



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

HARLEI AUGUSTO BUENO ALVES

**EFEITO DA CONCENTRAÇÃO DE TENSÃO EM
COMPÓSITOS SOB FLEXÃO EM QUATRO PONTOS PARA A
CONFECÇÃO DE INFRAESTRUTURAS DE PRÓTESES FIXAS
ODONTOLÓGICAS SOBRE IMPLANTES**

2020

HARLEI AUGUSTO BUENO ALVES

**EFEITO DA CONCENTRAÇÃO DE TENSÃO EM COMPÓSITOS SOB
FLEXÃO EM QUATRO PONTOS PARA A CONFECÇÃO DE
INFRAESTRUTURAS DE PRÓTESES FIXAS ODONTOLÓGICAS
SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia. Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientador: Prof.Dr.Marcos Yutaka Shiino

Coorientadora: : Profa. Dra. Carolina Machado Martinelli Lobo

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2020]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Alves, Harlei Augusto Bueno

Efeito da concentração de tensão em compósitos sob flexão em quatro pontos para a confecção de infraestruturas de próteses fixas odontológicas sobre implantes / Harlei Augusto Bueno Alves. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.

89 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.

Orientador: Marcos Yutaka Shiino

Coorientadora: Carolina Machado Martinelli Lobo

1. Fibra de carbono. 2. Resistência à flexão. 3. Delaminação. 4. All on Four®. 5. Cantiléver. I. Shiino, Marcos Yutaka, orient. II. Lobo, Carolina Machado Martinelli, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marcos Yutaka Shiino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos-SP

Profª Dra. Vivian Silveira dos Santos Bardini

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos-SP

Profª Dra Fernanda Campos

Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Centro de Ciências, Tecnologia e Saúde

Campus VIII- Araruna-PB

São José dos Campos, 19 de Outubro de 2020.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a um grande professor e amigo que me incentivou na procura do conhecimento, Professor ANAEL CARLOS RODRIGUES. Que infelizmente nos deixou, devido a esta doença terrível COVID-19. Professor Anael seu legado no magistério da ortodontia foi imensurável. Agradeço muito a Deus por tê-lo colocado em meu caminho. Obrigado professor...até um dia!!!

“Se não morre aquele que escreve um livro e planta uma árvore, com mais razão não morre o educador que semeia a vida escreve na alma”

BERTOLT BERCHET

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela oportunidade, pois sem ele eu não teria forças para essa longa jornada.

*À minha família, por sua capacidade de acreditar em mim e investir em mim. Minha mãe Fátima, seu cuidado e dedicação foi que deram a esperança para seguir. Seu amor incondicional por mim que me fez tornar o homem que sou. Ao meu Pai Simão (*in memoriam*), que pude compartilhar por tão pouco tempo em minha vida, mas que foi essencial ao estimular minha curiosidade e criatividade. Ao meu irmão pela ajuda nos momentos nos quais estive longe cuidando de nossa mãe e auxiliando minha família.*

Agradeço também a minha esposa, Andressa, que de forma especial e carinhosa me dá força e coragem, me apoiando nos momentos de dificuldades, quero agradecer também aos meus filhos, João Victor e Maria Beatriz, que são a razão de minha busca pelo conhecimento, para me tornar cada vez mais, um exemplo para eles.

Ao meu grande amigo e parceiro Marcelo Gabriel de Oliveira, que com toda certeza foi um grande responsável por este

projeto. E esta será somente a ponta do iceberg para projetos ainda maiores.

Aos meus orientadores Prof. Marcos e Prof^a. Carolina por terem me ajudado neste trabalho desafiador e acreditado na minha capacidade para executá-lo.

Aos grandes mestres que encontrei no meu caminho desde a UNIFAL até a pós-graduação.

Aos amigos que fiz nestes anos em São José dos Campos, desde Ortogeo até a UNESP/ICT.

Aos amigos desde infância Bruno, Diego, Gabriel e Guilherme além dos amigos da República SóNarquia de Alfenas que sempre torceram por mim.

Aos amigos e colegas, que fiz durante minha vida acadêmica pelo incentivo e pelo apoio constante.

Ao Departamento de Materiais e Tecnologia - FEG/UNESP, que gentilmente nos cedeu acesso aos laboratórios para a realização dos ensaios e ao laboratório de materiais compósitos da Faculdade de Engenharia Ambiental/ICT-UNESP

*A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
- FAPESP (processo número 2017/16160-8) pelo apoio
financeiro essencial para a realização desta pesquisa.*

*A todos aqueles que de alguma forma estiveram e estão
próximos de mim, fazendo esta vida valer cada vez mais a
pena.*

"Conhecimento não é aquilo que você sabe, mas o que você faz com aquilo que você sabe."

Aldous Huxley

SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT.....	11
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
3 PROPOSIÇÃO	38
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1 Materiais empregados	40
4.2 O processo RTM.....	40
4.2.1 Materiais empregados no processo RTM.....	42
4.4 Ensaio de Flexão em 4 pontos	46
4.5 Ensaio de Flexão em 4 pontos – com furo.	51
4.6 Cálculo do fator concentração de tensão (K_t).	53
5 RESULTADO	54
5.1 Análise da resistência à flexão	54
5.2 Análise das fraturas.....	60
6 DISCUSSÃO	70
7 CONCLUSÃO	75
REFERÊNCIAS.....	76

Alves HAB. Efeito da concentração de tensão em compósitos sob flexão em quatro pontos para a confecção de infraestruturas de próteses fixas odontológicas sobre implantes [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2019

RESUMO

Com advento dos implantes osseointegráveis gerou-se a possibilidade de pacientes edêntulos adquirirem próteses fixas. Para tanto são necessários procedimentos de conexão destes implantes à prótese fixa implantossuportada, como furos e entalhes, além de materiais que confirmem maior rigidez ao sistema. Dentre os materiais mais usados como infraestrutura destas próteses estão as ligas metálicas como o cobalto-cromo (Co-Cr) fundido, o titânio (Ti) e compósitos. Os compósitos poliméricos reforçados por fibras de carbono (CPRFC) vêm ganhando destaque, porém interrupções nas fibras como furos podem gerar redução das suas propriedades mecânicas. Atualmente, com o desenvolvimento de novas propostas de tratamento de maxila e mandíbula edêntulas, como o tratamento *All on Four*[®], existe a sobre extensão das próteses, gerando cantiléveres mais longos causando maiores tensões sobre o sistema protético, quando perfuradas para a adaptação de munhões. O objetivo deste trabalho é analisar o efeito da concentração de tensão nos CPRFC submetidos a cargas de flexão, com furo.. Para isso, foram confeccionados dois laminados compósitos em fibra de carbono. Um CPRFC foi produzido com matriz termoplástica de poli(sulfeto de fenileno) PPS, processado por Moldagem de Compressão a Quente, e outro da com matriz termorrígida de epóxi, processado via Moldagem por Transferência de Resina (RTM). Após a produção tanto o laminado termoplástico (TP) quanto o termorrígido (TR) foram perfurados e ensaiados em flexão de quatro pontos. O laminado carbono/PPS foi testado com furo de 4 mm, 5 mm e 6 mm. O carbono/epóxi foi testado com furo de 4 mm e 6 mm. Realizou-se então o ensaio de flexão em quatro pontos para determinação da resistência e módulo em flexão. Foi também realizada análise de fratura em flexão. Como resultados houve uma maior resistência e módulo de elasticidade para os laminados TR em todos os grupos comparados aos TP. A presença de furos nas dimensões estudadas não apresentou diferenças significativas no módulo de elasticidade, porém houve diferenças entre a força máxima de ruptura nos compósitos com furo. Portanto, o uso de CPRFC, apesar de que suas propriedades mecânicas em flexão serem menores que ligas metálicas, estes podem ser usados em infraestruturas protéticas devido ao seu alto módulo de elasticidade.

Palavras chave: Fibra de carbono. Resistência à flexão. Delaminação. All on

Four[®]. Cantiléver.

Alves HAB. Effect of stress concentration in composites under four points bending test for the manufacture of infrastructures for fixed dental prostheses on implants [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

With the advent of osseointegrated implants, the possibility of edentulous patients to acquire fixed prostheses was created. Therefore, procedures are required to connect these implants to the implant-supported fixed prosthesis, such as holes and notches, in addition to materials that provide greater stiffness to the system. Among the materials most used as infrastructure for these prostheses are metallic alloys such as molten cobalt-chromium (Co-Cr), titanium (Ti) and composites. Polymeric composites reinforced by carbon fibers (CPRFC) have been gaining prominence, however interruptions in fibers such as holes can reduce their mechanical properties. Currently, with the development of new proposals for the treatment of edentulous maxilla and mandible, such as the All on Four® treatment, there is an over extension of the prostheses, generating longer cantilevers, causing greater stress on the prosthetic system. The objective of this work is to carry out the analysis of the stress concentration in the CPRFC subjected to bending loads with hole. One of the possibilities of using CPRFC is the acquisition of pre-molded arc-shaped bars, to be drilled for the adaptation of trunnions, which serves as an infrastructure in Bränemark protocols, to be later screwed to the implants. Two carbon fiber composite laminates were manufactured. One CPRFC was produced with the association of thermoplastic matrix of poly (phenylene sulphide) PPS, processed by Hot Compression Molding, and another of the association of carbon fibers with epoxy matrix, processed via Resin Transfer Molding (RTM). After production, both the thermoplastic (TP) and the thermo-rigid (TR) laminates were cut and drilled. The TP laminate was tested without hole, with 4 mm hole, with 5 mm hole and with 6 mm hole. The TR material were divided into three groups, without hole, with a 4 mm hole and with a 6 mm hole. The four-point bending test was then performed to determine the strength and stiffness of laminates. A fracture analysis of delamination was also performed. As a result, there was a greater resistance and modulus of elasticity for the TR laminates in all groups compared to TP. The presence of holes in the studied dimensions did not present significant differences in the modulus of elasticity, however there were differences between the maximum breaking force in composites with a hole. Therefore, the use of CPRFC even though its mechanical properties in bending are less than metallic alloys, these can be used in prosthetic infrastructures due to their high modulus of elasticity.

Keywords: Carbon fiber. Bending tension 4 points. Delamination. All on Four®. Cantilever.

1 INTRODUÇÃO

A ausência de dentes acomete seres humanos desde a pré história. Há relatos de tentativas de reabilitações orais há 4 mil anos, quando chineses esculpiam varas de bambu em formato cônico e colocavam dentro do osso para a fixação de dentes. No Egito antigo utilizava-se de metais preciosos em formato cônico para a substituição de dentes. Os incas utilizavam conchas dentro dos alvéolos ósseos de dentes recém extraídos. Em suma, a reabilitação dos dentes perdidos sempre foi almejada pelos homens seja ela por necessidade estética, funcional ou fonética (Abraham, 2014).

A perda dental ocorre por diversos motivos como cárie dentária, doenças periodontais, traumas oclusais levando a quebra das estruturas dentárias, fraturas dentais e parafunção. O edentulismo pode ser parcial quando se perde um ou mais dentes, ou total quando todos os dentes são perdidos. As exodontias sucessivas ocorridas ao longo da vida dos pacientes possui caráter social por esta ser de custo mais baixo que tratamentos dentários, como tratamentos endodônticos e periodontais (Misch, 2008).

A perda de dentes é um fenômeno complexo ligado a fatores econômicos, culturais, biológicos e sociais. Em 2003 foi feito um levantamento mundial feito pela OMS que revelou que a taxa média de desdentados totais foi da ordem de 20% aos 60 anos (Petersen et al., 2010).

No Brasil segundo pesquisa do Plano Nacional de Saúde de 2013 realizado pelo IBGE existem 16 milhões de indivíduos desdentados totais, que corresponde a 11% da população a partir de 18 anos e 41,5% de “inválidos orais”, quando a pesquisa foi realizada com pessoas maiores de 60 anos (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2011).

Tratamentos protéticos reabilitadores são realizados para a correção do

edentulismo total por meio de próteses totais mucossuportadas (PTs), também chamadas de dentaduras. Uma opção mais recente de reabilitação para os desdentados totais são as próteses totais implantossuportadas (prótese do tipo protocolo Branemark e prótese overdenture) (Adell et al., 1981).

As PTs apresentam grande desconforto para seus usuários, pois os rebordos ósseos dos pacientes podem se apresentar com grandes reabsorções ósseas o que dificulta a retenção e a estabilidade deste tipo de prótese, causando insatisfação, insegurança e baixa auto-estima destes pacientes. Além destes aspectos existem também aspectos psicológicos gerados por estes tipos de prótese que podem variar de manifestações mais brandas à neurose (Davis et al., 2000). A descoberta da osseointegração por Per-Ingvar Brånemark no início dos anos 60 fez com que existisse uma nova esperança para os pacientes que não se adaptavam as dentaduras (Misch, 2008).

Os implantes dentais são parafusos de titânio em formato cilíndrico ou cônico parafusado ao leito ósseo receptor previamente perfurado com fresas, os quais permitem o aparafuzamento posterior de uma prótese dentária que pode ser unitária, múltipla ou total (Branemark et al., 1969). A ativação desta prótese ao implante pode ser em até 48 horas, assim, chamada de carga imediata; entre 48 horas e 60 dias na mandíbula ou 90 dias na maxila, chamada de carga precoce; ou de 120 dias para mandíbula ou 180 dias para a maxila chamada de carga convencional. Estes tempos de ativação estarão na dependência da quantidade e qualidade óssea, ao qual podem propiciar força de torção nos implantes acima de 45N aos implantes que podem abreviar o tempo de carregamento (Rocha, 2014).

O sucesso do tratamento com implantes dentais tem a dependência da quantidade e qualidade do leito ósseo receptor: diâmetro, comprimento e distribuição dos implantes; a distribuição das forças oclusais pelo leito ósseo; cuidados durante o ato cirúrgico como esterilização, aquecimento ósseo durante a perfuração e travamento do implante (Adell et al., 1981).

O protocolo original de Branemark para arcadas totalmente edêntulas era de 5 a 6 implantes na mandíbula e de 6 a 8 implantes na maxila (Adell et al., 1981), porém devido às limitações anatômicas como seio maxilar e rebordo ósseo sobre o canal alveolar muito baixo, fazem com que, anteriormente a instalação destes implantes, deva-se realizar tratamentos de regeneração óssea o que implica em maior custo, tempo cirúrgico e maior morbidade ao paciente (Raghoobar, 1998; Pjetursson et al., 2008; Wallace et al., 2005). Como soluções frente a estes desafios, vários autores propuseram modificações na técnica original como instalação de implantes curtos (Lemos et al., 2016), fixações zigomáticas (Malevez, 1999; Hinze et al., 2011; Aparicio et al., 2013), implantes em apófise pterigoide (Curi et al., 2015) e instalação de menos implantes na técnica conhecida como All on Four[®] (Bonnet et al., 2009; Balshi et al., 2013).

A técnica All on Four[®] consiste na instalação de 4 implantes na região interforaminal na mandíbula com os dois implantes distais angulados em 30° e dois implantes mais anteriores em ângulo reto e na maxila 4 implantes na região anterior com dois implantes distais inclinados tangenciando a parede anterior do seio maxilar. Esta inclinação dos implantes distais faz com que se possa instalar fixações mais longas o que aumenta a possibilidade de estabilidade primária (Maló et al., 2003).

Uma das desvantagens de tal técnica é a possibilidade das próteses dentais sobre estes implantes ficarem com cantiléver distal alongado, o que pode gerar tensões maiores nos implantes além de ser uma região de maior fragilidade da prótese (White et al., 1994).

Como solução para se aumentar a resistência das próteses tipo protocolo é a utilização de uma infraestrutura em metal interna a prótese que inicialmente eram em ligas de ouro e atualmente em uma liga fundida de cobalto-cromo (Ruyter et al., 1986). Tais ligas apresentam-se onerosas e de difícil confecção, pois necessitam de fundições que podem gerar contrações do metal, levando a

desadaptações entre a barra fundida e os implantes subjacentes (Hulterström, Nilsson, 1991).

Muitos estudos estão sendo feitos atualmente a fim de se pesquisar um material resistente como metal, porém, com menor massa específica e de menor dificuldade de confecção protética, sem a necessidade de fundições, diminuindo, assim, a dependência do técnico em prótese dentária e, conseqüentemente, dos custos gerados. Desta maneira muitos pesquisadores têm desenvolvido materiais *metal-free* para utilização em infraestrutura de próteses tipo protocolo de Branemark, como cerâmicas e polímeros reforçados (Castorina, 2019).

Dentre os materiais poliméricos, os compósitos reforçados por fibra de carbono (CRFC) vêm ganhando cada vez mais destaque pois apresentam menor custo de confecção, baixa massa específica, boa resistência mecânica e alto módulo axial (Pinheiro, 2010).

Para tanto, é necessária a análise do comportamento mecânico do compósito laminado, quando submetido a esforços de flexão combinado com descontinuidades na infraestrutura, como furação para fixação da prótese.

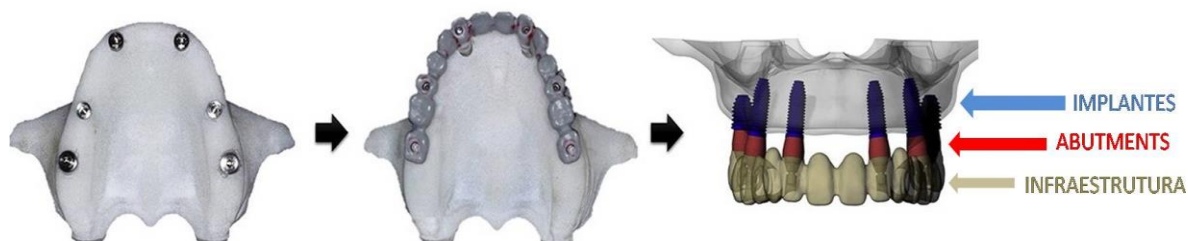
2 REVISÃO DE LITERATURA

Anteriormente ao advento de implantes, pacientes que apresentavam edentulismo total tinham como opção de tratamento somente próteses totais removíveis convencionais que, devido às reabsorções ósseas, dificultavam a retenção e estabilidade desta, gerando insatisfação, insegurança e baixa autoestima (Berg, 1984; Davis et al., 2000; Hildebrandt et al., 1997).

