDO A EnvisionTEC Ultra HD®.....	125

1. INTRODUÇÃO

1.1 Enunciado Do Problema

Hoje a medicina dispõe de uma vasta gama de materiais para implantes e restaurações de traumas ocasionados. Pacientes, ao sofrerem algum tipo de trauma que necessitam de algum tipo de correção, sofrem intervenções cirúrgicas, seja para o cirurgião identificar a dimensão do trauma, ou, para o cirurgião corrigir este trauma.

Caso a correção do trauma não seja possível de ser efetuada no momento da identificação do mesmo, os pacientes deverão de ser submetidos a uma intervenção cirúrgica em um outro momento, geralmente quando a confecção de possíveis próteses seja finalizada.

Este procedimento, hoje considerado normal pelos cirurgiões, expõe o paciente ao risco de infecções além de praticamente duplicar os custos com despesas médicas hospitalares.

1.2 Resultados Esperados

Há vários biomateriais em uso atualmente. Todos com ótimos resultados funcionais. Conforme tabela 1.

Próteses metálicas, por exemplo, são caras e pesadas quando comparadas ao osso substituído. A busca por novos materiais visa a diminuição deste custo e a máxima proximidade possível da densidade óssea a ser substituída. Além da redução do tempo de espera por pacientes que necessitam de próteses mecânicas e/ou estruturais, pois as próteses serão personalizadas, impressas em uma impressora 3D a partir da geometria dos ossos, obtida através de ressonância magnética ou tomografia computadorizada.

Tabela 1 – Dispositivos de Implante em Uso ou Testes Atuais, suas Funções e os Biomateriais Usados. Fonte: ORÉFICE, Rodrigo L.; PEREIRA, de Magalhães M.; MANSUR, Sander H)

Dispositivo	Função	Biomaterial
Próteses artificiais do quadril, joelho, ombro, cotovelo e pulso	Reconstrução de articulações artríticas ou fraturadas	Hastes: aço inox 316L; liga Co-Cr; Ti e liga Ti-Al-V; liga Co-Cr-Mo-Ni; Componente acetabular: polietileno de alta densidade e alto peso molecular; alumina de alta densidade; cimento de PMMA; polímero poliacetal; metal-recobrimento de carbono pirolítico; metal-recobrimento de bioglass; teflon poroso (PTFE); PTFE-recobrimento de carbono em metal; PMMA-fibras de carbono, PMMA-Ceravital; aço inox poroso; Co-Cr; Ti e liga de Ti
Placas, parafusos e arames para osso	Reparo de fraturas	Aço inox 316L; liga Co-Cr; Ti e liga Ti; compósito polissulfona-fibra de carbono; compósito Bioglass-fibra de metal; compósito ácido polilático-ácido poliglicólico
Pinos intramedulares	Alinhamento de fraturas	Aço inox 316L; liga Co-Cr; Ti e liga Ti; compósito polissulfona-fibra de carbono; compósito Bioglass-fibra de metal; compósito ácido polilático-ácido poliglicólico

Por serem originados de imagens médicas, os protótipos serão únicos e exclusivos para cada paciente, tendo as mesmas dimensões das estruturas anatômicas originais.

Também poderão ser gerados moldes para a conformação de próteses, de modo que o cirurgião aplique materiais biocompatíveis para a geração da prótese no tamanho e formato exatos do paciente.

Utilizando técnicas de engenharia, como o método de análise por elementos finitos, é possível simular a resistência de próteses de acordo com forças aplicadas ao modelo. Isso é bastante útil para garantir que a prótese projetada suporte as tensões às quais estará sujeita.

Com estes modelos será possível planejar e simular, com antecedência, procedimentos cirúrgicos, permitindo que pacientes sejam reintegrados à sociedade, buscando sempre melhorar a qualidade de vida destes pacientes.

O objetivo deste trabalho é prover um estudo em âncoras de sutura. Trata-se de uma estrutura muito mais simples que uma prótese, porém tão importante quanto. Com os resultados obtidos neste estudo, uma derivação para as próteses mais complexas se tornaria mais adequada.

Os termos simples e complexas estão relacionadas ao grau de liberdade e forças aplicadas aos componentes em questão.

Este trabalho será limitado ao estudo teórico das âncoras de sutura projetadas em CAD, com o auxílio do software Solidworks™ versão premium 2015. Os resultados foram obtidos através da simulação em elementos finitos.

1.3 Estrutura da Dissertação

O estudo foi dividido em sete capítulos:

No capítulo um é feita a introdução ao trabalho, indicando objetivo e estrutura da dissertação;

No capítulo dois é feita a revisão bibliográfica dos principais conceitos e tecnologias usados no trabalho: materiais, poliméricos, biocompatibilidade, tecnologias de manufatura aditiva e método dos elementos finitos;

No capítulo três é apresentada a metodologia e materiais utilizados;

No capítulo quatro são apresentados os resultados da pesquisa de campo e desenvolvidos os projetos das ancoras de sutura;

No capítulo cinco são apresentados os resultados das simulações pelo método dos elementos finitos, as ancoras manufaturadas e discutidos os resultados;

No capítulo seis são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros;

No capítulo sete são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Polímeros

Segundo Callister Júnior (2013), o termo *mero* significa unidade. Sendo assim, mero representa um grupo unitário de átomos ou moléculas, o qual em conjunto define um arranjo característico de um polímero. Um polímero então pode ser considerado como sendo uma estrutura resultante da combinação de vários meros ou unidades repetitivas. A figura 1 ilustra a estrutura de um polímero destacando as unidades repetitivas em cada estrutura. A figura 2 ilustra a estrutura de um polímero em sua representação como cadeia.

Figura 1 – Unidade repetitiva de um polímero. Fonte Callister Júnior 2013

Figura 2 - Cadeia de um polímero. Fonte Smith 2012

A maioria dos polímeros, sólidos ou líquidos, possui carbono como base em suas respectivas cadeias (Smith 2012).

Conforme seu comportamento mecânico e térmico, os polímeros podem ser classificados como: termoplásticos, termofixos ou elastômeros (Askeland 2011).

Os **termoplásticos** possuem cadeias longas compostas pela união de monômeros; seu comportamento mecânico é plástico e dúctil. As cadeias podem ou não ter ramificações e cadeias individuais geralmente estão entrelaçadas. Entre átomos de diferentes cadeias há ligações relativamente fracas do tipo van der Waals. A estrutura assemelha-se a barbantes emaranhados. Ainda empregando esta analogia, os barbantes podem ter ou não ramificações, e, apesar de emaranhados, nenhum barbante está “preso” ao outro. Consequentemente nos termoplásticos, as cadeias podem ser separadas umas das outras pela aplicação de uma tensão de tração. Os termoplásticos podem ser amorfos ou cristalinos. Quando aquecidos, amolecem e se fundem, podendo adquirir formas de diversos objetos. Os termoplásticos são reciclados com facilidade. A figura 3 representa cadeias de polímeros termoplásticos ramificados e não ramificados. (Askeland 2011).

Figura 3 - (a) Polímero linear não-ramificado: as cadeias não são retas e nem conectadas. Cadeias de diferentes polímeros estão desenhadas em tons diferentes para destacar que elas não estão conectadas. (b) Polímero linear ramificado: as cadeias não estão conectadas, contudo têm ramificações. Fonte Askeland 2011

Os polímeros **termofixos** também possuem longas cadeias (lineares ou ramificadas) de moléculas ligadas umas às outras (reticulação) formando estruturas

de rede tridimensional. Polímeros termofixos podem ser representados por diversos barbantes amarrados uns aos outros em vários pontos, e não apenas entrelaçados. Cada barbante pode ou não ter outros barbantes amarrados a ele. Os termofixos não se fundem com o aquecimento, mas se decompõem. A reciclagem de um termofixo é praticamente inexistente, pois a ligação cruzada (reação de reticulação) dificulta a reprocesso da polimerização. A figura 4 representa cadeias de polímeros termofixos ramificados e não ramificados. (Askeland 2011).

Figura 4 - (a) Polímero termofixo sem ramificações: as cadeias são conectadas por ligações covalentes, mas sem ramificações. Pontos de ligação destacados por círculos. (b) Polímero termofixo ramificado e com cadeias conectadas por ligações covalentes. Cadeias e ramificações distintas são mostradas em diferentes tonalidades para melhor destaque. Os locais onde as cadeias estão quimicamente ligadas são representados por círculos. Fonte Askeland 2011

Elastômeros também conhecidos como borrachas, possuem uma deformação elástica superior a 200%. São compostos por termoplásticos ou termofixos pouco reticulados. As cadeias poliméricas comportam-se como molas que se deformam de forma reversível com aplicação de uma tensão mecânica. (Askeland 2011).

2.2 Efeito Da Temperatura Em Termoplásticos

Figura 5 - Efeito da temperatura no módulo de elasticidade para um termoplástico amorfo. As temperaturas T_g e T_m não ocorrem em temperaturas fixas. Fonte Askeland 2008 (adaptação ao português)

As propriedades dos termoplásticos variam com a temperatura. Os termoplásticos podem ser amorfos ou cristalinos, uma vez resfriados abaixo da temperatura de fusão. (Smith 2012)

A figura 5 retrata o efeito da temperatura no módulo de elasticidade para um termoplástico amorfo. As temperaturas T_g (temperatura de transição vítrea) e T_m (temperatura de fusão) não ocorrem em temperaturas fixas (Askeland 2008).

Temperatura de Degradação – as ligações covalentes entre os átomos que compõem a cadeia polimérica podem ser destruídas em temperaturas muito elevadas. Os polímeros se degradam por diversos mecanismos e intensidades, dependentes da sua natureza e das condições a que é submetido. A decomposição, nos termoplásticos, ocorre no estado líquido, enquanto nos termofixos a decomposição se dá no estado sólido. O parâmetro T_d não mostrado na figura 5 é a temperatura de degradação (ou de decomposição) de um polímero. (Callister Júnior 2013).

Polímeros Líquidos – Os termoplásticos não se fundem a uma temperatura definida. Acima do intervalo da temperatura de fusão, a ligação entre as cadeias

entrelaçadas é fraca. Se uma força de tração é aplicada, as cadeias deslizam umas sobre as outras e o polímero escoa com praticamente nenhuma deformação elástica. (Callister Júnior 2013).

Segundo Smith (2012), a resistência mecânica e o módulo de elasticidade, de um polímero em fase líquida, são quase nulos e este polímero está na condição adequada para sofrer conformação.

Estado Borrachoso e Coriáceo – Segundo Askeland (2011), próximo da temperatura de fusão, mas sem ultrapassá-la, as cadeias do polímero ainda estão retorcidas e entrelaçadas e possuem uma estrutura amorfa. No limite inferior da temperatura de fusão, o polímero comporta-se de maneira *borrachosa*. Quando uma tensão de tração é aplicada, ocorrem as deformações elástica e plástica no material. Quando a tensão de tração é removida, a deformação elástica é rapidamente recuperada, mas o polímero torna-se permanentemente deformado em razão do movimento das cadeias (deformação plástica). Desse modo, grandes alongamentos e permanentes são obtidos, permitindo que o polímero seja conformado por moldagem e extrusão.

O estado coriáceo é quando o polímero se assemelha ao couro. Nesta fase a ligação entre as cadeias tornam-se mais intensas e o polímero apresenta-se cada vez mais duro. Este comportamento ocorre a temperaturas inferiores à temperatura de fusão. (Callister Júnior 2013).

Estado Vítreo – Segundo Askeland (2011), abaixo da **temperatura de transição vítrea** T_g (do inglês, *glass temperature*) o polímero amorfo linear torna-se duro, frágil e parecido com o vidro inorgânico. Novamente, não se trata de uma temperatura fixa, e sim de uma faixa de temperaturas. Quando um polímero se resfria abaixo da temperatura de transição vítrea, algumas propriedades físicas mecânicas, como a densidade ou módulo de elasticidade, variam diferentemente, dependendo da estrutura do material.

Embora os polímeros vítreos tenham baixas ductilidade e conformabilidade, eles têm boa resistência mecânica, rigidez e resistência a fluência. (Smith 2012).

Cristalinidade em Polímeros – Muitos termoplásticos cristalizam-se parcialmente quando resfriados abaixo da temperatura de fusão, pois suas cadeias se

tornam organizadas por longas distâncias. A densidade, neste caso, aumenta de forma abrupta à medida que as cadeias passam de espiraladas e entrelaçadas no líquido para a forma rearranjadas e ordenadas em uma estrutura compacta. A figura 6 retrata a correlação entre o volume específico e as temperaturas de fusão e transição vítrea de um polímero. (Smith 2012).

Figura 6 – Correlação entre volume específico e a temperatura de um polímero. Fonte: Smith 2012.

