



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE  
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA  
E ENGENHARIA DE MATERIAIS**



**Geiza Ferreira da Silveira**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO PEEK PARA APLICAÇÕES  
ODONTOLÓGICAS**

**CAMPINA GRANDE - PB**

**2015**

**Geiza Ferreira da Silveira**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO PEEK PARA APLICAÇÕES  
ODONTOLÓGICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Campina Grande, Área de Concentração: Novos Materiais, como requisito final à obtenção do título de **Mestre em Ciências e Engenharia de Materiais**.

**Orientador:** PROF. DR. GELMIRES DE ARAÚJO NEVES

**Orientador:** Prof. Dr. MARCUS VINÍCIUS LIA FOOK

CAMPINA GRANDE - PB

2015

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

S587a Silveira, Geiza Ferreira da.  
Avaliação das propriedades do PEEK para aplicações  
odontológicas / Geiza Ferreira da Silveira. – Campina Grande,  
2015.

55 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de  
Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de  
Ciências e Tecnologia, 2015.

"Orientação: Prof. Dr. Gelmires de Araújo Neves, Prof. Dr.  
Marcus Vinicius Lia Fook".

Referências.

1. Implantes Dentários. 2. Ossointegração. 3. Biomaterial.  
4. PEEK. I. Neves, Gelmires de Araújo. II. Fook, Marcus Vinicius  
Lia. III. Título.

CDU 62:616.314-77(043)

## **VITAE DO CANDIDATO**

### **GEIZA FERREIRA DA SILVEIRA**

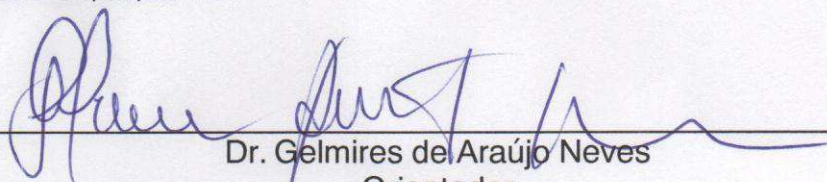
- Cirurgiã-dentista, graduada pela Universidade Federal de Pernambuco (1987).
- Especialista em Prótese Dentária pela Universidade Cruzeiro do Sul (2008), com aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes (2010).

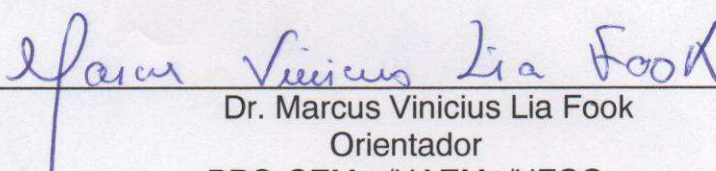
GEIZA FERREIRA DA SILVEIRA

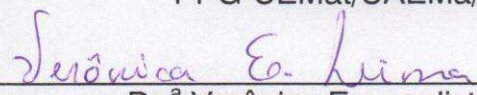
**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADE DO PEEK PARA APLICAÇÕES  
ODONTOLÓGICAS**

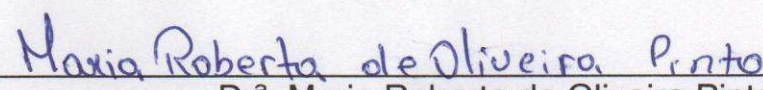
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais como requisito parcial à obtenção do título de **Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais**.

Aprovado em: 31/08/2015

  
\_\_\_\_\_  
Dr. Gelmires de Araújo Neves  
Orientador  
PPG-CEMat/UAEMa/UFMG

  
\_\_\_\_\_  
Dr. Marcus Vinicius Lia Fook  
Orientador  
PPG-CEMat/UAEMa/UFMG

  
\_\_\_\_\_  
Dr.ª Verônica Evangelista de Lima  
Examinadora Externa  
DQ/UEPB

  
\_\_\_\_\_  
Dr.ª Maria Roberta de Oliveira Pinto  
Examinadora Externa  
CCT/UEPB

À minha filha Gabriela, motivo  
de orgulho e de ânimo para perseguir  
o bom e o justo na vida, **DEDICO.**

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por ser a energia que move a vida e o manancial da esperança;

Ao CERTBIO, Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste, por apoiar este projeto, cumprindo brilhantemente a sua destinação;

À AMPB, Associação Médica da Paraíba, que, realizando o convênio com a UFCG, Universidade Federal de Campina Grande, possibilitou a realização do mestrado em Engenharia de Materiais;

Ao Prof. Dr. Marcus Vinícius Lia Fook, pela visão vanguardista, competência, amizade e incentivo, fundamentais para a realização deste trabalho;

Aos professores do mestrado, que realizaram brilhantemente a transdisciplinabilidade entre as ciências dos materiais e as ciências biológicas;

Aos amigos Anne Targino e Wladymyr Jefferson Bacalhau de Sousa, que acompanharam a execução deste trabalho com paciência e dedicação;

Aos colegas da turma do mestrado, de modo especial, Rossanna Troccoli, companheiros de angústias e de conquistas;

Aos meus familiares e amigos que me estimulam a crescer e a aprender sempre, especialmente meus pais, que são exemplares em enfrentar o trabalho apesar das adversidades.

*“Deus, se és justo em Sua justiça,  
nos conserve os sonhos, ainda quando sejam  
impossíveis...  
E nos dê bons sonhos, ainda que sejam pequenos...  
Mude-me Deus, os sonhos, mas não o dom de sonhar...”*

Fernando Pessoa



## RESUMO

Na odontologia os implantes dentários osseointegráveis têm sido a melhor opção para o tratamento da perda dental. Estes permitem a recuperação estética e funcional, como a capacidade de mastigação. Atualmente vem se introduzindo a utilização de polímeros para fabricação de implantes osseointegráveis em substituição aos convencionais de titânio, a exemplo do poli-éter-éter-cetona (PEEK). Dessa forma, o objetivo deste trabalho é avaliar as propriedades do PEEK para aplicações odontológicas a partir das caracterizações morfológica, química e físicas, na perspectiva de uso como implante. As amostras foram analisadas através de Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV com Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X – EDS, Difração de raios-X (DRX), Espectroscopia na Região de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR), Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) e Molhabilidade por Ângulo de Contato. O resultado de MEV apresentou característica de um material de superfície lisa e densa. O EDS exibiu os elementos químicos oxigênio e carbono, característicos do polímero. No DRX observou-se que o PEEK tem comportamento de material semicristalino. Os espectros de FTIR revelaram as bandas típicas de absorção do PEEK. Na análise térmica realizada por calorimetria exploratória diferencial do PEEK, observou-se a presença de um pico endotérmico em 344,68° C, com início em aproximadamente 320° C e final em 349° C. De acordo com os resultados, verifica-se que o PEEK apresenta medidas de ângulo de contato menor que 90°, indicando hidrofobicidade. No ensaio mecânico, percebeu-se que tanto o módulo elástico quanto a resistência à tração do PEEK é mais próximo ao osso que o titânio. Conclui-se que o PEEK apresenta propriedades compatíveis para ser utilizado como biomaterial

**Palavras-chave:** Implantes dentários. Osseointegração. Biomaterial. PEEK.

## ABSTRACT

In odontology, the dental osseointegrated implants have been the best option for the treatment of total dental loss. These allow a functional and esthetical recovery, such as the ability of chewing. Nowadays, the use of polymers to fabricate osseointegrated implants has been introduced in replacement to the titanium's conventionals, as for example the polyether ether ketone (PEEK). Therefore, the purpose of this work is to evaluate the properties of polyether ether ketone (PEEK) to use in dental applications, describing it physically, chemically and morphologically, in the use perspective as implant. The samples have been analyzed through a Scanning Transmission Electron Microscope (STEM), Energy Dispersive x-ray Spectroscopy (EDS), X-ray Diffraction, (XRD), Fourier Transform Infrared (FTIR), Differential Scanning Calorimeter (DSC), Wettability by Contact Angle. The result of the STEM showed a characteristic of a flat and dense surface material. The EDS displayed the chemical elements oxygen and carbon, typical of a polymer. On the XRD, the PEEK was observed to behave as a semi crystalline material. The spectrums of the FTIR revealed typical bands of PEEK's absorption. On the thermal analysis by PEEK's differential scanning calorimeter, it was observed the presence of an endothermic peak in 344,68°C, initiating approximately with 320°C and ending in 349° C. According to the results, it is verified that the PEEK presents measures of contact angle less than 90°, indicating hydrophilicity. On the mechanic test, it was perceived that the elastic module and PEEK's traction resistance is the closest to the bone rather than the titanium. The conclusion therefore is that the PEEK shows compatible properties to be used as a biomaterial.

**Key-words:** dental implants. Osseointegration. PEEK.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura do osso longo com uma ampliação do osso cortical. ....	16
Figura 2- Classificação do osso (Divisões A, B, C, D).....	19
Figura 3 – Densidades ósseas encontradas nas regiões desdentadas da maxila e da mandíbula.....	19
Figura 4 - Principais componentes do dente. ....	22
Figura 5 – Esquema comparativo entre o sistema anatômico do dente e implante. .	24
Figura 6 Estrutura química da PEEK.....	32
Figura 7 - Prejuízo estético.....	34
Figura 8 - Amostras de PEEK .....	36
Figura 9 -Micrografias do corpo de prova de PEEK. Magnificação 1000x. ....	40
Figura 10 - EDS e Percentual de Massa do corpo de prova de PEEK.....	41
Figura 11 - Difratoograma do PEEK .....	42
Figura 12 – Espectro do PEEK .....	43
Figura 13 - Gráfico da curva de Calorimetria Exploratória Diferencial do PEEK.....	44
Figura 14 - Medida de ângulo de contato para o PEEK .....	46

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Aplicações Químicas dos Biomateriais .....	29
Tabela 2 - Propriedades do PEEK: .....	33
Tabela 3 -Bandas e tipos de vibrações características dos grupamentos do PEEK .	44
Tabela 4 - Módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação PEEK.....	47
Tabela 5 - Módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação ao osso cortical, osso trabecular e titânio.....	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PEEK – Poli-éter-éter-cetona

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

EDS – Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios X

DRX – Difração de Raios X

FTIR – Espectroscopia na Região de Infravermelho com transformada de Fourier

DSC – Calorimetria Diferencial Exploratória

SE – Sistema Estomatognático

Kgf – Quilograma força

ISO – International Organization for Standardization

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

CERTBIO – Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste

UFCG – Universidade Federal de Campina Grande

Mpa – Mega Pascal

Kv – kilo volts (1000 volts)

mA – miliampère

°C – Grau Célsius

Gpa – Giga Pascal

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1	Tecido ósseo.....	16
2.1.1	Biomecânica do osso em implantodontia.....	20
2.2	Dente .....	21
2.3	Implantes Dentários .....	24
2.3.1	Osseointegração.....	25
2.3.2	Desenho do implante dental .....	27
2.4	Biomateriais .....	27
2.5	Biomateriais Poliméricos .....	31
2.6	PEEK .....	31
2.6.1	Fatores que justificam a aplicação do PEEK .....	34
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1	Local da Pesquisa.....	36
3.2	Materiais .....	36
3.3	Métodos .....	36
3.5	Caracterizações .....	37
3.5.1	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) / Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS) .....	37
3.5.2	Difração de raios X (DRX) .....	37
3.5.3	Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR) .....	38
3.5.4	Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC).....	38
3.5.5	Molhabilidade por Medida de Ângulo de Contato .....	38
3.5.6	Ensaio Mecânicos de Tração.....	39
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	40
4.1	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) / Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS) .....	40
4.2	Difração de Raios-X (DRX) .....	41
4.3	Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR).....	43
4.4	Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC).....	44

4.6 Molhabilidade por Medida de Ângulo de Contato.....	45
4.6 Ensaio Mecânico de Tração.....	47
5 CONCLUSÃO.....	49
REFERÊNCIAS.....	50

## 1 INTRODUÇÃO

O objetivo da odontologia moderna é restabelecer o paciente com contorno, estética, fonação e saúde normais, seja removendo o tecido cariado de um dente ou substituindo-os. O que torna a implantodontia única é a habilidade em atingir esse objetivo independentemente da atrofia, doença ou injúria do sistema estomatognático. Entretanto, quanto mais dentes o paciente perde, mais desafiadora essa tarefa se torna. Como resultado de pesquisa contínua, ferramentas de diagnóstico, plano de tratamento, projetos de implantes, materiais e técnicas, o sucesso previsível é agora uma realidade na reabilitação de muitas situações clínicas desafiadoras (Misch, 2008).

Os implantes dentários têm a funcionalidade de suportar a carga de tensão provocada pela mastigação, e também proporcionar um padrão estético harmônico em relação a dentição natural a eles interligados.

O material de escolha para os implantes dentais é o titânio puro. Suas propriedades mecânicas e biológicas têm sido bem documentadas e satisfatoriamente comprovadas (Branemark *et al.* 1981, Adellet *et al.* 1990, Jamt *et al.* 1995). Entretanto, considerações estéticas e uma demanda contemporânea por materiais livres de metal em odontologia têm catalisado pesquisas por alternativas ao titânio em implantodontia (Payer *et al.* 2013)

Com a finalidade de superar limitações relacionadas à osteólise ou alergenicidade, possível perda periimplantar, problemas estéticos, dentre outras reações biológicas negativas, pesquisas têm buscado alternativas ao titânio. Dentre os novos materiais, o mais promissor é o poli-éter-éter-cetona (PEEK) (Sagomoniants, *et al.* 2008; Schwitalla, Miller, 2013).

Ao final dos anos 1990, o PEEK emergiu como o principal candidato termoplástico de alto desempenho para substituição de componentes de implante de metal (Maharaj; Jamison, 1993).

Apresentou grande resistência ao ensaio de degradação in vivo, incluindo danos causados pela exposição aos lipídios, a partir de abril de 1998, o PEEK foi oferecido comercialmente como um biomaterial para implantes (Williams, 2001).