2.1 Tipos de protocolos

O protocolo original de Branemark é composto de 5 a 6 implantes na região de mandíbula e de 6 a 8 na maxila (Figura 1), porém muitas vezes para a inserção desta quantidade de implantes deve-se fazer procedimentos de reconstrução óssea, como levantamento de seio maxilar, enxertos ósseos em bloco, distração osteogênica, lateralização de nervo alveolar inferior, enxerto ósseo de crista ilíaca entre outros procedimentos. Estes acabam levando o tratamento à dois tempos cirúrgicos, causando um aumento do tempo de trabalho, custos e principalmente a morbidade de tais procedimentos (Raghoobar, 1998).

Figura 1 – Protocolo maxilar com 6 implantes proposto por Branemark



Fonte: adaptado Bhering et al., 2016.

Maló et al. (2003) desenvolveram um conceito chamado *All-on-Four*[®] para a utilização em maxilares atroficos. Tal conceito faz uso de 4 implantes entre forames mentonianos na mandíbula e 4 implantes anteriores aos seios maxilares na maxila (Figura 2), os implantes distais são angulados em 30° em relação ao plano oclusal. Isto faz com que estes tangenciem os seios maxilares na maxila ficando ancorados em uma região que normalmente possui ótima qualidade óssea. No pilar canino e na mandíbula a inclinação destes faz com que suas plataformas fiquem em uma região mais posterior diminuindo, assim, o cantiléver. Além disso, tais inclinações fazem com que sejam necessários implantes de comprimento maior, aumentando, assim, a estabilidade primária.

Figura 2 – Protocolo All-on-Four[®].



Fonte: adaptado Bhering et al., 2016.

Neste conceito, o carregamento dos implantes é imediato, ou seja, deve-

se instalar uma prótese provisória assim que se termina a parte cirúrgica (Balshi et al., 2014). Como desvantagem, nesta técnica há a possibilidade de se obter cantiléveres longos, o que pode causar fraturas a prótese sob esforços de flexão. Devido a isto, na reabilitação *All-on-Four*® a oclusão termina em primeiros molares, diminuindo, assim, o cantiléver distal (Baggi et al., 2013).

Outra desvantagem que se encontra nesta técnica consiste na possibilidade de perda dos implantes distais que sofrem maiores tensões, além da utilização de pilares angulados nas regiões distais que são mais onerosos e de difícil instalação. Como vantagens, a técnica apresenta ancoragem dos implantes em regiões de maior densidade óssea, menor número de implantes diminuindo assim o custo, menor morbidade ao paciente e maior distância interimplantar facilitando a instalação destes (Maló et al., 2011).

A fim de determinar as taxas de sobrevivência de implantes, baseados no conceito *All-on-Four*®, foram estudados duzentos arcos mandibulares e maxilares entre 2001 a 2005, perfazendo um total de 800 implantes instalados, sendo o índice geral de sobrevivência de 97,3% (778 de 800). Quando se avaliou a arcada envolvida, os índices foram de 96,3% e 97,8% na maxila e mandíbula, respectivamente, e com relação ao gênero envolvido houve índices de 98,1% no sexo masculino e 96,9% no feminino. Os autores concluíram que o tratamento *All-on-Four*® constitui num método previsível e viável para o tratamento de pacientes edêntulos com altas taxas de sobrevivência dos implantes (Balshi et al., 2013).

Estudos já provaram que o uso de uma infraestrutura rígida em próteses totais implantossuportadas diminui a tensão sobre os parafusos protéticos (Durkan et al., 2020; Medeiros et al., 2017; Romeo et al., 2009), especialmente quando se usa cantiléveres, como no tratamento reabilitador *All-on-Four*®, isso poderia gerar fraturas nas regiões distais das próteses (Baggi et al., 2013). A extensão deste cantiléver deve ser de até 15 mm, pois estudos já provaram que cantiléveres

maiores que 15 mm têm taxas de sobrevivência menor que de implantes com cantilévers menores que 15 mm (White et al., 1994; Kim et al., 2004).

2.2 Ligas metálicas fundidas – infraestrutura convencional

A fundição da infraestrutura é um processo para obtenção de uma duplicação metálica da estrutura perdida com o máximo de precisão possível. O processo definido como o conjunto de atividades requeridas para dar forma aos materiais metálicos por meio da sua fusão, consequente liquefação e seu escoamento ou vazamento para moldes adequados e posterior solidificação (Pedrazini, Wassall, 2009).

A técnica de fundição não era muito utilizada na Odontologia até 1907, quando foi introduzida a “Técnica da cera perdida”, onde foi desenvolvida a máquina de lingotamento que definia a criação de um artefato a partir de um molde, assim também chamado de peça fundida (Taggart, 1907).

Abramwsky (1960) definiu a confecção de próteses parciais fixas com fundição em monobloco, eliminando o processo de soldagem, desta forma viabilizando um menor número de consultas.

Markley (1953) observou variáveis relacionadas à cera no procedimento de fundição. Fatores importantes no comprometimento da adaptação das restaurações fundidas são: o alto coeficiente de expansão térmica linear, a distorção que ocorre durante a remoção do padrão e a resistência que o padrão de cera oferece à expansão de presa e a característica higroscópica do revestimento.

Schiffleger et al. (1985), realizaram estudo com a finalidade de avaliar a precisão no ajuste em próteses parciais fixas fundidas em monobloco. Para tal avaliação foram utilizadas diferentes quantidade de elementos, sendo: 3, 4 e 5

elementos. Os autores citaram algumas vantagens das fundições em monobloco, que corresponderiam a possibilidade de avaliação imediata do ajuste, máxima resistência dos conectores e minimização do tempo pela ausência dos procedimentos de soldagem. As peças confeccionadas foram mensuradas quanto às discrepâncias marginais verticais e ao diâmetro mésio-distal e vestibulo-lingual de cada elemento. Foi realizado seccionamento seguido de soldagem do retentor distal onde ocorreu redução das discrepâncias verticais entre 50 e 70%. Verificou-se que após a fundição há uma diminuição no sentido mésio-distal e aumento no sentido vestibulo-lingual, o que indica a direção de contração da liga. Este resultado levou a menor distorção em próteses de 3 elementos considerando as próteses de 4 e 5 elementos.

De acordo com Mozar (2008), o único objetivo de uma fundição é proporcionar uma reconstituição metálica da estrutura perdida com maior precisão possível, para que tal precisão seja alcançada o autor define alguns procedimentos primordiais que devem ser seguidos no laboratório, com segurança e precisão. Este processo envolve a produção de uma peça metálica usando um molde feito a partir de um padrão de réplicas de cera.

Segundo Fehling et al. (1986), a técnica de soldagem de metais formados por ligas básicas é muito sensível e devido a isso o resultado se torna imprevisível, os principais fatores para tais falhas é a dificuldade de manter o aquecimento uniforme sobre a estrutura metálica, emprego incorreto da zona redutora da chama do maçarico, oxidação excessiva que contribui para formação de gases.

Anusavice (2005) cita que uma fundição fracassada resulta em um problema considerável e perda de tempo. Os defeitos nas fundições podem ser evitados por meio da observação rigorosa durante os procedimentos governados por certas regras e princípios fundamentais.

Para a aceitação de uma peça fundida, esta deve apresentar uma excelente adaptação e as propriedades mecânicas, físicas e químicas esperadas. Erros graves

como falta de eliminação total do padrão ou fusão incompleta, falhas de adaptação por origens variadas, tais como contrações e expansões, ou ainda porosidades na liga que podem enfraquecer o mecanismo da peça, o que facilitaria a corrosão (Ballester, 2006).

Pedrazini e Wassall (2009) avaliaram por análise metalográfica a qualidade de dois processos de fundição em dois metais. Usinaram uma base de alumínio, e sobre ela foram esculpidos padrões de cera com 8 barras de 3 mm de diâmetro por 6 cm de comprimento. Foram fundidas quatro barras de Titânio com a técnica do arco voltaico e quatro em liga de Cobalto-Cromo pela técnica de gás e ar, por meio de maçarico. O método de avaliação foi efetuado através da metalografia, avaliando as 8 amostras. As pastilhas de cobalto-cromo e a de titânio comercializadas para fundição eram o corpo de prova 1 e faziam parte do grupo controle, as quatro peças fundidas em titânio eram os corpos de prova 2 a 5, as quatro peças fundidas em cobalto-cromo eram os corpos de prova 6 a 9. Cada corpo de prova foi analisado no sentido longitudinal a cada 1 mm a olho nu e com um microscópio eletrônico com aumento de 100X, os defeitos foram fotografados. Os resultados mostraram que os corpos de prova 1 não sofreram alterações, as quatro peças fundidas em titânio apresentaram vazios, trincas, porosidades e escórias e as quatro peças fundidas em cobalto-cromo, pela técnica de gás e ar, apresentaram somente microestrutura dentrítica.

2.3 Compósitos – infraestrutura proposta

Os compósitos são constituídos por dois ou mais materiais que em conjunto oferecem certas propriedades, chamado efeito sinérgico. Geralmente, os compósitos são formados por uma matriz polimérica, responsável por aglutinar as

fibras e por transferir os esforços através da interface. Apesar de existirem diferentes tipos de materiais compósitos como ligas metálicas e polímeros, normalmente se associa este termo aos compósitos reforçados por fibras (Shiino, 2011).

Compósitos têm uma alta “rigidez específica” (razão entre a rigidez e a massa específica). Os materiais compósitos conseguem oferecer a mesma rigidez de um material em aço, mas com um quinto do seu peso; a “resistência específica” (razão entre resistência e massa específica) de um material compósito é bastante elevada. Esta propriedade poderá ser cerca de 3 a 5 vezes superior às ligas de aço ou alumínio; e a resistência à fadiga que de um material compósito é superior à das ligas de aço/alumínio, as quais apresentam boa resistência à fadiga. Além disso, materiais compósitos possuem elevada resistência à corrosão. Já as ligas de aço e alumínio corroem na presença de água e ar e daí necessitam de proteções de superfície. Como nos materiais compósitos a sua superfície exterior é de origem resinosa, oferecem alta resistência à corrosão e aos ataques químicos (Mazumdar, 2002).

Quadro 1 – Propriedades mecânicas de vários materiais aplicados em Odontologia

(*Continua*)

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Densidade (g/cm³)	Resistência em flexão (MPa)	Resistência específica (MPa/g/cm³)	Módulo específico (GPa/g/cm³)	Referências
Titanio puro	110*	4,50*	1302**	289,33	24,44	*Tribst et al.(2020) **Rocha et al. (2006)
Liga NiCr	206*	8,30**	1488***	179,28	24,82	*Barbosa (2019) **Ueno (2000) ***Rocha et al. (2006)

Quadro 1 – Propriedades mecânicas de vários materiais aplicados em Odontologia
(Conclusão)

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Densidade (g/cm ³)	Resistência em flexão (MPa)	Resistência específica (MPa/g/cm ³)	Módulo específico (GPa/g/cm ³)	Referências
Liga CoCr	220*	8,00* ²	1896**	237,00	27,50	*Tribst et al. (2020) **Bartolo et al. (2012)
Resina Acrílica	2,70*	1,20*	78**	65,00	2,25	*Tribst et al. (2020) **Ali et al. (2008)
Zircônia	200*	5,68*	1057**	186,09	35,21	*Tribst et al. (2020) **Catramby (2014)
Ti-6Al-4V	116*	4,42**	1103*	522,85	26,24	*Machado (2013) **Bartolo et al. (2012)
PEEK (Trinia®)	18,80*	1,32**	390*	295,45	14,24	*Ewers et al. (2020) **Tribst et al. (2020)
Osso cortical	13,7*	2,1**	_____	_____	6,52	*Tribst et al. (2020) **Magalhães et al.(2013)
Osso esponjoso	1,37*	1,1**	_____	_____	1,25	*Tribst et al. (2020) **Magalhães et al.(2013)

Legenda: O asterisco nas citações remete a informação na própria linha na qual está inserido.

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.4.1 Matrizes poliméricas

A matriz polimérica é um componente principal de um compósito que protege as fibras contra a abrasão e condições ambientais adversas. Além disso, ela mantém as fibras unidas e proporciona resistência ao impacto no compósito, pois absorve energia durante a deformação causada pelas forças aplicadas ao

material (Nogueira, 2004).

Quando uma carga é aplicada a um material compósito, a matriz distribui a carga para o material reforçado. Existem dois tipos principais de matrizes poliméricas: as termorrígidas e as termoplásticas. As termorrígidas podem ser curadas a temperatura elevada (entre 180°C e 200°C), após a cura não podem ser refundidas. Já as termoplásticas, são mais dúcteis não reticulam e fundem a temperaturas mais altas (entre 280°C e 400°C). As termorrígidas mais comumente usadas são as resinas epóxi, resinas poliésteres, e uretanos (Sonnenfeld et al., 2017).

As matrizes termoplásticas mais utilizadas em compósitos estruturais são: poliamidas; poliimidas; PEEK (poli(éter-éter-cetona)); PEI (poli(éter-imida)) e PPS (poli(sulfeto de fenileno)) (Batista, 2015).

Resinas epóxi são mais usadas devido as suas propriedades termomecânicas, que melhoram o desempenho do material final. A maioria das resinas epóxi tem éteres glicídicos e aminas, podendo ter também presença de um endurecedor. Assim, as propriedades de uma resina epoxi podem ser controladas, variando o tipo e a estrutura química do endurecedor, na proporção da resina e endurecedor, conseqüentemente, o tempo de cura e temperatura de cura (Brocks et al., 2013).

As matrizes termoplásticas com um aumento de temperatura amolecem e endurecem quando resfriadas, mas em altas temperaturas pode ocorrer a degradação do polímero. Os polímeros termoplásticos apresentam maior ductilidade que os termorrígidos, além de maior custo de produção devido principalmente a utilização de elevadas temperaturas para o processamento. Como benefício destas matrizes temos uma melhor resistência à impactos que as resinas termorrígidas, já que estas devido à sua alta densidade de reticulação, se tornam quebradiças pela falta de tenacidade. Para a manufatura das peças, podem ser utilizados a deposição de fibras (*fiber placement*), conformação por diafragma

duplo, autoclave, conformação a vácuo e moldagem por compressão a quente (Fujihara et al., 2004; Oliveira et al., 2009; Rezende et al., 2011).

Devido à natureza heterogênea de materiais compósitos, estes possuem grande dificuldade em serem reciclados. A utilização de matrizes resinosas termoplásticas vem ganhando destaque na fabricação de compósitos, pois estas podem ser recicladas de maneira mais simples, diferentemente das matrizes termorrígidas. Além de possuírem menor taxa de absorção de água, maior resistência à chama e ao impacto, ademais possuem resistência a fadiga superior ao ser comparadas as matrizes termorrígidas (Rezende, Botelho, 2000). Porém resinas termoplásticas, devido a esta capacidade de resistência a corrosão de produtos químicos, as deixam com baixo poder adesivo o que pode ser minimizado como a utilização de camadas externas em resinas termorrígidas (Sonnenfeld et al., 2017).

2.4.2 Fibras

As fibras conferem aos compósitos propriedades elásticas e estas são dependentes da sua orientação, fração volumétrica, comprimento, morfologia. Dentre as fibras utilizadas na confecção dos materiais compósitos destacam-se as de carbono, de vidro, aramida e de boro (Pinheiro, 2010).

Para manufatura de compósitos são utilizadas fibras no formato de tecido ou laminas unidirecionais. Por vezes, estas podem ser impregnadas geralmente por resina epóxi formando assim as fibras pré-impregnadas (*prepregs*). Os cabos das fibras podem variar de 200 a 24.000 filamentos de fibras, a partir dos quais se confeccionam os tecidos ou fitas. Estes tecidos podem ser do tipo plano (plain), tipo cetim (satin) e tipo diagonal (twill) (Neto, Pardini, 2016).

O uso de tecidos tramados tem aumentado na indústria com aplicações estruturais devido a melhor resistência a fratura interlaminar, quando comparada as fibras unidirecionais, fácil manuseio, capacidade de confecção de peças com geometrias complexas (Espadas-Escalante et al., 2018; Pascal et al., 2018; Tognana et al., 2010). Tecidos *prepregs* têm maiores custos de armazenagem em comparação aos tecidos secos (Naik et al., 2014).

Os tecidos tipo cetim (*harness satin* – HS) se adaptam melhor a superfícies irregulares, devido a menor interferência de ondulações no tecido, pois os cabos apresentam trama ou urdume predominante em um dos lados, sendo no mínimo três cabos acima e um abaixo (4HS) e no máximo 11 cabos acima e um abaixo (12HS), devido a estas características se tornaram os mais adequados para fabricação de compósitos de geometrias complexas, garantindo o alto módulo das fibras (Neto, Pardini, 2016; Montesano et al., 2012).

Zhang et al. (2017), estudaram os efeitos do comprimento das fibras de vidro em politereftalato de butileno, e descobriram que fibras longas apresentam melhores propriedades mecânicas em comparação com fibras curtas.

O aumento da porcentagem de fibras em um compósito geralmente melhora suas propriedades. Entretanto, depois de atingir um determinado limite, as propriedades do material compósito começam a diminuir devido à ineficaz transferência de carga entre as fibras (Segerström, Ruyter, 2007).

A orientação e disposição das fibras influenciam nas propriedades mecânicas dos compósitos (Pesce et al., 2019). Wang et al. (2014) estudaram os efeitos de orientação das fibras de vidro no módulo de Young, foi constatado que as fibras orientadas em 45° obtiveram menor módulo de Young que as orientadas em 60° em relação a aplicação da carga. Almeida et al. (2014) compararam a força de resistência quando as fibras foram testadas em orientação de 0° e 90°, e como resultados foram encontrados maior resistência quando as mesmas estavam orientadas em 0°.