2.3 Propriedades Mecânicas Dos Termoplásticos

Segundo Callister Júnior (2013), a maioria dos termoplásticos, tanto no estado líquido quanto no sólido, apresenta um comportamento viscoelástico e não-newtoniano. Classificamos como não-newtoniano quando a relação entre a tensão cisalhante e a taxa de deformação cisalhante não é linear. Viscoelástico, por sua vez, é quando ocorre uma deformação elástica e plástica (viscosa) simultaneamente quando uma tensão externa é aplicada ao polímero termoplástico. Esse comportamento mecânico ocorre devido à maneira pela qual as cadeias de polímeros se movem umas em relação às outras, sob carregamento mecânico. A análise da deformação em termoplásticos depende tanto do tempo quanto da velocidade com a qual a carga é aplicada ao polímero. A figura 7 ilustra a curva tensão-deformação de um termoplástico.

Figura 7 - Curva tensão – deformação de um polímero termoplástico típico. Fonte: Smith 2012.

Comportamento Elástico – A deformação elástica, em termoplásticos, é resultado de uma tensão aplicada que causa um estiramento e distorção das ligações covalentes dentro da cadeia. Esta tensão permite às cadeias se alongarem elasticamente. Quando a tensão é cessada, a cadeia permanece distorcida e sua recuperação, dessa distorção, ocorrerá somente após um período de tempo. (Askeland 2011).

Ligações Covalentes – Segundo Callister Júnior (2013), os materiais com ligações covalentes são compostos por compartilhamento dos elétrons de valência entre dois ou mais átomos, conforme representado pela figura 8. Este tipo de ligação é classificada, pela literatura química, como muito forte e materiais ligados covalentemente possuem ductilidade limitada.

Figura 8 – Representação de Ligações covalentes. Fonte Callister Junior 2013

Comportamento Plástico de Termoplásticos Amorfos – segundo Askeland (2011), quando a tensão ultrapassa o limite de escoamento os polímeros se deformam plasticamente. Neste caso as cadeias esticam, deslizam e se desembaraçam sob tensão de tração e provocam a deformação permanente. Smith (2012) relata que quando os polímeros são submetidos a tensão de tração, as cadeias começam a se desembaraçar e a se alinhar. A formação de um pescoço nos corpos de prova (escoamento a frio), conforme relata a figura 9, também ocorre, permitindo um deslizamento contínuo das cadeias sob tensão de tração inferior às tensões que deram início ao processo de escoamento. Entretanto, no fim do processo de escoamento, as cadeias tornam-se quase paralelas e próximas. As ligações, que agora são do tipo van der Waals, tornam-se mais intensas entre as cadeias alinhadas e isso requer tensões mais elevadas para continuar o processo de deformação que levará à fratura do polímero.

Figura 9 - A formação do pescoço em polímeros amorfos não é estável, uma vez que o alinhamento das cadeias poliméricas no local aumenta a resistência desta região e reduz a taxa de deformação. Fonte askeland 2008 (adaptação ao português)

Fluência e Relaxação de Tensão – Os termoplásticos apresentam uma deformação permanente dependente do tempo denominada fluência, que ocorre sob tensão constante. Também apresentam relaxação de tensão, que é uma redução da tensão quando o polímero está submetido a uma deformação constante. Tanto a fluência quanto a relaxação são consequências do comportamento viscoelástico do polímero. (Shackelford 2011)

Comportamento sob Impacto – Shackelford (2011) também relata que o comportamento viscoelástico ajuda a compreender as propriedades de resistência ao impacto dos polímeros. Quando as taxas de deformação são elevadas, como em um teste de impacto, por exemplo, as cadeias não possuem tempo suficiente para deslizarem e se deformarem plasticamente. Nessas condições, os polímeros termoplásticos apresentam baixos valores de energia absorvida ao impacto e comportam-se de modo frágil. Como consequência, os polímeros apresentam temperaturas de transição dútil – frágil. Em um teste de impacto, sob baixas temperaturas predomina o comportamento frágil e em temperaturas elevadas observa-se um comportamento mais tenaz, pois as cadeias se movimentam mais facilmente.

Deformação de Polímeros Cristalinos – Callister Junior (2013) relata que vários polímeros são usados no estado cristalino, porém, estes polímeros nunca são completamente cristalinos. Há pequenas regiões amorfas entre as lamelas e os esferulitos cristalinos.

Conforme Askeland (2011), as cadeias de polímeros cristalinos se estendem para estas regiões amorfas atuando como cadeias de amarração. Quando uma tensão de tração é aplicada ao polímero, as cadeias de amarração são esticadas devido ao deslizamento das lamelas cristalinas, uma sobre as outras, dentro dos esferulitos. Há o alinhamento das dobras das lamelas na direção da tensão de tração. As lamelas cristalinas fraturam-se em unidades menores e deslizam uma sobre as outras, até que o polímero final fica composto de pequenos cristais alinhados, unidos apenas pelas cadeias de amarração, e orientados paralelamente à tensão de tração. Os esferulitos também alteram sua forma e se alongam na direção da tensão aplicada. Com o aumento da tensão, as cadeias de amarração se desembaraçam ou fraturam, causando a fratura do polímero.

Microfissuramento – Callister Junior (2013) descreve o microfissuramento nos termoplásticos como uma região deformada plasticamente localizada perpendicularmente à direção da tensão aplicada. Em termoplásticos transparentes, o microfissuramento é representado por uma região translúcida ou opaca que se assemelha a uma trinca. A microfissura pode se estender por toda a seção transversal do componente polimérico. Contudo, a microfissura não é considerada uma trinca e,

de fato, ainda pode resistir a aplicação de uma tensão de tração. A formação da microfissura é similar ao da deformação plástica do polímero termoplástico, mas o processo de microfissuramento pode continuar mesmo sob baixa tensão por um longo tempo. As microfissuras podem levar à fratura frágil do polímero.

2.4 Resistência Dos Materiais

Tensão e Deformação são os conceitos fundamentais na mecânica dos materiais. A melhor maneira de ilustrar esses conceitos será com o uso de uma barra prismática sujeita a forças axiais de tração. Uma barra prismática é um componente estrutural (barra) reto, com uma seção transversal constante ao longo de seu comprimento, e uma força axial é uma carga direcionada ao longo do eixo longitudinal do componente estrutural, resultando em tração ou compressão na barra. A figura 10 representa uma barra prismática sob ação de uma força de tração (Gere 2012)

Figura 10 - Barra prismática em tração: (a) diagrama de corpo livre de um segmento da barra, (b) segmento da barra antes do carregamento, (c) segmento da barra após o carregamento e (d) tensões normais na barra. Fonte Gere 2012

Na seção mn perpendicular ao eixo longitudinal da barra, denominada de seção transversal, ocorrem as ações internas provocadas pelo carregamento P . Estas ações

internas serão denominadas de tensões distribuídas na seção transversal da barra. (Gere 2012).

Estas tensões distribuídas serão calculadas pela relação do carregamento (força) (P) sobre área transversal (A) e utilizaremos a letra grega sigma (σ) para representa-las. Como a força (P) está perpendicular a área (A), esta tensão (σ) será denominada de tensão normal ao carregamento. (Hibbeler 2010)

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

Como já foi observado, uma barra terá seu comprimento alterado quando carregado axialmente, seja tração ou compressão, tornando-se mais comprida (alongada) quando este carregamento for de tração e mais curta quando submetida ao carregamento de compressão. (Beer 2012).

O alongamento delta (δ) dessa barra será o quanto a barra “esticou” em relação ao comprimento inicial (L_0) quando submetida ao carregamento de tração. A deformação axial, denotada pela letra grega épsilon (ϵ) será definida pela relação alongamento sobre comprimento inicial. (Beer 2012).

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (2)$$

O ensaio de tração nos permite traçar o diagrama tensão deformação conforme representa a figura 11. À medida que uma força de tração é aplicada ao corpo de prova, as tensões internas aumentam. Até ao limite de escoamento do material a deformação é quase que nula. A partir da tensão de escoamento, há a estrição do material, aumento significativo da deformação, região onde a seção transversal fica cada vez menor até a ruptura do material. (Callister Junior 2013)

Figura 11- Comportamento típico da curva tensão-deformação de engenharia até a fratura, ponto F. O limite de resistência à tração LRT está indicado pelo ponto M. Os detalhes dentro dos círculos representam a geometria do corpo de provas deformado em vários pontos ao longo da curva. Fonte Callister Junior 2013.

Figura 12- Representação esquemática de como o módulo de elasticidade é determinado a partir do diagrama tensão deformação. Fonte Callister Junior 2013

O diagrama, descrito pela figura 12, representa, praticamente, uma linha reta que une os pontos determinados pelas coordenadas cartesianas (0,0) e (ϵ_t, σ_t) , o que nos indica que a relação entre tensão e deformação nesta região do diagrama é proporcional ou linear. Nesta região o comportamento do material é elástico. A deformação será nula com a remoção do carregamento P. (Gere 2012).

Quando um material é solicitado por uma força e sofre uma deformação e, após a retirada da força aplicada, recupera suas dimensões originais, essa deformação é definida como deformação elástica. (BEER 2012)

“a tensão resultante da aplicação de uma força em um material é diretamente proporcional à sua deformação” (Lei de Hooke)

$$P = K * X \quad (3)$$

P = Carga Aplicada (N)

K = Constante de proporcionalidade ou constante da mola (N/m)

X = Deslocamento (m)

O famoso cientista inglês Robert Hooke (1635 – 1703) observou que os alongamentos “sempre seguem as mesmas proporções uns em relação aos outros que os pesos que os causaram seguem”. Desta forma Hooke estabeleceu uma relação linear entre as cargas aplicadas e os alongamentos resultantes. (Gere 2012).

A deformação elástica de um material é descrita por uma relação linear entre tensão σ e deformação ϵ , em que a constante de proporcionalidade é dada pelo **módulo de elasticidade** ou **módulo de Young (E)** (BEER 2012)

A Lei de Hooke definida por:

$$\sigma = E * \epsilon \quad (4)$$

onde:

σ - Tensão atuante na barra (Pa);

ε – Deformação atuante na barra (adimensional);

E – Módulo de elasticidade (Young) do material (MPa).

O módulo de elasticidade nos fornece uma indicação da rigidez do material e depende fundamentalmente das forças de ligação interatômicas. Sendo assim, o módulo de elasticidade representa uma medida das forças de ligação existentes entre os átomos, íons ou moléculas de um material sólido qualquer. A Lei de Hooke nos permite calcular o módulo de elasticidade de um material somente na região de deformação elástica. Região descrita pela figura 12. (GERE 2012)

As relações entre tensão e deformação, quando um material é submetido a cargas de compressão, são similares àsquelas obtidas no ensaio de tração. O material comporta-se elasticamente até a tensão de escoamento, sendo aplicável a lei de Hooke neste caso. (BEER 2012)

Quando o carregamento age no sentido tangencial à superfície do material, estaremos diante da tensão de cisalhamento. Neste caso a área da seção tangencial será denotada por (A), o carregamento pela força (V) e a tensão cisalhante pela letra grega tau (τ). (Hibbeler 2010)

$$\tau = \frac{V}{A} \quad (5)$$

Dentro da região de proporcionalidade, teremos a Lei de Hooke em cisalhamento onde definiremos o módulo de elasticidade para cisalhamento (G) do material. (Beer 2012)

$$\tau = G * \gamma \quad (6)$$

Onde:

τ – Tensão de cisalhamento;

γ – Deformação cisalhante;

G – Módulo de elasticidade para cisalhamento.

Quando um material é pressionado por outro material ou por marcadores padronizados, a resistência que este material apresenta ao risco ou à formação de

marca permanente é uma propriedade mecânica denominada de dureza do material. (Hibbeler 2010)

As energias de impacto são de interesse no aspecto comparativo entre diferentes materiais. Materiais Dúcteis absorvem maior quantidade de energia que os Materiais Frágeis. Ou seja, quando um determinado material sofre um impacto, os de características frágeis tendem a romper enquanto que os dúcteis tendem a se deformar. (Gere 2012)

Quando um material é submetido à esforços repetidos ou cíclicos por um longo período, mesmo que estes esforços estejam abaixo dos esforços críticos, a tendência é que este material se rompa. A este fenômeno denominamos de fadiga do material. Os principais resultados do ensaio de fadiga são normalmente obtidos a partir de gráficos em termos de tensão e número de ciclos. (Gere 2012)

Um fenômeno indesejável e que consiste em fator determinante da vida útil de um componente é a fluência, que pode ser definida como a deformação plástica que ocorre em função do tempo para um material submetido a uma tensão constante. (Hibbeler 2010)

2.5 Tipos De Materiais

2.5.1 Materiais Metálicos

Ligações Metálicas se formam quando os elétrons da camada de valência de átomos de elementos com baixa eletronegatividade formam uma “nuvem” de elétrons que envolve todos os átomos metálicos. Estas ligações não são direcionais e são relativamente fortes em comparação com as demais ligações químicas. Como resultado, grande parte dos metais puros apresentam um módulo de Young elevado e boa ductilidade. Geralmente, os metais são bons condutores de térmicos e elétricos. A figura 13 representa os átomos metálicos envoltos pela nuvem de elétrons da camada de valência. (Callister Júnior 2013.)