O PEEK e compostos relacionados podem ser fabricados com larga escala de propriedades físicas, mecânicas e de superfície, nos mais diversos formatos, dependendo da utilização como implante. Esta versatilidade abre um novo horizonte



de possibilidades no projeto de novos implantes e componentes para reabilitação bucal, especialmente ao se levar em consideração o comportamento biomecânico deste material.

Nesse contexto, a ideia de um implante com módulo de elasticidade similar ao do osso natural sugere uma distribuição das tensões mais homogênea aos tecidos de suporte com decréscimo do estresse nesta interface. Portanto, o estudo da utilização de PEEK é de primordial importância para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos com a finalidade de utilização em implantes dentários, já que possui boa absorção mecânica.

Perante essas observações, o objetivo desse trabalho foi avaliar as propriedades do PEEK para aplicações odontológicas a partir das caracterizações morfológica, química e físicas, na perspectiva de uso como implante.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Tecido ósseo

O osso desempenha três funções no organismo, designadamente: mecânica, protetora e metabólica (Cummings, 2002). O esqueleto é dividido anatomicamente em dois tipos: osso cortical ou compacto e osso trabecular ou esponjoso. O osso cortical equivale a cerca de 85% da massa óssea e um terço do volume do esqueleto. Consiste em uma camada compacta e densa que se localiza na região externa dos ossos longos apresentando diversas lamelas intensamente empacotadas (ósteons), na forma de dutos cilíndricos, dispostos paralelamente ao eixo principal nos ossos longos, e é envolvido por um tecido conjuntivo denominado perióstio rico em colágeno e células osteoprogenitoras (Life, 2015). A Figura 1 ilustra as partes do osso.

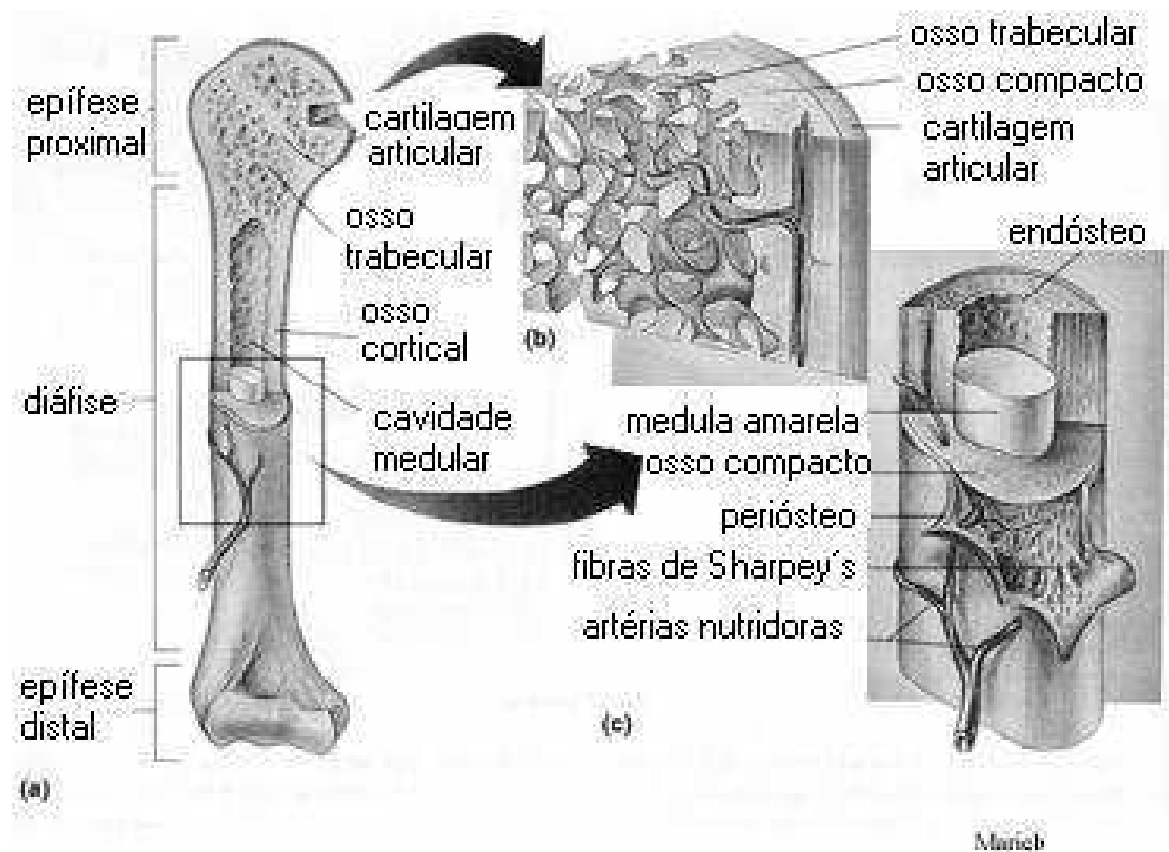


Figura 1 - Estrutura do osso longo com uma ampliação do osso cortical (Life, 2015).

O osso se compõe por matriz orgânica resistente, fortalecida por cristais de cálcio. O osso compacto médio contém, por peso, cerca de 30% de matriz e 70% de sais. Já o osso recém-formado pode ter porcentagem consideravelmente maior da matriz em relação aos sais (Hall, 2011). O tecido ósseo compacto diz respeito à diáfise dos ossos longos e a zona externa da maioria dos ossos, situando-se o osso esponjoso no seu interior, em nível das metáfises e epífises dos ossos longos e na região central da maioria dos ossos planos e irregulares, formando uma rede de trabéculas ósseas.

Como a maioria dos materiais biológicos, o tecido ósseo exhibe propriedades estruturais interessantes. Esse tecido apresenta resistência à tração similar à do aço e, além disso, é três vezes mais leve e dez vezes mais flexível. Essas propriedades se devem principalmente a sua microestrutura heterogênea. Outrossim, o tecido ósseo está sob permanentes mudanças em resposta a diferentes sinais, tais como carregamentos externos, influência hormonal, entre outros (Doblaré; Garcia, 2002).

A área em foco nesse estudo é a face, mais particularmente a maxila e a mandíbula na área alveolar, que são os sítios receptores de implantes na reabilitação protética implanto-suportada. A extração de dentes causa reabsorção de osso alveolar na região ou regiões afetadas. Após a perda completa ou extração dos dentes maxilares, as cavidades começam a ser preenchidas por osso e tem início a reabsorção do processo alveolar. Da mesma forma, a extração de dentes mandibulares causa reabsorção óssea. Aos poucos o forame mental aproxima-se da margem superior do corpo da mandíbula. Em alguns casos, os forames mentuais desaparecem, expondo os nervos mentuais à lesão. A pressão de uma prótese dentária (p. ex., uma dentadura apoiada sobre um nervo mental exposto) pode causar dor durante a alimentação. A perda de todos os dentes acarreta a diminuição da dimensão vertical da face e prognatismo mandibular. Também surgem na pele da face rugas profundas que seguem em sentido posterior a partir dos ângulos da boca (Moore, 2013).

A perda dentária desencadeia reabsorção óssea variável relacionada a vários fatores tais como: tempo, localização e procedimento cirúrgico. Daí a importância da avaliação do osso presente. Com relação à anatomia do osso residual, há na literatura várias propostas de classificação. Em 1985 Misch e Judy estabeleceram para a implantodontia quatro divisões básicas de osso disponível da maxila e da mandíbula desdentadas, que seguem o fenômeno de reabsorção natural de cada

região e determinam um diferente enfoque em cada categoria. A angulação do osso e a altura da coroa também foram incluídas para cada volume de osso, pois estes afetam a reabilitação protética. Estas quatro divisões originais foram expandidas com mais duas subcategorias, a fim de fornecer uma abordagem organizada sobre cirurgia, enxertos ósseos e próteses nas opções de tratamento com implantes (Misch, 2008). Além da anatomia óssea, é importante conhecer a densidade óssea.

Um determinante essencial para o sucesso clínico é o diagnóstico da densidade óssea no local que receberá o implante. A resistência do osso está diretamente relacionada à densidade óssea. O módulo de elasticidade está relacionado à densidade óssea. A porcentagem de contato osso-implante está relacionada à densidade óssea e a distribuição axial das tensões ao redor do implante é afetada pela densidade óssea. Em consequência, estudos clínicos antigos que não modificaram o protocolo de tratamento para compensar tipos macios de osso tem resultado em índices de sobrevida variados. Por outro lado, a alteração no plano de tratamento para compensar tipos macios de osso tem resultado em índices de sobrevida semelhantes em todas as densidades ósseas. Uma vez que a opção protética, posição do implante e fatores de força do paciente tenham sido determinados, a densidade óssea nos locais de instalação dos implantes deve ser avaliada para modificar o plano de tratamento. O plano de tratamento deve ser modificado pela redução da força sobre a prótese ou pelo aumento da área de carga através do aumento do número de implantes, posição, tamanho, projeto ou condição da superfície do implante (Misch, 2008).

Em 1985, Misch e Judy apresentaram uma classificação do osso disponível (Divisões A, B, C, D), (Figura 2) que é similar para as duas arcadas. Foram sugeridos para cada categoria de osso, tratamentos que levavam em consideração os implantes, os métodos de enxertos ósseos e as reabilitações protéticas. *h* altura inadequada, *w* largura inadequada (Misch, 2008).

Em 1988 Misch propôs quatro grupos de densidade óssea, sem considerar a região que ocupavam nos maxilares, com base nas características macroscópicas dos ossos cortical e trabecular. Quatro densidades ósseas encontradas nas regiões desdentadas da maxila e da mandíbula. O osso D1 em geral é um osso cortical denso; o osso D2 tem um osso cortical denso, espesso e poroso na margem e trabecular grosso em seu interior; o osso D3 possui uma margem cortical porosa

mais fina e um osso trabecular fino no seu interior; e o osso D4 quase não apresenta osso cortical na crista (Figura 3).

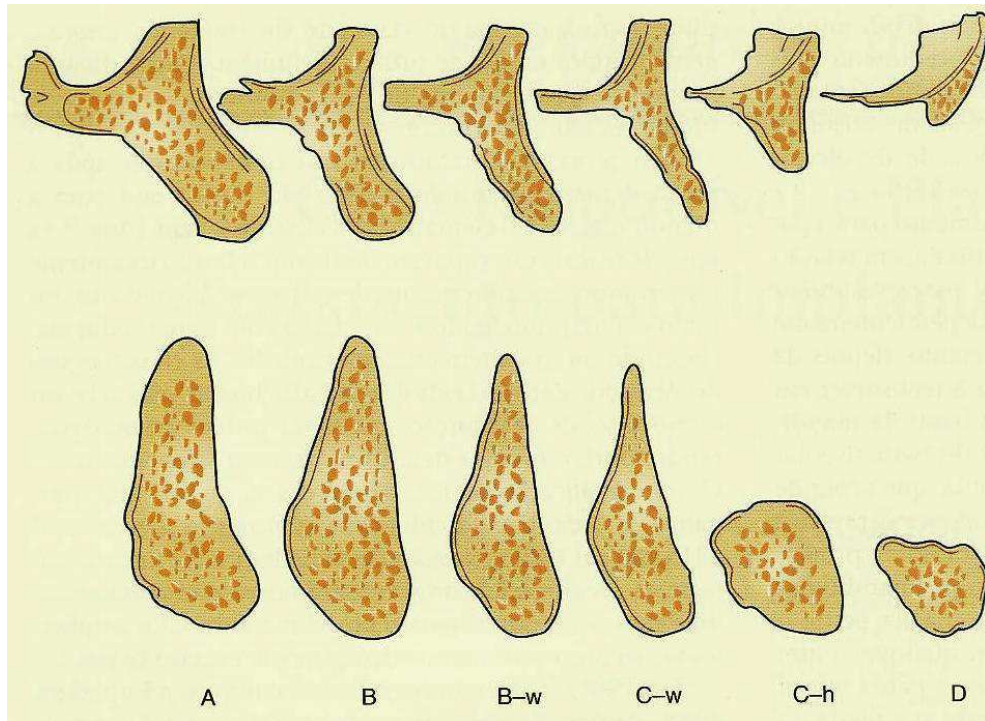


Figura 2– Classificação do osso (Divisões A, B, C, D) (Misch, 2008)

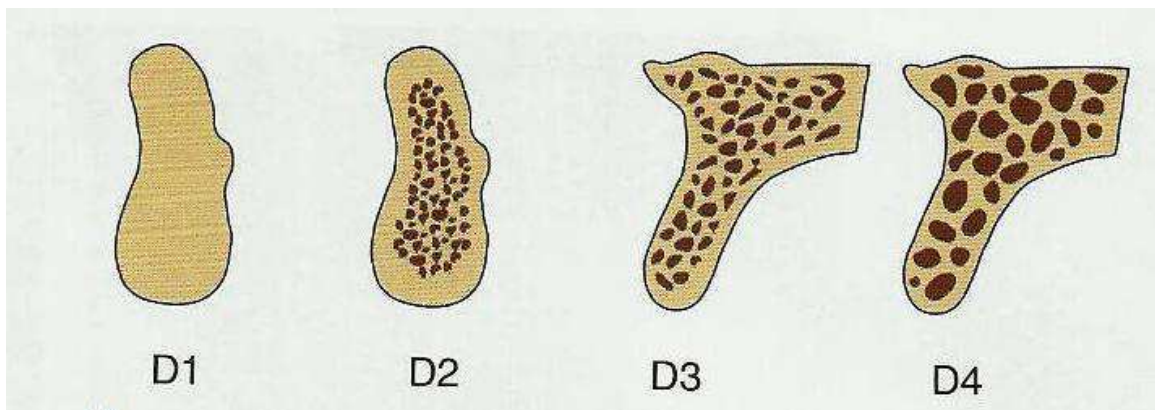


Figura 3 – Densidades ósseas encontradas nas regiões desdentadas da maxila e da mandíbula (Misch, 2008).