A força e resistência do compósito é mais elevada quando as fibras estão alinhadas na direção de carga, induzindo uma transferência mais eficiente de tensão entre fibras e a matriz (Ladani et al., 2017).

O formato da fibra também pode interferir nas propriedades mecânicas dos compósitos, as fibras de vidro com secção triangular tiveram desempenho cerca de 25% maior em resistência a tração e compressão quando comparada de secção circular (Bond et al., 2002).

2.4.3 Processamento de compósitos

A combinação de diferentes materiais para a produção de um mais resistente é utilizado desde a antiguidade quando os egípcios construíram tijolos reforçados com palha. Atualmente, é utilizado barras de ferro (vergalhão) misturada ao cimento para o reforço de estruturas na construção civil, criando assim o concreto armado (Pinheiro, 2010).

As fibras tem função semelhante ao vergalhão do concreto armado, conferindo grande parte da resistência em materiais compósitos. Estas são constituídas de pequenos filamentos de diferentes secções com diâmetros que variam entre 5 e 20 μm (Pinheiro, 2010).

As matrizes protegem as fibras contra ataques químicos e físicos do ambiente. Para uma melhor resistência das fibras a matriz necessita ter um módulo de elasticidade inferior e maior alongamento que as fibras de reforço. Para a seleção da matriz é necessário saber alguns requisitos onde será empregado o material como o tipo de ambiente, temperatura a que será exposto o compósito, resistência a produtos químicos, propriedades elétricas, desempenho mecânico necessário, flamabilidade e aspectos de produção como custos envolvidos e

facilidade de confecção (Pinheiro, 2010).

Entre métodos para a confecção de compósitos poliméricos estão o *filament winding* (enrolamento), pultrusão, autoclave e a injeção de resina sobre as fibras. O processo de injeção é considerado o mais viável economicamente, pois não necessita de grande investimento em maquinário para execução do processo (Neto, Pardini, 2016).

O processo de RTM (moldagem por transferência de resina) vem ganhando destaque pois há a possibilidade de produção de materiais em larga escala, produção de peças com geometrias complexas, excelente aproveitamento de material. Neste processo é utilizado uma matriz termorrígida do tipo epóxi pois apresentar alto grau de excelência de propriedades térmicas e mecânicas (Shiino, 2011).

As fibras secas se apresentam em formato de tecido bidimensional (mantas, tramados ou costurados) ou tridimensionais conhecidos como *braidings* 3D. Após a seleção do tipo de tecido a ser utilizado, estes são cortados e inseridos em uma molde que é fechado em seguida. A seguir a resina líquida, de baixa viscosidade, é injetada (a uma pressão de acordo com a permeabilidade do tecido) no molde até a total impregnação da fibra. Posteriormente, o molde é aquecido para que se inicie o processo de cura da resina (reticulação) em temperatura e tempo predeterminados. Ao término do resfriamento do molde, este é aberto e o compósito processado é retirado. Durante a injeção, o vácuo tem grande importância devido a remoção de bolhas formadas pelo fluxo da resina, e direciona o fluxo resinoso para uma melhor impregnação (Bickerton, 2001; Carvalho et al., 2011; Shiino, 2011).

2.4 Fibras de uso odontológico

Na área odontológica, os compósitos reforçados por fibras de vidro e carbono tem sido usados na fabricação de pinos de reforço endodônticos (King, Setchell, 1990), parafusos de retenção de próteses sobre implante, reforços em próteses parciais (Bonfante et al., 2015) e totais (Jagger et al., 1999) e atualmente como reforço em infraestruturas de próteses sobre implante

2.4.1 Fibras de vidro

Implantes ultra curtos (4 mm x 5 mm, Bicon LLC, Boston, MA, EUA) foram utilizados em mandíbulas atroficas em um estudo de coorte, foi realizado com uma amostra de 10 pacientes e foram confeccionadas próteses totais fixas em Trinia® com acompanhamento médio de 19,5 meses, levando a taxa de sucesso de 97,25% (Seemann et al., 2015). Em outro estudo Ewers et al. (2020), acompanharam 101 reabilitações totais e unitárias por 64 meses. As próteses foram confeccionadas com compósito de fibra de vidro e PEEK (Trinia®) fresadas em CAD/CAM. Como conclusão os autores disseram que reabilitações com o compósito foram comparáveis aos metais. Neste mesmo estudo os autores afirmaram que a resistência em flexão dos materiais em PEEK é comparável à dentina simulando assim as fibras de *Sharpey*, deixando assim uma sensação mastigatória mais natural para os pacientes.

Biris et al. (2018) descreveram que o fato dos materiais compósitos terem módulo de flexão menor que os metais (quadro 1) é vantajoso pois este é semelhante ao osso podendo permitir que os dois sistemas osso e material

protético trabalhem em sinergia diminuindo as tensões sobre o tecido ósseo, devido também a anisotropia dos reforçados poliméricos. Yilmaz et al. (2019) descreveram que os compósitos em PEEK e fibras de vidro tem baixo módulo elástico (4 GPa) que é mais próximo do osso quando comparado a diferentes materiais de estrutura. Este efeito pode resultar na absorção de impacto que pode fazer do PEEK um material adequado para próteses de implantes em áreas portadoras de carga.

2.4.4 Fibras de carbono

Fibra de carbono possui excelentes propriedades mecânicas, térmicas e elétricas, tem ao menos 92 % em peso de carbono, e podem ser curtas, contínuas ou tramadas, ainda podem ser classificadas em fibras cristalinas, amorfas ou parcialmente cristalina. Na forma cristalina, as fibras de carbono têm uma estrutura grafítica típica com átomos de carbono dispostos em rede bidimensional plana hexagonal, em que as camadas estão ligadas por forças de Van der Waals, e podem deslizar umas sobre as outras. Conferindo as fibras de carbono um alto módulo de elasticidade paralelo ao plano e um baixo módulo de elasticidade perpendicular ao plano (Newcomb, 2016).

Compósitos reforçados por fibras de carbono possuem como destaque: baixa massa específica, resistência mecânica elevada, um baixo coeficiente de expansão térmica, excelente condutibilidade elétrica e estabilidade química, fazendo com que eles tenham várias aplicações na indústria como de aeronaves, automóveis, equipamentos esportivos e de defesa (Cândido et al., 2000).

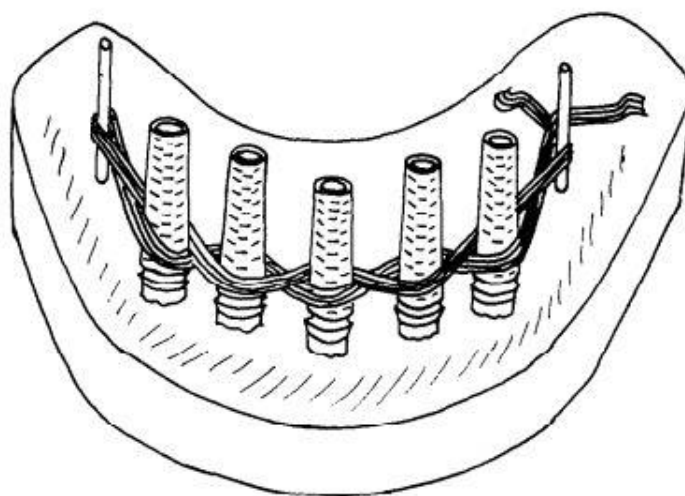
O módulo de Young elevado e baixa massa específica permitem que os compósitos poliméricos em fibra de carbono substituam as ligas de alumínio e de

titânio convencionalmente utilizados em aplicações aeroespaciais (Mittal et al., 2018). Bhering et al. (2016) concluíram que materiais com maior módulo de elasticidade, tais como cobalto-cromo e zircônia, devem ser preferidos em detrimento ao titânio, uma vez que apresentam comportamento biomecânico mais favorável, diminuindo os níveis de tensão para as demais estruturas do sistema implantossuportado.

As aplicações biomédicas do carbono já foram descritas desde o final dos anos sessenta, Grenoble nos anos setenta criou implantes de carbono vítreo (Jenkins, Grigson, 1979).

Fibras de carbono como infraestrutura de próteses foram introduzidas no final dos anos oitenta, a proposta era de se fazer um entrelaçamento das fibras de carbono sobre os *abutments* e, assim, realizar a acrilização da estrutura (Figura 3). Foram feitas neste estudo próteses mandibulares em 11 pacientes com acompanhamento de 11 a 24 meses, com resultados favoráveis (Ruyter et al., 1986).

Figura 3 – Imagem de fibras de carbono entrelaçada aos *abutments* para posterior acrilização da prótese implantossuportada



Fonte: Ruyter et al., (1986).

Com o desenvolvimento dos materiais compósitos principalmente na indústria aeroespacial, novos tipos de fibra de carbono e matrizes resinosas foram surgindo, melhorando cada vez mais suas propriedades mecânicas, gerando a possibilidade da substituição do metal fundido na infraestrutura de próteses tipo protocolo de Branemark, devido a sua resistência, rigidez e biocompatibilidade (Castorina, 2019; Menini et al., 2017, 2015; Pera et al., 2017; Pesce et al., 2019).

Uma desvantagem das fibras de carbono é a coloração preta, entretanto, isso é facilmente resolvido revestindo-se por uma resina acrílica opaca na cor rosa, melhorando a estética e aparência da prótese (Segerström, Ruyter 2007).

Maruo et al. (2015) realizaram um estudo comparando compósitos de fibras de polietileno, de vidro e de carbono associados à resina composta e verificaram que as fibras de carbono obtiveram o melhor desempenho como resistência à flexão de $(464 \pm 70 \text{ MPa})$ e módulo de elasticidade de $(18 \pm 1 \text{ GPa})$.

Segundo Menini et al. (2015), a transferência de tensões ao implante e ao osso por uma infraestrutura de fibra de carbono, em análise de Elementos Finitos, resultou em valores semelhantes às infraestrutura metálicas. No entanto, tanto osso como a infraestrutura de fibra de carbono foram consideradas isotrópicas. Em outro trabalho Menini et al. (2017), realizaram-se estudos sobre a biocompatibilidade da fibra de carbono com matriz termorrígida e o processamento das fibras de carbono a serem utilizadas nas próteses sobre implantes. Foram realizadas 34 infraestruturas de fibras de carbono com matriz epóxi. O processamento foi por prensagem manual de 15 camadas de fibras pré impregnadas. Segundo este estudo, houve a biocompatibilidade in vitro do compósito e as propriedades mecânicas das infraestruturas são dependentes da direção do alinhamento das fibras e da utilização de fibras pré-impregnadas. O alinhamento das fibras também tem sua importância devido a assimetria do formato de uma arcada dentária, podendo ser uma tarefa desafiadora.

Como vantagens dos materiais poliméricos em fibra de carbono pode-se

citar:

- a) menor custo de produção;
- b) produção mais fácil (evita fundição);
- c) possui menor densidade;
- d) permite a adesão química à resina acrílica de revestimento diminuindo soltura de dentes (materiais metálicos necessitam de retenção mecânica).

Pera et al. (2017) compararam a utilização de infraestrutura metálica e de compósito reforçado por fibras de carbono em próteses totais sobre implante de carga imediata, e constataram que a utilização de CRFC em cargas imediatas é viável e estas tiveram menor perda óssea marginal nos implantes, além de maior taxa de sobrevivência no período estudado.

Em recente trabalho foi realizado a confecção de próteses totais bimaxilares com infraestrutura em fibras de carbono, as quais foram fresadas em CAD/CAM. Sobre a estrutura foi introduzido dentes em cerâmica (dissilicato de Lítio), além da cobertura da base da prótese em resina rósea mascarando assim a cor negra da estrutura. O caso já está sendo acompanhado a dois anos sem intercorrências (Castorina, 2019).

Diferentemente dos trabalhos acima referenciados, Sirandoni et al. (2019) realizaram um trabalho de elementos finitos comparando a tensão distribuída ao osso, implantes, *abutments* e infraestruturas protéticas. Foram utilizados como matérias da infraestrutura Ti, Co-Cr, ZrO₂, PEEK, PMMA e fibras de carbono associadas a PEEK. Como resultados, obtiveram menores níveis de tensões nos materiais com alta rigidez e resistência à flexão (Ti, Co-Cr e ZrO₂).

Com relação a influência do peso da prótese na remodelação óssea, gerando micro tensões, foi realizado um estudo em modelos de elementos finitos o número de implantes (4, 6 e 8) e próteses com peso (10, 15, 20, 40 ou 60 g) para a avaliação das tensões ósseas. Como resultado, verificaram que quanto mais

implantes menores tensões sobre o osso são geradas, a configuração mais crítica foi de 4 implantes com peso de 60 g. E concluíram que com as configurações simuladas, o peso não foi capaz de gerar valores prejudiciais ao tecido ósseo periimplantar (Tribst et al., 2020).

2.5 Usinagem de compósitos

Esta seção trata da usinabilidade de compósitos, visto que as infraestruturas precisam ser fresadas e furadas para acomodação e fixação na boca do paciente.

Os materiais compósitos são de difícil usinagem devido à estrutura heterogênea e anisotrópica, de elevada abrasividade, coeficiente de atrito crescente com a temperatura, sendo prejudicial à ferramenta de corte (Savage, 1993).

Os defeitos oriundos da usinagem destes materiais incluem incisão estratificada, superfície irregular, rebarba e delaminações (Geng et al., 2019).

Laminados compósitos são geralmente usados como materiais estruturais e precisam ser unidos a outras estruturas metálicas ou compósitos. Como um importante processo de fabricação final para laminados compósitos, o processo de perfuração é amplamente utilizado para a união de juntas rebitadas e parafusadas para fixar a estrutura compósita a outros componentes. A utilização de furos para a junção de partes geram concentradores de tensão, a partir dos quais se iniciam as trincas (Bao, Liu, 2016).

Alguns processos especiais não convencionais de perfuração, como jato de água, laser e eletroerosão, foram adequadamente industrializados para laminados compósitos, porém a perfuração mecânica convencional envolvendo o

uso de ferramentas de perfuração ainda é a principal técnica para fazer furos em laminados compósitos (Sorrentino et al., 2018)

A baixa usinabilidade origina os fenômenos de fragmentação, delaminação, acabamento superficial inadequado e danos térmicos na matriz, as quais são induzidos pela perfuração e produzem consequências adversas, como a severa redução na resistência à fadiga do material e a subsequente diminuição do desempenho do material a longo prazo. O controle de temperatura e o avanço de corte são alguns dos parâmetros de controle úteis para otimizar e minimizar os fenômenos mencionados acima, durante a execução dos furos (Sorrentino et al., 2017).

A delaminação dos compósitos no momento da perfuração ocorre como resultado da tensão de flexão entre a broca e o ponto de contato do material. Existem vários métodos para avaliar a delaminação causada pela perfuração na literatura. Sendo a comparação das diferenças medidas dimensionais dos raios da área máxima danificada, o método mais comum na literatura (Ertutk et al., 2019).

A delaminação é produzida quando da utilização de perfuração com brocas e se dá pelo contato da broca na superfície do furo, denominada *peel-up* e da saída do orifício denominada *push-out*. As arestas de uma broca helicoidal, ao entrarem em contato com a superfície de um laminado composto, necessita de uma força de penetração que irá gerar uma força de descolagem, separando as camadas superiores, e causando uma fratura por cisalhamento. Além disso, condições de corte desfavoráveis como pouca afiação da broca e vibrações geram a distensão de fibras para cima, aumentando, assim, a delaminação. Já a delaminação *push-out* acontece quando a broca ao chegar na proximidade da saída do furo gera a flexão desta área devido à diminuição da espessura do laminado. A delaminação *push-out* geralmente é mais crítica devido a não existência de uma força contrária compensatória a força de impulso gerada (Geng et al., 2019).

O uso de um raio de ponta de ferramenta mais alto, taxas de avanço mais

baixas e velocidades de corte mais altas maximizam o acabamento da superfície de compósitos termoplásticos. O principal problema durante a usinagem de compósitos é o desgaste de ferramentas de corte e a aderência de resinas nesta devido ao seu derretimento durante o processo de usinagem. Essas questões têm sido diminuídas através do uso de jatos de água durante o processo (Rajmohan, Vinayagamoorthy, 2019).