Figura 13- Em verde estão representados os átomos metálicos e em azul os elétrons da camada de valência. Fonte Smith 2012

2.5.2 Materiais Cerâmicos

As cerâmicas são materiais inorgânicos que apresentam alta dureza e alta temperatura de fusão. São tipicamente isolantes elétricos e térmicos, têm boa estabilidade química e elevada resistência em compressão. As cerâmicas são classificadas em mono e policristalinas, vidros e vidro-cerâmicas. (Askeland 2011)

As cerâmicas policristalinas têm um comportamento mecânico frágil devido à porosidade. A porosidade limita a resistência em suportar um carregamento mecânico sob tração. A maioria das cerâmicas policristalinas não se deforma plasticamente a menos que sejam solicitadas em taxas de deformação e temperatura especiais.(Smith 2012)

A figura 14 representa a estrutura de uma cerâmica composta por átomos de Silício e Oxigênio.

Figura 14- Em rosa estão representados os átomos de silício e em roxo os átomos de oxigênio, compondo a estrutura da cerâmica. Fonte Smith 2012

2.5.3 Materiais Poliméricos

Os polímeros são compostos por macromoléculas produzidas pela união de moléculas menores, denominadas monômeros ou simplesmente meros, utilizando reações de polimerização por condensação ou por adição. Materiais poliméricos que podem conter outros aditivos que melhoram suas propriedades são denominados de plásticos. Quando comparados com a maioria dos metais e cerâmicas, os plásticos têm baixa dureza, resistência mecânica, temperatura de fusão e densidade, porém têm uma boa resistência química. (Askeland 2011)

As cadeias dos termoplásticos não estão quimicamente ligadas umas às outras, permitindo que o material tenha boa ductilidade, seja facilmente moldado em formas diversas e possa ser reciclado. Quando a temperatura de uso estiver acima da temperatura de transição vítrea os termoplásticos podem ter baixa resistência e boa ductilidade devido a sua estrutura amorfa. Quando a temperatura cai abaixo da temperatura de transição vítrea os polímeros são mais duros e frágeis. Muitos termoplásticos podem cristalizar durante o resfriamento ou pela aplicação de uma tensão, o que aumenta sua resistência mecânica. (Smith 2012)

Os polímeros termofixos possuem uma estrutura tridimensional reticulada. Estes polímeros apresentam boa resistência mecânica, altas temperaturas de transição vítrea e comportamento frágil. Os termofixos não podem ser facilmente reciclados. (Callister Júnior 2013)

Os elastômeros são termofixos ou termoplásticos pouco reticulados e apresentam deformação elástica maior que 200%. (Callister Júnior 2013).

A figura 15 representa a polimerização da molécula de Etileno composta por N moléculas do monômero Etano. N moléculas de Eteno quando submetidas ao calor, pressão e catalizadores originaram os monômeros Etano.

Figura 15- Reação de polimerização do Etileno. N moléculas de Eteno após sofrer a polimerização de transforma em uma molécula com N Etano, denominado de Polietileno. Fonte Smith 2012

2.5.4 Compósitos

Os compósitos são formados por dois ou mais materiais de forma que o resultado obtido seja uma combinação das propriedades individuais de cada material. A fração volumétrica desses materiais em um compósito é muito importante na determinação das propriedades do resultado composto. (Callister Júnior 2013).

A orientação das fibras na elaboração do material composto é muito importante, pois fibras quando são alinhadas unidirecionalmente dão origem ao composto com comportamento anisotrópico. Quando são orientadas aleatoriamente dão origem ao composto com comportamento isotrópico. As propriedades podem ser adaptadas para satisfazer às cargas impostas orientando-se as fibras em direções múltiplas. (Smith 2012)

Compósitos laminares são formados por camadas de materiais diferentes com um deles fornecendo dureza ou resistência à corrosão e o outro fornecendo resistência mecânica. Os compósitos laminares são sempre anisotrópicos. (Smith 2012)

2.6 Novas Tecnologias

Figura 16- Fórmula Química da Poli Éter Éter Cetona PEEK (Poli Ether Ether Ketone) Fonte: MAZUR, R. L. et al.

A figura 16 representa a fórmula química do polímero PEEK. O PEEK é um polímero termoplástico com alto Módulo Elástico, estabilidade térmica e resistência química. É um polímero semi cristalino. (MAZUR, R. L. et al.)

Figura 17- Fórmula Química da Poli Éter Cetona Cetona PEKK (Poli Ether Ketone Ketone) Fonte: CORTES, L. Q. et al.

A figura 17 representa a fórmula química do polímero PEKK. O PEKK é um polímero termoplástico de alto desempenho, que possui um excelente balanço de propriedades, como alta temperatura de transição vítrea ($T_g = 156\text{ }^{\circ}\text{C}$), elevados valores de resistência mecânica e de rigidez, alta tenacidade à fratura, baixa absorção de umidade e excelente resistência a diversas condições climáticas. (CORTES, L. Q. et al.)

A tabela 2 ilustra as principais propriedades Físicas, Mecânicas e Térmicas dos polímeros PEEK e PEKK.

Tabela 2 – Principais Propriedades dos Polímeros PEEK e PEKK (MAZUR, Rogério L. et al)

	Propriedades	PEEK	PEKK
Físicas	Massa Específica (g/cm ³)	1,31	1,28
	Absorção de Água (%)	0,13	<0,20
	Dureza Shore (D)	85,0	86,0
Mecânicas	Resistência à Tração (Mpa)	90	90
	Módulo de Elasticidade (GPa)	3,6	3,4
	Elongação (Rompimento) (%)	39,2	80,0
Térmicas	Temperatura Transição Vítre (°C)	143	156
	Temperatura Fusão (°C)	340	305-375
	Temperatura Máxima Serviço (°C)	220	250

2.7 Biocompatibilidade

Os biomateriais utilizados em implantes devem ser selecionados em função da biocompatibilidade, aplicação, vida útil, carregamentos, custo e geometria do implante. Os materiais existentes são classificados em cerâmicos, metálicos, poliméricos e compósitos. No entanto, para aplicação em implantes, os materiais podem ser classificados de outra forma dependendo da interação com o tecido a ser aplicado. Nesta, os biomateriais podem ser classificados pela origem e pelas aplicações a que se destinam, sendo esta última geralmente divididas em três grupos: implante em tecidos moles, implantes em tecidos duros e materiais para o sistema cardiovascular (CARVALHO, M. M, 2012).

“Uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que são utilizadas para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente os tecidos e órgãos”. Sendo classificados como materiais naturais (biológicos) ou materiais artificiais. (CARVALHO, M. M, 2012).

O uso convencional do prefixo “bio” em áreas como bioquímica ou biofísica refere-se ao estudo do fenômeno biológico. Da mesma forma, a palavra biomateriais deve

referir-se a materiais biológicos que ocorrem naturalmente tais como osso, tecidos moles, madeiras...No entanto, a comunidade científica refere-se a biomaterial como sendo materiais inertes, farmacologicamente, destinados a fabricar dispositivos médicos concebidos para implantação ou incorporação aos tecidos vivos. (SMITH, W. F, 2012).

Enquanto os biomateriais são usados para reparar e substituir tecidos esqueléticos ou não esqueléticos do nosso corpo, a maioria dos dispositivos biomédicos tem natureza ortopédica. (SMITH, W. F, 2012).

2.8 Osso Humano

O osso é o material estrutural do corpo humano e é um exemplo de um material compósito natural complexo. É constituído por materiais orgânicos e inorgânicos. (CARVALHO, M. M, 2012).

Segundo Netter (2011), os principais constituintes do osso humano são: carbonato de cálcio, fosfato de cálcio, colágeno e água. O fosfato e o carbonato de cálcio são responsáveis pela resistência mecânica à compressão pois oferecem rigidez ao osso. O colágeno por sua vez contribui para a resistência à tração uma vez que este provém elasticidade ao osso.

Conforme Netter (2011), o corpo humano possui em sua estrutura óssea ossos compostos por osso cortical em sua camada externa e osso esponjoso em sua camada interna. Osso cortical possui baixa porosidade, maior rigidez, suporta maiores tensões e menores deformações. Osso esponjoso possui alta porosidade, menor rigidez, suporta menores tensões e maiores deformações.

As propriedades mecânicas do osso cortical e do osso esponjoso são completamente diferentes. O osso cortical tem maior densidade, é mais resistente e mais duro que o osso esponjoso, mas, é mais frágil. Quando a deformação ultrapassa 2,0% ele fratura. O osso esponjoso, no entanto, é menos denso, pode suportar um nível de tensão de 50% antes de fraturar, e devido à sua estrutura porosa absorve grandes quantidades de energia antes de fraturar. (SMITH, W. F, 2012).

É muito importante notar que os ossos são muito mais resistentes à compressão do que à tração. O osso cortical tem uma resistência à tração de 130 MPa e uma resistência à compressão de 190 MPa. (NETTER, 2011)

O módulo de elasticidade (E) do osso cortical é aproximadamente 13 GPa, já o do osso esponjoso está na ordem dos 8 GPa. Estes valores estão aproximados, pois se trata de um material composto que se constitui por materiais orgânicos e inorgânicos e em diferentes quantidades, isto porque cada organismo detém um ritmo de alimentação e atividades físicas periódicas.

O osso quando em contato com o metal, sofre um enfraquecimento de suas propriedades estruturais devido ao fenômeno denominado de osteopenia, ou seja consiste na perda precoce de densidade óssea que torna os ossos mais fracos.

Sendo assim, este trabalho visa a não implantação de metal ao corpo humano após um trauma. A substituição deste metal por um polímero biodegradável biocompatível, seria uma forma de evitar que a osteopenia ocorra devido à prótese necessária ao reparo deste trauma.

Polímeros biodegradáveis são projetados para desempenhar uma função e, em seguida, ser absorvidos ou integrados ao sistema biológico. Assim, a remoção cirúrgica destes componentes não é necessária.

A ABNT NBR 15678:2011 descreve um material destinado a reproduzir, de maneira consistente e uniforme, as propriedades mecânicas semelhantes às do osso esponjoso humano conforme registrado pelas Tabelas 3, 4, 5, 6 e 7.

Tabela 3 - Requisitos para densidade, kg/m³ Fonte: ABNT NBR 15678:2011

Grau	Mínimo	Máximo
5	72,10	88,10
10	144,0	176,0
12	173,0	211,5
15	216,0	264,5
20	288,5	352,5
25	360,5	440,5
30	432,5	528,5
35	504,5	617,0
40	576,5	705,0
50	721,0	881,0

Tabela 4 - Requisitos para resistência à compressão, Mpa. Fonte: ABNT NBR 15678:2011

Grau	Mínimo	Máximo
5	0,4495	0,7800
10	1,745	2,820
12	2,485	3,970
15	3,820	6,050
20	6,630	10,45
25	10,15	16,00
30	14,30	22,70
35	19,15	30,55
40	24,60	39,55
50	37,35	61,05

Tabela 5 - Requisitos para módulo de compressão, Mpa. Fonte: ABNT NBR 15678:2011

Grau	Mínimo	Máximo
5	12,30	20,35
10	45,75	71,70
12	64,50	100,5
15	98,00	151,0
20	167,5	257,5
25	235,5	390,0
30	355,5	548,5
35	472,0	732,0
40	603,0	941,0
50	907,5	1435

Tabela 6 - Requisitos para resistência ao cisalhamento, Mpa. Fonte: ABNT NBR 15678:2011

Grau	Mínimo	Máximo
5	1,225	0,805
10	1,420	2,010
12	1,610	2,580
15	2,235	3,510
20	3,395	5,275
25	4,665	7,275
30	6,025	9,495
35	7,460	11,95
40	8,960	14,55
50	12,10	20,40

Tabela 7 - Requisitos para módulo de cisalhamento, Mpa. Fonte: ABNT NBR 15678:2011

Grau	Mínimo	Máximo
5	5,460	9,000
10	15,15	22,75
12	19,70	29,20
15	27,10	39,70
20	40,75	59,25
25	55,70	81,15
30	71,70	105,0
35	88,65	131,0
40	106,5	159,0
50	144,0	220,0

2.9 Ensaios Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF), desde o seu aparecimento como ferramenta de análise em problemas de elasticidade, é utilizado nos mais diversos domínios da física. O seu objetivo é modelar o sistema em estudo por um número finito de elementos mais simples e obter uma aproximação para o sistema complexo a partir dos vários elementos agrupados. (ALVES FILHO, Avelino)

Aplicado na Engenharia, o MEF é uma ferramenta que simula esforços mecânicos permitindo uma estimativa de vida limite para os possíveis conjuntos próteses-osso. (ALVES FILHO, Avelino)

Figura 18 - Esquema de análise de um sistema físico idealizado como contínuo. Fonte Soriano 2009.