Para o sucesso da reabilitação, faz-se necessário o conhecimento das forças que incidirão sobre a prótese e conseqüentemente o osso que suportará essa carga em função, trata-se da biomecânica que será estudada a seguir.

### 2.1.1 Biomecânica do osso em implantodontia

A disciplina da Engenharia biomecânica, à qual se aplica os princípios da Engenharia aos sistemas orgânicos, desencadeou uma nova era no diagnóstico, no plano de tratamento e na reabilitação do paciente. O planejamento dos procedimentos reabilitadores com implantes em odontologia deve estar embasado no conhecimento das forças às quais se submeterão os elementos implantados bem como os efeitos destas no tecido vivo, objetivando o sucesso em longo prazo no tratamento.

As forças podem ser descritas pelos fatores de magnitude, duração, direção, tipo e amplitude. As forças que agem sobre os implantes dentais são chamadas quantidades vetoriais, ou seja, elas possuem magnitude e direção. A magnitude típica da força máxima da mordida apresentada por adultos é afetada pela idade, sexo, grau de perdas dentárias, localização da mordida e, especialmente pela parafunção (Misch, 2008).

As maiores forças naturais exercidas contra os dentes, e também contra os implantes, ocorrem durante a mastigação. A força máxima de mordida difere da força mastigatória, varia amplamente entre indivíduos, e depende do estado da dentição e dos músculos da mastigação. Os dentes cortam, trituram e misturam o alimento ingerido. Para realizar essas funções, os maxilares têm músculos vigorosos capazes de gerar força oclusiva entre os dentes anteriores de, aproximadamente, 22 a 45 kg e para os dentes posteriores, em torno de 68 a 91 kg. (Hall, 2011).

A parafunção mais pesquisada é o bruxismo, que também pode ser denominada de briscismo, briquismo, bricomania ou rangido noturno. O bruxismo é uma manifestação do desequilíbrio biopsicológico que acomete o sistema estomatognático, caracterizando-se pelo apertamento e/ou atrição dos dentes entre si, de forma cêntrica ou excêntrica, podendo ser de manifestação noturna ou diurna. Já os seus efeitos destrutivos, podem manifestar-se em uma ou mais partes do sistema estomatognático (Nadler, 1979), variando a severidade do dano conforme a resistência das estruturas atingidas, o tempo de existência, sua regularidade e o estado geral do portador. Durante a atividade parafuncional, aplica-se sobre a superfície oclusal uma força muito maior (seis vezes) do que durante movimentos fisiológicos, girando em torno de 90 kg, Além da contração da musculatura durante um tempo exagerado (em torno de duas horas). O período diário de contato

dentário nos portadores de bruxismo é também bastante aumentado em relação a um paciente sem parafunção, e considerando que tais condições superam a tolerância fisiológica das estruturas envolvidas, passam a gerar danos ao Sistema Estomatognático. A força do contato dental, associado ao bruxismo noturno foi medida por Nishigawa *et al.*, em 2001, sendo que a amplitude média dos eventos de bruxismo foi de 22,5 Kgf, com duração média de 7,1 segundos. Ainda sob este aspecto, a maior magnitude de força registrada neste estudo foi de 42,3 Kgf. Os autores ressaltaram que a força de contato dental noturno poderia exceder a amplitude da força máxima de apertamento voluntário durante o dia.

O stress gerado no implante e tecidos de suporte pelas forças oclusais tem um impacto significativo no sucesso da osseointegração. Desde que as forças oclusais são transmitidas através do implante para o osso através da mastigação, a distribuição do stress da carga oclusal e a resposta biológica do corpo com regeneração do osso pode ser um fator importante após a implantação. Também quando o implante osseointegrado contacta com o osso alveolar e não pode permitir nenhuma movimentação, a maior parte do stress concentra-se na crista alveolar. Subsequentemente, resultando em osteólise (reabsorção óssea) e pode ser suficiente para levar à perda da reabilitação sobre implante (Park; Lakes, 2007).

## **2.2 Dente**

O Dente é uma estrutura dura, saliente de coloração esbranquiçada, situado na cavidade bucal e colocado sobre os maxilares, onde se dispõe em fileira, composta basicamente por coroa e raiz. A região de transição entre essas duas estruturas denomina-se colo. A raiz é implantada no interior da cavidade óssea alveolar, abaixo da linha da gengiva, e tem sua extremidade denominada ápice radicular. A coroa dental que se visualiza no interior da cavidade oral, acima da linha da gengiva, é denominada “coroa clínica”. A soma da extensão da coroa clínica e da parte da coroa que fica abaixo daquela linha é denominada “coroa anatômica”. Ao redor do dente está localizado o periodonto (Pachaly, 2006). A Figura 4 ilustra as principais partes do dente.

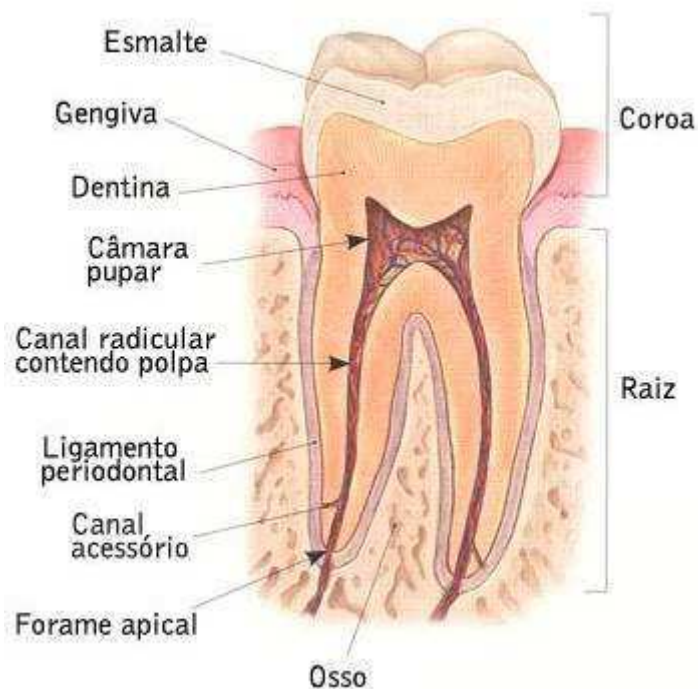


Figura 4 - Principais componentes do dente.(Brotski, 2010)

Os dentes são estruturas basicamente mineralizadas, situados na porção inicial do aparelho digestivo, tendo como origem o epitélio da mucosa oral distribuídos nos maxilares e mandíbula, onde se fixam através de articulações semimóveis, desempenham, entre outras, funções concernentes ao crescimento crânio-facial, à mastigação, deglutição, fonação, estética, sustentação e proteção aos tecidos moles (Cantisano, *et al.*1987)

Limitamos nestes órgãos, cuja base é a dentina, duas porções estrutural, funcional e anatomicamente distintas. Uma recoberta pelo esmalte é estritamente funcional e denominada coroa anatômica; a outra, porção radicular protegida pelo cimento, é o elemento responsável pela sustentação dos dentes no osso alveolar, por meio dos ligamentos fibro-elásticos. Limitando coroa e raiz, distinguimos o colo anatômico, caracterizado por uma nítida linha de aspecto sinuoso (Cantisano, *et al* 1987).

O esmalte dentário tem origem ectodérmica, enquanto o cimento e dentina são originados do mesoderma. Dentre os componentes inorgânicos encontrados no dente humano, destaca-se o cálcio inorgânico o qual é depositado ao fosfato como apatita. Esse é a forma predominante em todo o tecido dentário. A Hidroxiapatita tem a fórmula empírica  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH})_2$ . Uma pequena proporção de outras



formas cristalinas de fosfato de cálcio pode também existir no dente. Fosfato de cálcio amorfo (não cristalino) pode ser encontrado na dentina. No esmalte humano podem ser encontrados também traços de ferro, zinco, cobre e manganês (Vasudevan, *et al*, 2011).

O componente orgânico predominante do dente é o colágeno. Além do colágeno, a matriz extracelular também contém glicoproteínas e glicosaminoglicanas. Glicoproteína é um polímero pequeno com sequência irregular. Glicosaminoglicanas são polímeros longos de proteínas e carboidratos com sequência regular (Vasudevan, *et al*, 2011).

A dentina contém a glicoproteína osteonectin e outra fosfoproteína altamente fosforilada chamada de fosforin. O esmalte contém amelogenina e emanelina.

No osso e cimento a matriz é chamada osteóide e cementóide. A matriz é adicionada como camadas sobre a superfície do osso e cimento onde novos depósitos de material calcificado são incrementados.

Na dentina, a camada equivalente é chamada pré-dentina. Entretanto, no esmalte, não há equivalente e a matriz é rapidamente e altamente calcificada. A concentração de sais inorgânicos aumenta de 37 para 95% como esmalte maduro (Vasudevan, *et al.*, 2011)

Como o esmalte é translúcido, a dentina branco-amarelada é a responsável pela cor do dente, que varia de acordo com o grau de mineralização, idade, pigmentos endógenos e exógenos. A elasticidade da dentina compensa a rigidez do esmalte, evitando que ele frature aos amortecer os impactos mastigatórios (Lopes, 2009).

A polpa dental é um tecido conjuntivo frouxo, ricamente vascularizado e innervado. As principais células da polpa são odontoblastos, fibroblastos, ectomesenquimais indiferenciadas e macrófagos (Lopes, 2009).

O implante osteointegrado tem o objetivo de desempenhar a funcionalidade próxima ao do dente natural, quando está sujeito às cargas de tensão, provocada de maneira estática ou por mastigação. A transmissão de cargas funcionais ao osso, pelo sistema prótese/implante difere da transmissão do dente natural com periodonto saudável. Nos dentes naturais o ligamento periodontal atua como um amortecedor. No implante osteointegrado as cargas de oclusão são transmitidas diretamente ao osso envolvente (Chun, *et al.*, 2002). Tanto a mucosa presente nos implantes como a gengiva dos dentes apresentam algumas características em

comum, a diferença está nas estruturas de vascularização na porção apical ao epitélio juncional, no alinhamento dos feixes de fibras colágenas e na distribuição das estruturas vasculares na porção apical ao epitélio juncional e na composição do tecido conjuntivo (Lindhe, 1999).

Comparando os dentes aos implantes, nos dentes existem mecanismos de proteção específicos, tais como o epitélio de união, o tecido conectivo e o sistema imunitário. O sistema com o implante está mais susceptível ao desenvolvimento de uma patologia (Lindhe, 1999). A Figura 5 apresenta a comparação anatômica entre o dente e implante.

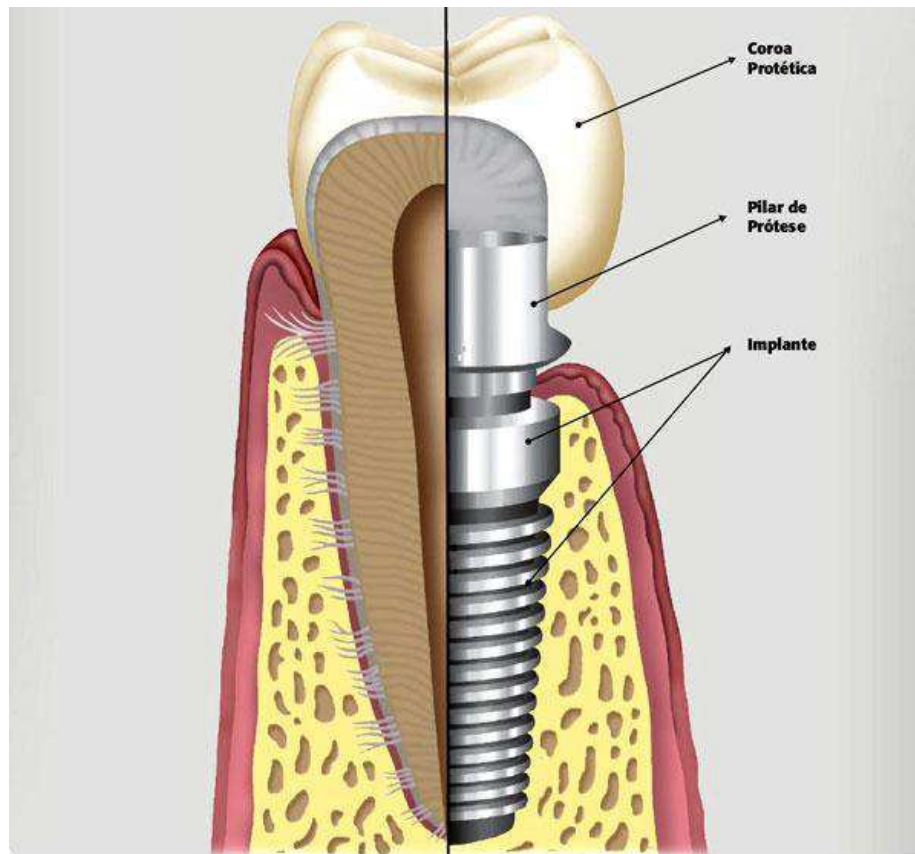


Figura 5 – Esquema comparativo entre o sistema anatômico do dente e implante (Chun, *et al.*,2002).

### 2.3 Implantes Dentários

A utilização de substitutos dentários para os dentes naturais perdidos data dos primórdios da civilização, quando as necessidades funcionais e estéticas levaram o homem a tentar utilizar dentes naturais extraídos de cadáveres ou de animais, assim como artefatos metálicos, pedras e conchas (Ring, 1985).

O primeiro implante endoósseo foi encontrado no fragmento de uma mandíbula de origem Maia e que conchas foram esculpidas e encravadas no alvéolo de três incisivos perdidos por volta do ano 600 depois de Cristo. A utilização de transplantes dentários heterogêneos tem se mostrada duvidosa no requisito de previsibilidade devido a reações imunológicas, reações a antígenos anticorpos, Estas se informa da época das civilizações egípcias (Landsman; Bilan, 1986).