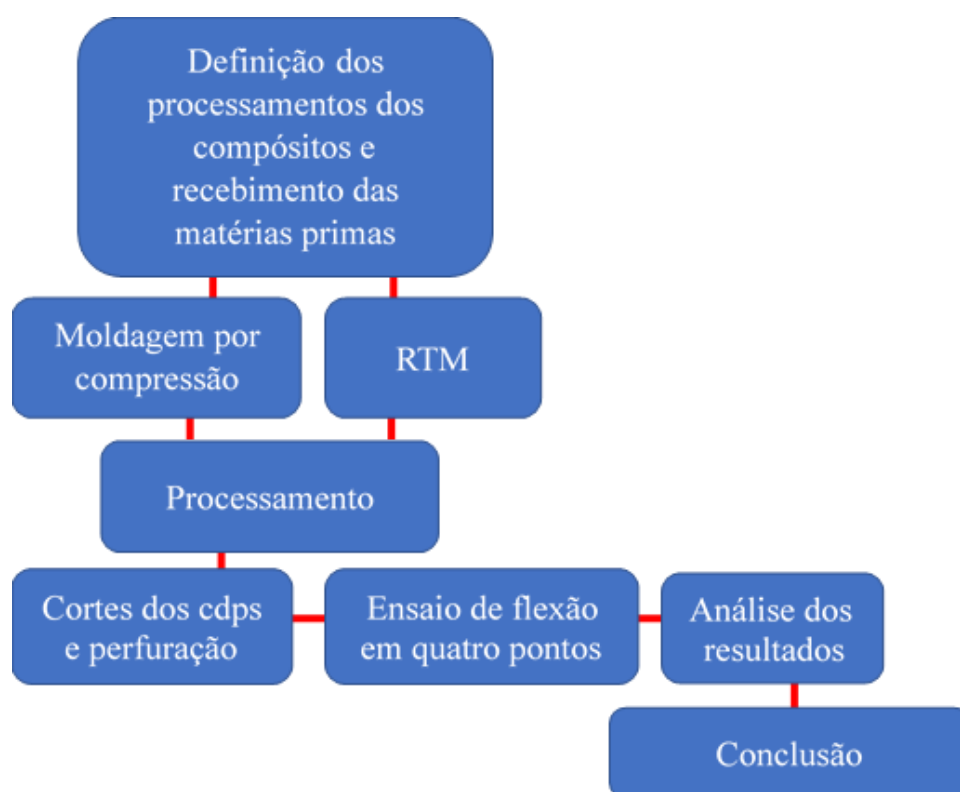
3 PROPOSIÇÃO

O objetivo da pesquisa foi analisar o efeito da concentração de tensão (furo central) em carregamento de flexão em quatro pontos em compósitos reforçado por fibra de carbono e matriz polimérica (carbono/epóxi e carbono/PPS) para verificar potencial aplicação em infraestruturas de próteses dentárias.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Nesta seção será descrito os processos de confecção de compósito laminado reforçado em fibra de carbono pelo sistema de RTM (Moldagem por Transferência em Resina) utilizando matriz termorrígida de resina epóxi, e a confecção de compósito laminado reforçado por fibras de carbono pelo processo de compressão a quente, utilizando uma matriz termoplástica de polisulfeto de parafenileno (PPS). Após a produção dos laminados os mesmos foram cortados e perfurados para serem testados em flexão realizando a análise estatística dos corpos de prova com furo e sem furo. Para um melhor entendimento dos procedimentos segue abaixo um fluxograma (Figura 4).

Figura 4 – Fluxograma das atividades realizadas



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1 Materiais empregados

Foram utilizados a matriz resinosa de epóxi da marca CYCOM 890[®] produzido pela CYTEC e fibras de carbono do tipo IM7 produzida pela HEXCEL (Stanford, EUA) para o processamento do laminado termorrígido.

Para o processamento do laminado termoplástico utilizou-se da matriz termoplástica de PPS da marca Torelina[®] foi produzida pela empresa japonesa TORAY e fibras de carbono da marca HexForce[®] G0926 produzida pela HEXCEL.

4.2 O processo RTM

Um molde em aço 1045 foi utilizado com recobrimento em teflon para obtenção de um laminado com alto grau de acabamento. Foi utilizado também um controlador de temperatura para uma melhor distribuição de calor ao compósito. O equipamento *RTM, modelo Radius 2100cc RTM injector* (Figura 5), foi utilizado, disponibilizado pelo Laboratório de Processos do Grupo de Pesquisa em Fadiga e Materiais Aeronáuticos da FEG/UNESP, o qual aplica resina em alta pressão de injeção, controla os parâmetros de pressão e temperatura da resina para garantir a qualidade do laminado. Tal equipamento é composto por:

- Sistema de bicos injetores para resina termofixa, - detalhe 1;
- Trap primário para proteção da bomba de vácuo contra resina, - detalhe 2;
- Trap secundário refrigerada para proteção do ambiente contra voláteis liberados pela resina - detalhe 3;

- Sistema de vácuo para direcionar o fluxo de resina, - detalhe 4;
- Molde com um único canal de injeção para criar uma frente de resina perpendicular ao tecido - detalhe 5;
- Sistema de aquecimento composto por resistências superior e inferior e sistema de controle de temperatura independente com aquisição de dados, projetado com objetivo de fornecer calor de forma homogênea, - detalhe 6;
- Sistema de injeção de resina com controle de pressão, volume e temperatura da resina, - detalhe 7;
- Linha aquecida em tubulação de cobre, - detalhe 8;
- Controlador de vácuo, – detalhe 9.

Figura 5 – Sistema de injeção



Fonte: Shiino, (2011).

4.2.1 Materiais empregados no processo RTM

Para a escolha do sistema de resina utilizado no processo foi levado em conta a baixa viscosidade para fácil impregnação, facilidade de manuseio e propriedades químicas e mecânicas compatíveis para a aplicação. A resina CYCOM 890[®] fornecido pela CYTEC do Brasil (São Paulo, SP) atende aos requisitos necessários para aplicação no processo RTM, pois a mesma apresenta uma viscosidade baixa (100 mPa.s) a uma temperatura de 80°C por um tempo de 2 horas, fazendo com que haja um alto grau de impregnação da resina as fibras.

A fibra utilizada foi IM7 produzida pela HEXCEL, a qual foi tramada em formato de tecido 5HS, fornecida pela empresa SIGMATEX (Cheshire, Reino Unido). Os tecidos 5HS foram dispostos no molde em 10 camadas, pois nesta proporção o mesmo adquire uma fração volumétrica adequada de fibras para o trabalho proposto.

4.2.2 Fabricação do compósito via RTM

Após a seleção da resina a ser utilizada e do reforço de fibras de carbono, este é colocado no interior do molde, em seguida é fechado, para então haver a injeção da resina de baixa viscosidade a uma pressão acima da atmosférica, até a total impregnação da resina à fibra. Após esta etapa, o molde é aquecido para que se inicie o processo de cura da resina. Ao término do resfriamento do molde, este é aberto e o compósito processado é retirado (Carvalho et al., 2011; Shiino, 2011).

4.3 Processo de moldagem por compressão a quente

O processo de moldagem por compressão a quente ocorre pelo empilhamento de fibras de carbono e matrizes termoplásticas. Para a confecção do laminado foi utilizada fibras de carbono HexForce[®] produzida pela empresa americana HEXCEL Composites do tipo Satin 5HS com gramadura de 375 g/m². A matriz termoplástica de PPS Torelina[®] foi fornecida pela empresa japonesa TORAY na forma de filmes com espessura de 0,15 mm e valor de massa específica de 1,35 g/cm³.

Para o cálculo da fração volumétrica da quantidade de fibras foi utilizada a Eq. (1).

$$V_f = \frac{gsm \cdot np}{\rho_f \cdot t} \quad (1)$$

Onde:

V_f = fração volumétrica de fibras (%);

gsm = peso específico fabricado tecido (g/m²);

np = número de camadas de tecidos de fibra;

ρ_f = densidade da fibra (g/cm³);

t = espessura do molde (mm).

Após a realização dos cálculos, encontrou-se que para o volume de fração de fibras (V_f) de 52,23% seria necessário um número (n_p) de 10 camadas de fibras.

Para o cálculo da quantidade de filme polimérico de PPS utilizou-se a Eq. (2).

$$N_f = \frac{V_m}{V_r} \quad (2)$$

Onde:

N_f = Número de filmes de polímero;

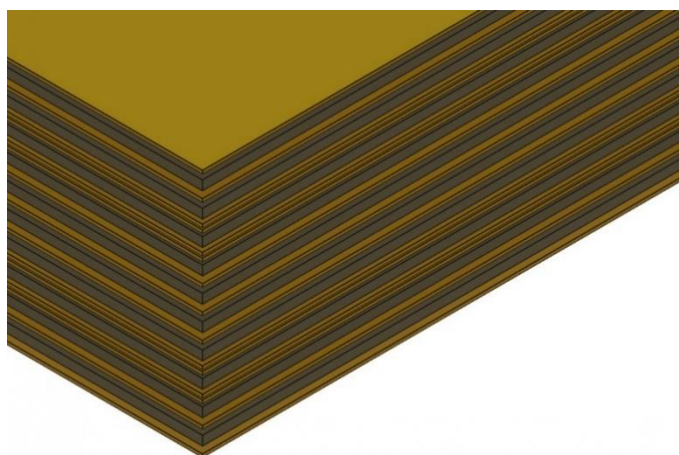
V_m = Volume total de matriz;

V_r = Volume contida em um filme.

Encontrou-se então a quantidade de 15 folhas de matriz para resultar em 47,77%.

De posse destes dados iniciou-se o processamento onde primeiramente o molde foi lixado e polido, em seguida foi limpo com acetona e aplicado o demoldante sobre o molde. A seguir inciou-se o empilhamento em camadas de fibra de carbono e filmes de PPS no molde como ilustrado na Figura 6 a seguir:

Figura 6 – Ilustração da disposição das camadas do compósito laminado - tecido de fibras de carbono em cinza e o filme de PPS em marrom



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após o empilhamento, o molde foi fechado e levado até a prensa de coluna

com aquecimento controlado, Hidraumak-Soluções Hidráulicas (Novo Hamburgo-RS) (Figura 7), adquirida com processo FAPESP 2017/16160-8, do laboratório de materiais compósitos da Faculdade de Engenharia Ambiental/ICT-UNESP, São José dos Campos.

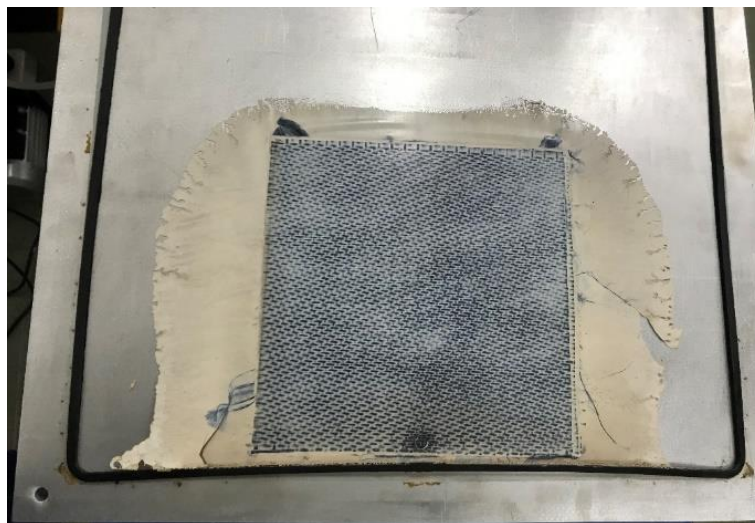
O laminado foi processado utilizando uma prensagem controlada até 120 bar (22 ton) e temperatura controlada até 300°C. Seguiu-se uma taxa de resfriamento de 0,30°C/min para extração do laminado do molde, conforme a (Figura 8).

Figura 7 – Prensa de coluna Hidraumak, adquirida com processo FAPESP 2017/16160-8



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 – Laminado após processamento



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a retirada do compósito laminado do molde, foram realizadas as marcações para o corte dos Corpos de Prova (cpds) seguindo a norma ASTM-D7264/D7264M-15.

4.4 Ensaio de flexão em 4 pontos

No ensaio de flexão em 4 pontos (Figura 9), o esforço se caracteriza por induzir, em um componente, tensões de compressão em uma parte de uma secção transversal e tensões de tração na parte restante.

Os cdps termoplásticos foram preparados de acordo com a norma ASTM D7264/D7264M-15, esta estabelece que para corpos de prova de 4 mm de espessura a largura deve ser 13 mm e o comprimento de 127 mm (Figura 10). Foram confeccionados 25 cdps, nos quais 7 foram testados sem perfuração, 6 com furo de diâmetro de 4 mm, 7 com furo de diâmetro 5 mm e 5 com furos de

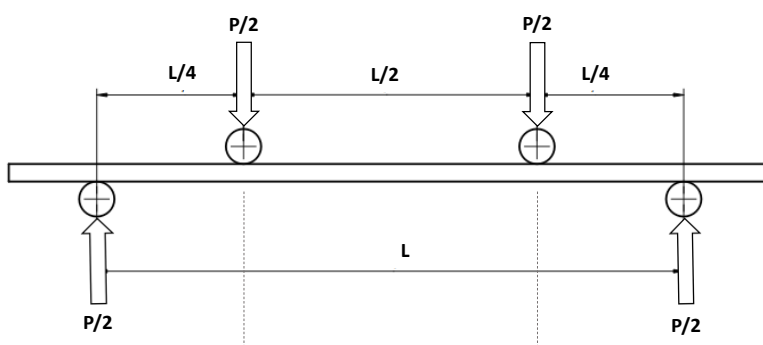
diâmetro 6 mm.

Para os termorrígidos foram produzidos 16 cdps apresentaram espessura um pouco menor 3 mm, foram escolhidos aleatoriamente 5 cdps que não foram perfurados, 6 cdps com furo 4 mm e 5 cdps com furo 6 mm.

Para a perfuração, foi utilizada uma broca de carbono HY-PRO CARB MD-3D com diâmetro de corte de 3,8 mm, 4,8mm, e de 5,9 mm, com ângulo de corte de 140° e velocidade de entrada de 700 RPM.

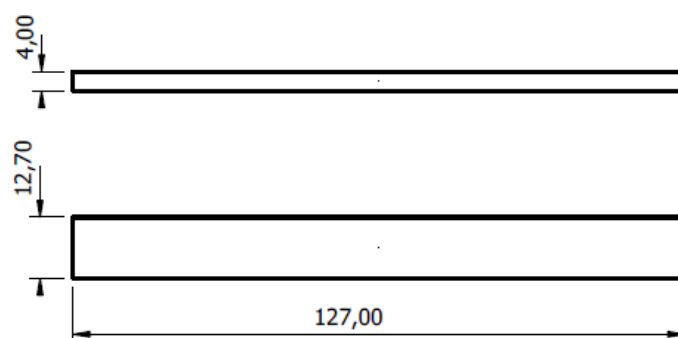
Os ensaios de flexão foram realizados em máquina universal de ensaios Shimadzu, série Autograph AG-X (Kyoto, Japão), disponível no Departamento de Materiais e Tecnologias/ Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (Figura 11). Foi utilizada célula de carga de 50 kN, a uma velocidade de deslocamento do travessão móvel de 1,0 mm/min. Os ensaios foram realizados em 4 pontos com distância entre os suportes de 100 mm e distância dos pontos de carregamentos igual a 50 mm.

Figura 9 – Representação esquemática de flexão em 4 pontos



Fonte: Adaptado de ASTM D7264/D7264M-15.

Figura 10 – Dimensões dos corpos de prova



Fonte: Adaptado ASTM D7264/D7264M-15.

Após as perfurações, foram realizadas as medições das larguras e espessuras e diâmetros de furo (Tabela 1). Na Tabela 1 foram adotadas as seguintes nomenclaturas: TP SF para termoplástico sem furo; TP CF 4 para furo com 4 mm de diâmetro; TP CF 5 para furo com 5 mm de diâmetro; TP CF 6 para furo com 6 mm de diâmetro, de forma análoga foram adotadas as nomenclaturas para os cdps de compósito termorrígidos.

Tabela 1 – Médias das larguras, espessuras e diâmetro de furos dos CDP com e sem furo

(continua)			
Corpo de Prova	Largura Média (mm)	Espessura Média (mm)	Diâmetro Médio do Furo (mm)
TP SF	12,87	4,34	-----
TP CF4	12,71	4,23	3,97
TP CF5	12,68	4,26	4,70
TP CF6	12,81	4,32	5,98
TR SF	12,78	3,12	-----

Tabela 1 – Médias das larguras, espessuras e diâmetro de furos dos CDP com e sem furo

(conclusão)			
Corpo de Prova	Largura Média (mm)	Espessura Média (mm)	Diâmetro Médio do Furo (mm)
TR CF4	13,34	3,04	3,70
TR CF6	12,90	3,00	5,90

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A tensão em flexão para o ensaio de flexão em quatro pontos é calculada segundo a Eq. (3).

$$\sigma_f = \frac{3PL}{4bd^2} \quad (3)$$

Na qual:

σ_f = tensão em flexão (MPa);

P = carga (N);

L = distância entre os apoios (mm);

b = largura da amostra (mm);

d = espessura da amostra (mm).

A deformação também foi analisada segundo a Eq. (4).

$$\varepsilon = \frac{4,36 \cdot \delta \cdot h}{L^2} \quad (4)$$

Onde:

ε = deformação (mm/mm);

δ = deflexão (mm);

h = espessura (mm);

L = distância entre os apoios (mm).

De posse dos dados de tensão de flexão e deformação, foi calculado o módulo de flexão elástico (pelo método da corda), de acordo com Eq. (5), que foi aplicada tanto nos cdps sem furo quanto nos com furo.

$$E_f^{secante} = \frac{0,17L^3m}{bd^3} \quad (5)$$

Onde:

$E_f^{secante}$ = módulo de flexão elástico secante (GPa);

L = distância entre os apoios (mm);

m = inclinação da secante da curva força-deflexão;

b = largura da amostra (mm);

d = espessura da amostra

Figura 11 – Ruptura da fibra após o ensaio de flexão



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados foram transmitidos ao software TRAPEZIUM X produzido pela empresa SHIMADZU (Kyoto, Japão). Os dados foram tabulados pelo software EXCEL Microsoft e transmitidos ao programa de análise estatística ORIGIN PRO 8 (Northampton, Massachusetts, EUA). Onde foram realizadas as análises de tensão, deformação e gráficos apresentados a seguir.

4.5 Ensaio de flexão em 4 pontos – com furo.

No ensaio de flexão em corpos de prova com furo, considera-se a área resistente da seção transversal submetida ao momento máximo. Em que I_f é o

momento de inércia da seção com furo Eq. (6), e substituindo na fórmula de flexão leva a Eq. (7), que é a máxima tensão de flexão com concentrador de tensão.

$$I_f = \frac{(b - 2r)h^3}{12} \quad (6)$$

Onde:

I_f = momento de inércia da seção com furo;

b = largura da amostra (mm);

r = raio do furo (mm);

h = espessura da amostra (mm)

$$\sigma_{ff} = \frac{3PL}{4(b - 2r)d^2} \quad (7)$$

Onde:

σ_{ff} = tensão em flexão (MPa);

P = carga (N);

L = distância entre os apoios (mm);

b = largura da amostra (mm);

r = raio do furo (mm)

d = espessura da amostra (mm).