Durante o desenvolvimento experimental, as propriedades Físicas, Mecânicas e Térmicas dos polímeros PEEK e PEKK serão atestadas pelo cumprimento dos dados relacionados na tabela 2.

A figura 18 relata que em soluções de problemas utilizando o Método dos Elementos Finitos, as leis locais são julgadas sem a necessidade de que determinados pontos dessas leis coincidam com as soluções procuradas, desde que a condição de que os erros com estas soluções locais sejam nulos de forma ponderada em cada elemento. Estes elementos operam com parâmetros nodais adjacentes de modo que haja a interação entre si, gerando uma malha que possa substituir o modelo matemático original. Sendo assim, o comportamento dos elementos de modo individualizado quando em conjunto reflete no comportamento da malha e a solução exata é substituída por soluções aproximadas locais e quando mais refinada é a malha mais a solução local se aproxima da solução exata. (Soriano, 2009).

As figuras 19 e 20 representam as soluções exatas e aproximadas matematicamente. O erro relativo quando utilizamos apenas cinco elementos é maior do que quando utilizamos doze elementos.

Figura 19 - Solução exata e solução matemática com apenas cinco elementos.
Fonte próprio autor.

Figura 20 - Solução exata e solução matemática com apenas doze elementos.
Fonte próprio autor.

Os elementos finitos podem ser uni, bi e tridimensionais, de variadas formas, padrões e com números distintos e pontos nodais em seus lados e faces. As formas dos elementos são escolhidas de acordo com o domínio a ser discretizado. (Soriano, 2009)

A figura 21 representa uma placa plana, com certa espessura e com um furo no centro. A figura 22 representa a discretização desta placa com uma malha composta por diversos elementos. A figura 23 representa o refinamento desta malha.

Figura 21 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face. Fonte próprio autor.

Figura 22 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face discretizada por elementos finitos formando uma malha. Fonte próprio autor.

Figura 23 - Placa plana tridimensional com um furo no centro da face discretizada por elementos finitos formando uma malha refinada. Fonte próprio autor.

Quanto mais refinada for a malha, menor será o erro relativo entre a solução matemática e a solução exata.

Soriano (2009) descreve que os elementos finitos que compõem a malha interpolam parâmetros nodais das variáveis primárias. No caso específico de uma única variável primária “u” e com a numeração dos parâmetros nodais de um elemento 1 até n, esta interpolação poderá ser descrita como:

$$u = \sum_{i=1}^n N_i u_i$$

$$u = (N_1 \dots N_i \dots N_n) \begin{Bmatrix} u_1 \\ \vdots \\ u_n \end{Bmatrix} = Nu^{(e)}$$

onde,

N_i = é a i-ésima função de interpolação,

U_i = é o i-ésimo parâmetro nodal

N = representa o conjunto das funções de interpolação

$U^{(e)}$ = o conjunto dos parâmetros nodais, o que requer que o número de funções de interpolações seja igual ao de parâmetros nodais.

Soriano (2009) relata que as funções de interpolação desempenham um papel fundamental no Método dos Elementos Finitos e seu resultado está diretamente relacionado com os parâmetros nodais, com a forma do elemento e com os critérios de convergência do método.

Em um elemento retangular de quatro pontos nodais e de coordenadas cartesianas de origem em seu centroide, essas funções podem ser descritas como:

$$\begin{cases} N1 = \frac{1}{4ab}(a+x)(b+y), & N2 = \frac{1}{4ab}(a-x)(b+y) \\ N3 = \frac{1}{4ab}(a-x)(b-y), & N4 = \frac{1}{4ab}(a+x)(b-y) \end{cases} \quad (07)$$

A figura 24 representa um elemento finito retangular de quatro pontos nodais, os quais sofrerão a interpolação entre si conforme as funções descritas pela equação 7.

Figura 24 - Elemento finito retangular de quatro pontos nodais. Fonte próprio autor.

Soriano (2009) ainda descreve que para uma ótima automatização do método, os pontos nodais e os elementos das malhas precisam ter posições precisamente definidas. A figura 25 representa o posicionamento definido de cada elemento e ponto nodal da malha representada por elementos retangulares.

Uma numeração sequencial, a partir do dígito 1, dos pontos nodais da malha para definir a numeração global dos pontos nodais.

Uma numeração sequencial, a partir do dígito 1, dos pontos nodais em cada um dos elementos da malha para definir a numeração local de pontos nodais.

Uma numeração sequencial, a partir do dígito 1, dos elementos da malha.

Figura 25 - Representação de uma malha com 30 elementos e 42 pontos nodais. Fonte Soriano 2009

Figura 26 - Elementos ligados ao ponto nodal 19. Fonte Soriano 2009

A posição de cada ponto nodal da malha é definida em relação a um referencial de coordenada XYZ. O posicionamento de cada elemento na malha é especificado através da definição de correspondência entre a numeração local de seus pontos nodais e a numeração dos pontos nodais conforme retrada a figura 26.

Desta forma, a organização dos pontos nodais de uma estrutura será correlacionado a uma matriz de incidência ou conectividade destes pontos nodais.

Na figura 25, poderemos classificar a malha representada por 30 elementos como sendo uma matriz 5 x 6. O décimo elemento desta malha, nesta matriz será o elemento 4 x 4, possui os pontos nodais 1, 2, 3 e 4 numerados no sentido anti-horário correspondentes aos pontos nodais 19, 18, 11 e 12 de ordem global. Sendo assim, os elementos 10, 11, 16 e 17 são os pontos nodais da malha que possuem o mesmo ponto nodal global 19.

A definição do modelo discreto é completada com a especificação das condições essenciais e não essenciais de contorno, das propriedades mecânicas dos materiais e de dados dos elementos utilizados como espessura e forças externas.

Através de cálculos algébricos, o Método de Elementos Finitos é capaz de identificar as matrizes de rigidez e os vetores de forças nodais essenciais à solução matemática do problema.

$$K^{(e)}u^{(e)} = f^{(e)} \quad (08)$$

$K^{(e)}$ = matriz de rigidez

$u^{(e)}$ = deslocamento nodal

$f^{(e)}$ = vetor de forças nodais equivalentes às ações aplicadas ao elemento.

$$Kd = f \quad (09)$$

K = matriz de rigidez global

d = vetor global de deslocamentos nodais

f = vetor global de forças nodais

Para um comportamento linear não dependente do tempo, o Método de Elementos Finitos segue uma sequência de etapas descritas pela figura 27. Para comportamentos não linear, adota-se resoluções incrementais e/ou iterativas.

Figura 27 - Etapas do Método dos Elementos Finitos – Fonte Soriano 2009

2.10 Processos De Fabricação

2.10.1 Manufatura Aditiva

Também conhecida como impressão 3D ou Prototipagem Rápida quando se deseja um protótipo de forma rápida.

Conforme Volpato (2007), a elaboração de um protótipo, seja de um produto ou de um componente, é parte essencial no seu processo de desenvolvimento, pois possibilita uma análise funcional e dimensional deste componente ou produto em uma fase anterior à produção em definitivo.

A prototipagem rápida, segundo Volpato (2007), pode ser definida como um processo de fabricação, onde o produto final é obtido através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, ou seja, o princípio da manufatura por camadas. Esta tecnologia nos permite obter componentes físicos em três dimensões (3D), com informações oriundas diretamente do modelo gerado no sistema CAD, de forma rápida e automatizada. A prototipagem rápida não utiliza molde e pode ser caracterizado como um processo contrário aos tradicionais processos de fabricação por remoção de material, tais como a usinagem.

A prototipagem rápida possui flexibilidade e capacidade de impressão de geometrias complexas. (GIBSON, I et al)

A figura 28 representa o processo de obtenção do objeto físico em 3D a partir de um modelo em CAD. O processo se inicia com a peça modelada no CAD. Através de processos matemáticos, esta peça em CAD será “fatiada” eletronicamente, obtendo-se curvas a níveis 2D, que definirão, em cada camada, onde existe ou não adição de material. Estas camadas serão então processadas sequencialmente, gerando-se a peça física através do empilhamento e aderência destas camadas, iniciando-se na base e finalizando no topo da peça modelada em CAD. (Volpato 2007)

Figura 28- Representação das principais etapas do processo de manufatura por camada Fonte Volpato 2007.

2.10.1.1 Tipos de tecnologias de manufatura aditiva

Volpato (2007) define que a classificação dos processos de prototipagem rápida é baseada no estado ou forma inicial da matéria prima utilizada para a fabricação dos protótipos.

Conforme Rocha, C.R. et al, hoje existem mais de uma dezena de tecnologias, dentre as quais se destacam três:

"Fused Deposition Modeling" (FDM), que utiliza filamentos de polímeros como matéria-prima;

"Stereolithography Apparatus" (SLA), que utiliza luz ultravioleta para curar resinas líquidas;

"Selective Laser Sintering" (SLS), que gera objetos 3D, a partir de materiais granulados de plásticos, cerâmicas e metais.

- **“Baseados em Líquidos** – a matéria-prima utilizada para fabricar a peça encontra-se no estado líquido, antes de ser processada. Nesta categoria, encontram-se as tecnologias que envolvem a polimerização de uma resina líquida por um laser UV (*StereoLithography* – SL) ou o jateamento de resina líquida por um cabeçote tipo jato de tinta e posterior cura pela exposição a uma luz UV (*Ink Jet Printing* – IJP).
- **Baseados em Sólido** – nestes processos o material utilizado encontra-se no estado sólido, podendo estar na forma de filamento, lâmina, ou outra qualquer. Alguns dos processos fundem o material, antes da sua deposição (*Fused Deposition Modeling* – FDM). Outros somente recortam uma lâmina do material adicionado (*Laminated Object Manufacturing* – LOM, *Paper Lamination Technology* – PLT).
- **Baseados em Pó** – a matéria-prima está na forma de pó antes do processamento. Pode-se utilizar laser para o seu processamento (*Selective Laser Sintering* – SLS) ou um aglutinante aplicado por um cabeçote tipo jato de tinta (*3 Dimensional Printing* – 3DP).”

O processo de manufatura aditiva por fotopolimerização baseia-se na obtenção, a partir de resinas poliméricas em estado líquido, de objetos solidificados por meio da

irradiação de uma fonte de luz visível ou ultravioleta. A incidência da luz fornece a energia capaz de iniciar uma reação química na resina fotopolimérica líquida, permitindo a sua solidificação em uma bandeja. Agentes químicos fotoiniciadores iniciam uma reação de cura da resina. Em decorrência de o processo ocorrer em meio líquido o que permite a utilização de espessuras de camadas micrométricas atribui-se a ele a fabricação de peças com excelente acabamento superficial. (Volpato 2007)

Os processos enquadrados no grupo de FDM depositam o material na forma de um filamento de diâmetro controlado que é obtido pelo princípio da extrusão em um bico calibrado e aquecido. Para se obter a camada desejada, o cabeçote extrusor pertence a um sistema com movimentos controlados no plano X-Y. Normalmente, este sistema opera sobre uma plataforma de construção, constituída de um mecanismo elevador, que se desloca para baixo na direção do eixo Z ao término de cada camada, numa distância equivalente à espessura de uma camada. O processo é repetido a cada camada de material depositado, até que a peça seja construída. (Volpato 2007)

2.10.2 Processos De Remoção De Material

Os processos de remoção mecânica de material consistem em operações mecânicas em que a geometria final desejada é obtida pela remoção de material, que, neste caso, encontra-se em excesso na peça inicial. A usinagem convencional, definida por torneamento, furação, fresamento, brochamento entre outros, consiste em uma ferramenta de corte afiada que retira mecanicamente o material em excesso até a geometria desejada. (Groover 2014).

Usinagem dos materiais é um processo de fabricação mecânica em que uma ferramenta de corte afiada é utilizada para remover o material que se encontra em excesso e produzir a geometria desejada da peça final. O excesso de material removido, pelo princípio do cisalhamento, é chamado de cavaco. Conforme o cavaco é removido, uma nova superfície do material é exposta. (Groover 2014).

A figura 29 representa alguns dos processos de usinagem mais comuns.