A implantodontia por si só determinou a busca constante de um biomaterial que melhor se adeque para substituição dos dentes perdidos. A definição mais clínica, para osseointegração foi descrita como um “processo pelo qual uma fixação rígida e assintomática de um material aloplástico é alcançada e mantida em contato ósseo durante as cargas funcionais” (Albrestsson *et al.*, 1981).

E é nesse sentido que a implantodontia, como ciência, se orienta, para de forma incessante, avaliar materiais mais resistentes, técnicas protéticas e cirúrgicas mais eficazes e conseqüentemente os implantes que preenchem os critérios de funcionalidade e estética.

### **2.3.1 Osseointegração**

A concepção inicial de osseointegração ocorreu a partir de um estudo realizado em medula óssea na fíbula de um coelho, o qual consistia em inspeção visual com um microscópio intra-vital com tecnologia de alta resolução. Com especial instrumentação, a medula poderia ser estudada por transiluminação *in vivo* e *in situ*, após o recobrimento ósseo ter ocorrido em apenas 10 a 20 micrômetros. A circulação foi mantida nessa fina camada de osso e com poucos sinais de danos microvasculares, que é a mais precoce e mais sensível indicação de injúria tecidual. Tais estudos sobre regeneração da medula óssea enfatizou a íntima conexão funcional entre medula e osso na reparação dos defeitos ósseos (Branemark, 1983).

Osseointegração implica em uma firme, direta e duradoura conexão entre o osso vital e o implante de titânio sem a presença de nenhum tecido entre eles. A osseointegração somente pode ser obtida e mantida através de uma técnica de instalação cirúrgica delicada, um tempo adequado de cicatrização e uma distribuição apropriada de carga quando em função (Branemark, 1981).

Acreditava-se originalmente ser osseointegrável somente o titânio (comercialmente puro ou CTPi 99,75%) e este é ainda a base da técnica; entretanto,

é conhecida uma gama de outros materiais que podem também tomar intimidade e aderir ao osso (Hobkirk *et al.*, 2003).

O processo de osseointegração envolve uma interação inicial entre o osso alveolar e o corpo do implante (estabilidade primária do implante), e mais tarde, uma fixação biológica através da contínua aposição óssea (osteogênese) e remodelação em volta do implante (estabilidade secundária) (Berlund *et al.*, 2003). Os mecanismos celulares e moleculares que regulam essa reação tecidual ainda não estão totalmente esclarecidos (Nishimura, 2013).

A rapidez da osseointegração tem motivado pesquisas objetivando ampliar as indicações clínicas dos sistemas de implantes. Há muitos estudos referindo métodos de modificação na superfície de implantes (Nishimura, 2013). Paralelo a esses, técnicas que possibilitam uma reabilitação precoce são também bastante estudadas.

O carregamento imediato após a instalação dos implantes tem sido utilizado com altos índices de sucesso. Esse procedimento tem como objetivo principal reduzir o número de intervenções cirúrgicas, diminuindo assim o tempo de tratamento entre a fase cirúrgica e a protética, preservar a arquitetura tecidual de tecidos duros e moles em regiões estéticas, através da regeneração óssea peri-implantar imediata, e instalações de restaurações provisórias que se adaptem perfeitamente aos contornos do tecido mole local; eliminar o desconforto e o constrangimento da utilização de próteses removíveis durante a fase de cicatrização do implante, obedecendo parâmetros que possibilitem a mesma previsibilidade do carregamento tardio convencional. O carregamento imediato foi definido como a instalação de uma estrutura protética implantossuportada provisória em até 48 horas após a cirurgia de inserção do implante (Coppedê, 2014). Para tais técnicas, há, porém, critérios a obedecer para a obtenção do êxito desejado.

Altos torques de inserção parecem influenciar positivamente na segurança e no sucesso dos implantes ósseointegráveis submetidos à carga imediata durante o período de osseointegração, pois eles parecem manter valores de estabilidade primária consideravelmente altos durante o período crítico de cicatrização, até a subsequente obtenção da estabilidade secundária. Estudos prévios mostram que micromovimentos entre 30 e 90 micrômetros podem provocar reparo ósseo, enquanto que deslocamentos acima de 150 micrômetros podem levar à perda do implante (Uzeda, 2011).

O principal fator que contraindica a aplicação de altos torques de instalação parece ser a resistência dos implantes, dos montadores, e das chaves de inserção de grande parte dos sistemas de implantes. Deve-se ter muita cautela no momento da instalação de um implante para que o torque de inserção não danifique a plataforma do implante, ou sua conexão protética. Em muitos sistemas que ainda utilizam montadores, o montador fica preso exatamente na conexão protética do implante, e um torque de inserção excessivo pode deformar esta conexão, comprometendo o assentamento passivo do pilar protético. Em outras situações, chaves de instalação com aplicação de torque interno, que aplicam a força de inserção em uma região interna do implante que não é a conexão protética, se mostram frágeis para a aplicação de altos torques de inserção; assim, apesar de não danificarem a conexão protética do implante, acabam por se fraturar. Outras chaves de torque interno, quando submetidas a altos torques, tendem a usinar suas arestas contra as paredes internas do implante, e se unem fortemente ao implante, dificultando consideravelmente sua remoção, o que acaba sendo um fato extremamente desagradável durante uma cirurgia. Para se utilizar o conceito de alto torque de inserção, deve-se utilizar um sistema de implantes que permita tal manobra sem causar danos ao implante ou aos demais componentes (Coppedê, 2014).

### **2.3.2 Desenho do implante dental**

Há muitos desenhos de implantes disponíveis na implantodontia. Eles podem ser classificados em tipos cilíndricos, rosqueados, de instalação sob pressão ou uma combinação dessas características. Os implantes dentais são frequentemente desenhados para responder a uma crença primária de que a perda do implante pode ocorrer em função: (1) da cirurgia do implante; (2) das complicações decorrentes da placa bacteriana; ou (3) de complicações de carga (Misch, 2008). Os implantes dentários estão incluídos na classe dos biomateriais.

### **2.4 Biomateriais**

Inicialmente, os biomateriais foram desenvolvidos para que permanecessem inertes no organismo. Sendo assim, os estudos se voltaram para a forma de prevenir

ou minimizar as reações teciduais indesejáveis. Atualmente, os novos materiais são concebidos para que haja uma efetiva interação com os tecidos, provocando respostas fisiológicas como crescimento e/ou diferenciação celular no sítio de implantação (Hubbell, 1995).

Um biomaterial é uma substância que foi projetada e conformada para que, sozinha ou como parte de um sistema complexo, é usada para direcionar, pelo controle das interações com os componentes dos sistemas vivos, o curso de qualquer procedimento terapêutico ou de diagnóstico, em medicina humana ou veterinária (Williams, 2009). Ele tem como objetivo fundamental melhorar a saúde humana, restaurando a função dos tecidos vivos naturais e órgãos do corpo (Park; Lakes, 2007).

O campo da ciência dos biomateriais abrange todas as classes de materiais, tais como: polímeros, cerâmicas, vidros e metais e uma larga aplicação nos ramos da cirurgia odontológica, oftálmica, ortopédica, cardiovascular, etc. O fator determinante para um material ou combinação de materiais possa ser utilizado no corpo é além de ser mecanicamente eficiente ou reparador, ele deve ser biocompatível (Nicholson, 2002). A Tabela 1 ilustra algumas aplicações para os biomateriais.

A biocompatibilidade refere-se à capacidade de um biomaterial de desempenhar a sua função desejada no que diz respeito a uma terapia médica, sem desencadear quaisquer efeitos locais ou sistêmicos indesejáveis no receptor ou beneficiário da terapia, mas gerando a mais apropriada resposta benéfica a nível celular ou tecidual em cada situação específica, otimizando o desempenho clínico relevante da terapia (Williams, 2008).

Biocompatibilidade não é uma propriedade de um material por si só, o material precisa induzir uma resposta apropriada, e o quanto esta resposta será apropriada dependerá do local no corpo no qual ele será colocado. Um material que demonstra excelente biocompatibilidade em contato com o osso poderá não necessariamente demonstrar boa biocompatibilidade quando usado em um dispositivo para contato com sangue, como uma válvula cardíaca artificial. Assim, a localização no corpo é tão importante com relação à biocompatibilidade quanto a composição do material (Nicholson, 2002).

Tabela 1- Aplicações Químicas dos Biomateriais

<b>Biomaterial</b>	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>	<b>Aplicações</b>
<b>Polímeros</b> Poliétileno PTFE Poliéster Poliuretano PMMA	Elasticidade, fácil fabricação, baixa densidade.	Baixa resistência mecânica, degradação dependente do tempo.	Suturas, artérias, maxilofacial, cimento, tendão artificial, oftalmologia.
<b>Metais e ligas</b> Aço inoxidável Ligas de titânio Ligas de Co-Cr	Alta força de tensão, alta resistência ao desgaste, energia de deformação alta.	Baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, perda de propriedades mecânicas com tecidos conectivos moles, alta densidade.	Fixação ortopédica, implantes dentários.
<b>Cerâmicas e vidros</b> Alumina Zircônia Carbono Fosfatos de Cálcio Porcelana Vidros bioativos	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, inércia química, alta resistência à compressão.	Baixa força de tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade, alta densidade.	Ossos, juntas, dentes, válvulas, tendões, vasos sanguíneos e artérias artificiais.
<b>Compósitos</b> Fibra de carbono Resina termofixa Fibra de carbono termoplástico Fosfato de cálcio-colágeno	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, inércia química, alta força de tensão.	Material de difícil fabricação.	Válvula cardíaca artificial, implantes de junta de joelho.

**Fonte:** Park; Lakes, 2007.

A biocompatibilidade de um material é principalmente determinada pela liberação de substâncias através da solubilização ou corrosão deste. Estas substâncias podem danificar células, ou, por estimulação de certas proteínas celulares (p. ex.: interleucina-1 e interleucina-6), induzir o processo inflamatório. Dessa maneira, a superfície de absorção ou acumulação de proteínas, ou a interação do material com a superfície extracelular, é importante para o meio biológico do material (por exemplo, a ligação célula/bactéria na superfície do material). A adesão de proteínas (p.ex.: a formação da película pelas proteínas salivares) é influenciada pelas propriedades químicas tanto quanto pelas

características físicas do material (hidrofilicidade, energia superficial) (Shmalz; Arenholt, 2007).

Ao lado do conceito clássico de biocompatibilidade (material inerte, tolerável), a influência de um biomaterial no metabolismo de células adjacentes tem ganhado importante e crescente interesse (materiais bioativos). Superfícies de materiais podem ser pré-tratadas especificamente (biofuncionalizadas), como através do recobrimento da superfície do titânio com proteínas sinalizadoras (por exemplo, proteína óssea morfogenética para favorecer a adesão ao tecido ósseo) (Shmalz; Arenholt, 2007).

Já a biofuncionalidade pode ser definida como a capacidade de um dispositivo funcionar com resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica. Esta definição relaciona a biofuncionalidade a um conjunto de propriedades que dá a determinado dispositivo a capacidade de realizar uma função semelhante à daquela do material que está sendo substituído (Boshi, 1996).

Diversos biomateriais têm sido utilizados na confecção de implantes, sendo a necessidade específica o fator determinante para a escolha do material adequado. Materiais rígidos substituem estruturas de suporte, como, por exemplo, tecido ósseo e dentes, materiais flexíveis substituem tecidos moles como válvulas, músculos, veias e pele.

Para que um material seja utilizado, é necessário que seja submetido a rigorosos testes e somente após aprovação é que podem ser comercializados e aplicados no meio biológico. A International Organization for Standardization (ISO), desenvolveu um documento conhecido como ISO 10993 – Biological Evaluation Of Medicine Devices, o qual descreve os princípios que governam a avaliação biológica de produtos para a saúde dentro de um processo de gerenciamento de risco, a categorização geral de produtos com base na natureza e duração do seu contato com o corpo; a avaliação de dados existentes de todas as fontes; a identificação de lacunas no conjunto de dados disponíveis, com base em uma análise de risco; a identificação de conjunto de dados adicionais necessários para analisar a segurança biológica do produto para a saúde; a avaliação da segurança de produtos para a saúde (ABNT).

Dentre os biomateriais encontram-se os poliméricos, que são materiais de características mais próximas aos tecidos, sendo, por conseguinte, utilizados na reparação da pele, tendões, cartilagem, vasos sanguíneos e tecidos mamários bem



como na produção de dispositivos implantados em locais diversos do organismo (Silva, 2007).

## **2.5 Biomateriais Poliméricos**

Materiais poliméricos têm sido usados desde tempos remotos. Em 1400, Cristóvão Colombo encontrou nativos jogando com bolas feitas de um material obtido de uma planta. Esta era uma borracha natural que se tornou um importante produto após Charles Goodyear, que ao adicionar enxofre melhorou dramaticamente suas propriedades. O primeiro verdadeiro material polimérico sintético foi preparado no início dos anos 1900, usando fenol e formaldeído para formar resinas – baekland bakelite. Mesmos com o desenvolvimento dos polímeros sintéticos, ainda não haviam reconhecido a verdadeira natureza dos materiais que eles tinham preparado. Em 1920, Herman Staudinger demonstrou que polímeros eram moléculas gigantes ou macromoléculas. Em 1928 Carothers desenvolveu poliésteres lineares e então poliamidas, atualmente conhecidas como nylon. Em 1950, o trabalho de Ziegler e Natta com a coordenação de catalisadores aniônicos conduziu ao desenvolvimento do polipropileno, polietileno de alta densidade e outros polímeros estereoespecíficos (Harper, 2011).

Os biomateriais poliméricos são os materiais com aplicações para saúde, produzidos a partir de polímeros sintéticos exemplo o Peek, ou naturais (biopolímeros) exemplo a quitosana; biodegradáveis ou não. Os biodegradáveis são frequentemente divididos em duas categorias tendo a base o processo de polimerização: sintéticos ou biológicos. Os polímeros sintéticos são aqueles que possuem grupos susceptíveis ao ataque enzimático (Wesller, 2007).