4.6 Cálculo do fator concentração de tensão (K_t).

Para o entendimento da influência do furo na resistência média à tração do corpo de prova, foi levado em consideração o campo de tensão ao redor do furo. Para tal, avalia-se o efeito do multiplicador de tensão, chamado de concentrador de tensão (K_t), tangente ao furo, onde é verificada a tensão máxima (Mohamed Makki, Chokri, 2017). O valor de K_t é calculado pela razão entre a máxima tensão e a tensão média, obtendo-se valores maiores que um. O valor de K_t pode ser obtido por procedimentos experimentais pelo ajuste da curva de tensão pelo raio do entalhe de grau “ n ” (Lagace, 1986). No limite elástico, pode-se relacionar as deformações máximas devido à relação ($\sigma = E\varepsilon$).

Para o cálculo de concentração de tensão (K_t) na região dos furos, foi utilizada a Eq. (8). Em que $\varepsilon_{máx}$ é a deformação média por extensômetro colado tangente ao furo na região de tração e $\varepsilon_{médio}$ é a deformação média calculada pelo deslocamento do ponto de carregamento.

$$K_t = \frac{\varepsilon_{máx}}{\varepsilon_{médio}} \quad (8)$$

Onde:

K_t = concentração de tensão;

$\varepsilon_{máx}$ = deformação máxima;

$\varepsilon_{médio}$ = deformação média;

5 RESULTADOS

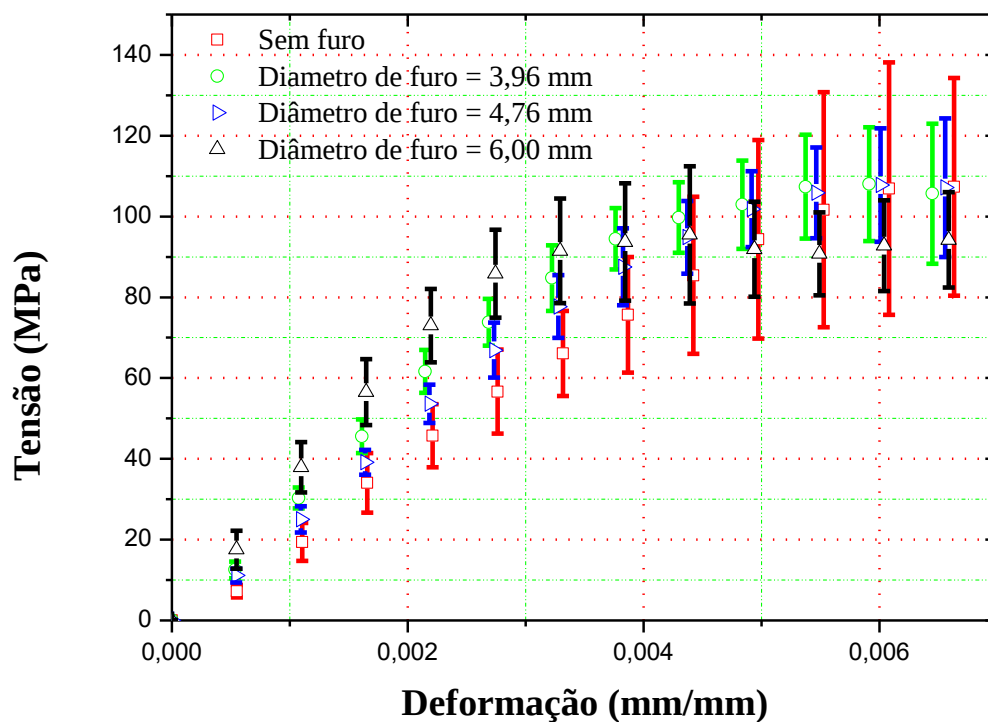
5.1 Análise da resistência à flexão

No trabalho realizado foi possível verificar que as propriedades mecânicas dos materiais compósitos em fibra de carbono para sua posterior aplicação em infraestruturas de reforço para próteses odontológicas. Porém houve diferenças entre os materiais estudados, os termorrígidos obtiveram resultados superiores aos termoplásticos. Os gráficos e tabelas a seguir evidenciam tais diferenças.

As amostras compostas de fibra de carbono associadas a matriz PPS apresentaram uma alta dispersão nos valores após 80 MPa (Figura 12), relacionada à variação nos processos de danos, tais como falhas atribuídas à flambagem, como também a deformação não linear associada a região plástica (Shiino et al., 2013). A concentração de tensão produzida pelo furo levou a menor dispersão na região elástica, e na região plástica todos os laminados têm o mesmo comportamento.

O fator de concentração de tensão mostrou maior efeito quando o diâmetro do furo aumenta para um valor de 6,00 mm de diâmetro, entretanto a razão raio pela largura nos três casos não afetou o módulo médio de maneira significativa.

Figura 12 – Curva de dispersão da tensão em flexão e deformação entre os corpos de prova termoplásticos com e sem furo



Fonte: Elaborado pelo autor.

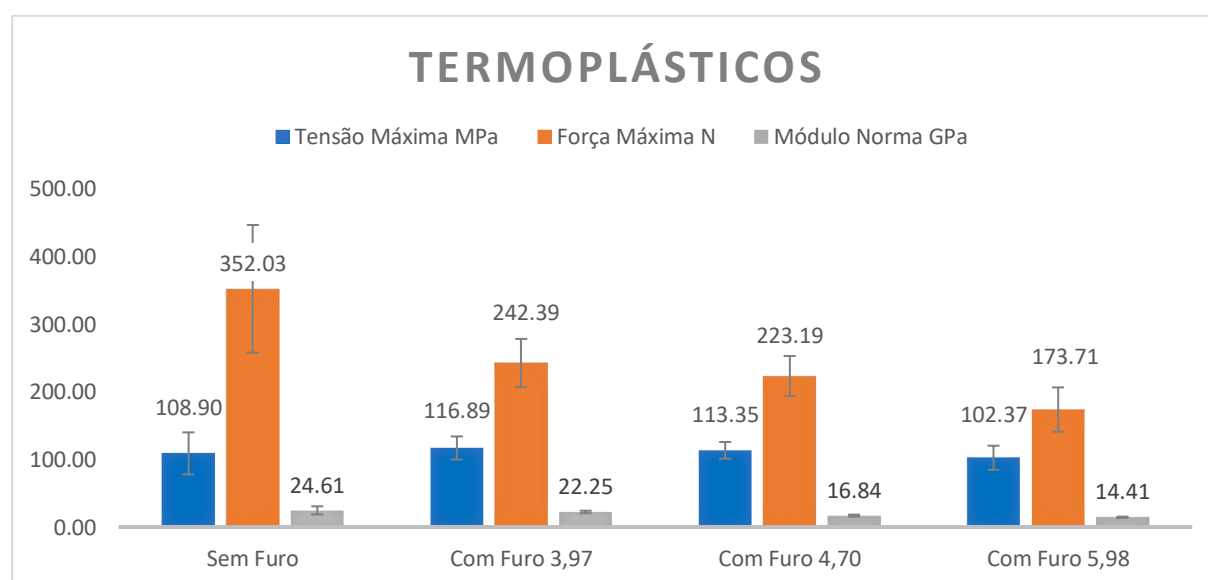
Os resultados das médias obtidos de tensão em flexão máxima, força máxima e módulo, segundo a norma, para os quatro tipos de cdps produzidos é possível verificar, de acordo com a Figura 13, que o efeito dos furos, como concentrador de tensão, tiveram pouco efeito sobre a tensão máxima, deixando com que tanto os cdps sem furo (109 ± 31 MPa) quanto com furos de 3,97, 4,70 e 5,98 mm ficaram com valores aproximados (117 ± 17 ; 113 ± 12 e 102 ± 18 MPa, respectivamente). Evidenciando que os concentradores de tensão, nas dimensões estudadas não foram suficientes para uma mudança substancial na resistência em flexão.

Outro dado importante apresentado pelo gráfico é que apesar dos dados

de tensões serem bem próximas nos quatro modelos estudados, revelando sua não significância, as forças médias máximas tiveram comportamento diferentes sendo maior nos cdps sem furo (352 ± 94 N) em comparação aos com furo 3,97, 4,70 e 5,98 mm (242 ± 36 ; 223 ± 30 ; 174 ± 33 N), denotando, assim, uma maior resistência a deformação dos cdps sem furo.

Os dados médios do módulo de elasticidade, seguindo a norma da Eq.(05), obtiveram diferença de valores entre os cdps sem furo (25 ± 6 GPa) e com furo 3,97, 4,70 e 5,98 mm (22 ± 2 , 17 ± 2 e 14 ± 1 GPa, respectivamente), evidenciando perda de rigidez.

Figura 13 – Comparação dos valores das tensões máxima, força máxima e módulo de elasticidade entre os laminados com furo e sem furo



Fonte: Elaborado pelo autor.

O gráfico de tensão pela deformação do compósito termorrígido pode ser conferido na Figura 14, onde pode-se observar a maior tensão de flexão nos cdps com a presença de concentradores de tensão.

Foram calculados os concentradores de tensão (K_t) por meio de extensômetros posicionados tangente ao furo, em que se constatou que a magnitude da tensão máxima influenciou no resultado apresentado na Fig. 14. Na Tabela 2 são apresentados os resultados experimentais.

Tabela 2 – Concentradores de tensão ($K_t = \epsilon_{\max} / \epsilon_{\text{medio}}$).

Corpo de Prova número	$\epsilon_{\max}$	ϵ_{medio}	K_t	Razão do raio pela largura
TR13 CF4	0,000629	0,000401	1,57	0,28
TR5 CF6	0,000504	0,000337	1,49	0,45

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Foi realizado o cálculo da resistência e módulo específicos, que é a razão entre a propriedade do material e sua massa específica (Tabela 3), a fim de comparação a outros materiais já utilizados em odontologia (Quadro 1). Isso demonstrou que o compósito TP obteve resultados de resistência específica próximo ao da resina acrílica, porém seu módulo específico foi 6 vezes maior. O que denota maior rigidez do compósito termoplástico que a resina acrílica. Por sua vez o compósito termorrígido obteve resultado, com relação a resistência e módulo específicos, melhor que todos os outros materiais consultados inclusive a liga de CoCr e Ti6Al4V. Essa característica demonstra, assim, possuir redução de peso sem perda relativa de resistência essencial em infraestruturas protéticas.

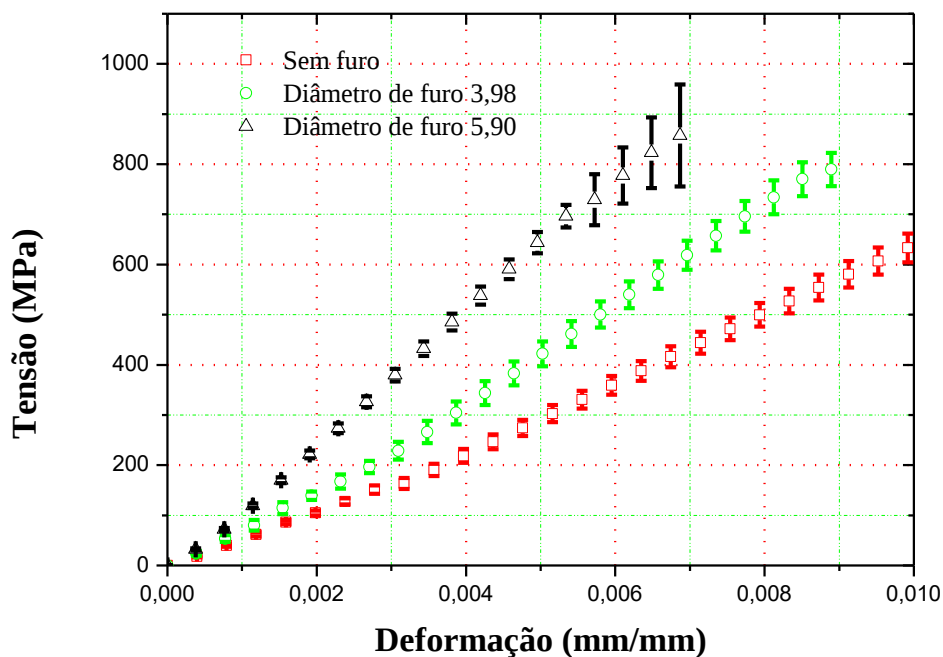
Tabela 3 – Resistência específica e módulo específico encontrado nos CPRFC termoplásticos e termorrígidos

Materiais	Módulo de elasticidade (GPa)	Densidade (g/cm ³)	Resistência máxima (MPa)	Resistência específica (MPa/g/cm ³)	Módulo específico (GPa/g/cm ³)
TP SF	24,45	1,58	109	68,98	15,48
TR SF	69,16	1,56	824	528,20	44,33

Fonte: Elaborado pelo autor.

Somente o efeito da concentração de tensão não são suficientes para explicar a diferença de tensão apresentada na Figura 14. O aumento da tensão também pode ser explicada pela razão da força sobre a área resistente, em que a força nos cdps com furo não diminui na mesma proporção que a área resistente diminui, aumentando de forma significativa a tensão nas regiões de proporcionalidade e a tensão máxima.

Figura 14 – Curvas de dispersão das tensões em flexão dos cdps termorrígidos sem furo e com furo



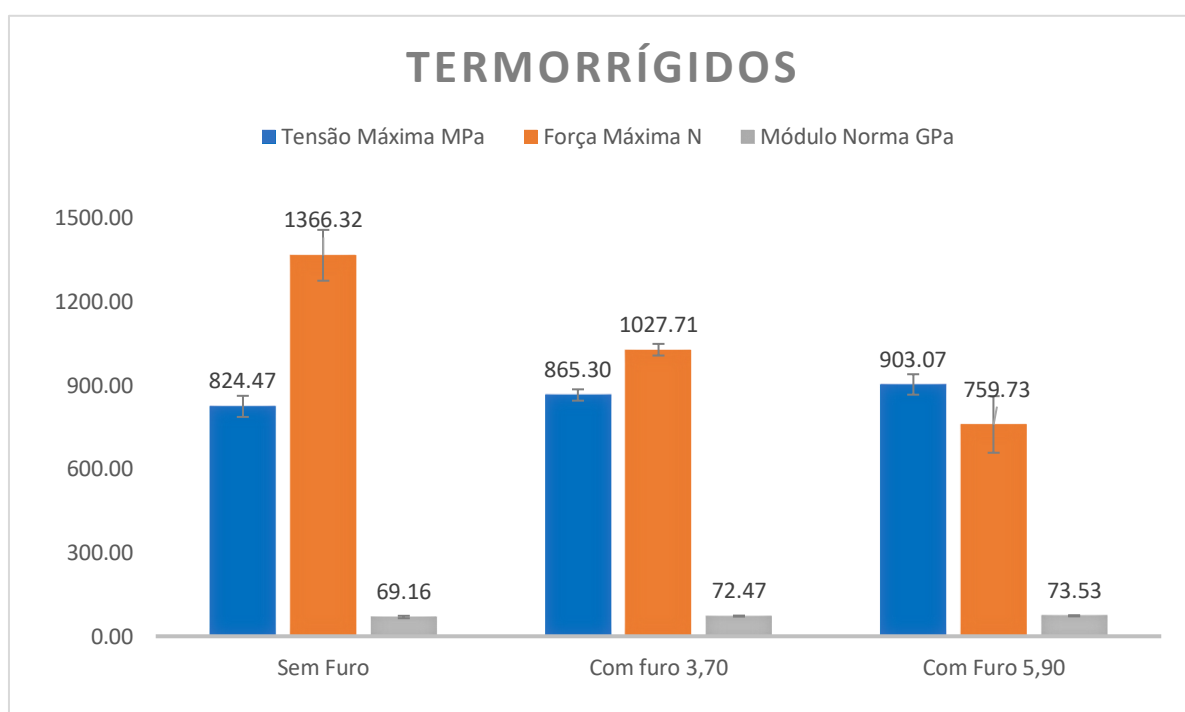
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados do gráfico em colunas encontram-se os valores de tensão máxima média, força máxima média e módulo médio dos cdps termorrígidos (Figura 15), no qual pode-se observar maiores valores de tensão máxima nos cdps com furo de 3,70 e 5,90 mm (865 ± 20 e 903 ± 37 MPa, respectivamente) do que nos cdps sem furo (824 ± 38 MPa).

Em relação ao módulo de elasticidade foi observado pequena diferença entre os cdps sem furo (69 ± 4 GPa) e com furo 3,70 e 5,90 (72 ± 2 e 74 ± 2 GPa, respectivamente). Já em relação a força os cdps com furo 3,70 e 5,90 tiveram desempenho inferior (1028 ± 21 e 760 ± 102 N) aos sem furo (1366 ± 91 N), o que denota, assim como no laminado termoplástico, a influência dos

concentradores de tensão, nas dimensões estudadas, se dá na força de resistência em flexão e pouco na tensão ou módulo de elasticidade, como explicado nos parágrafos anteriores.