Figura 29 - Representação dos processos de usinagem Fonte: Stoeterau

A usinagem dos materiais nos permite trabalhar com uma variedade de material, dentre os quais o polímero, permitindo também uma variedade de formas e características geométricas das peças finais, além de uma boa precisão dimensional e bons acabamentos superficiais, porém há um desperdício de material. Os cavacos gerados, embora possam ser reciclados, representam resíduos em termos da unidade de operação. (Groover 2014).

2.10.3 Processos de moldagem por injeção

A figura 30 representa o processo de injeção de material. Um molde contendo o negativo da peça a ser produzida é acoplado a uma injetora. O material a ser injetado é inserido na injetora que por sua vez injeta este material no molde através de uma abertura específica. Após a injeção o molde, agora preenchido pelo material injetado, é desacoplado da injetora e a peça desejada é então liberada pelo molde. Após a

liberação da peça, o molde é então novamente acoplado à injetora e um novo processo se inicia. (Lesko 2012)

Geralmente a injeção de polímero ocorre a temperaturas acima da temperatura de fusão do polímero. O material neste caso é inserido na injetora na fase sólida em forma granulada. (Lesko 2012).

Figura 30- Processo de injeção de material em molde específico. Fonte Smith 2012.

3. METODOLOGIA

Este trabalho foi elaborado em duas etapas:

- Parte Teórica:

Embasamento em aulas teóricas, teses, dissertações, artigos e livros técnicos como pesquisa bibliográfica.

Todas as informações foram descritas no capítulo revisão bibliográfica, sendo sempre mencionado a fonte de informação.

- Parte Experimental:

Uma pesquisa de campo realizada na cidade de Franca, estado de São Paulo, envolvendo três centros cirúrgicos, revelou que a incidência de traumas na região do ombro humano que necessitava de implantes de âncoras de sutura através de intervenção cirúrgica, no período de outubro de 2014 a setembro de 2015, estaria na ordem de 89,6% dos casos registrados neste período nos três centros cirúrgicos estudados.

Os protótipos dos elementos em estudo foram desenvolvidos em CAD com a utilização do software SOLIDWORKS®, versão premium 2015. Os dados da pesquisa de campo foram fundamentais na elaboração destes protótipos, pois as dimensões do desenho proposto foram comparadas com a literatura já existente, através de catálogos de fabricantes de âncoras de sutura em metal liga de titânio.

Os protótipos foram ensaiados pelo método dos elementos finitos, utilizando o software SOLIDWORKS® versão premium 2015. Este ensaio teve seus parâmetros adquiridos em trabalhos já publicados em revistas, congressos, bancas de mestrado ou doutorado.

As âncoras de sutura propostas neste trabalho e seus moldes foram prototipados com as tecnologias FDM e SLA localizadas no parque tecnologico da Cidade de São Carlos – SP e em FDM localizada na Universidade de Franca - UNIFRAN na Cidade de Franca – SP.

3.1 Materiais

Serão utilizadas três máquinas de prototipagem rápida. A primeira é a FDM 360mc da Stratasys, uma máquina de modelagem por deposição de material fundido. A segunda é a EnvisionTEC Ultra HD®, uma máquina de processamento digital de luz. A terceira também é uma FDM 3D Touch BFB 3000. A figura 31 ilustra as máquinas do parque te SP e a Figura 32 ilustra a máquina da UNIFRAN de Franca – SP.

Figura 31 - a) EnvisionTEC Ultra HD®; b) FDM 360mc – Fonte Miranda 2016.

Figura 32 - Impressora 3D do tipo FDM. Acervo da Universidade de Franca. Fonte: próprio autor

A FDM 360mc possui um espaço disponível para fabricação com um volume de 355 por 254 por 254 milímetros. A máquina acopla duas caixas com um carretel de material de construção e duas com material de suporte, cada caixa contendo 1508 cm³ de material. O material utilizado para a construção na FDM 360mc é o ABS-M30 e o material para o suporte é o SR-30. Ela possui extrusores de material de várias espessuras sendo a de menor espessura de 0,1 mm. Ela constrói suas peças com uma precisão de +/- 0,127 mm ou +/- 0,0015 mm por mm, seja qual for a maior. O ambiente ideal de operação deve ter no máximo 29,4°C de temperatura e no máximo 25,6°C de ponto de condensação de água.

A EnvisionTEC Ultra HD® possui um espaço disponível para fabricação com um volume de 260 por 160 por 190 milímetros. A máquina possui uma plataforma perfurada que pode emergir e submergir no líquido que serve de matéria prima para a fabricação da peça. O líquido utilizado é o LS 600, um material fotopolimerizável que quando curado é resistente, flexível e possui uma cor amarelada. As peças podem ser impressas com resolução de até 50µm.

A FDM 3D Touch BFB 3000 possui um espaço disponível para fabricação com um volume de 275 por 275 por 210 milímetros. A máquina acopla duas caixas com um carretel de material de construção e opção para material de suporte. O material utilizado para a construção na FDM 3D Touch BFB 3000 é o PLA (ácido polilático). Ela possui extrusores de material de várias espessuras sendo a de menor espessura de 0,5 mm. Ela constrói suas peças com precisão de +/- 1% da dimensão do objeto.

4. PESQUISA DE CAMPO

Com o intuito obter uma ordem de grandeza referente à quantidade de âncoras de sutura utilizadas em um determinado período, foram questionados três setores de ortopedia na Cidade de Franca – SP

A Âncora de Sutura é indicada para reinserir tecido mole em osso esponjoso em caso de ruptura do ligamento entre o osso e as partes moles.

A Âncora de Sutura é um produto implantável ao osso humano, fabricado em liga de titânio ASTM F 136, com a finalidade de prover a sutura do tecido mole ao osso humano.

- Hospital Santa Casa de Misericórdia

A figura 33 retrata a quantidade de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Santa Casa de Misericórdia no período de outubro de 2014 a setembro de 2015, com distribuição mensal. 100% destas âncoras foram de liga metálica. Neste período, o Hospital implantou 127 (cento e vinte e sete) âncoras.

Figura 33- Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital. Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Santa Casa de Misericórdia, Franca – SP

A figura 34 retrata a função das âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Santa Casa de Misericórdia no período de outubro de 2014 a setembro de 2015. Neste período o Hospital implantou 114 (cento e quatorze), ou seja, 90% em ombro, 8 (oito) em tornozelo, ou seja, 6% e 5 (cinco) em joelho, ou seja, 4%.

Santa Casa de Misericórdia - Franca - SP

Figura 34- Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital. Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Santa Casa de Misericórdia, Franca – SP

- Hospital Unimed

A figura 35 retrata a quantidade de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Unimed no período de outubro de 2014 a setembro de 2015, com distribuição mensal. 100% destas âncoras foram de liga metálica. Neste período, o Hospital implantou 62 (sessenta e duas) âncoras.

Figura 35- Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital. Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Unimed, Franca – SP

A figura 36 retrata a função das âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Unimed no período de outubro de 2014 a setembro de 2015. Neste período o Hospital implantou 55 (cincoenta e cinco), ou seja, 89% em ombro e 7 (sete) em tornozelo, ou seja, 11%.

Figura 36- Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital. Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Unimed, Franca – SP

- Hospital Regional

A figura 37 retrata a quantidade de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Regional no período de outubro de 2014 a setembro de 2015, com distribuição mensal. 100% destas âncoras foram de liga metálica. Neste período, o Hospital implantou 110 (cento e dez) âncoras.

Figura 37- Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital.
Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Regional, Franca – SP

A figura 38 retrata a função das âncoras de sutura utilizadas pelo Hospital Regional no período de outubro de 2014 a setembro de 2015. Neste período o Hospital implantou 99 (noventa e nove), ou seja, 90% em ombro, 6 (seis) em tornozelo, ou seja, 5% e 5 (cinco) em joelho, ou seja, 5%.

Hospital Regional - Franca - SP

Figura 38- Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelo Hospital.
Fonte: Centro de Ortopedia do Hospital Regional, Franca – SP

No período de outubro de 2014 a setembro de 2015 na cidade de Franca – SP, foram utilizadas, conforme dados dos centros ortopédicos dos três Hospitais locais, 299 (duzentas e noventa e nove) âncoras de sutura, 100% liga metálica, sendo que 268 (duzentas e sessenta e oito) foram implantadas em ombro, ou seja, 89,6 %, 21 (vinte e uma) foram implantadas no tornozelo, ou seja, 7% e 10 (dez) foram implantadas no joelho, ou seja, 3,4%, conforme figuras 39 e 40.

Figura 39- Distribuição mensal de âncoras de sutura utilizadas pelos Hospitais.
Fonte: Centros de Ortopedia dos Hospitais de Franca – SP

Figura 40- Distribuição da utilização das âncoras de sutura pelos Hospitais.
 Fonte: Centros de Ortopedia dos Hospitais de Franca – SP

4.1 Âncora de sutura

Hoje, conforme dados da Traumédica e Centros de Ortopedia na cidade de Franca - SP, a âncora de sutura é um produto implantável ao osso humano, fabricado em liga de titânio ASTM F 136, com a finalidade de prover a sutura do tecido mole ao osso humano. O corpo da âncora é parcialmente roscado com rosca assimétrica com diâmetros de 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0, 4.5 e 5.0mm. e sua conexão, entre a haste e a âncora, é do tipo sextavada.

É utilizada para inserção de tecido ao osso. O método de fixação utilizado é através da fixação interna, onde a âncora é introduzida por completo ao osso com auxílio do cabo através de rosqueamento no sentido horário, possibilitando a sutura do tecido junto ao osso, promovendo sua estabilização e consolidação.

Por ser de metal, sua presença ao corpo humano, mesmo depois do completo religamento do tecido mole ao osso, é de forma permanente conforme representado pela figura 41.

Figura 41 - Representação da âncora de sutura implantada ao osso úmero Fonte: próprio autor

Segundo médicos cirurgiões da área de ortopedia, o metal em contato com o osso pode levar a danos denominados de osteopenia na região de contato, sendo necessário uma nova intervenção cirúrgica para substituição do componente de metal por outro com novas dimensões.

Sendo assim, este trabalho visa a substituição do metal Liga de Titânio, ASTM F 136, por polímeros, no caso o PEEK (poli éter éter cetona) e o PEKK (poli éter cetona cetona), na confecção das âncoras de sutura se que estas percam sua principal função, evitando ao máximo um possível desgaste na região de contato entre o osso e a âncora, diminuindo a possibilidade de uma nova intervenção cirúrgica para substituição destas âncoras de sutura.

As âncoras de sutura devem possuir um desenho que deve proporcionar a mais alta resistência possível para todos os tipos de indicação. A alma cônica da âncora de sutura em combinação com o aumento da rosca permite que a compactação óssea após a inserção seja de boa resistência ao arrancamento por tração.

As âncoras devem possuir uma boa resistência à torção, pois sua inserção necessita de um torque aplicado ao cabo insertor durante a introdução das âncoras ao osso.

A Âncora de Sutura é indicada para reinserir tecido mole em osso esponjoso em caso de ruptura do ligamento entre o osso e as partes moles.

Hoje, os médicos cirurgiões possuem duas opções de âncoras:

- As auto perfurantes;
- As não perfurantes.

Para âncoras de sutura auto perfurantes, o cirurgião deverá inseri-la diretamente ao osso humano aplicando um torque ao cabo do aplicador. A própria âncora perfurará o osso e através do torque e pressão aplicados pelo cirurgião sua inserção será de forma interferente entre a rosca da âncora e o osso local à inserção.

Para âncoras de sutura não perfurantes, será necessário a abertura de um canal. Uma broca será necessária para que este canal seja aberto. A geometria da broca deverá ser similar à da âncora a ser implantada, com dimensões de diâmetro reduzidas para provocar a interferência entre a âncora e o osso em questão. Neste caso, após a abertura do canal, o cirurgião, através do cabo aplicador, exercerá uma pressão a fim de inserir a âncora ao canal previamente executado.

Alguns efeitos foram relatados pelos centros cirúrgicos consultados na Cidade de Franca – SP:

- A Âncora de Sutura pode soltar-se devido à má fixação durante procedimento cirúrgico;
- Alterações vasculares na região do implante;
- Reação alérgica ou sensibilidade ao dispositivo implantado, neste caso a âncora de sutura é de liga de titânio ASTM F 136;
- Danos ao nervo devido à cirurgia para implante da âncora;
- Rompimento da Âncora de Sutura quando solicitado além dos limites mecânicos estabelecidos;
- Dor, desconforto e/ou sensação anormal devido à presença da Âncora de Sutura, neste caso a âncora de sutura é de liga de titânio ASTM F 136;
- Infecção no local de implante;
- Comprometimento do crescimento dos tecidos na região do implante;
- Alteração da coloração do tecido.