## **2.6 PEEK**

O poli-éter-éter-cetona, PEEK, de alta massa molar foi primordialmente produzido na década de 1970 nos Estados Unidos. Desde o começo da sua comercialização no ano de 1981, a combinação de facilidade de processo, excelente estabilidade térmica e propriedades mecânicas em altas temperaturas estabeleceu o PEEK como um material de uso geral para moldagem e extrusão, tanto na forma

natural como reforçado, quando utilizado em aplicações de alto desempenho (Cowie, 1991; May, 1985; Seymour, 1990; Woodhams, 1985).

É de amplo conhecimento por parte da comunidade científica da área de materiais poliméricos que o PEEK é um polímero semicristalino com atrativas propriedades mecânicas, tais como, alta resistência mecânica e rigidez (D'Amore *et al.*, 1990). Desse modo, este polímero torna-se um excelente material para emprego em uma variedade de aplicações estruturais, tais como nos setores aeroespacial, automotivo e indústrias químicas. Neste sentido, o PEEK e seus compósitos integram uma nova geração de polímeros de engenharia aplicados atualmente, com estimável desempenho de suas propriedades estruturais e mecânicas inclusive em situações de trabalho extremas, como por exemplo, em temperaturas elevadas (acima de 150° e até 260°C) (Yilmaz e Sinmazçelik, 2007). O PEEK é um termoplástico semicristalino e possui a seguinte estrutura molecular Figura 5:

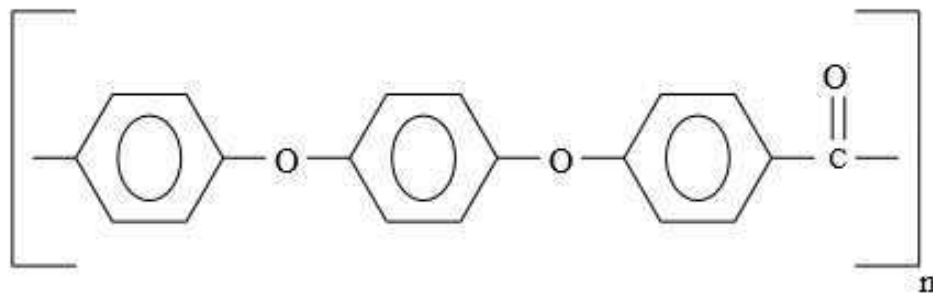


Figura 6 Estrutura química da PEEK (Hanswmann,2003)

As Poli-éter-éter-cetona são polímeros termoplásticos com anéis aromáticos não fluorados na cadeia principal, onde grupos fenil 1,4-di-substituídos estão separados por ligantes, -O- e -CO- (Azevedo, 2005).

O PEEK tem uma temperatura de fusão alta ( $T_m = 340^\circ\text{C}$ ) e uma temperatura de transição vítrea de  $143^\circ\text{C}$ , além de apresentar uma grande resistência química (Jesus, 2005). Uma característica das propriedades mecânicas do PEEK é o substancial decréscimo nas propriedades quando próximas à temperatura de transição vítrea. A rigidez da resina é pouco afetada entre temperaturas extremamente baixas e  $125^\circ\text{C}$ . Entre  $125$  e  $175^\circ\text{C}$ , o módulo de flexão é reduzido cerca de três vezes. Acima de  $175^\circ\text{C}$ , o efeito da temperatura no módulo de flexão é reduzido e o módulo permanece praticamente inalterado até  $315^\circ\text{C}$ , temperatura em que se inicia o amolecimento do material. Por ser uma resina semicristalina, o PEEK

apresenta boa resistência a fadiga (May, 1985). Algumas das características do PEEK são (Wlebeck, 2012):

- Baixa emissão de fumaça e gases tóxicos em situação de fogo;
- Resistência a altas temperaturas em uso contínuo;
- Resistente a líquidos dialisantes, desinfetantes, soluções de limpeza anticongelantes, raios-X e radiações gama;
- Alta resistência a fluídos;
- Excelentes propriedades isolantes, alta resistência dielétrica;
- Mantém baixa umidade;
- Rigidez elevada;
- Ótima resistência à abrasão;
- Alta resistência à fadiga;
- Baixo coeficiente de fricção

A tabela abaixo nos mostra algumas propriedades do PEEK.

Tabela 2 - Propriedades do PEEK:

<b>Propriedades</b>	<b>PEEK</b>
<b>Temperatura de Fusão (°C)</b>	343
<b>Densidade (g/cm<sup>3</sup>)</b>	1,37
<b>Resistência à Tração (Mpa)</b>	188
<b>Alongamento na Tração (%)</b>	2
<b>Temperatura de deflexão térmica (HDT)(°C)</b>	326

Fonte: Victrex, 2002.

O nível de cristalinidade do PEEK depende do histórico térmico de processamento. O resfriamento rápido deste polímero pode produzir uma estrutura cristalina amorfa, no entanto, o polímero pode ser posteriormente tratado termicamente para atingir o nível de cristalinidade desejada. O PEEK cristaliza em aproximadamente 6 segundos quando resfriado bruscamente de 400°C até 220°C. A cristalização deste polímero acima de 300°C deve ser evitada porque ocasiona a formação de cristalinidade a níveis excessivos, dependente do tempo que resulta na restrição das regiões amorfas presente entre as lamelas, comprometendo a tenacidade do material. O nível ideal de

cristalinidade ideal para o polímero PEEK se encontra entre 25 a 40% (Cogswell, 1992)

### 2.6.1 Fatores que justificam a aplicação do PEEK

Dentre vários fatores que justificam a aplicação do PEEK como implante odontológico, podemos destacar três aspectos relevantes.

- Fator estético – O titânio pode provocar problemas estéticos devido à sua baixa reflexão de luminosidade. Isso pode ocasionar uma sombra escura nos tecidos moles periimplantares nos casos de mucosa com biotipo fino e/ou com recessão da mucosa em volta do implante de titânio, entretanto o PEEK por ser processado na cor semelhante do local do implante (Schwitalla; Miller, 2013).

Conforme ilustrado na Figura 7 verifica-se um prejuízo estético na região periimplantar.

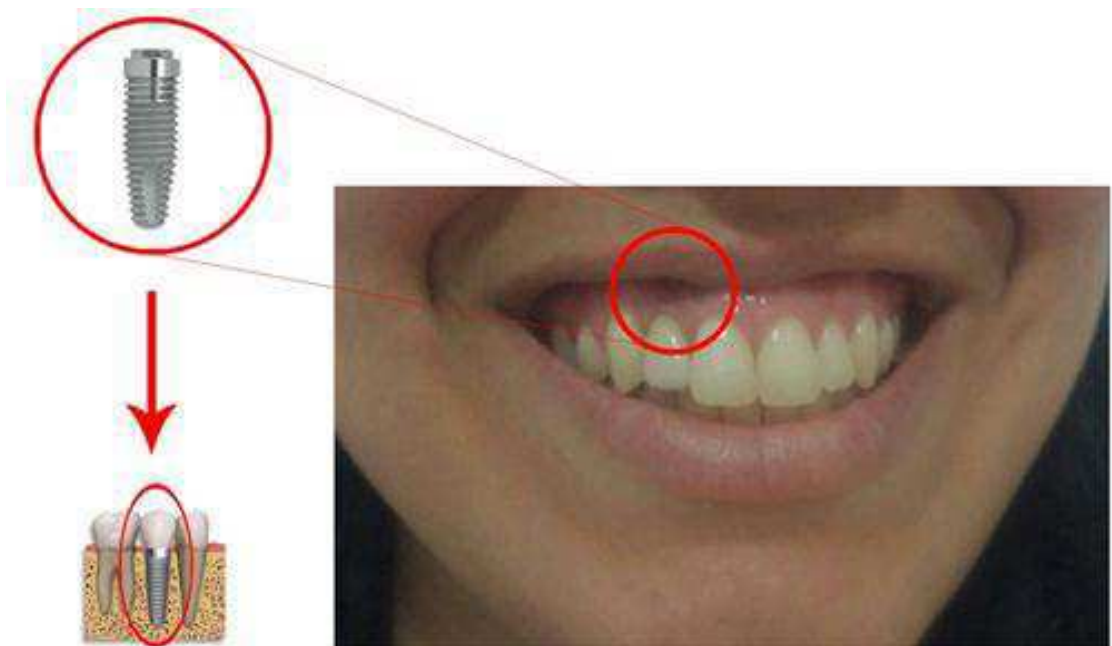


Figura 7 - Prejuízo estético (Fonte: Própria)

- Interferência química no meio biológico – O titânio oxida, ou seja, torna-se passivo em contato com o ar e em temperatura ambiente e nos fluidos teciduais normais. Esta reatividade é favorável aos dispositivos dos implantes

dentais. Na ausência do movimento interfacial ou em condições ambientais adversas, esta condição de superfície passivada minimiza o fenômeno da biocorrosão. Em situações em que o implante é colocado dentro de um local receptor com a adaptação precisa no osso, áreas arranhadas, desgastadas, falhas na fabricação ou durante a inserção (torque mais elevado) iria oxidar novamente *in vivo*. Outra desvantagem do titânio em caso revestimento com hidroxiapatita é que pode ocorrer esfoliação, lascas ou fissuras durante a instalação expondo a superfície do titânio que novamente iria oxidar *in vivo* (Misch, 2008). Embora tanto o titânio comercialmente puro quanto as ligas de titânio sejam excepcionalmente resistentes à corrosão por causa da camada passiva de óxido de titânio, eles não são inertes ao ataque corrosivo. Quando a superfície oxidada é quebrada ou removida, é improvável o seu restabelecimento. O titânio pode ser corrosivo tanto quanto outras restaurações metálicas. A corrosão pode levar ao enfraquecimento da estrutura do implante e liberar elementos corrosivos os quais podem produzir osteólise e perda de osso marginal. Tudo isso pode acarretar o insucesso clínico. Isso não ocorreria com o implante em PEEK (Marya, 2011).

- Propriedades Mecânicas – Quanto mais o módulo elástico do implante se assemelha aos tecidos biológicos adjacentes, menor a probabilidade de movimento relativo na interface desse implante. O osso cortical apresenta um módulo elástico muito inferior ao do titânio. O PEEK possui seu módulo elástico e resistência à tração mais próximo do osso que os implantes de titânio (Calister, 2002; Park e Lakes, 2007; Misch, 2008).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Local da Pesquisa

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste – CERTBIO, localizado na Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais, na Universidade Federal de Campina Grande/ UFCG.

#### 3.2 Materiais

- Amostras de Poli-éter-éter-cetona (PEEK) com dimensão de 3 cm x 4 mm. Ilustrado na Figura 8.



Figura 8 - Amostras de PEEK (Fonte: Própria)

#### 3.3 Métodos

Os corpos de prova foram obtidos pelo método de prensagem, a uma pressão de 5,0 Mpa, 400°C de temperatura e 30 min em prensa hidráulica. Corpos de prova Tipo I (ASTM D638) de PEEK.

As amostras foram analisadas através dos seguintes ensaios: Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV com Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios

X – EDS, Difração de raios-X (DRX), Espectroscopia na Região de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR), Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) e Molhabilidade por Ângulo de Contato. Todas as análises foram realizadas no Laboratório de Desenvolvimento e Avaliação de Biomateriais (CERTBIO).

### **3.5 Caracterizações**

#### **3.5.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) / Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS)**

É uma técnica capaz de produzir imagens com alta magnificação (até 300.000 X) e resolução. A microscopia eletrônica analisa o material varrendo-o com um feixe de elétrons que interage com a superfície da amostra, fornecendo informações sobre a morfologia e topografia das superfícies de sólidos, sendo uma técnica útil no estudo da topografia de superfícies (Fook, 2005).

As amostras foram analisadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV), modelo Phenon TM Pro X, com a finalidade de observar a morfologia dos corpos de prova do PEEK, com uma magnificação de 1000x.

As análises por espectroscopia por energia dispersiva de raios X foram realizadas no equipamento Phenon TM Pro X. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada aos elétrons da amostra. Como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível determinar quais elementos químicos estão presentes na amostra.

#### **3.5.2 Difração de raios X (DRX)**

As análises de difração de raios X foram conduzidas a temperatura ambiente em aparelho XRD-7000 Shimadzu, utilizando radiação  $K\alpha$  do cobre (1,5418 Å), tensão de 40 kV e corrente 30 mA. A amostra de PEEK foi examinada em um intervalo de  $2\theta$  entre 5 e 80 graus a uma velocidade de 1°/min.

### **3.5.3 Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)**

A técnica de FTIR em modo de absorbância será utilizada para caracterizar o PEEK.

As análises utilizando a técnica de espectroscopia na região de infravermelho com transformada de Fourier das amostras de PEEK foram realizadas em temperatura ambiente e o equipamento utilizado foi um Spectrum 400 da Perkin Elmer. A técnica FTIR será usada para identificar as bandas características dos grupos funcionais presentes nas matérias primas utilizadas nesta pesquisa utilizando a faixa de varredura de 4000 a 600  $\text{cm}^{-1}$ .

### **3.5.4 Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)**

A análise por DSC foi utilizada para identificar o comportamento dos corpos de prova do PEEK que foram confeccionados. Foi utilizado o equipamento DSC Q20 (TA Instruments) operando por atmosfera de nitrogênio para análise de transições de fase para observação de modificações na estrutura cristalina das amostras.

### **3.5.5 Molhabilidade por Medida de Ângulo de Contato**

A técnica consiste no cálculo da tensão superficial da membrana baseada na análise do formato da gota. O ângulo de molhabilidade entre a gota de água destilada com tensão superficial conhecida e a superfície sólida depende da relação entre as forças adesivas, que fariam a gota se espalhar sobre a superfície.

As análises de ângulo de contato foram efetuadas após o gotejamento de água destilada na superfície da amostra. Foi utilizada uma câmara digital para capturar a imagem, estas imagens foram, posteriormente, remetidas a um computador que possui um programa específico para ser feita a conversão do ângulo da interface líquido-material em unidade de tensão interfacial. A medida do ângulo de contato, assim obtida, foi utilizada para caracterizar a molhabilidade das superfícies.