Figura 15 – Comparação das médias de tensão em flexão máxima, força máxima e módulo segundo a norma para os cdps sem furo e com furo de 3,70 e 5,9



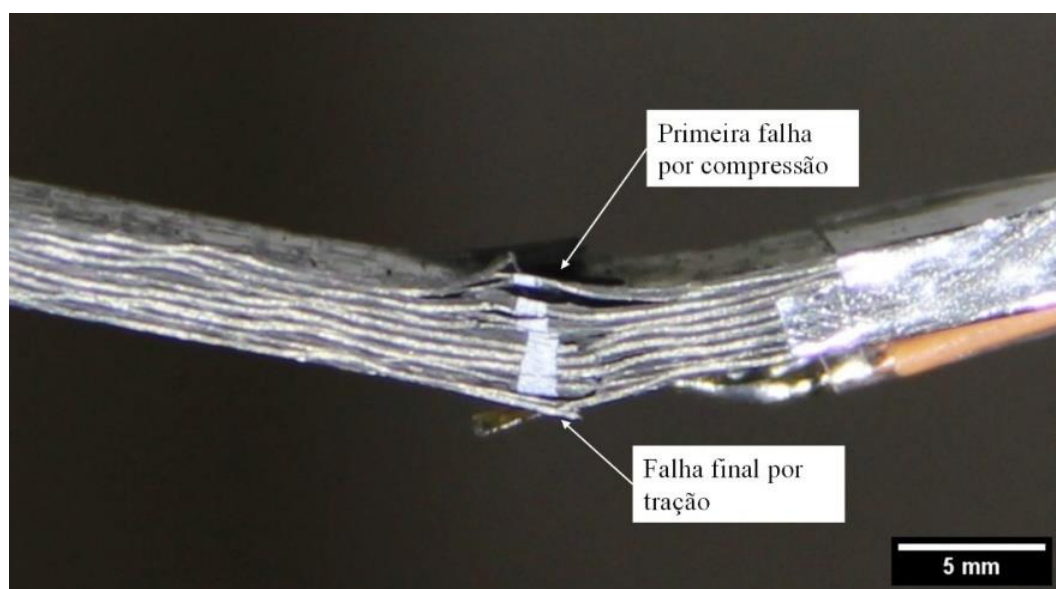
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise das fraturas

Foram realizadas análises macroscópicas dos tipos de fraturas que ocorreram durante o ensaio. Por estas imagens observa-se que a fratura dos cdps com furo se originaram próximas ao furo na região de compressão, ocorrendo a

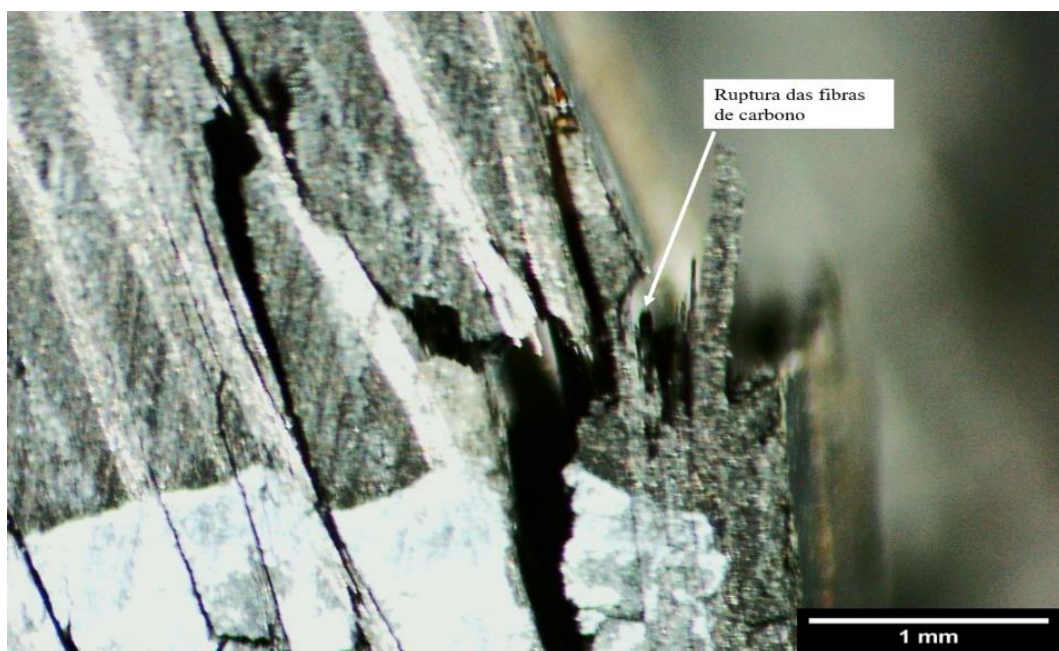
flambagem das fibras nos materiais termoplásticos (Figura 16). Nos materiais termorrígidos há rompimento das fibras próximo a região de descontinuidade em zona de tração, como pode ser visto em imagem por microscopia ótica (Figura 17).

Figura 16 – Imagem macroscópica para avaliação do tipo de fratura cdp TR5 CF6



Fonte: Elaborado pelo autor.

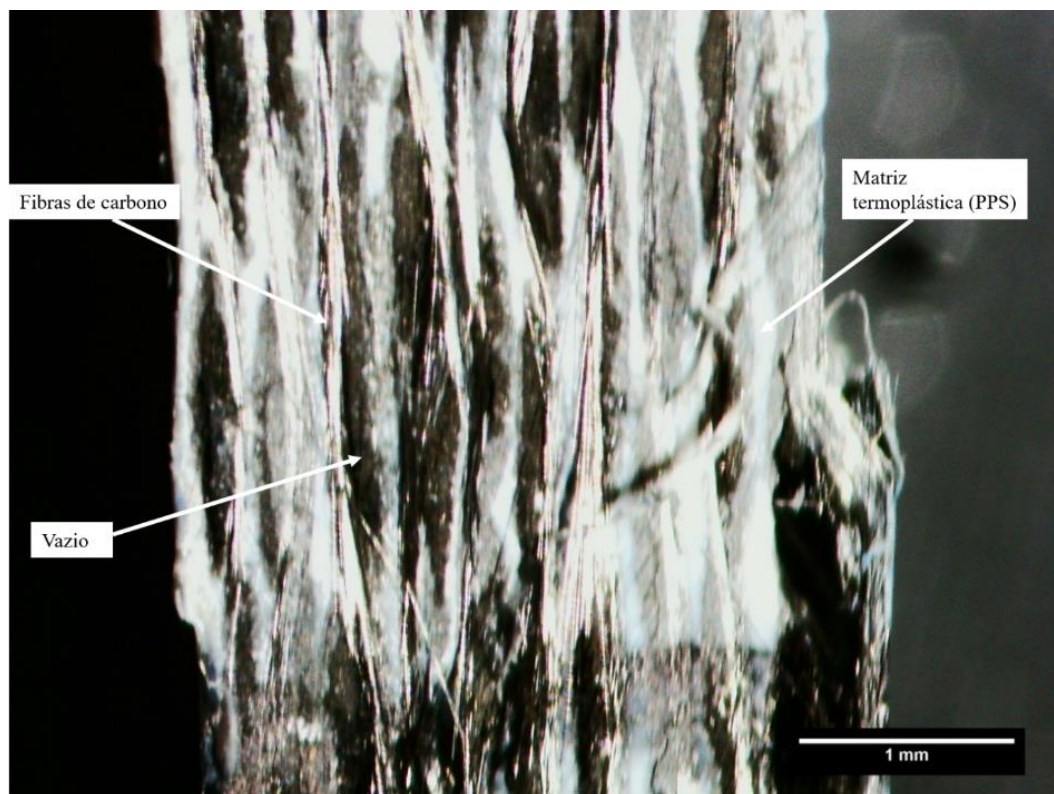
Figura 17 – Imagem por microscopia ótica do cdp termoplástico TR1 CF6



Fonte: Elaborado pelo autor.

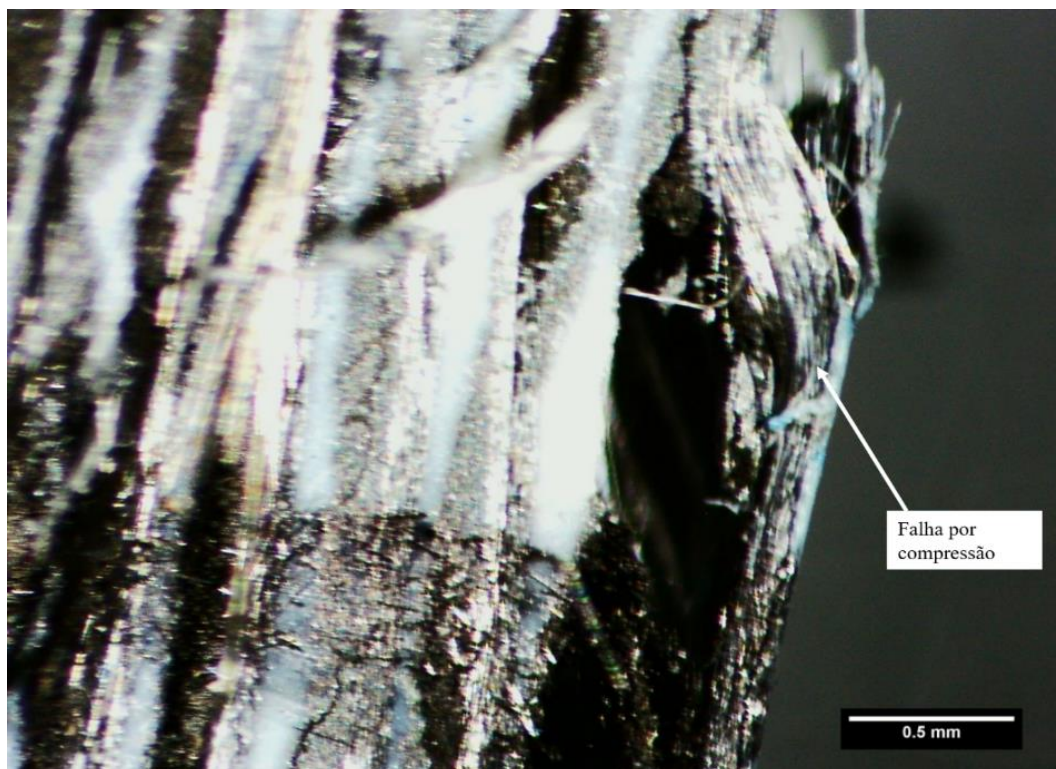
Os cdps termoplásticos apresentaram uma grande quantidade de vazios (Figura 18), fazendo com que estes tivessem menor resistência mecânica a flexão. Entretanto não houve a ruptura das fibras devido a ductibilidade existente neste tipo de compósito (Figura 19).

Figura 18 – Imagem em microscopia ótica do compósito termoplástico TP8 ES CF6 mostrando a presença de vazios entre as camadas do laminado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 – Imagem de microscopia do cdp TP8 ES CF6 mostrando a delaminação por compressão



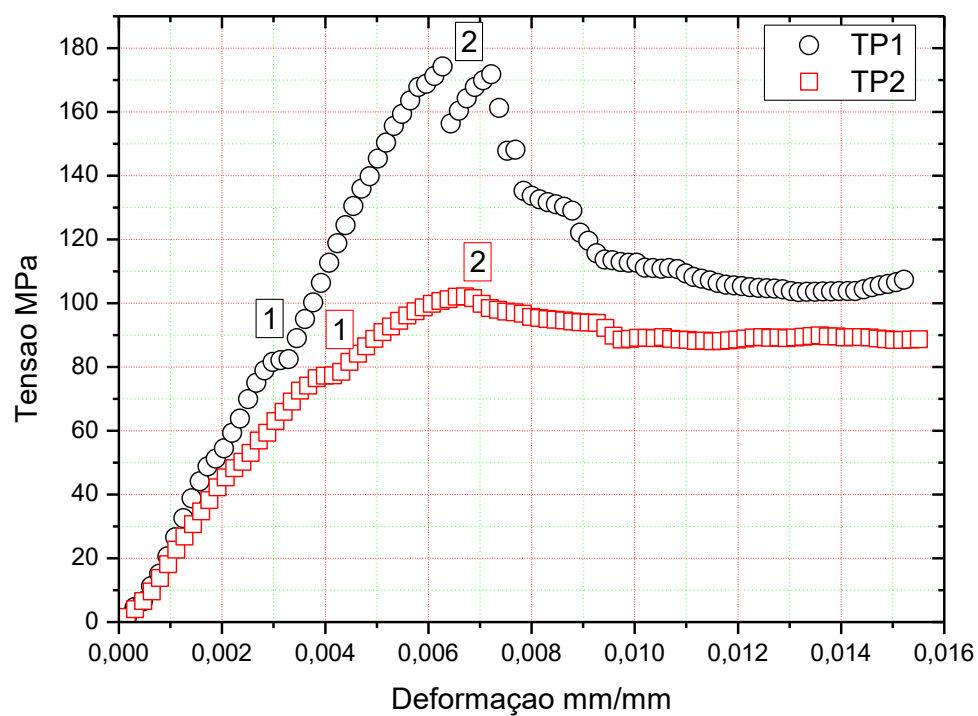
Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise macroscópica por imagem foi empregada para explicar eventos não lineares observados no gráfico Tensão x Deformação dos laminados TP, sincronizando a captação por vídeo e aquisição de dados de força e deslocamento, a fim de se observar se houve ou não fratura para determinado ponto no gráfico.

Ao se fazer a correlação entre a não linearidade das curvas obtidas no gráfico (Figura 20), as imagens (Figuras 21 e 22) denota-se que não houve falhas aparentes nos dois cdps sem furo testados, devendo estas serem de origem interna ou microscópicas, além de ser notória a diferença de deformação do TP2

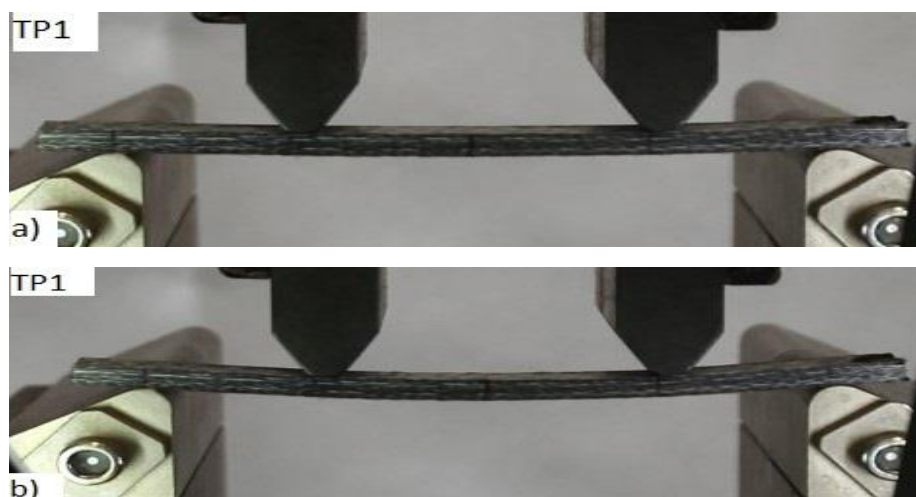
em relação ao TP1, devido este ter apresentado maior módulo e resistência à flexão.

Figura 20 – Correlação da não linearidade com as falhas nos cdps termoplásticos sem furo (TP1 e TP2)



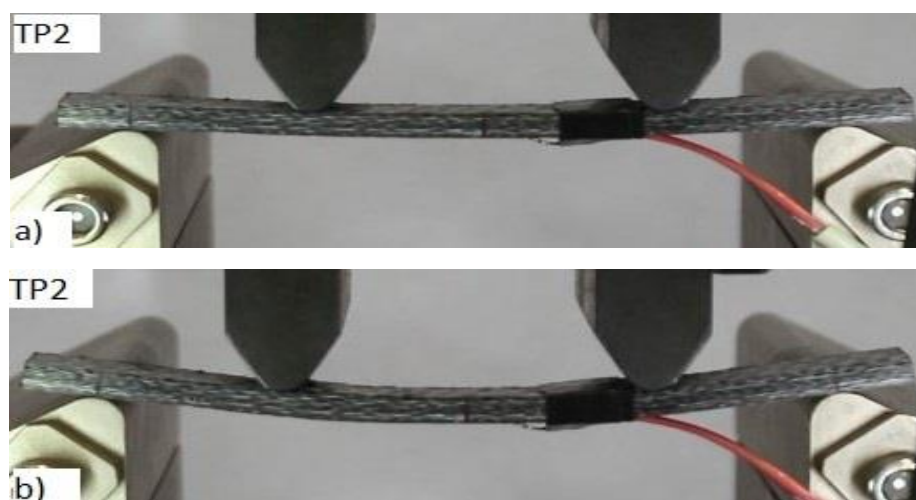
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 – Imagens macroscópicas da possível falha do cdp TP1 SF correlacionando aos eventos ocorridos no gráfico: a) evento 1; b) evento 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 – Imagens macroscópicas da possível falha do cdp TP2 SF correlacionando aos eventos ocorridos no gráfico: a) evento 1; b) evento 2

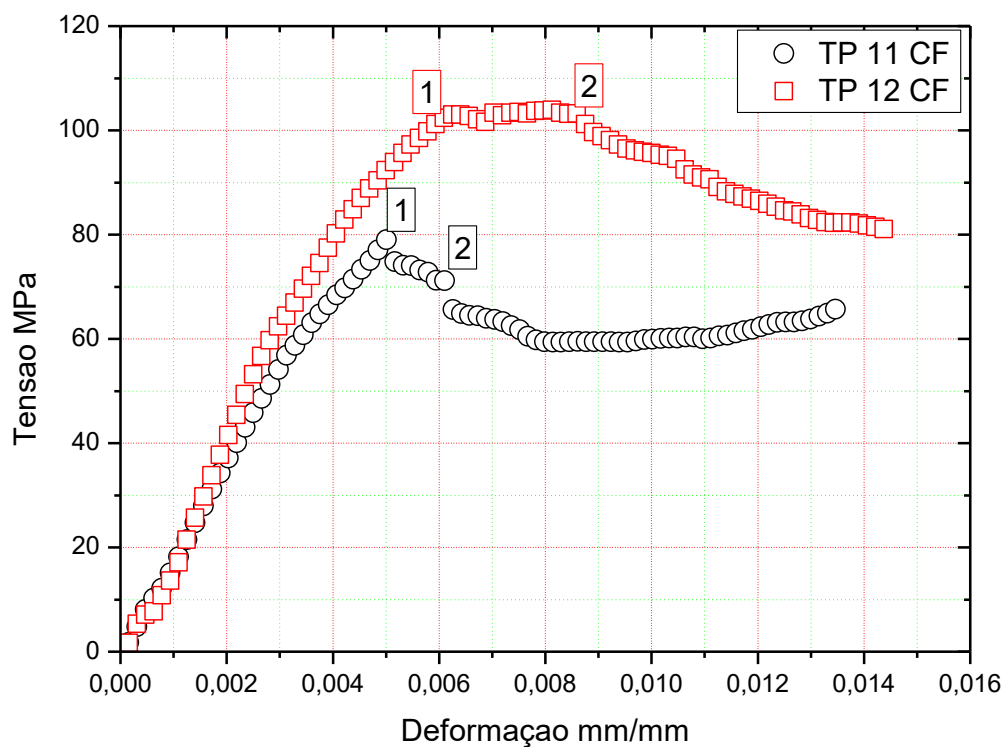


Fonte: elaborado pelo autor.