Sempre há o risco de contraindicação para o implante das âncoras de sutura, não pela âncora, mas pelo procedimento cirúrgico como um todo. Neste caso, o médico cirurgião é quem decidirá pela execução do procedimento de implante ou não. Este

trabalho não visa alterar os procedimentos cirúrgicos quanto a assepsia e condições do paciente. Apenas propõe um estudo para substituição do material utilizado para a fabricação de âncoras de sutura.

4.2 Ombro

As figuras 42 e 43 representam o ombro humano tanto na parte frontal quanto na posterior. As âncoras de sutura estariam efetuando o religamento entre as partes moles (em vermelho) e o osso (parte branca).

A figura 44 representa a transição entre tecido mole e osso humano na região do ombro, braço e cotovelo.

Figura 42- Ilustração da parte posterior do ombro humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP. Fonte próprio autor.

Figura 43- Ilustração da parte frontal do ombro humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP. Fonte próprio autor.

Figura 44- Ilustração do ombro, do braço e do cotovelo humano. Acervo da Faculdade de Medicina de Franca – SP. Fonte próprio autor.

4.3 Projeto das âncoras de sutura

Hoje no mercado já existem âncoras de sutura em metal liga de titânio ASTM F 136 em vários diâmetros. Este projeto tomou como base as âncoras já existentes e então os desenhos foram propostos.

Os desenhos propostos visam a elaboração de uma âncora de sutura que atenda aos requisitos necessários para implantação ao ombro humano. Estes requisitos estão descritos pelas tabelas 2, 3, 4, 5, 6 e 7. As dimensões foram elaboradas conforme informações recebidas dos centros cirúrgicos que compuseram os dados estatísticos já mencionados neste trabalho.

Utilizando o software SOLIDWORKS®, versão premium 2015, o desenho proposto para uma âncora de sutura com perfil auto perfurante está descrito nas figuras 45, 46, 47, 48 e 49.

Figura 45 - Vista frontal âncora de sutura auto perfurante Fonte Próprio autor

Figura 46 - Vista Superior âncora de sutura auto perfurante Fonte próprio autor

Figura 47 - Vista Lateral esquerda âncora de sutura auto perfurante – fonte próprio autor

Figura 48 - Vista Lateral direita âncora de sutura auto perfurante fonte próprio autor

Figura 49 - Vista Isométrica âncora de sutura auto perfurante fonte próprio autor

As figuras 50, 51, 52 e 53 foram desenhadas em SOLIDWORKS®, versão premium 2015, com o intuito de representar as partes que compõe o conjunto aplicador de uma âncora de sutura com perfil auto perfurante.

Figura 50- Cabo do conjunto para inserção da âncora de sutura auto perfurante. Fonte próprio autor

Figura 51- Haste Aplicador âncora de sutura auto perfurante fonte próprio autor

Figura 52 - Âncora de Sutura auto perfurante renderizada. Fonte próprio autor

Figura 53- Conjunto Montado âncora de sutura auto perfurante fonte próprio autor

Utilizando o software SOLIDWORKS®, versão premium 2015, o desenho proposto para uma âncora de sutura com perfil não perfurante está descrito nas figuras 54, 55, 56 e 57.

Figura 54- Vista frontal âncora de sutura não perfurante Fonte Próprio autor

Figura 55- Vista Lateral direita âncora de sutura não perfurante fonte próprio autor

Figura 56- Vista Lateral esquerda âncora de sutura não perfurante – fonte próprio autor

Figura 57- Vista Isométrica âncora de sutura não perfurante fonte próprio autor

As figuras 58, 59, 60 e 61 foram desenhadas em SOLIDWORKS®, versão premium 2015, com o intuito de representar as partes que compõe o conjunto aplicador de uma âncora de sutura com perfil não perfurante.

Figura 58- Cabo do conjunto para inserção da âncora de sutura não perfurante.
Fonte próprio autor

Figura 59- Haste Aplicador âncora de sutura não perfurante fonte próprio autor

Figura 60- Âncora de Sutura não perfurante renderizada. Fonte próprio autor

Figura 61- Conjunto Montado âncora de sutura não perfurante fonte próprio autor

As âncoras propostas neste estudo poderão ser obtida por dois processos de fabricação:

- manufatura aditiva
- Injeção de polímero.

Na manufatura aditiva, o projeto gerado em CAD é acoplado a uma impressora 3D, FDM ou SLA e então a impressão da âncora é obtida pela deposição de material em camadas sucessivas.

No processo de injeção de polímero, um molde, contendo o negativo da âncora de sutura proposta, foi projetado de modo que uma injetora possa injetar o polímero na forma líquida, a uma temperatura acima da temperatura de fusão do material a ser injetado. As figuras 62 e 63 representam o molde proposto para a âncora de sutura do tipo auto perfurante. A figura 64 representa o molde após a injeção do polímero com ênfase na âncora de sutura injetada.

Este molde deverá de ser impresso em material metálico para uma perfeita injeção do polímero sem a necessidade de uso de materiais “isolantes” entre as superfícies do molde e das âncoras.

Figura 62- Representação aberta do molde para injeção de material para o modelo âncora auto perfurante. Fonte: próprio autor.

Figura 63- Representação fechada do molde para injeção de material para o modelo âncora auto perfurante. Fonte: próprio autor.

Figura 64- Representação do modelo âncora auto perfurante após a injeção de material no molde. Fonte: próprio autor.

As figuras 65 e 66 representam o molde proposto para a âncora de sutura do tipo não perfurante. A figura 67 representa o molde após a injeção do polímero com ênfase na âncora de sutura injetada.

Figura 65- Representação fechada do molde para injeção de material para o modelo âncora não perfurante. Fonte: próprio autor.

Figura 66- Representação aberta do molde para injeção de material para o modelo âncora não perfurante. Fonte: próprio autor

Figura 67- Representação do modelo âncora não perfurante após a injeção de material no molde. Fonte: próprio autor.

5. RESULTADOS OBTIDOS

Os ensaios foram divididos em duas fases: primeiro foi o ensaio da âncora de sutura com perfil auto perfurante composta pelos materiais PEEK e PEKK. O segundo foi a âncora de sutura com perfil não perfurante composta pelos materiais PEEK e PEKK. Ambos os ensaios foram executados utilizando o software SOLIDWORKS®, versão premium 2015, suplemento SIMULATION.

Os parâmetros de carregamento foram obtidos através das tabelas 3, 4, 5, 6 e 7.

5.1 Simulação da âncora de sutura perfil auto perfurante.

Para o carregamento apresentado pela figura 68, a tabela 8 descreve os respectivos valores para as âncoras PEEK e PEKK

Figura 68 - Carregamentos para a simulação em elementos finitos. – Fonte: próprio autor

Tabela 8 – Carregamentos trabalhados na simulação auto perfurante. – **Fonte:** próprio autor

Carregamento	PEEK	PEKK
Torque na raiz da âncora	4,40 Nmm	4,37 Nmm
Pressão de compressão	60 MPa	60 MPa
Pressão longitudinal	7 MPa	7 MPa
Pressão da sutura na raiz da âncora	30 MPa	30 MPa

Para os carregamentos de trabalho propostos, notou-se que as âncoras, tanto a PEEK quanto a PEKK apresentaram-se fragilizadas na região da raiz da âncora. Esta região é o acoplamento da âncora com a haste utilizada pelo médico cirurgião para a inserção da âncora ao osso humano.

O carregamento crítico mostrou-se mais evidente ao torque aplicado. A ordem de 4,5 Nmm de torque máximo permitido, faz com que as âncoras propostas alcancem o grau 50 da Tabela 7 - Requisitos para módulo de cisalhamento da ABNT NBR 15678:2011, uma vez que a deformação máxima, conforme apêndices A e B, foram registrados na ordem de 0,014.

A pressão de compressão de 60 MPa também faz com que as âncoras propostas alcancem o grau 50 da Tabela 4 - Requisitos para resistência à compressão da ABNT NBR 15678:2011, porém a pressão longitudinal limita as âncoras propostas ao grau 30 da Tabela 6 - Requisitos para resistência ao cisalhamento da ABNT NBR 15678:2011. Esta mesma tabela confere o grau 50 para a pressão da sutura na raiz da âncora.

O ideal seria se os carregamentos conferissem o grau 50 em todos os requisitos da ABNT NBR 15678:2011. Assim, conforme a norma em questão, a âncora proposta estaria apta a penetrar nos ossos esponjosos humanos.

Os apêndices A e B reproduzem os resultados dos ensaios em elementos finitos das âncoras de sutura perfil auto perfurante propostas e as figuras 69 e 70 retratam o resultado final destes ensaios para o material PEEK.

Resultados do estudo

Figura 69- Âncora de Material PEEK Tensão de Von Mises. Fonte Próprio Autor.

Figura 70- Âncora material PEEK deformação. Fonte: Próprio Autor

5.2 Simulação da âncora de sutura perfil não perfurante.

Para o carregamento apresentado pela figura 71, a tabela 9 descreve os respectivos valores para as âncoras PEEK e PEKK

Figura 71 - Carregamentos para a simulação em elementos finitos. – Fonte: próprio autor

Tabela 9 – Carregamentos trabalhados na simulação não perfurante. – **Fonte:** próprio autor

Carregamento	PEEK	PEKK
Pressão de compressão	60 MPa	60 MPa
Pressão longitudinal	13,7 MPa	13,5 MPa

Para os carregamentos de trabalho propostos, notou-se que as âncoras, tanto a PEEK quanto a PEKK apresentaram-se em condições favoráveis ao ensaio proposto.

A pressão de compressão de 60 MPa faz com que as âncoras propostas alcancem o grau 50 da Tabela 4 - Requisitos para resistência à compressão da ABNT NBR 15678:2011, porém a pressão longitudinal limita as âncoras propostas ao grau 40 da Tabela 6 - Requisitos para resistência ao cisalhamento da ABNT NBR 15678:2011, ou ao nono grau na escala de 0 a 10.

O ideal seria se os carregamentos conferissem o grau 50 em todos os requisitos da ABNT NBR 15678:2011. Assim, conforme a norma em questão, a âncora proposta estaria apta a penetrar nos ossos esponjosos humanos.

Os apêndices C e D reproduzem os resultados dos ensaios em elementos finitos das âncoras de sutura perfil não perfurante propostas e as figuras 72 e 73 retratam o resultado final destes ensaios para o material PEEK.

Resultados do estudo

Figura 72 - Âncora Material PEEK Tensão de Von Mises. Fonte Próprio Autor

Figura 73- Âncora PEEK Deformação. Fonte: Próprio Autor

5.3 Âncoras manufaturadas

A figura 74 ilustra os moldes e a âncora auto perfurante manufaturados pela impressora 3D Touch BFB 3000 utilizando o material PLA.

Figura 74 - Âncora de Sutura perfil perfurante e molde impressos em PLA na impressora 3D Touch BFB 3000. Fonte Próprio Autor

A figura 75 ilustra os moldes e as âncoras auto perfurante e não perfurante manufaturados pela impressora FDM 360mc utilizando o material ABS M30.

Figura 75 - Âncoras de Sutura perfis autoperfurante e não perfurante e o molde impressos em ABS M30 na impressora FDM 360mc . Fonte Próprio Autor.

A figura 76 ilustra os moldes e as âncoras auto perfurante e não perfurante manufaturados pela impressora EnvisionTEC Ultra HD® utilizando o material LS 600.

Figura 76 - Âncoras de Sutura perfis autoperfurante e não perfurante e o molde impressos em LS 600 na EnvisionTEC Ultra HD®. Fonte Próprio Autor

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES

O fato de um dos carregamentos não ter alcançado o grau 50, permite que novos estudos sejam elaborados a fim de garantir o grau máximo conferido pela ABNT NBR 15678:2011, contudo atingiu-se estes resultados através das simulações pelo método dos elementos finitos. As âncoras propostas atendem ao esperado, pois na comparação com os dados das tabelas da ABNT NBR 15678:2011, somente no critério de cisalhamento longitudinal foi-lhe conferido um grau inferior ao grau máximo, ou seja, grau 50.

Para âncoras de sutura auto perfurante o grau conquistado foi o grau 30, ou o sétimo nível de uma escala de 0 a 10.

Para âncora de sutura não perfurante o grau conquistado foi o grau 40, ou o nono nível de uma escala de 0 a 10.

Portanto, os resultados teóricos indicam claramente a viabilidade de se produzir as âncoras de suturas estudadas através de processos de manufatura aditiva e posterior ensaios clínicos para sua utilização.