### 3.5.6 Ensaio Mecânicos de Tração

O ensaio de tensão-deformação fornece uma indicação da resistência e também da tenacidade do material em teste. Em geral, os resultados do ensaio de tensão-deformação são apresentados como tensão *versus* deformação de engenharia. A curva típica é obtida a partir das medições de carga ( $F$ ) e da alongação ( $\Delta L$ ). A tensão nominal ou de engenharia ( $\sigma_N$ ) é determinada dividindo-se a carga aplicada ( $F$ ) pela área da seção transversal inicial do corpo de prova ( $A_0$ ). A deformação nominal ou de engenharia ( $\epsilon_N$ ) é obtida da leitura do extensômetro, ou seja, dividindo-se a variação do comprimento de referência ( $\Delta L$ ) pelo comprimento de referência inicial,  $L_0$ , que representa a área útil do corpo de prova (Silva, 2012).

A tensão de engenharia é definida como a força por unidade de área da amostra não deformada enquanto que a tensão verdadeira, é a força por unidade de área mínima da amostra sob carregamento. Como a seção transversal da amostra diminui com o aumento da carga, de acordo com a razão de Poisson, a área efetiva sob carga sempre diminui com o aumento da carga. Portanto, a tensão verdadeira ( $\sigma_V$ ) é sempre igual ou maior que a tensão de engenharia ( $\sigma_N$ ), podendo ser representada por  $\sigma_V = \sigma_N(\epsilon_N + 1)$ . Analogamente, a deformação de engenharia ( $\epsilon_N$ ) é dada pelo aumento do comprimento em relação ao comprimento inicial da amostra enquanto que a deformação verdadeira ( $\epsilon_V$ ) é a variação instantânea da deformação em um instante qualquer em relação ao comprimento inicial, e pode ser dada pelo logaritmo natural da razão do comprimento total pelo inicial da amostra, podendo ser expressa por  $\epsilon_V = \ln(\epsilon_N + 1)$ , (Throne *et al.*, 1993) e (Lotti, 2004).

Os ensaios de tração foram realizados em uma Máquina Universal Instron, modelo 3366, célula de carga 500N com aplicação de uma velocidade de carregamento de 50 mm/min.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) / Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS)

Os ensaios de MEV e EDS foram realizados com a finalidade de observar a morfologia de superfície dos corpos de prova do PEEK e obter informações sobre os elementos químicos presentes nas amostras respectivamente.

Observa-se na Figura 9 a micrografia de um material de superfície densa, uniformemente lisa. As regiões mais claras são resultados da ação do feixe de elétron que incide sobre a amostra. Já na Figura 10 são observados os componentes químicos presentes na amostra.

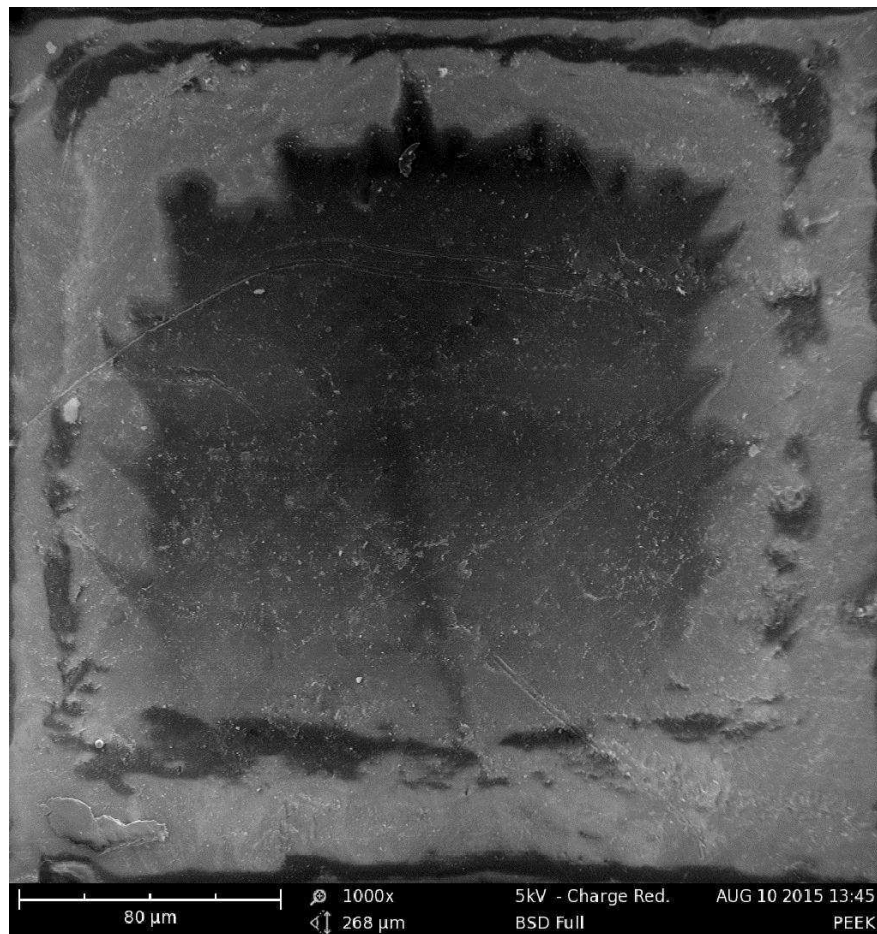


Figura 9 -Micrografias do corpo de prova de PEEK. Magnificação 1000x. (Fonte: Própria)

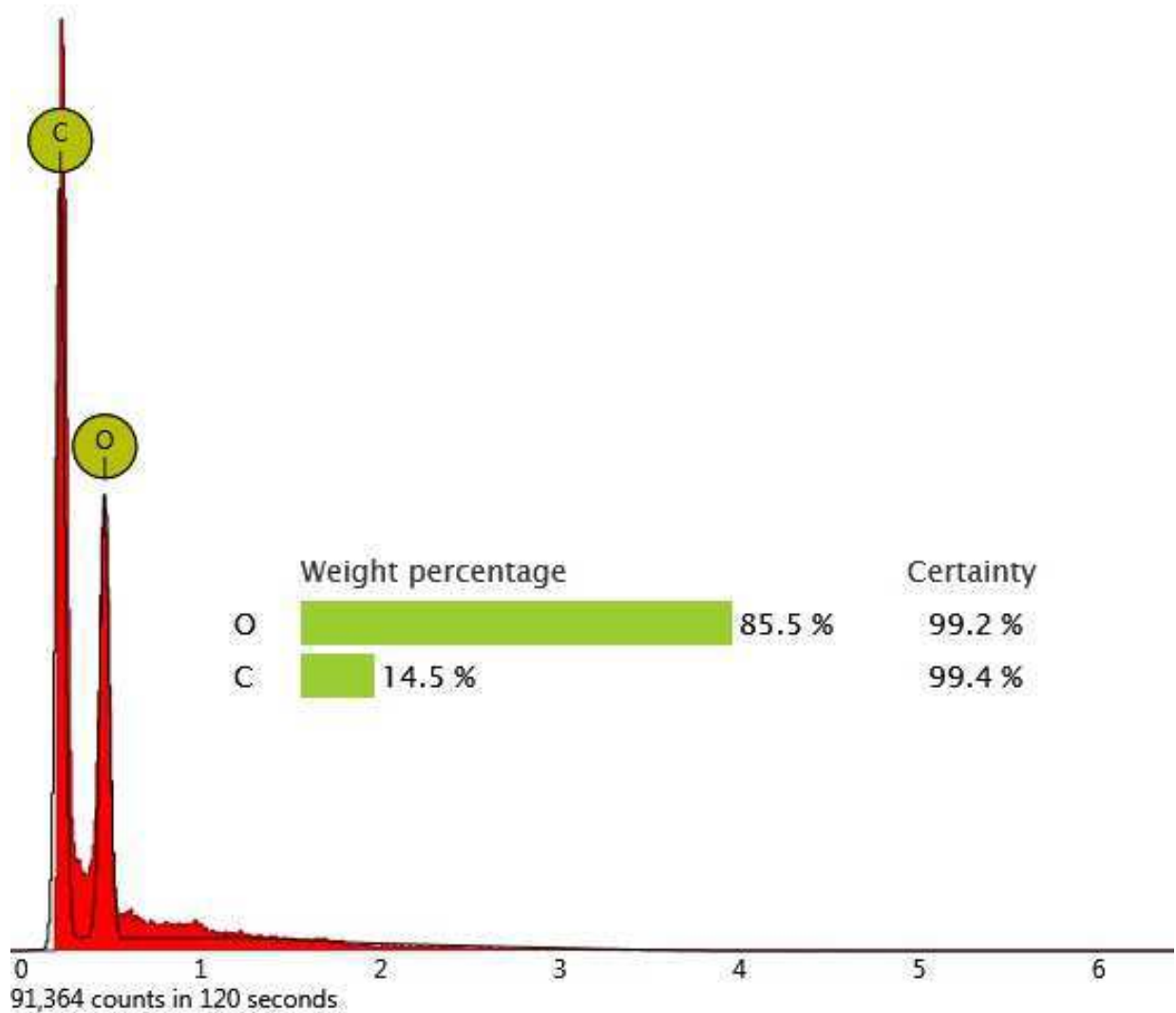


Figura 10 - EDS e Percentual de Massa do corpo de prova de PEEK (Fonte: Própria)

Observa-se nos resultados de EDS os elementos carbono e oxigênio presentes na amostra, estes resultados eram esperados e corroboram com Hanswmann, (2003).

#### 4.2 Difração de Raios-X (DRX)

A Figura 11 ilustra o difratograma de raios X do PEEK com seus planos de característicos.

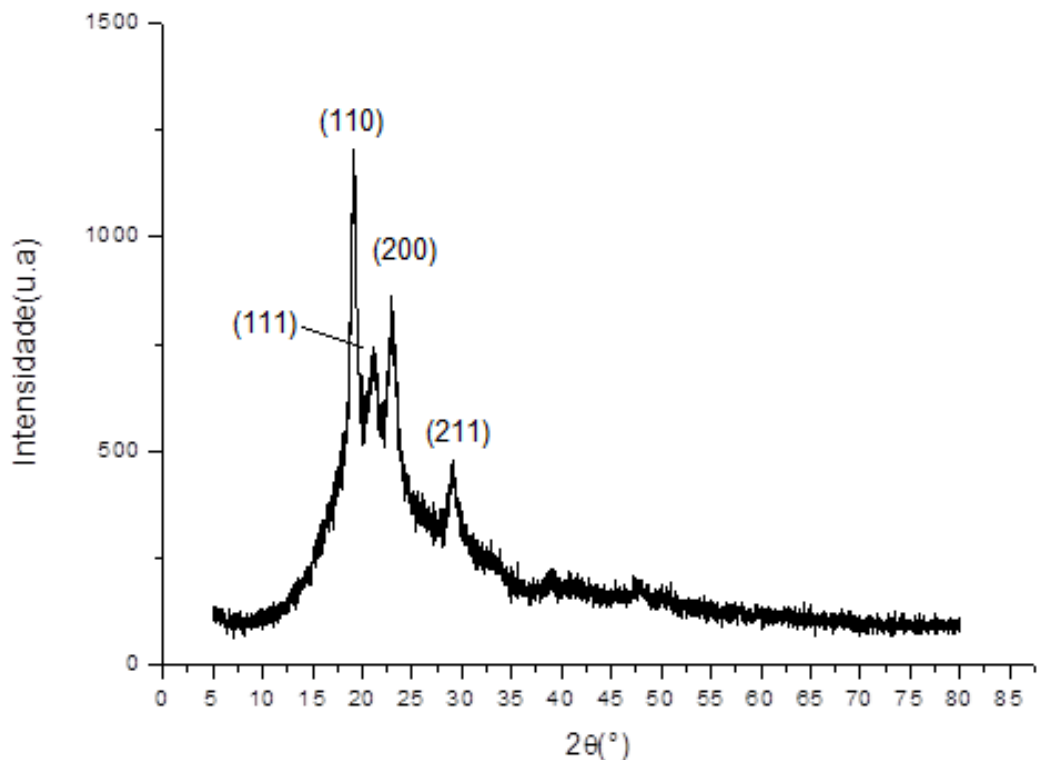


Figura 11 - Difratograma do PEEK (Fonte: Própria).

O difratograma do PEEK mostra quatro picos cristalinos intensos em  $2\theta = 20^\circ$ ,  $21^\circ$ ,  $23^\circ$ , e  $29^\circ$  e um halo amorfo por volta de  $20^\circ$ . Esses picos correspondem respectivamente às reflexões nos planos 110, 111, 200 e 211 e esses valores corroboram com Silva (2012).

Na análise de DRX foi observado que o PEEK tem comportamento de material semicristalino, que a estrutura ortorrômbica característica do material se manteve, com seus planos de difração característicos, corroborando com Silva e Costa (2011). Por ser uma resina semicristalina, o PEEK apresenta boa resistência à fadiga (May, 1985).

De acordo com Yoo e Im (1999), alguns polímeros semicristalinos semirrígidos como poli (éter-eter-cetona) (PEEK), apresentam um comportamento particular de picos duplos de fusão durante a análise de DSC. Num primeiro momento, poderia ser interpretado como um artefato produzido na análise, muito mais do que uma característica do polímero. Contudo, para Papageorgiou e Bikiaris (2005), alguns trabalhos mostram que há real presença de duplas regiões de cristalitos produzindo morfologias diferentes. Este comportamento tem sido explicado basicamente pela formação de morfologias diferentes associados ao

processo de cristalização destes polímeros, podendo apresentar dois ou mais 50 cristais com diferentes estruturas ou pelo menos dois grupos com estruturas lamelares diferentes, ou ainda, diferentes morfologias cristalinas.

O caráter semicristalino do PEEK, (25 – 50 % de cristalinidade) garante a esse material resistência a solventes orgânicos e à fadiga dinâmica. À temperatura ambiente, o polímero se comporta como um típico termoplástico utilizado em engenharia. É tenaz e apresenta excelente capacidade de carga durante longos períodos (Vitrex, 2007).