Diferentemente dos corpos de prova sem furo, ao se fazer a correlação de não linearidade do gráfico dos cdps com furo de 5mm (Figura 23) às imagens,

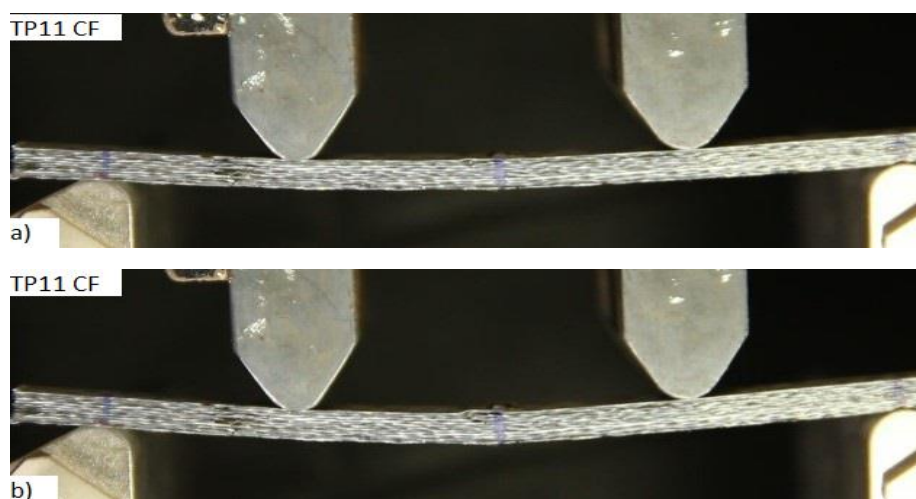
observa-se comportamento diferente, ocorrendo a falha por compressão da face superior dos cdps (Figura 24 e 25), sendo mais perceptível no compósito TP12 CF5. Nesta região, acima da linha neutra, ocorre a compressão das fibras e devido ductilidade da matriz termoplástica há instabilidade das fibras em compressão nesta região, ocorrendo então a flambagem compressiva.

Figura 23 – Correlação de não linearidade entre cdps termoplásticos com furo TP11 CF5 e TP12 CF5



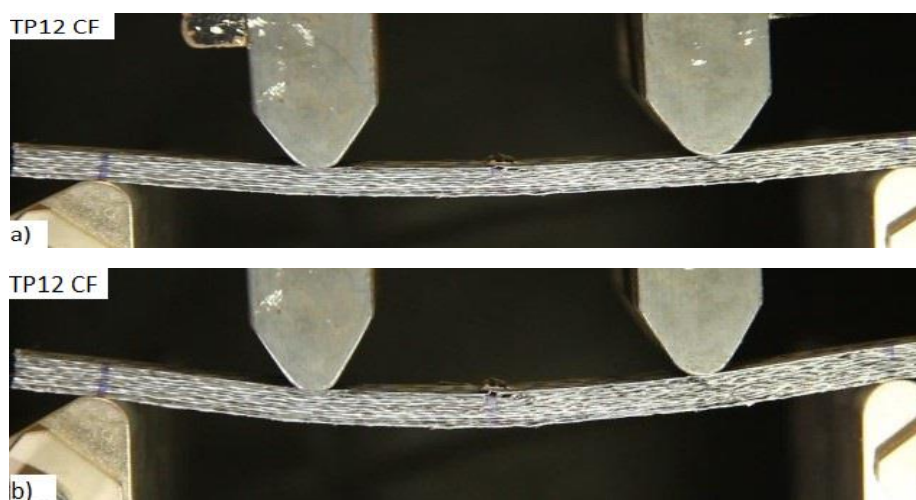
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 – Imagens dos cdps com furos de 5 mm TP11 CF5: a) evento1 e b) evento 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 – Imagens dos cdps com furos de 5 mm TP12 CF5: a) evento1 e b) evento 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para os cdps TR não foi necessária esta análise visto que o gráfico tensão

x deformação foi linear.

6 DISCUSSÃO

Para o estudo realizado, a revisão da literatura necessária para o desenvolvimento se dividiu em pesquisas sobre processamento via moldagem de compressão à quente e moldagem por transferência de resina (RTM), para os sistemas de laminados compósitos de fibra de carbono/PPS e fibra de carbono/resina epóxi, respectivamente. Devido a solicitação de carregamento exigido nas próteses, focou-se também na análise em flexão dos compósitos em 3 ou 4 pontos, comportamento dos compósitos com descontinuidades e, por fim, o uso de polímeros na implantodontia.

Os valores encontrados na literatura para a resistência em flexão e módulo de flexão para compósitos reforçados de fibra de carbono associada a matriz de PPS, processados pelo método da compressão a quente, foram de 1170 ± 49 MPa e de 61 ± 1 GPa, respectivamente (Costa, 2006). Em contrapartida aos resultados encontrados pelo nosso estudo no compósito de fibra de carbono/PPS pelo mesmo método foram da ordem de 108 ± 31 MPa para a resistência em flexão e 25 ± 6 GPa.

Costa (2006), apesar de realizar seu trabalho com fibras de carbono/PPS pelo processo de compressão a quente, realizou seu trabalho utilizando fibras de carbono pré impregnadas com PPS, fez uso de fibras unidirecionais e não em tecido tramado, o que denota melhores propriedades mecânicas e o ensaio foi realizado em flexão de 3 pontos (Pesce et al., 2019). Este ponto é relevante, pois tecidos induzem a falha por compressão, devido ao processo de flambagem induzidos pela ondulação da trama (Shiino et al., 2013).

Ao comparar com outro estudo na literatura, como o de Marques (2010), também foi possível encontrar valores de resistência à flexão máxima e módulo de flexão maiores que os valores reportados aqui (830 a 1039 MPa para resistência

e 54,8 a 55,6 GPa de módulo em flexão). Entretanto, o tipo de fibra utilizado, no caso pré impregnada, e por ser unidirecional influenciam no melhor desempenho, além do ensaio também ser de flexão em 3 pontos.

Alguns outros fatores podem ter ocasionado estas alterações das propriedades mecânicas, como durante o processamento do material termoplástico entre eles: contaminação da matriz; resfriamento do laminado; e empilhamento inadequado das camadas de matriz e reforço (Ashir et al., 2019). Tais alterações geram descontinuidades internas no laminado como falhas e vazios, podendo gerar trincas na matriz, quebra de fibras ou delaminações interlaminares quando houver solicitação mecânica.

A literatura é vasta para compósitos de fibras de carbono associado a matriz de resina epóxi processado pelo método RTM (Brocks et al., 2013; Shiino, 2011, 2014) e análise de flexão, como por exemplo, a resistência apresentada no trabalho de Brocks et al. (2013) foi de 884 ± 42 MPa e 60 ± 3 GPa para o módulo de elasticidade, o que ficou semelhante ao compósito obtido nessa pesquisa (824 ± 38 MPa e 69 ± 4 GPa). Shiino et al. (2011) encontrou resultados abaixo do encontrado por este trabalho em flexão de 3 pontos de 787 ± 89 MPa para resistência à flexão e 29 ± 3 GPa para o módulo em laminados quase-isotrópicos.

Na avaliação dos cdps com furo nos diferentes diâmetros estudados não foi significativo a diferença entre os achados em resistência de flexão ou módulo de elasticidade conforme ilustrado nas Figuras 13 e 15, corroborando com outras literaturas. Por exemplo, Yudhanto et al. (2012) realizaram testes de fadiga em que se verificou que a presença de concentradores de tensão (no caso um furo central de 5,7 mm) não alteraram significativamente os valores da resistência ou do módulo de flexão, porém assim como o presente estudo, foi encontrada uma redução da força máxima em 40%. Os compósitos termoplásticos apresentaram reduções de força de 31% para furos de diâmetro 4 mm, 37% para furos de 5 mm

e de 51% em furos de 6 mm. Para os termorrígidos a redução foi de 29% e de 44% para furos de 4 mm e 6 mm, respectivamente.

As falhas ocorridas nos cdps durante o ensaio em flexão foram condizentes com os relatados na literatura (Brocks et al., 2013; Shiino et al., 2011), onde para os cdps TR houve anteriormente a ruptura a compressão das fibras na região superior próxima ao furo e tração na região inferior. Após atingir o limite de ruptura houve a separação explosiva dos cdps (Shiino, 2011). Já nos cdps TP houve maior delaminação na região próxima de compressão e a ruptura das fibras em região de tração, porém não houve a ruptura total dos espécimes, assim como nos ensaios presentes na literatura (Batista 2015; Marques, 2010).

Os tratamentos reabilitadores com implantes são submetidos a esforços mastigatórios podendo ocasionar fraturas e desgastes das próteses fazendo com que seja necessária a utilização de reforço estrutural nas mesmas. A mordida humana normalmente tem capacidade de transmitir forças aos dentes da ordem de 28 a 408 N (Fernandes et al., 2003; Miura et al., 2001). No entanto, em pacientes com atividades parafuncionais as cargas transmitidas aos dentes podem chegar a até 838 N (Cosme et al., 2005).

O emprego de infraestruturas em compósitos recentemente tem sido explorado devido as vantagens de que possuem sobre as ligas metálicas como alta resistência à flexão, alto módulo de elasticidade, baixo peso específico, permitem a adesão química de resinas sobre a infraestrutura e menor custo de produção (Menini et al., 2017; Seemann et al., 2015).

Os materiais mais utilizados atualmente como infraestruturas protéticas são as ligas metálicas que possuem alta resistência à flexão máxima, módulo de elasticidade e densidade específica (quadro-01) para suportar as cargas emitidas durante o processo mastigatório (Menini et al., 2015; Ruyter et al., 1986).

Atualmente com o desenvolvimento de materiais compósitos novos conceitos estão sendo formulados. Suzaki et al. (2020) descreveram o uso de um

compósito de resina PEEK associado a fibras de vidro (Trinia[®], Shofu, Dental Corporation, San Marcos, CA, EUA) e encontraram como resultados em flexão de três pontos alta resistência de $254,2 \pm 22,3$ MPa e módulo de elasticidade de $7,2 \pm 3,5$ GPa. Este mesmo material está sendo aplicado em próteses totais fixas sobre implantes por diversos autores com resultados promissores (Ewers et al., 2020; Seemann et al., 2015; Yilmaz et al., 2019).

No estudo apresentado, foram obtidos módulos de elasticidade maiores que dos materiais compósitos de PEEK associados a fibras de vidro, especialmente no material termorrígido. No entanto, nos termoplásticos obtidos, a resistência à flexão foi menor, devido aos problemas já relatados o que contraindica o seu uso para tratamentos reabilitadores de longo prazo.

O compósito termorrígido apresentado obteve resultados de resistência e módulo de elasticidade específicos superiores às ligas de CoCr e Ti6Al4V demonstrando assim que pode ser um substituto a estes materiais. Já o compósito termoplástico teve resultados de resistência e módulo de elasticidade menores que aos relatados na literatura. Mesmo assim, os TP apresentaram valor de módulo de elasticidade específico maior que as resinas acrílicas que atualmente é muito utilizada na confecção de protocolos provisórios sem reforço. Portanto os TP podem ser utilizados como infraestrutura de reforço provisório em protocolos.

Há estudos realizados sobre o uso de resina acrílica quimicamente ativada na confecção de próteses sem o uso de infraestruturas de reforço (Ferreira DMF, 2005; Ferreira MB et al., 2014), estes estudos descrevem que o uso de infraestruturas podem ser dispensados, porém é um tema polêmico pois para se conseguir uma boa resistência em flexão seria necessário uma espessura, segundo o autor, de 8 a 12 mm, o que contraindica sua confecção em espaços interoclusais reduzidos. Ademais, o estudo de Menini et al. (2015) aponta que em próteses em resina as tensões sobre os implantes e osso são maiores que em próteses com infraestrutura.

Outro fator a ser considerado na confecção de próteses do tipo protocolo, é a presença de cantiléveres distais, que sabidamente induz maiores concentrações de tensão ao osso e implantes distais (Baggi et al., 2013; Durkan et al., 2020; Rangert et al., 1989; White et al., 1994).

A opção de se utilizar o teste de flexão em quatro pontos se deu pela possibilidade de ser feito o ponto de carregamento mais distante da perfuração onde estaria o *abutment* do implante, similar ao caso de flexão conduzida neste trabalho em que se tem o momento máximo no furo como acontece nos cantiléveres.

O sucesso a longo prazo na implantodontia oral depende do tempo correto de estabilização temporária, pois diferenças entre a conexão e o osso-implante e implante-prótese, podem ocasionar tensões sobre o tecido ósseo gerando a reabsorção óssea, podendo levar a perda do implante. Uma articulação móvel ou rígida pode ser necessária para distribuir as forças gerando tensões na junção periimplantar (Plischka, 1983).

7 CONCLUSÃO

A presença de concentradores de tensão (furos) nos diâmetros estudados não demonstrou alteração significativa dos valores de tensão máxima e no módulo de elasticidade. Tendo interferência somente na força máxima nos dois tipos de laminados de fibra de carbono estudados.

O compósito termorrígido de resina epóxi/fibra de carbono tiveram melhor desempenho mecânico em teste de flexão de quatro pontos que o compósito termoplástico de PPS/fibra de carbono. Entretanto houve divergência entre a qualidade do compósito termoplástico obtido com relação aos compósitos termoplásticos presentes na literatura.

Dentro das limitações de um estudo realizado in vitro, é possível dizer que os compósitos de fibra de carbono termoplásticos e termorrígidos podem ser utilizados como infraestrutura de próteses devido a sua elevada resistência mecânica e elevado módulo de elasticidade quando comparados a outros materiais já utilizados na odontologia como resinas acrílicas, resina composta e compósitos de fibra de vidro. Apresentando propriedades mecânicas em flexão comparáveis no caso de compósitos termorrígidos às ligas metálicas, que são ainda o padrão na confecção de infraestruturas protéticas.

REFERÊNCIAS*

- Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8(1):50–5. doi: 10.2174/1874210601408010050.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416. doi: 10.1016/S0300-9785(81)80077-4. PMID: 6809663.
- Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont.* 2008;17(7):545–9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x.
- Almeida JHS, Angrizani CC, Botelho EC, Amico SC. Effect of fiber orientation on the shear behavior of glass fiber/epoxy composites. *Mater Des.* 2015;65:789–95. doi: 10.1016/j.matdes.2014.10.003.
- Anusavice K. *Phillips materiais dentários*. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
- Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Aparicio A, Nunes J, Claros P, et al. Zygomatic implants placed using the zygomatic anatomy-guided approach versus the classical technique: a proposed system to report rhinosinusitis Diagnosis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(5):627–42. doi: 10.1111/cid.12047.
- Ashir M, Nocke A, Bulavinov A, Pinchuk R, Cherif C. Influence of defined amount of voids on the mechanical properties of carbon fiber-reinforced plastics. *Polym Compos.* 2019;40(S2):E1049–56. doi: 10.1002/pc.24820.
- American Society for Testing and Materials - ASTM. ASTM D7264/D7264M: Standard test method for flexural properties of polymer matrix composite materials [Internet]. West Conshohocken (PA): ASTM 2015.
- Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):9–21. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60004-9.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Balshi TJ, Wolfinger GF, Slaush RW BS. A restrospective analysis of 800 Branemark System Implants following the All-on-Four TM protocol. *J Prosthodon*. 2013;25:1–6. doi: 10.1111 / jopr.12089.

Bao H, Liu G. Progressive failure analysis on scaled open-hole tensile composite laminates. *Compos Struct*. 2016;150:173–80. doi: 10.1016/j.compstruct.2016.05.017.

Barbosa LWG. Influência dos parâmetros de usinagem na integridade superficial da liga biomédica de CoCr ASTM F75 [dissertação]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2019.

Bartolo P, Kruth JP, Silva J, Levy G, Malshe A, Rajurkar K, et al. Biomedical production of implants by additive electro-chemical and physical processes. *CIRP Ann - Manuf Technol*. 2012;61(2):635–55. doi: 10.1016/j.cirp.2012.05.005.

Batista NL. Estudo do efeito da cristalinidade nas propriedades mecânicas de compósitos termoplásticos com aplicações aeronáuticas [tese]. Guaratinguetá (SP): Universidade Estadual Paulista(Unesp), Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá; 2015.

Berg E. The influence of some anamnestic, demographic, and clinical variables on patient acceptance of new complete dentures. *Acta Odontol Scand*. 1984;42(2):119–27. doi: 10.1080/00016357.1984.11978554.

Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U. Evaluation of implant-supportes carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylato) prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6:246–53.

Biris C, Bechir ES, Bechir A, Mola FC, Badiu AV, Oltean C, et al. Evaluations of two reinforced polymers used as metal-free substructures in fixed dental restorations. *Mater Plast*. 2018;55(1):33–7. doi: 10.37358/mp.18.1.4958.

Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):321–9. doi: 10.11607/jomi.3892.

Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. *Med Eng Phys*. 2009;31(7):806–15. doi: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004.

Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses. part 1: experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81–100. doi: 10.3109/02844316909036699.

Brocks T, Shiino MY, Cioffi MOH, Voorwald HJC, Caporalli Filho A. Experimental RTM manufacturing analysis of carbon/epoxy composites for aerospace application. *Mater Res*. 2013;16(5):1175–82. doi: 10.1590/s1516-14392013005000107.

Brocks T. Compósito estrutural carbono/epoxi via RTM para aplicação aeronáutica: processamento e caracterização [dissertação]. Guaratinguetá (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá; 2011.

Cândido GM, Almeida SFM, Rezende MC. Processamento de laminados de compósitos poliméricos avançados com bordas moldadas. *Polímeros*. 2000;10(1):31–41. doi: 10.1590/s0104-14282000000100007.

Carvalho MG, Ávila AF, Van Petten AMVN. Estudo da influência da adição de nanofolhas de grafeno nas propriedades térmicas de nanocompósitos poliméricos. *Rev Iberoam Polímeros*. 2011;12(1):13–22.

Castorina G. Carbon-Fiber framework for full-arch implant-supported fixed dental prostheses supporting resin-based composite and lithium disilicate ceramic crowns: case report and description of features. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019;39(2):175–84. doi: 10.11607/prd.2964.

Catramby MF. Avaliação do comportamento mecânico e da microestrutura de duas marcas comerciais de zircônia monolítica 3Y-TZP sob influência de diferentes parâmetros de sinterização [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2014.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro S de A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont*. 2005;18(4):328–32. PMID: 16052788.

Costa GG. Avaliação da influência dos ciclos térmicos nas propriedades dos compósitos termoplásticos de PPS e PEI com fibras de carbono e vidro conformados por prensagem a quente [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 2006.

Curi MM, Cardoso CL, Ribeiro K de CB. Retrospective study of pterygoid implants in the atrophic posterior maxilla: implant and prosthesis survival rates up to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):378–83. doi: 10.11607/jomi.3665.

Davis DM, Fiske J, Scott B, Radford DR. The emotional effects of tooth loss: a preliminary quantitative study. *Br Dent J*. 2000;188(9):503–6. doi: 10.1038/sj.bdj.4800522. PMID: 10859849.

Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of cantilever length and implant inclination on the stress distribution of mandibular prosthetic restorations constructed from monolithic zirconia ceramic. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(1):121–9. doi: 10.11607/jomi.7744.

Erturk AT, Vatansever F, Yazar E, Karabay S. Machining behavior of multiple layer polymer composite bearing with using different drill bits. *Compos Part B Eng*. 2019;176:107318. doi: 10.1016/j.compositesb.2019.107318.

Espadas-Escalante JJ, Van Dijk NP, Isaksson P. The effect of free-edges and layer shifting on intralaminar and interlaminar stresses in woven composites. *Compos Struct*. 2018;185:212–20. doi: 10.1016/j.compstruct.2017.11.014.

Ewers R, Seeman R. Rehabilitation of tumour patients with ultra-short implants and trinia bridges. In: Tomasetti BJ, Ewers R. *Short implants* [e-book]. Cham: Springer; 2020. p. 143-160

Fehling AW, Sansom BP, Meiser ET JP. Cast connectors: an alternative to soldering base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1986;55(2):195–7.

Fernandes CP, Glantz P-OJ, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dent Mater*. 2003;19(2):118–26. doi: 10.1016/S0109-5641(02)00020-9. PMID: 12543117.

Ferreira DMF. Avaliação in vitro da resistência à flexão de uma resina acrílica em uma estrutura implanto-suportada [dissertação]. Belo Horizonte (MG): Universidade Federal de Minas Gerais; 2005.

Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C*. 2014;38(1):306–14. doi: 10.1016/j.msec.2014.02.021.

Fujihara K, Huang Z-M, Ramakrishna S, Hamada H. Influence of processing conditions on bending property of continuous carbon fiber reinforced PEEK composites. *Compos Sci Technol*. 2004;64(16):2525–34. doi: 10.1016/j.compscitech.2004.05.014.

Geng D, Liu Y, Shao Z, Lu Z, Cai J, Li X, et al. Delamination formation, evaluation and suppression during drilling of composite laminates: a review. *Compos Struct*. 2019;216:168–86. doi: 10.1016/j.compstruct.2019.02.099.

Hildebrandt GH, Dominguez BL, Schork MA, Loesche WJ. Functional units, chewing, swallowing, and food avoidance among the elderly. *J Prosthet Dent*. 1997;77(6):588–95. doi: 10.1016/S0022-3913(97)70100-8.

Hinze M, Vrielinck L, Thalmair T, Wachtel H, Bolz W. Zygomatic implant placement in conjunction with sinus bone grafting: the “extended sinus elevation technique.” a case-cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(6):e376–85. doi: 10.11607/jomi.te18.

Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):475–80. PMID: 1687920.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Pesquisa nacional de saúde: 2013: acesso e utilização dos serviços de saúde, acidentes e violências: Brasil, grandes regiões e unidades da federação [Internet]. Rio de Janeiro: IBGE, 2015. [cited 2020 Aug 20]. Available from: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94074.pdf>.

Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil*. 1999;26(3):185–94. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00375.x. PMID: 10194725.

Jenkins GM, Grigson CJ. The fabrication of artifacts out of glassy carbon and carbon-fiber-reinforced carbon for biomedical applications. *J Biomed Mater Res*. 1979;13(3):371–94. doi: 10.1002/jbm.820130304. PMID: 571441.

Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2004;16(1):26–35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x.

King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil.* 1990;17(6):599–609. doi: 10.1111/j.1365-2842.1990.tb01431.x. PMID: 2283555.

Ladani RB, Wu S, Kinloch AJ, Ghorbani K, Mouritz AP, Wang CH. Enhancing fatigue resistance and damage characterisation in adhesively-bonded composite joints by carbon nanofibres. *Compos Sci Technol.* 2017;149:116–26. doi: 10.1016/j.compscitech.2017.06.018.

Lagace P. Notch sensitivity and stacking sequence of laminated composites. 7th Conference in composite materials: testing and design In: Whitney J, editor. West Conshohocken, PA: ASTM International; 1986. p. 161-76. <https://doi.org/10.1520/STP35347S>.

Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;47:8–17. doi: 10.1016/j.jdent.2016.01.005.

Machado AR. Efeito do desenho de junções e tipo de solda na resistência flexural de barras de liga de Ti-6Al-4V efeito do desenho de junções e tipo de solda na resistência flexural de barras de liga de Ti-6Al-4v [dissertação]. Uberlândia (MG): Universidade Federal de Uberlândia; 2013.

Magalhães K, Fonseca EMM, Monteiro DC. Metodologia para determinação da elevação da temperatura por cimentação ou furação num modelo dentário. In: RM Natal, Jorge JMRS, Tavares J, Belinha MPL P. 5º Congr. Nac. Biomecânica Proc.Espinho, Portugal: CRC PRESS, Taylor & Francis Group; 2013. p. 613–7.

Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Feb;15(1):18–22. doi: 10.1046/j.1600-0501.2003.00985.x

Maló P, De Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(3):310–20. doi: 10.14219/jada.archive.2011.0170.

Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003 Mar;5:2–9. doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.

Markley MR. Compensation by thermal expansion. *J Prosthet Dent*. 1953;3(3):419–22. doi: 10.1016/0022-3913(53)90022-5.

Marques LS. Estudo do processamento de compósitos termoplásticos PPS/Carbônio obtidos por consolidação em autoclave[dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 2010.

Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S. Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks. *Acta Odontol Scand*. 2015;73(8):581–7. doi: 10.3109/00016357.2014.958875.

Mazumdar S. Composites manufacturing: materials, product and process engineering. Boca Raton: CRC Press, 2002.

Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto LDR, Dos Santos DM. Stress distribution in an implant-supported mandibular complete denture using different cantilever lengths and occlusal coating materials. *Implant Dent*. 2017;26(1):106–11. doi: 10.1097/ID.0000000000000534.

Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, et al. Effect of framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3d finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2015;28(6):627–30. doi: 10.11607/ijp.4345.

Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *MaterSciEng C [Internet]*. 2017;70:646–55. doi:10.1016/j.msec.2016.09.047.

Mish CE. Implantes dentais contemporâneos. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.

Mittal G, Rhee KY, Mišković-Stanković V, Hui D. Reinforcements in multi-scale polymer composites: processing, properties, and applications. *Compos Part B Eng [Internet]*. 2018 Apr;138(November 2017):122–39. doi:10.1016/j.compositesb.2017.11.028 Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836817335813>

Miura H, Watanabe S, Isogai E, Miura K. Comparison of maximum bite force and dentate status between healthy and frail elderly persons. *J Oral Rehabil.* 2001 Jun; 28 (6):592-5. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00716.x. PMID: 11422687

Mohamed Makki M, Chokri B. Experimental, analytical, and finite element study of stress concentration factors for composite materials. *J Compos Mater.* 2017;51(11):1583–94. doi: 10.1177/0021998316659915.

Montesano J, Selezneva M, Fawaz Z, Poon C, Behdinan K. Elevated temperature off-axis fatigue behavior of an eight-harness satin woven carbon-fiber/bismaleimide laminate. *Compos Part A Appl Sci Manuf.* 2012;43(9):1454–66. doi: 10.1016/j.compositesa.2012.04.016.

Mozar MS. Manual de prótese fixa. Série: Manuais de prótese odontológica [internet]. Belo Horizonte (MG) [cited 2019 Abr 23]. Available from: <https://portugues.free-ebooks.net/ebook/Manual-de-Protese-Fixa/pdf>.

Naik NK, Sirisha M, Inani A. Permeability characterization of polymer matrix composites by RTM/VARTM. *Prog Aersp Sci.* 2014;65:22–40. doi: 10.1016/j.paerosci.2013.09.002.

Neto FL, Pardini LC. Compósitos estruturais: ciência e tecnologia. 2. ed. São Paulo:Blücher; 2016.

Newcomb BA. Processing, structure, and properties of carbon fibers. *ComposPart A ApplSciManuf* [Internet]. 2016; 91:262–82. doi: 10.1016/j.compositesa.2016.10.018 Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.10.018>

Nogueira CL. Obtenção e caracterização de compósitos termoplásticos avançados à base de matrizes de poli (propileno) reforçadas com fibra de carbono[tese]. São José dos Campos (SP): Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 2004.

Oliveira GH, Guimarães VA, Botelho EC. Influência da temperatura no desempenho mecânico de compósitos PEI/fibras de vidro. *Polímeros.* 2009;19(4):305–12. doi: 10.1590/S0104-14282009000400010.

Pascal F, Dorival O, Navarro P, Marguet S, Ferrero JF. Impact damage prediction in thin woven composite laminates – Part I: Modeling strategy and validation. *Compos Struct*. 2018;190(December 2017):32–42. doi: 10.1016/j.compstruct.2018.02.007.

Pera F, Pesce P, Solimano F, Tealdo T, Pera P, Menini M. Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla - a cohort clinical study. *J Oral Rehabil*. 2017;44(5):392–7. doi: 10.1111/joor.12493.

Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, et al. Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Mater Sci Eng C*. 2019;102(March 2018):186–91. doi: 10.1016/j.msec.2019.04.036. PMID: 31146989.

Petersen PE, Kandelman D, Arpin S, Ogawa H. Global oral health of older people--call for public health action. *Community Dent Health*. 2010;27(4 Suppl 2):257–67. doi: 10.1922/CDH. PMID: 21313969

Pinheiro DJG. Análise estática e dinâmica de painéis corrugados construídos em materiais compósitos[dissertação]. Lisboa (POR): Instituto Superior de Engenharia de Lisboa; 2010.

Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol*. 2008;35:216–40. doi: 10.1111/j.1600-051X.2008.01272.x.

Plischka G. The importance of the superstructure in oral implantology. *Int Dent J*. 1983 Dec;33(4):376-78. PMID: 6360914

Raghoobar GM, Louwerse C, Kalk WWI, Vissink A. Morbidity of chin bone harvesting. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(5):503–7. doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120511.x.

Rajmohan T, Vinayagamoorthy R. Review on effect machining parameters on performance of natural fibre – reinforced composites (NFRCs) *J Thermoplast Compos Mater*. 2018; 32(9):1282-302. doi: 10.1177/0892705718796541

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7. PMID: 2700747

Rezende MC, Botelho EC. O uso de compósitos estruturais na indústria aeroespacial. *Polímeros Ciência e Tecnol.* 2000;10(2):4–10. doi: 10.1590/S0104-14282000000200003

Rezende MC, Costa ML, Botelho EC. *Compósitos estruturais: tecnologia e prática.* São Paulo: Artliber; 2011.

Rocha PVB. *Todos os passos da prótese sobre implantes: do planejamento ao controle posterior.* Nova Odessa: Napoleão; 2012.

Rocha R, Pinheiro ALB, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006;17(1):20–3. doi: 10.1590/S0103-64402006000100005. PMID: 16721459.

Romeo E, Tomasi C, Finini I, Casentini P, Lops D. Implant-supported fixed cantilever prosthesis in partially edentulous jaws: a cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(11):1278–85. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01766.x.

Ruyter IE, Ekstrand K, Björk N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent Mater.* 1986;2(1):6–9. doi: 10.1016/S0109-5641(86)80062-8.

Savage G. The properties of carbon-carbon composites. In: Savage G. *Carbon-Carbon composite* [e-book]. Dordrecht: Springer; 1993. p. 277-317.

Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent.* 1985;54(6):770–6. doi: 10.1016/0022-3913(85)90467-6.

Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4- × 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(4):630–40. doi: 10.1016/j.joms.2014.10.031.

Seegerström S, Ruyter IE. Mechanical and physical properties of carbon–graphite fiber-reinforced polymers intended for implant suprastructures. *Dent Mater* [Internet]. 2007 Sep;23(9):1150–6. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.050 Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564106002727>

Shiino MY, Cioffi MOH, Voorwald HCJ, Ortiz EC. Tricot stitched carbon fiber reinforced polymer composite laminates manufactured by resin transfer molding process: C-scan and flexural analysis. *J Compos Mater.* 2013;47(14):1695–703. doi: 10.1177/0021998312450928.

Shiino MY, Alderliesten RC, Pitanga MY, Cioffi MOH. Fatigue crack growth rate in mode I of a carbon fiber 5hs weave composite laminate processed via RTM. *Adv Mater Res.* 2014;891–892:172–7. doi:10.4028/www.scientific.net/amr.891-892.172.

Shiino MY. Desenvolvimento e caracterização de compósitos processados por RTM para aplicação aeroespacial [dissertação]. Guaratinguetá (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá; 2011.

Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prostheses: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(6):e107–14. doi: 10.11607/jomi.7255. PMID: 31711084.

Sonnenfeld C, Mendil-Jakani H, Agogué R, Nunez P, Beauchêne P. Thermoplastic/thermoset multilayer composites: A way to improve the impact damage tolerance of thermosetting resin matrix composites. *Compos Struct.* 2017; 171:298–305. doi: 10.1016/j.compstruct.2017.03.044.

Sorrentino L, Turchetta S, Bellini C. A new method to reduce delaminations during drilling of FRP laminates by feed rate control. *Compos Struct.* 2018; 186:154–64. doi: 10.1016/j.compstruct.2017.12.005.

Sorrentino L, Turchetta S, Bellini C. In process monitoring of cutting temperature during the drilling of FRP laminate. *Compos Struct.* 2017; 168:549–61. doi: 10.1016/j.compstruct.2017.02.079.

Suzaki N, Yamaguchi S, Hirose N, Tanaka R, Takahashi Y, Imazato S, et al. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dent Mater.* 2020;36(8):987–96. doi: 10.1016/j.dental.2020.04.012.

Taggart WH. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent Cosmos* 1907; 49(11):1117-21.

Tognana S, Salgueiro W, Somoza A, Marzocca A. Measurement of the Young's modulus in particulate epoxy composites using the impulse excitation technique 2010;527:4619–23. doi: 10.1016/j.msea.2010.04.083.

Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(2):67–74. doi: 10.4047/jap.2020.12.2.67.

Ueno AH. Análise comparativa da alteração dimensional entre dois métodos de soldagem: arco elétrico com proteção de argônio (TIG) e maçarico, para uma liga para prótese metalocerâmica à base de Ni-Cr.[tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru; 2000. doi:10.11606/T.25.2000.tde-08032005-121316.

Wallace SS, Froum DDSSJ, Cho S, Elian DDSN, Monteiro D, Soo B. Sinus augmentation utilizing anorganic bovine bone (bio-oss) with absorbable and nonabsorbable membranes placed over the lateral window : histomorphometric and clinical analyses. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2005;25:551–9. doi: 10.11607/prd.00.0666. PMID: 16353530.

Wang HW, Zhou HW, Gui LL, Ji HW, Zhang XC. Analysis of effect of fiber orientation on Young's modulus for unidirectional fiber reinforced composites. *ComposPart B Eng [Internet]*. 2014 Jan;56:733–9. doi: 10.1016/j.compositesb.2013.09.020 Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836813005337>

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):493–9. doi: 10.1016/0022-3913(94)90189-9.

Yilmaz B, Batak B, Seghi RR. Failure analysis of high performance polymers and new generation cubic zirconia used for implant-supported fixed, cantilevered prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(6):1132–9. doi: 10.1111/cid.12844.

Yudhanto A, Iwahori Y, Watanabe N, Hoshi H. Open hole fatigue characteristics and damage growth of stitched plain weave carbon/epoxy laminates. *Int J Fatigue*. 2012;43:12–22. doi: 10.1016/j.ijfatigue.2012.02.002.

Zhang D, He M, Qin S, Yu J. Effect of fiber length and dispersion on properties of long glass fiber reinforced thermoplastic composites based on poly(butylene terephthalate)[Internet]. 2017;7(25):15439–54. doi: 10.1039/C7RA00686A
Available from: <http://xlink.rsc.org/?DOI=C7RA00686A>