Como sugestões de continuidade deste trabalho propõe-se:

- Estudo de novas geometrias das âncoras conforme o procedimento adotado neste trabalho;
- Validação das geometrias estudadas em outra tecnologia de Manufatura Aditiva que produza diretamente em material biocompatível;
- Ensaios clínicos e possível otimização das âncoras em função dos resultados obtidos.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABNT NBR 15678:2011 - Implantes para ortopedia - Especificações para espuma rígida de poliuretano para uso como material-padrão para ensaio de implantes e instrumentos ortopédicos, segunda edição. ISBN 978-85-07-03029-4
2. ABDULLAH, M. R. et al. **Processing of a Multi-Layer Polyetheretherketone Composite for Use in Acetabular Cup Prosthesis**. Journal of Applied Polymer Science, v. 131, n. 20, p. 7, Oct 2014. ISSN 0021-8995. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340239000031 >.
3. ALVES, H. L. R.; SANTOS, L. A. D.; BERGMANN, C. P. **Influência de aditivos na injetabilidade de cimento ósseo de fosfato tricálcico**. Matéria (Rio de Janeiro), v. 11, n. 3, p. 324-331, 2006-09 2006. ISSN 1517-7076. Disponível em: < <Go to ISI>://SCIELO:S1517-70762006000300022 >.
4. ALVES FILHO, Avelino. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE**. 5 ed. São Paulo: Érica 2007 ISBN 978-85-7194-741-2
5. ASKELAND, Donald R.; PHULÉ, Pradeep P. **Ciência e Engenharia dos Materiais**. São Paulo: Cengage, 2011. 594 p. ISBN 9788522105984.
6. ASKELAND, Donald R.; PHULÉ, Pradeep P. **Essentials of materials Science and engineering**. 2008. ISBN 9788522105984.
7. BEER, Ferdinand Pierre; JOHNSTON JR., E. Russel. **Resistência dos materiais**. 3. ed. São Paulo: Mcgraw-Hill/Pearson, 2012. 1255 p.
8. CALLISTER JÚNIOR, Willian D.; RETHWISCH, David G. **Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução**. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2013. xvii, 817 p. ISBN 9788521621249.
9. CARVALHO, M.M. **Metodologia para otimização do projeto e fabricação de implantes ósseos personalizados em estruturas porosas (scaffolds)**. 2012. 194 p – Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.
10. CORTES, L. Q. et al. **High-performance thermoplastic composites poly(ether ketone ketone)/silver nanowires: Morphological, mechanical and electrical properties**. Journal of Non-Crystalline Solids, v. 391, p. 106-111, May 2014. ISSN 0022-3093. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000336876600016 >.
11. GERE, James M. **Mecânica dos materiais**. São Paulo: Cengage Learning 2012. 858 p. ISBN 978-85-221-0798-8.
12. GIBSON, I et al. **Additive manufacturing Technologies – rapid prototyping to direct digital manufacturing**. Springer. ISBN: 978-1-4419-1119-3

13. GIORDANO, V. et al. **Ensaio mecânico da resistência ao impacto do cimento ósseo puro e associado a duas drogas anestésicas locais**. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 42, n. 7, p. 225-230, 2007-07 2007. ISSN 0102-3616. Disponível em: < <Go to ISI>://SCIELO:S0102-36162007000700007 >
14. GROOVER, Mikell P. **Introdução aos processos de fabricação**. 1. ed. Rio de Janeiro: LTC 2014. ISBN 978-85-216-2519-3
15. HELLMANN, G. P. et al. **Compact polymeric 3D prints of high stability**. Journal of Materials Research, v. 29, n. 17, p. 1833-1840, Sep 2014. ISSN 0884-2914. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000342225700005 >.
16. HIBBELER, R. C. **Resistência dos materiais**. 7. ed. São Paulo: Pearson 2010. 637 p. ISBN 978-85-7605-373-6.
17. HUANG, B. et al. **Synthesis and Properties of Novel Copolymers of Poly(ether ketone diphenyl ketone ether ketone ketone) and Poly(ether amide ether amide ether ketone ketone)**. Polymer Engineering and Science, v. 54, n. 8, p. 1757-1764, Aug 2014. ISSN 0032-3888. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340659600004 >.
18. LESKO, Jim. **Design industrial: guia de materiais e fabricação**. 2. ed. São Paulo: Blucher, 2012. 350 p. ISBN 9788521206217.
19. LIMA, A. F. M. et al. **Mechanical properties of bone cement and castor oil-based polyurethane with and without a catalyst**. Arquivo Brasileiro De Medicina Veterinaria E Zootecnia, v. 60, n. 5, p. 1061-1068, Oct 2008. ISSN 0102-0935. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000262894500004 >.
20. MAHESH, K. V. et al. **Polyaryletherketone polymer nanocomposite engineered with nanolaminated Ti3SiC2 ceramic fillers**. Materials & Design, v. 63, p. 360-367, Nov 2014. ISSN 0261-3069. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340949300044 >.
21. MAZUR, Rogério L. et al. **Avaliações térmica e reológica da matriz termoplástica PEKK utilizada em compósitos aeronáuticos**. Polímeros, São Carlos, v. 18, n. 3, set. 2008. Disponível em <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-14282008000300009&lng=pt&nrm=iso>. acessos em 12 nov. 2014. <http://dx.doi.org/10.1590/S0104-14282008000300009>.
22. MAZUR, R. L. et al. **Environmental effects on viscoelastic behavior of carbon fiber/PEKK thermoplastic composites**. Journal of Reinforced Plastics and Composites, v. 33, n. 8, p. 749-757, Apr 2014. ISSN 0731-6844. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000333447300005 >.
23. MULLER, J. M.; JOURNEE, R.; OTTO, M. J. **Advanced Core Material for Thermoplastic Sandwich Structures**. Sampe Journal, v. 49, n. 4, p. 7-14, Jul-

Aug 2013. ISSN 0091-1062. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000320910600003 >.

24. NETTER, Frank H. **Atlas de anatomia humana**. 5.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. 532 p. ISBN 9788535237481.
25. ORÉFICE, Rodrigo L.; PEREIRA, de Magalhães M.; MANSUR, Sander H. **Biomateriais – Fundamentos e Aplicações**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006. ISBN 85-7006-374-1
26. PÉCORA, J. R. et al. **Análise comparativa das alterações nos fluxos de tensão do joelho nas próteses totais e unicompartmentais cimentadas: estudo experimental em dez cadáveres humanos**. Acta Ortopédica Brasileira, v. 11, n. 3, p. 133-144, 2003-08 2003. ISSN 1413-7852. Disponível em: < <Go to ISI>://SCIELO:S1413-78522003000300001 >.
27. POPE, J. C. et al. **High-temperature steam-treatment of PBI, PEEK, and PEKK polymers with H₂O and D₂O: A solid-state NMR study**. Polymer, v. 55, n. 18, p. 4577-4585, Sep 2014. ISSN 0032-3861. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000341474000004 >.
28. ROCHA, C. R. et al. **Novel ABS-based binary and ternary polymer blends for material extrusion 3D printing**. Journal of Materials Research, v. 29, n. 17, p. 1859-1866, Sep 2014. ISSN 0884-2914. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000342225700008 >.
29. SATTARI, M. et al. **Nonisothermal crystallization behavior and mechanical properties of PEEK/SCF/nano-SiO₂ composites**. Materials Chemistry and Physics, v. 147, n. 3, p. 942-953, Oct 2014. ISSN 0254-0584. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340975900080 >.
30. SCHEITHAUER, U. et al. **Studies on thermoplastic 3D printing of steel-zirconia composites**. Journal of Materials Research, v. 29, n. 17, p. 1931-1940, Sep 2014. ISSN 0884-2914. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000342225700016 >.
31. SCHÜNKE, Michael; SCHULTE, Michael; SCHUMACHER, Udo. **Prometheus, atlas de anatomia: anatomia geral e sistema locomotor**. 2.ed. rev. e ampl. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. xv, 591 p. ISBN 9788527718219.
32. SHACKELFORD, James F. **Ciencia dos materiais**. 6. ed. Sao Paulo: Pearson Education do Brasil, 2011. 556 p.
33. SMITH, William F. **Fundamentos de Engenharia e Ciência dos Materiais**. 5 ed. Porto Alegre: AMGH, 2012. ISBN 978-85-8055-114-3
34. SORIANO, Humberto Lima. **Elementos finitos: formulação e aplicação na estática e dinâmica das estruturas**. Rio de Janeiro: Ciência Moderna 2009. 411 p. ISBN 978-85-7393-880-7.

35. STOETERAU, R. L. **Fundamentos dos Processos de Usinagem**. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Notas de Aula.
36. SUTRADHAR, A. et al. **Experimental validation of 3D printed patient-specific implants using digital image correlation and finite element analysis**. Computers in Biology and Medicine, v. 52, p. 8-17, Sep 2014. ISSN 0010-4825. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000341903000002 >.
37. TRAUMEDICA. Rua dois, 233 – Parque Industrial Lisboa – Campinas, SP
38. VOLPATO, Neri. et al. **Prototipagem Rápida: tecnologias e aplicações**. São Paulo: Edgar Blucher 2007. 224 p. ISBN 85-212-0388-8.
39. WANG, Y. et al. **Synthesis and properties of novel copolymers of poly(ether ketone biphenyl ketone ether ketone ketone) and poly(ether ketone sulfone amide)**. Journal of Polymer Research, v. 21, n. 8, p. 8, Jul 2014. ISSN 1022-9760. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000339803800001 >.
40. Wilchez, D. F. T. **Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões utilizando medição ótica** [dissertação] / Diana Fernanda Trochez Wilchez; orientador, Eduardo Alberto Fancello. Florianópolis, SC, 2012.
41. ZHU, Y. J. et al. **Study on the Tribological Properties of Porous Sweating PEEK Composites Under Ionic Liquid Lubricated Condition**. Journal of Applied Polymer Science, v. 131, n. 21, p. 6, Nov 2014. ISSN 0021-8995. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340401400025 >.

APÊNDICE A

SIMULAÇÃO DA ÂNCORA DE SUTURA PERFIL AUTO PERFURANTE MATERIAL PEEK

Data: sexta-feira, 4 de dezembro de 2015

Projetista: Fernando Ferreira Del Monte

Nome do estudo: Análise estática Âncora PEEK

Tipo de análise: Análise estática

Informações do Modelo

Corpos sólidos			
Nome e referência do documento	Tratado como	Propriedades volumétricas	Caminho/Data do documento modificado
Ressalto-extrusão2 	Corpo sólido	Massa: 9.47288e-005 kg Volume: 7.2312e-008 m ³ Densidade: 1310 kg/m ³ Peso: 0.000928342 N	C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Âncora Material PEEK.SLDPRT Dec 04 21:30:25 2015

Nome do modelo: **Âncora Material PEEK**

Propriedades do estudo

Nome do estudo	Análise estática 1
Tipo de análise	Análise estática
Tipo de malha	Malha sólida
Efeito térmico:	Ativada
Opção térmica	Incluir cargas de temperatura
Temperatura de deformação zero	298 Kelvin
Inclui efeitos da pressão de fluidos do SOLIDWORKS Flow Simulation	Desativada
Tipo de Solver	FEEPlus
Efeito no plano:	Desativada
Mola suave:	Desativada
Atenuação inercial:	Desativada
Opções de união incompatíveis	Automático
Grande deslocamento	Ativada
Calcular forças de corpo livre	Ativada
Atrito	Desativada
Usar método adaptável:	Desativada
Pasta de resultados	Documento do SOLIDWORKS (C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos)

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Comprimento/Deslocamento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidade angular	Rad/s
Pressão/Tensão	N/m ²

Propriedades do material

Referência do modelo	Propriedades	Componentes
	Nome: PEEK Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico Critério de falha predeterminado: Desconhecido Limite de escoamento: 9e+007 N/m² Resistência à tração: 9e+007 N/m² Módulo elástico: 3.6e+009 N/m² Massa específica: 1310 kg/m³	Corpo sólido 1 (Ressalto-extrusão2) (Ancora Material PEEK)
Dados da curva: N/A		

Acessórios de fixação e Cargas

Nome do acessório de fixação	Imagem de acessório de fixação	Detalhes de acessório de fixação		
Fixo-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Geometria fixa		
Forças resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Força de reação(N)	172.682	-34.5839	0.19293	176.112
Momento de reação(N.m)	0	0	0	0

Nome da carga	Carregar imagem	Detalhes de carga
Torque-1		Entidades: 12 face(s) Referência: Face< 1 > Tipo: Aplicar torque Valor: 0.0044 N.m
Pressão-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 60 Unidades: N/mm^2 (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-3		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 7 Unidades: N/mm^2 (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-4		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 30 Unidades: N/mm^2 (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg

Informações de malha

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Transição automática:	Desativada
Incluir loops de malha automáticos:	Desativada
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	0.208421 mm
Tolerância	0.010421 mm
Qualidade da malha	Alta

Informações de malha - Detalhes

Total de nós	78531
Total de elementos	52108
Proporção máxima	56.169
% de elementos com Proporção < 3	98
% de elementos com Proporção < 10	0.138
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss):	00:00:04
Nome do computador:	DELMONTE
Nome do modelo: Âncora Metal PEEK Nome do estudo: Análise e Rótica 1(-Valor predeterminado-) Tipo de malha: Malha sólida	

Forças resultantes

Forças de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N	172.682	-34.5839	0.19293	176.112

Momentos de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N.m	0	0	0	0

Resultados do estudo

APÊNDICE B

SIMULAÇÃO DA ÂNCORA DE SUTURA PERFIL AUTO PERFURANTE MATERIAL PEKK

Data: sexta-feira, 11 de dezembro de 2015

Projetista: Fernando Ferreira Del Monte

Nome do estudo: Análise estática Âncora PEKK

Tipo de análise: Análise estática

Informações do Modelo

Corpos sólidos			
Nome e referência do documento	Tratado como	Propriedades volumétricas	Caminho/Data do documento modificado
Ressalto-extrusão2 	Corpo sólido	Massa: 9.25594e-005 kg Volume: 7.2312e-008 m ³ Densidade: 1280 kg/m ³ Peso: 0.000907082 N	C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Âncora Material PEKK modificada Limite.SLDPRT Dec 11 09:34:57 2015

Nome do modelo: **Âncora Material PEKK**

Propriedades do estudo

Nome do estudo	Análise estática 2
Tipo de análise	Análise estática
Tipo de malha	Malha sólida
Efeito térmico:	Ativada
Opção térmica	Incluir cargas de temperatura
Temperatura de deformação zero	298 Kelvin
Inclui efeitos da pressão de fluidos do SOLIDWORKS Flow Simulation	Desativada
Tipo de Solver	FFEPlus
Efeito no plano:	Desativada
Mola suave:	Desativada
Atenuação inercial:	Desativada
Opções de união incompatíveis	Automático
Grande deslocamento	Desativada
Calcular forças de corpo livre	Ativada
Atrito	Desativada
Usar método adaptável:	Desativada
Pasta de resultados	Documento do SOLIDWORKS (C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos)

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Comprimento/Deslocamento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidade angular	Rad/s
Pressão/Tensão	N/m ²

Propriedades do material

Referência do modelo	Propriedades	Componentes
	Nome: PEKK Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico Critério de falha predeterminado: Desconhecido Limite de escoamento: 9e+007 N/m² Resistência à tração: 9e+007 N/m² Módulo elástico: 3.4e+009 N/m² Massa específica: 1280 kg/m³	Corpo sólido 1(Ressalto-extrusão2)(Âncora Material PEKK)
Dados da curva:N/A		

Acessórios de fixação e Cargas

Nome do acessório de fixação	Imagem de acessório de fixação	Detalhes de acessório de fixação		
Fixo-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Geometria fixa		
Forças resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Força de reação(N)	172.682	-34.5805	0.192599	176.111
Momento de reação(N.m)	0	0	0	0

Nome da carga	Carregar imagem	Detalhes de carga
Pressão-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 60 Unidades: N/mm ² (MPa) Angulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-2		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 7 Unidades: N/mm ² (MPa) Angulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-3		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 30 Unidades: N/mm ² (MPa) Angulo de fase: 0 Unidades: deg
Torque-1		Entidades: 12 face(s) Referência: Face< 1 > Tipo: Aplicar torque Valor: 0.00437 N.m

Informações de malha

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Transição automática:	Desativada
Incluir loops de malha automáticos:	Desativada
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	0.208421 mm
Tolerância	0.010421 mm
Qualidade da malha	Alta

Informações de malha - Detalhes

Total de nós	78537
Total de elementos	52110
Proporção máxima	56.169
% de elementos com Proporção < 3	97.9
% de elementos com Proporção < 10	0.127
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss):	00:00:06
Nome do computador:	DELMONTE

Nome do modelo: Âncora Metal PEKK modificada (Limite)
 Nome do estudo: Análise estática 2i (Valor predeterminado)
 Tipo de malha: Malha sólida

Forças resultantes

Forças de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N	172.682	-34.5805	0.192599	176.111

Momentos de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N.m	0	0	0	0

Resultados do estudo

APÊNDICE C

SIMULAÇÃO DA ÂNCORA DE SUTURA PERFIL NÃO PERFURANTE MATERIAL PEEK

Data: domingo, 13 de dezembro de 2015

Projetista: Fernando Ferreira Del Monte

Nome do estudo: Análise estática Âncora PEEK

Tipo de análise: Análise estática

Informações do Modelo

Corpos sólidos			
Nome e referência do documento	Tratado como	Propriedades volumétricas	Caminho/Data do documento modificado
Filete4 	Corpo sólido	Massa:0.000162859 kg Volume:1.2432e-007 m ³ Densidade:1310 kg/m ³ Peso:0.00159601 N	C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Novo Estudo\Âncora Material PEEK.SLDPRT Dec 13 21:59:20 2015

Nome do modelo: **Âncora Material PEEK**

Propriedades do estudo

Nome do estudo	Análise estática 1
Tipo de análise	Análise estática
Tipo de malha	Malha sólida
Efeito térmico:	Ativada
Opção térmica	Incluir cargas de temperatura
Temperatura de deformação zero	298 Kelvin
Inclui efeitos da pressão de fluidos do SOLIDWORKS Flow Simulation	Desativada
Tipo de Solver	FFEPlus
Efeito no plano:	Desativada
Mola suave:	Desativada
Atenuação inercial:	Desativada
Opções de união incompatíveis	Automático
Grande deslocamento	Desativada
Calcular forças de corpo livre	Ativada
Atrito	Desativada
Usar método adaptável:	Desativada
Pasta de resultados	Documento do SOLIDWORKS (C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Novo Estudo)

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Comprimento/Deslocamento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidade angular	Rad/s
Pressão/Tensão	N/m ²

Propriedades do material

Referência do modelo	Propriedades	Componentes
	Nome: PEEK Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico Critério de falha predeterminado: Tensão de von Mises máxima Limite de escoamento: 9e+007 N/m² Resistência à tração: 9e+007 N/m² Módulo elástico: 3.6e+009 N/m² Massa específica: 1310 kg/m³	Corpo sólido 1(Filete4)(Âncora PEKK)
Dados da curva:N/A		

Acessórios de fixação e Cargas

Nome do acessório de fixação	Imagem de acessório de fixação	Detalhes de acessório de fixação		
Fixo-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Geometria fixa		
Forças resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Força de reação(N)	381.479	-1.88199	-13.9483	381.739
Momento de reação(N.m)	0	0	0	0

Nome da carga	Carregar imagem	Detalhes de carga
Pressão-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 13.7 Unidades: N/mm² (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-4		Entidades: 2 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 60 Unidades: N/mm² (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg

Informações de malha

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Transição automática:	Desativada
Incluir loops de malha automáticos:	Desativada
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	0.251239 mm
Tolerância	0.012562 mm
Qualidade da malha	Alta

Informações de malha - Detalhes

Total de nós	108493
Total de elementos	71154
Proporção máxima	20.234
% de elementos com Proporção < 3	95.6
% de elementos com Proporção < 10	0.33
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss):	00:00:30
Nome do computador:	DELMONTE

Nome do modelo: Anca Material PEEK
 Nome do estudo: Análise estática 1 (Valor predeterminado)
 Tipo de malha: Malha sólida

Forças resultantes

Forças de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N	381.479	-1.88199	-13.9483	381.739

Momentos de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N.m	0	0	0	0

Resultados do estudo

APÊNDICE D

SIMULAÇÃO DA ÂNCORA DE SUTURA PERFIL NÃO PERFURANTE MATERIAL PEKK

Data: domingo, 13 de dezembro de 2015

Projetista: Fernando Ferreira Del Monte

Nome do estudo: Análise estática Âncora PEKK

Tipo de análise: Análise estática

Informações do Modelo

Corpos sólidos			
Nome e referência do documento	Tratado como	Propriedades volumétricas	Caminho/Data do documento modificado
Filete4 	Corpo sólido	Massa: 0.000159129 kg Volume: 1.2432e-007 m ³ Densidade: 1280 kg/m ³ Peso: 0.00155946 N	C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Novo Estudo\Âncora PEKK.SLDPR T Dec 13 21:17:01 2015

Nome do modelo: **Âncora Material PEKK**

Propriedades do estudo

Nome do estudo	Análise estática 1
Tipo de análise	Análise estática
Tipo de malha	Malha sólida
Efeito térmico:	Ativada
Opção térmica	Incluir cargas de temperatura
Temperatura de deformação zero	298 Kelvin
Inclui efeitos da pressão de fluidos do SOLIDWORKS Flow Simulation	Desativada
Tipo de Solver	FFEPlus
Efeito no plano:	Desativada
Mola suave:	Desativada
Atenuação inercial:	Desativada
Opções de união incompatíveis	Automático
Grande deslocamento	Desativada
Calcular forças de corpo livre	Ativada
Atrito	Desativada
Usar método adaptável:	Desativada
Pasta de resultados	Documento do SOLIDWORKS (C:\Users\Fernando\Documents\Fernando\Mestrado USP\Mecânica\Dissertações\Fernando\Desenhos\Novo Estudo)

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Comprimento/Deslocamento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidade angular	Rad/s
Pressão/Tensão	N/m ²

Propriedades do material

Referência do modelo	Propriedades	Componentes
	Nome: PEKK Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico Critério de falha predeterminado: Desconhecido Limite de escoamento: 9e+007 N/m² Resistência à tração: 9e+007 N/m² Módulo elástico: 3.4e+009 N/m² Massa específica: 1280 kg/m³	Corpo sólido 1(Filete4)(Ancora PEKK)
Dados da curva:N/A		

Acessórios de fixação e Cargas

Nome do acessório de fixação	Imagem de acessório de fixação	Detalhes de acessório de fixação		
Fixo-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Geometria fixa		
Forças resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Força de reação(N)	375.377	-1.85452	-13.7447	375.634
Momento de reação(N.m)	0	0	0	0

Nome da carga	Carregar imagem	Detalhes de carga
Pressão-1		Entidades: 1 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 13.5 Unidades: N/mm² (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg
Pressão-4		Entidades: 2 face(s) Tipo: Normal à face selecionada Valor: 60 Unidades: N/mm² (MPa) Ângulo de fase: 0 Unidades: deg

Informações de malha

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Transição automática:	Desativada
Incluir loops de malha automáticos:	Desativada
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	0.251239 mm
Tolerância	0.012562 mm
Qualidade da malha	Alta

Informações de malha - Detalhes

Total de nós	108493
Total de elementos	71154
Proporção máxima	20.234
% de elementos com Proporção < 3	95.6
% de elementos com Proporção < 10	0.33
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss):	00:00:30
Nome do computador:	DELMONTE

Nome do modelo: Âncora P8X
 Nome do estudo: Análise estática 1 (-Valor predeterminado-)
 Tipo de malha: Malha sólida

Forças resultantes

Forças de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N	375.377	-1.85452	-13.7447	375.634

Momentos de reação

Conjunto de seleção	Unidades	Soma X	Soma Y	Soma Z	Resultante
Modelo inteiro	N.m	0	0	0	0

Resultados do estudo

APÊNDICE E

PROCESSO DE MANUFATURA ADITIVA DAS ÂNCORAS DE SUTURA E MOLDE UTILIZANDO A ENVISIONTEC ULTRA HD®.

Primeiro passo: os desenhos gerados em CAD são posicionados sobre uma plataforma virtual. Esta representa o posicionamento real a ser manufaturado na área útil de impressão da impressora Envisontec Ultra HD®.

Detalhe dos suportes inseridos para auxiliar na impressão das Âncoras de Sutura. Estes são descartados ao final do processo de manufatura.

Segundo passo: O código STL gerado após o posicionamento das peças na plataforma virtual é transferido para a impressora Envisontec Ultra HD®.

Terceiro passo: Efetuar o setup da impressora, definindo a espessura das camadas a serem polimerizadas. A plataforma onde serão impressas as peças inicia um movimento de imersão no líquido LS 600. Após retornar ao posicionamento inicial a luz de fotopolimerização é então acionada e o material inicia seu processo de cura.

Inicia-se o processo novamente, porém a espessura da camada agora é posicionada na posição da fotopolimerização.

Após sucessivos ciclos de imersão e emersão, as peças fotopolimerizadas vão tomando forma.

Quarto passo: remoção dos suportes inseridos para auxiliar na fixação das peças ao serem manufaturadas.