### 4.3 Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A técnica de FTIR foi utilizada com o objetivo de identificar bandas características dos grupos funcionais obtidos do PEEK. De acordo com a Figura 12, pode-se afirmar que não ocorreu alteração no perfil do PEEK após a confecção do corpo de prova. Na Figura 12 é observado o resultado de FTIR do PEEK.

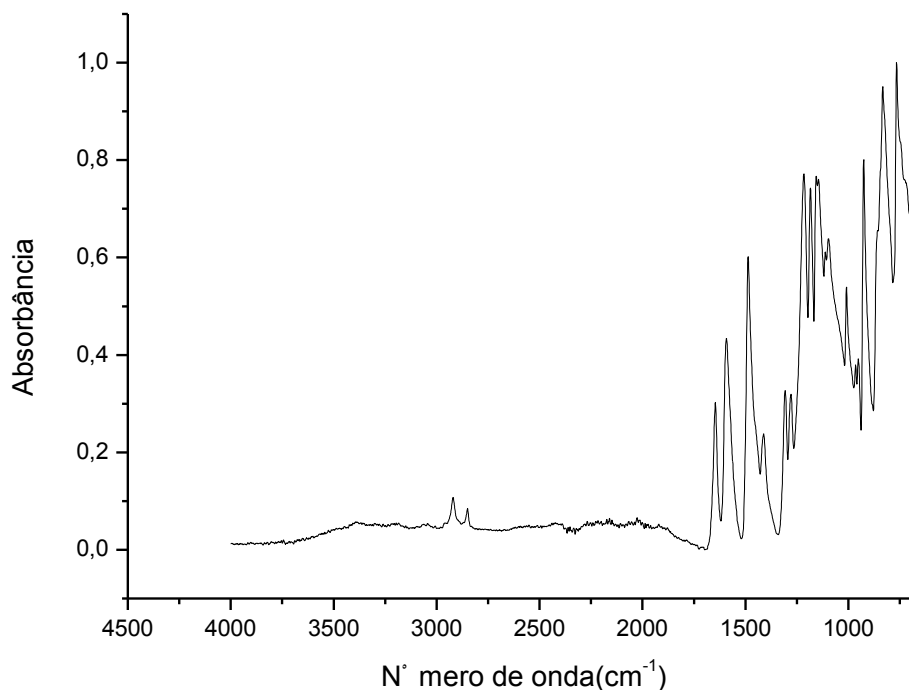


Figura 12 – Espectro do PEEK (Fonte: Própria).

Analisando os espectros de FTIR observaram-se as bandas típicas de absorção do PEEK, sendo essas bandas representadas na Tabela 3, corroborando com Nguyen e Ishida, (1987) e Mazur e colaboradores (2008).

Tabela 3 -Bandas e tipos de vibrações características dos grupamentos do PEEK

Banda (cm-1)	Vibrações
1594	Estiramento principal C=O
1646	Estiramento secundário C=O
1488	Estiramento C=C dos anéis aromáticos
1219	Estiramento assimétrico C-O-C
836 e 766	Deformação das ligações C-H do anel para fora do plano

Fonte: (Diez, 2009; YANG, 2009)

No espectro de PEEK, a banda mais intensa é a de  $1215\text{ cm}^{-1}$ , que corresponde à estrutura de éter aromático, enquanto a banda a  $1640\text{ cm}^{-1}$  corresponde às unidades benzofenona (Nakamura *et al.*, 2006).

#### 4.4 Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

Na Figura 13 pode-se observar a curva DSC do PEEK.

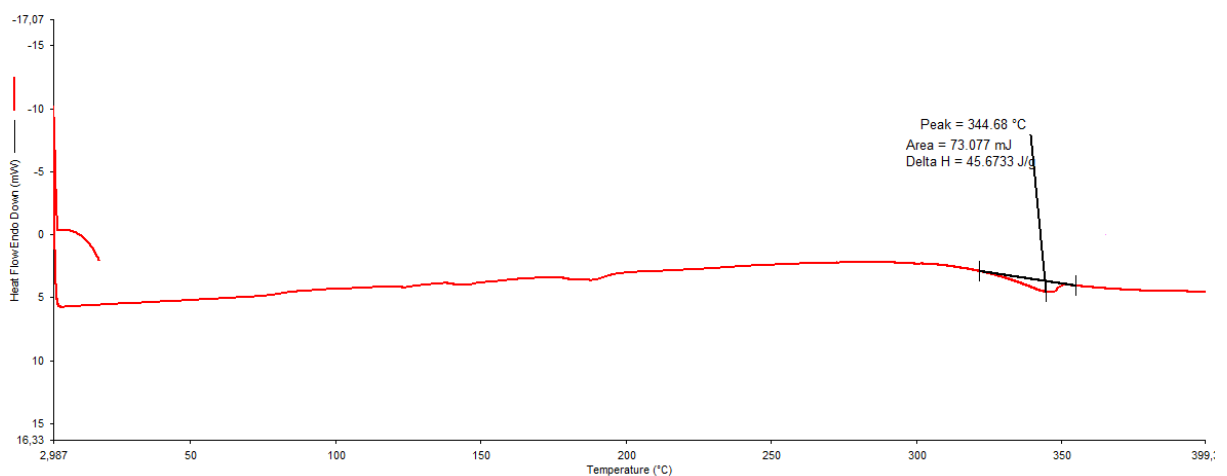


Figura 13 - Gráfico da curva de Calorimetria Exploratória Diferencial do PEEK (Fonte: Própria).

A Figura 13 ilustra o resultado da análise térmica realizada por calorimetria exploratória diferencial do PEEK. Observa-se a presença de um pico endotérmico em 344,68° C, com início em aproximadamente 320° C e final em 349° C, comportamento característico de polímeros semicristalinos, ou seja, a presença de um pico mais largo correspondente à fusão, ao invés de picos estreitos que ocorrem em materiais altamente cristalinos. Esse resultado corrobora com Gatti; Silva e Tarpani (2006) que trabalhou com a análise térmica do laminado PEEK/Carbono submetido a diferentes rotas de processamento.

Esses mesmos autores observaram que em temperaturas acima de TG as cadeias do PEEK têm mobilidade suficiente para se reorganizarem, havendo a possibilidade da formação das regiões cristalinas durante o aquecimento lento da amostra durante o ensaio, com o aparecimento de um correspondente pico exotérmico relativo à temperatura de cristalização (TC), e afirmam que o grau de cristalinidade de um dado polímero depende da sua taxa de resfriamento durante o processo de solidificação. Taxas mais lentas favorecem o movimento e alinhamento das macro-moléculas, e o conseqüente arranjo mais elaborado e regular da estrutura final.

Como esperado, a amostra que apresentou maior grau de cristalinidade foi a recozida, próximo de 37% em massa (ou 35% em volume). A partir da curva apresentada foi calculada a entalpia de fusão cristalina para este polímero como sendo igual a 45,6733 J.g<sup>-1</sup> este resultados corroboram com a análise de DRX e Rego (2012).

De acordo com Krishna *et al.*, (2006), a degradação da cadeia principal do PEEK ocorre por volta de 490 °C.

De acordo com o fabricante, o PEEK é uma escolha excelente para trabalhos a temperaturas acima de 300°C, pois apresenta estabilidade térmica em operação contínua (Vitrex, 2007).

#### **4.6 Molhabilidade por Medida de Ângulo de Contato**

A Figura 14 ilustra o resultado do teste do PEEK. Foram realizados dez medições do PEEK.

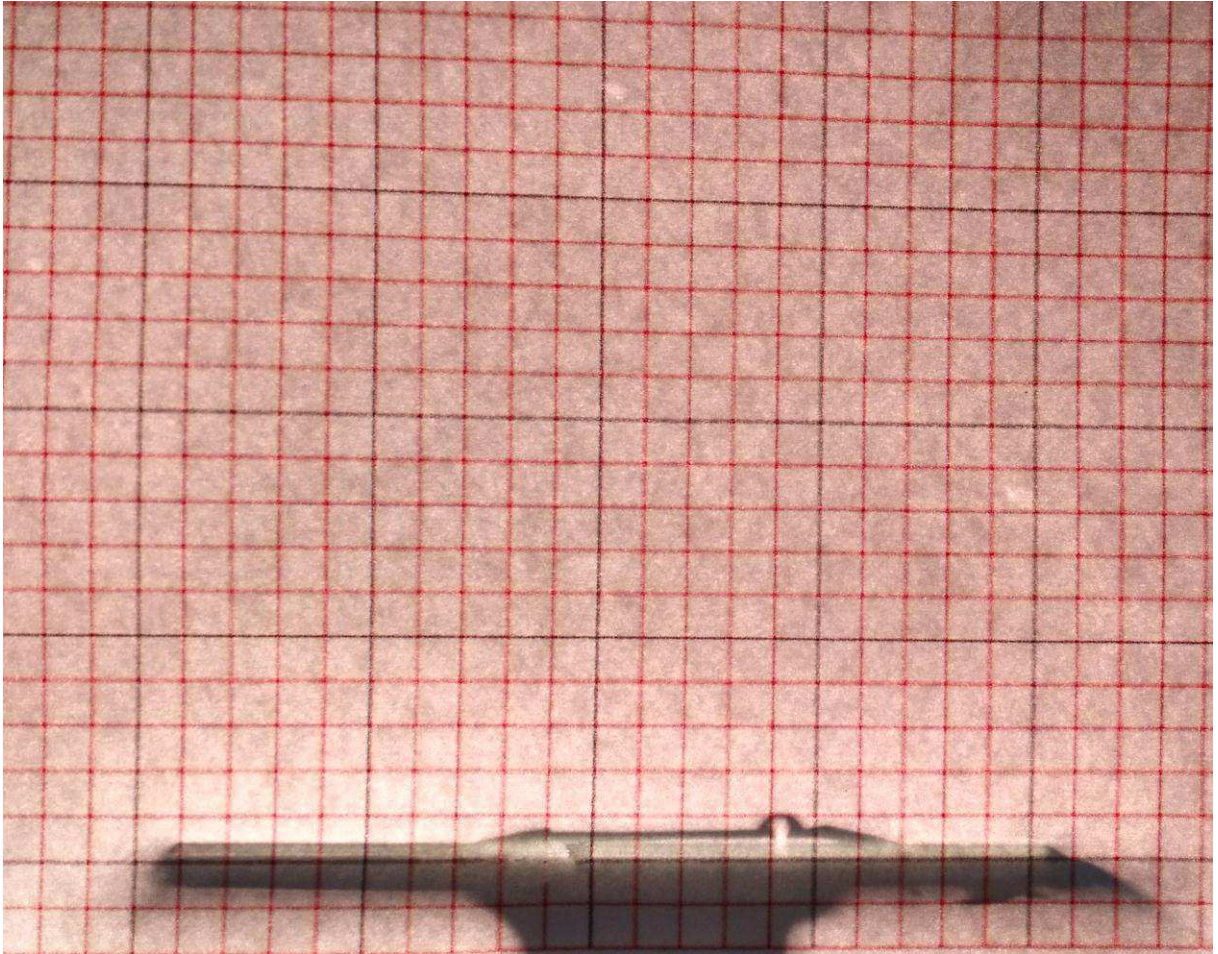


Figura 14 - Medida de ângulo de contato para o PEEK (Fonte: Própria)

Foi encontrada uma média de  $56,07^\circ (\pm 1,45)$  resultados estes obtidos a partir da média dos ângulos de contatos encontrados na amostra.

De acordo com os resultados, verifica-se que o PEEK apresentou as medidas de ângulo de contato menor que  $90^\circ$  o que indica hidrofiliçidade. Este resultado era desejável devido ao PEEK ser destinado para um posterior contato com o corpo humano.

Caso o ângulo de contato estático tenha um valor acima de  $90^\circ$ , o líquido tem a tendência a não molhar a superfície e a fase é chamada de não-molhante. Com um valor aproximado a zero, o líquido recobre toda a superfície formando um filme fino de fluido molhante. Quando o valor do ângulo for menor ou igual a  $90^\circ$ , a molhabilidade é dita parcial. Logo, quanto menor for o ângulo, maior será a molhabilidade (Wisniewski; Arguelho, 2011).



#### 4.6 Ensaio Mecânico de Tração

Os ensaios mecânicos de tração foram realizados com o propósito de se avaliar o comportamento mecânico do PEEK. Para tanto, em conformidade com a norma ASTM D 638 foram ensaiados 5 corpos de prova do material (PEEK). A Tabela 4 ilustra os valores do módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação PEEK.

Tabela 4 - Módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação PEEK

	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Resistência a tração (Mpa)
PEEK	1,37	63,57

Fonte: Própria

A Tabela 5 ilustra os valores do módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação ao Titânio e o osso.

Tabela 5 - Módulo de elasticidade e da resistência à tração em relação ao osso cortical, osso trabecular e titânio.

	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Resistência à tração (Mpa)
Osso Cortical (direção longitudinal)	17,7	133
Osso Cortical (direção transversal)	12,8	52
Osso Trabecular	0,4	7,4
Titânio	107	484

Fonte: Calister, 2002.; Park e Lakes, 2007

Dentro da região elástica do gráfico de tensão *versus* deformação verdadeira, a tensão é proporcional à deformação, isto é, o material obedece à Lei de Hooke e dela se obtém o módulo de elasticidade ( $E$ ). Na mesma curva, pode-se obter também a elongação na ruptura e a tensão no limite de escoamento do material (Throne *et al.*, 1993)

Comparando os dados da Tabela 4 e da Tabela 5 nota-se que tanto o módulo elástico e a resistência à tração do PEEK são mais próximos ao osso que o titânio. O que habilita o PEEK para substituir o titânio em algumas aplicações médicas.

Uma característica das propriedades mecânicas do PEEK é o substancial decréscimo nas propriedades quando próximas à temperatura de transição vítrea. A rigidez da resina é pouco afetada entre temperaturas extremamente baixas e 125° C. Entre 125 e 175° C, o módulo de flexão é reduzido cerca de três vezes. Acima de 175° C, o efeito da temperatura no módulo de flexão é reduzido e o módulo permanece praticamente inalterado até 315° C, temperatura em que se inicia o amolecimento do material.

## 5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, chegamos às seguintes conclusões:

- Os corpos de prova apresentaram propriedades de superfície lisa e densa.
- A análise térmica apresentou uma transição de primeira ordem típica do PEEK, 344,68°C.
- Apresentou hidrofiliçidade, capacitando-o para uso em meio biológico;
- Apresentou propriedades mecânicas mais próximas ao osso que os implantes atuais de titânio.
- O método de processamento da amostra não alterou as características do material, demonstrando ser o PEEK um material estável ao processamento e a aplicabilidade deste para a confecção de artefatos, tais como um implante odontológico.

## REFERÊNCIAS

ABNT – Catálogo.com.br. NNB ISO 10993-1,2013

ADELL, R. ERIKSSON, B. LEKHOLM, U. BRANEMARK, P.I., JEMT, T. Longterm follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, : 347-359. 1990.

ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P.I.; HANSSON, H.A.; LINDSTROM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a lost-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop Scand**, 1981; 52(2): 155-170.

ASTM D638-10 Standard: **Standard test method for tensile properties of plastics**. American Society for Testing and Materials. American Society for Testing Materials, West Conshohocken, Pennsylvania, Estados Unidos, 2010.

AZEVEDO, B, M. G. de. **Polímeros termorresistentes modificados com inserção de grupos iônicos para o preparo de membranas seletivas de íons**. Agosto de 2005, 171. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

BLUNDELL D.J.; OSBORN, B.N. The morphology of poly(aryl-ether-ketone). **Polymer** 1983;24:953.

BRANEMARK, P.I; ADELL, R; LEKHOLM,U; ROCKLER, B. **International Journal of Oral Surgery**. Vol.10, 1981, p. 387-416.

BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Vol.50, 1983, p. 399-410.

BERLUNDH, I; ABRAHANSSON, I; LANG, N.P.; LINDH, J. Cli. **Oral Implants Res**, 2003; p. 251-262.

BROTSKI, R. <http://protese-dentaria.org/2010/02/21/canal-de-dente-como-tratar-e-o-que-e-isso/> . Acesso em 10 de junho 2015.

CABRITA, A. M. S. (1993). **Tecido ósseo – Alguns aspectos morfológicos e funcionais**. Rev. Port. Ortop. Traum. 1, 102-108.

CANTISANO, W. PALHARES,W. R., SANTOS, H.J. **Anatomia dental e escultura**. 3ª Ed. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro. 1987.

CHUN, H.J., et al., Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, 2002.29(6): p. 565-574.

COGSWELL, F. N. **Thermoplastic aromatic polymer composites: a study of structure, processing and properties of carbon fibre reinforced PEEK and related materials**. Butterworth-Heinemann Ltd, 1992.

COPPEDÊ, Abílio R. Influência de altos troques de inserção na osseointegração de implantes submetidos à carga funcional imediata. **Rev. Implantnews**, publicada em 22/09/2014, São Paulo.

COWIE, J. M. G. structure – property relations. In:\_\_\_\_. **Polymers: chemistry and physics of modern materials**. London: Blackie Academic & Professional, 1991. Cap. 15, p. 321-362

CUMMINGS, S.R., MELTON III, L.J. “Epidemiology And Outcomes Of Osteoporotic fractures”. **Lancet**; 359: 1761-67. (2002)

CYPEKTM, Material de informação do PEKK. Polyetherketoneketone (PEKK) **Thermoplastic Resin** (1999).

D'AMORE, A., et al., “The effect of physical aging on the long-term properties of polyether-ether-ketone (PEEK) and PEEK based composites”. **Journal of Applied Polymer Science**, Vol. 39, pp. 1163 - 1174, 1990.

DÍEZ-PASCUAL, A. M., *et al.*, “Synthesis and characterization of poly(ether ether ketone) derivatives obtained by carbonyl reduction”, **Macromolecules**, Vol. 42, pp. 6885 - 6892, 2009.

DOBLARÉ, M.; GARCIA, J.M., 2002. Anisotropic bone remodeling model based on continuum damage-repair theory. **Journal of Biomechanics**, vol. 35, pp. 1 -17.

FOOK, M. V. L. **Desenvolvimento de técnica de deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético na superfície polietileno de ultra-alto peso molecular para aplicação como biomaterial**. 2005. 128f. Tese (Doutorado em Química) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Química. Araraquara, 2005.

GATTI, M. C. A., SILVA, R. V., TARPANI, J. R. **Análise térmica do laminado PEEK/carbono submetido a diferentes rotas de processamento**. *Matéria* (Rio J.), Set 2006, vol.11, no.3, p.332-339. ISSN 1517-7076.

HALL, Jonh E. *Tratado de fisiologia médica*, 12<sup>a</sup> Ed. Rio de Janeiro: Elsevier: 2011.

HAM, A.W., et al. *Histologia*, 7<sup>o</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1977, cap. 15 p. 318-376.

HANSMANN, H. **Thermoplastic resins – Compendium composites**. ASM International Handbook, 2003.

HARPER, Charles A. *Modern plastics handbook*. McGraw Hill, Nova York, 2000.

HOBKIRK, J.; WATSON, R.M.; SEARSON,L.J.J. **Introducing dental implants**. Elsevier Science ltd, London, 2003.

HUBBELL, J.A. **Biotechnology**, 13. P. 565, Nova York, 1995.

JEMT, T, LEKHOLM, U. Implant treatment in edentulous maxilar: a 5 years follow up report on paccients with different degree of jaw resorptation . **International Journal of Oral and Maxillofacial Implant.** 10: 303-311. 1995.

JESUS, S. A. J. de. **Efeito de etanol nas propriedades físico-mecânicas depoli(éter éter cetona) (PEEK).** Abril de 2012, 150. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.

KRISHNA, P.; Park, J. S.; Yang, T. H.; Lee, Y. & Kim, C. S.-Pow. Sources,163, p.2 (2006). <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpowsour.2005.10.112>

KURTZ, S. M.; DEVINE, J,N . PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants Biomaterials. 2007 Nov; 28(32): 4845–4869.Published online 2007 Aug 7. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2040108/>> Acesso em 21 de jan de 2015

LANDESMAN, H. M.; BILAN, J. P. **Implants: past, present and future.** CDA J, Sacramento, v. 14, n. 12, p. 97-102, Dec.1986.

LIFE – BONE; <http://www.life.uiuc.edu/csb/213/pdf/14.pdf>; acesso em 05 de junho de 2015.

LINDHE J.,**Tratado de periodontia clínica e implantologia oral** 1999: GUANABARA.

LOPES, H.P; SIQUEIRA JR., J. F. **Endodontia: biologia e técnica.**3 ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2010.

LOTTI, C., **Influência das condições de processamento na morfologia e nas propriedades mecânicas de sistemas poliméricos moldados por injeção e sua predição através de redes neurais artificiais.** Tese de Doutorado, UFSCAR, São Carlos, 2004.

MAHARAJ, G.R.; JAMISON, R.D. Intraoperative impact: characterization and laboratory simulation on composite hip prostheses. In: Jamison, RD.; Gilbertson, LN., editors. STP 1178: **Composite Materials for Implant Applications in the Human Body: Characterization and Testing.** ASTM; Philadelphia:1993. p. 98-108.

MAZUR, R.L.; BOTELHO, E.C.; COSTA, M.L.; REZENDE, M.C. Avaliação Térmica e Reológica da Matriz Termoplástica PEKK Utilizada em Compósitos Aeronáuticos. **Polímeros: Ciência e tecnologia.** v. 18, n. 3; p. 237-243. 2008.

MAY, R. Polytheretherketones. In: MARK, H. F. et al. **Encyclopedia of polymer science and engineering.** New York: John Wiley, 1985. Cap. 12: Polyesters to polypeptide synthesis. (p. 313-321).

MISCH, CARL E. Implantas dentais contemporâneos. 3ª Ed. **Elsevier,** Rio de Janeiro, 2008.

MOORE, Keith L., DALLEY, A. F., AGUR, A.M. **Anatomia orientada para a clínica.** 6ª Ed. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro. 2013.

NADLER, S. **The treatment of bruxism: a review and analysis.** N Y State J., V. 45, n.7, p. 343-349, Aug-Sep 1979.

NAKAMURA, H.; NAKAMURA, T.; NOGUCHI, T. e IMAGAWA, K. - **Polym. Degr. Stabil.**, 91, p.740 (2006). <http://dx.doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2005.06.003>

NGUYEN, H. X., ISHIDA, H., "Poly(aryl-ether-ether-ketone) and its advanced composites: A review". **Polymer Composites**, Vol. 8, pp. 57 - 73, 1987.

NICHOLSON, J. W. The chemistry and dental material. The Royal Society of Chemistry, **Cambridge**, 2002.

NISCHIMURA, I. Genetics Networks in Osseointegration. **Journal of Dental Research**, 2013, p. 1095-1185.

NISHIGAWA, K. *et al.* Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. **J. Oral Rehabil.** V. 28, n 5, p. 485-491. 2001.

PACHALY, J. R. **Odontostomatologia em animais selvagens.** In: CUBAS, Z.S.; SILVA, J.C.R. & CATÃO DIAS, Z.S. Tratado de animais selvagens. São Paulo: Roca, 2006, cap.64.

PAPAGEORGIU, G.Z.; BIKIARIS, D. N. *Polymer*, v. 46, p.12081-12092, 2005.

PARK, J.B; BRONZINO, J. D. **Biomaterials principles and applications.** CRM Press, 2003, USA.

PARK, J.; LAKES, R.S. **Biomaterials: an Introduction.** 3th Edition. New York: Springer, 2007. 561p.

PAYER M, ARNETZL V, KIRMEIER R, KOLLER M, ARNETZEL G, JAKSE N. **Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a - prospective case series – results after 24 months of clinical function** .Clin.Oral.Impl. Res. 24, 2013, 569-575. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02425.x

REGO, B.T. **Avaliação do Comportamento Mecânico de Nanocompósitos de PEEK/nHA sob Curta e Longa Duração Para Aplicação como Biomaterial.** Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação – UFSC. 2012.

RING, M.E. **Dentistry: an illustrated history.** New York: Abrams, 1985. 319 p.

SAGOMONYANTS K, JARMAN-SMITH M, DEVINE J, ARONOW M, GRONOWICZ G. **The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium.** Elsevier Ltd. doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.12.001

SCHWITALLA A, MÜLLER, W. Peek dental implants : a review of the literature. Doi: 10.1563/AAID- **Journal of oral implantology** -D-11-00002.2013

SEYMOUR, R. B. Moderately high performance polymers. In:\_\_\_\_\_. **Polymers for engineering applications**. Washington: ASM International, 1990. Cap. 9, p. 115-127.

SILVA, A.J.J. **Efeito do Etanol nas Propriedades Físico-mecânicas de Poli(Éter Éter Cetona)** – PEEK. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais – UFRG. 2012.

SILVA, A. J. J. COSTA, M. F. Estudo e caracterização das propriedades quimiomecânicas do poli(éter éter cetona) (PEEK) envelhecido em álcool anidro. PEMM-COPPE-UFRJ. Rio de Janeiro – RJ.2011.

SHMALZ, G; ARENHOLT, B. **Biocompatibility of dental materials**, Springer, Leipzig, Germany, 2009.

THRONE, J. L., et al., **Polymer engineering principles: properties, processes and tests for design**. New York, EditoraHanser Gardner Publications, 1993.

UZEDA, Marcelo J. Avaliação do torque de inserção de implantes autorrosqueantes após diferentes tipos de instrumentação. *Innov Implant J. Biomater Esthet*, São Paulo, v. 6, n.1, p. 28-32, jan-abr 2011.

VASUDEVAN, D.M., SREEKUMARI, S., VAIDANATHAN, K., **Textbook of biochemistry for dental students**.2 ed. JaypeeBrotheres Publishers Ltd. Nova Deli, Índia, 2011.

VICTREX, PEEK: Properties Guide, Lancashire, 2007.

WESSLER, K. **Sistemas de PHB e PHBV com PCL-T: comportamento de fase, reologia, propriedades mecânicas e processabilidade**. Joinville. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais), Universidade do Estado de Santa Catarina, 2007.

WIEBECK, H. **Materiais poliméricos de alto desempenho para aplicações na Indústria em geral**. Escola politécnica da USP, São Paulo, 2012.

WILLIAMS, D.New horizons for thermoplastic polymers. **Medical device technology** 2001;12(4):8–9.

WILLIAMS, D. F.; On the nature of biomaterials. **Biomaterials** V. 30. P. 5897–5909. 2009

WOODHAMS, R. T. History and development of engineering resins.**Polymer Engineering and Science**, Easton, v.25, n.8, p.446-452, June 1985.

WRINZ, L.M.; MERRITI, K.; BROWN, S. A.; MOET, A.; STEFFEE, A. D. Vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. **J. Biomed. Mater.Res.** 1990; 24:207-215.



YANG, Z., *et al.*, "Synthesis, morphology, and melting behavior of poly(ether ether ketone) of different molecular weights". **Journal of Applied Polymer Science**, Vol. 114, pp. 2060 - 2070, 2009.

YILMAZ, T., SINMAZÇELİK T., "Thermal aging effects on mechanical and tribological performance of PEEK and short fiber reinforced PEEK composites", **Materials and Design**, Vol. 28, pp. 641 - 648, 2007.

YOO, E.S.; IM, S.S. Melting behavior of Poly(butylenes succinate) during heating scan by DSC. **Journal of Polymer Science: Part B: Polymer Physics**. v.37, p.1357-1366, 1999

ZARB, G.A. & ALBREKTSSON, T. Osseointegration-a requiem for the periodontal Ligament. Editorial. **International Journal of Periodontology and Restorative Dentistry**, 1991; 11:88-91.