UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

GEYSON GALO DA SILVA

UTILIZAÇÃO DO POLITEREFTALATO DE ETILENO (PET) PARA CONFECÇÃO DE COMPONENTES PROTÉTICOS E CÁPSULAS PARA *OVERDENTURES* -

PROPRIEDADES FÍSICAS, MECÂNICAS E MORFOLÓGICAS, SUBMETIDOS A ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL

Ribeirão Preto

2018

GEYSON GALO DA SILVA

Utilização do Politereftalato de Etileno (PET) para confecção de componentes protéticos e cápsulas para *overdentures* - Propriedades físicas, mecânicas e morfológicas, submetidos a envelhecimento artificial

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Mestre em Ciências no Programa de Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Versão Corrigida

Ribeirão Preto

2018

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Da Silva, Geyson Galo

Utilização do Politereftalato de Etileno (PET) para confecção de componentes protéticos e cápsulas para *overdentures* - Propriedades físicas, mecânicas e morfológicas, submetidos a envelhecimento artificial, 2017.

141 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Cândido dos Reis, Andréa.

Implantes dentários; Componentes protéticos; Polímero; Polietileno; Politereftalato de etileno; Propriedades físicas; Comportamento mecânico; Morfologia.

Versão corrigida da Dissertação/Tese. A versão original se encontra disponível na unidade que aloja o programa.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Geyson Galo da Silva

Utilização do Politereftalato de Etileno (PET) para confecção de componentes protéticos e cápsulas para *overdentures* - Propriedades físicas, mecânicas e morfológicas, submetidos a envelhecimento artificial

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Data da defesa: ___/___/2018

Banca Examinadora

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*À minha mãe **Marlene Galo da Silva**, por ter batalhado todos esses anos para que eu e meu irmão pudéssemos ter a educação, o comportamento e o caráter que temos hoje. Para mim, exemplo de mulher e de pessoa. Íntegra, honesta, mulher de princípios e que sabe enfrentar os problemas da vida de frente. À minha mãe eu devo minha vida! Esqueceu-se de si para cuidar de mim quando adoeci. Seu mundo passou a ser o meu mundo. A cada dia que ainda respiro aqui, devo a ela cada minuto de carinho dedicado a mim. Essa conquista não teria acontecido sem seu apoio. Muito obrigado!*

*Ao meu pai **Francisco Pereira da Silva**, que já não se encontra mais em meio de nós. Tenho certeza que onde quer que esteja, está vibrando comigo e cheio de emoção e orgulho. Pai, obrigado por cada dia seu de trabalho dedicado a nossa família. Ao longo dos anos descobri com você o valor do perdão e que cada dia é tempo de recomeçar e me tornar uma pessoa melhor. Você para mim é exemplo de trabalho, dedicação e humildade. Que Deus me permita ter um dia o coração do tamanho do seu. Obrigado por me proporcionar condições para que eu pudesse chegar até aqui.*

*Ao meu irmão **Matheus Galo da Silva,** a quem serei eternamente grato por cuidar dos meus pais e estar presente na vida deles em minha ausência nessa jornada até aqui. Você é o alicerce da nossa família, estando presente todos esses dias que eu me fiz ausente. Obrigado por me entender, por me aceitar como sou. Herdou de nosso pai o que ele possuía de mais valioso, um coração nobre. Obrigado!*

*À minha avó **Edvirges Cadamuro Gallo**, por ser minha segunda mãe desde o primeiro dia que vim a esse mundo. Não tenho palavras para descrever o que você significa em minha vida. Obrigado por cada momento que passamos juntos, por cada conversa, por cada ensinamento. Você é um exemplo de mulher batalhadora, de fidelidade, hombridade e honestidade. Não sei que pessoa eu seria se eu não tivesse dentro de mim um pedaço de você, minha avó, e com certeza nessa vida eu não quero saber. Se eu pudesse escolher, escolheria você como minha eterna avó. Muito obrigado!*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis por todos os ensinamentos de vida e científicos que contribuíram para minha formação profissional e crescimento pessoal. Obrigado pela sua dedicação e ânsia em devolver a sociedade todo investimento em nós creditado. Essas características me mostraram qual a verdadeira essência da docência. Agradeço pelo laço de amizade criado e por todo carinho e tempo que divide com nós, seus eternos alunos.

Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

*À **Universidade de São Paulo** e à **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, representada pela Diretora Profa Dra Léa Assed Bezerra da Silva, pela minha formação como Cirurgião Dentista e Mestre.*

*Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisas em Biocompatibilidade de Materiais **Edson Volta**, pela disponibilidade, auxílio em ensaios da pesquisa e principalmente pela preocupação em nos oferecer o melhor ambiente de trabalho.*

*Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese** pela contribuição para minha formação no curso de mestrado.*

*Aos colegas do **Serviço de limpeza** da Faculdade por nos proporcionarem ambientes sempre limpos para que pudéssemos realizar nossas atividades diárias.*

*Às minhas colegas **Denise Tornavoi de Castro, Mariana Lima da Costa Valente e Ana Beatriz Teixeira Vilela** pela atenção e disponibilidade em ajudar no que foi preciso, o que contribuiu para a realização desse trabalho e para o meu crescimento profissional.*

*As minhas colegas de turma de mestrado **Michelle Menezes Sobreiro, Lívia Fiorin, Cecília Vasconcelos, Alice Ramos de Freitas Pereira, Milena Mangueira Rocha, Bruna Neves de Freitas, Marília Lamenha** pelo convívio durante esses dois anos, pelo empenho e dedicação de cada uma, sem exceção, ao curso. Foram fatores preponderantes que me fizeram querer ser sempre melhor a cada dia, a cada disciplina. Vocês foram minhas inspirações.*

*Às técnicas dos laboratórios **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, Ana Paula Macedo, Viviane de Cássia Oliveira**, obrigado por estarem sempre dispostas a ajudar no que foi preciso. Obrigado por contribuírem para que esse projeto de pesquisa pudesse ser concluído com metodologias sólidas, concisa e eficiente.*

*Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese **Denise Martins Fontes Gonçalves, Regiane de Cássia Tirado Damasceno e Fernanda Talita de Freitas** obrigado por sempre estarem dispostas a nos ajudar. Obrigado pelo exemplo de profissionalismo e dedicação. Agradeço a amizade que cresceu do nosso convívio diário. A vocês o meu carinho!*

*Aos membros da minha família **Avô, Tias, Tios, Primos,** por sempre torcerem por mim e compartilharem comigo minhas conquistas e momentos de felicidades.*

Aos meus amigos de infância, e aos meus novos amigos, por me apoiarem e respeitarem as minhas decisões de vida profissional e pessoal. Vocês são essenciais em minha vida. Minha segunda Família!

Aos meus tios ***Antônio Carlos Alves de Oliveira e Rosangela Pastore Alves de Oliveira,*** *pois sem seus direcionamentos essa conquista em minha vida não teria acontecido. Obrigado por me terem como um filho. Obrigado por sempre terem palavras de carinho, esclarecimento e experiência de vida.*

À ***Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto*** *pela contribuição na confecção de dispositivos para a realização do trabalho.*

Ao ***Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano,*** *pela disponibilidade, pela paciência e por estar sempre disposto a ajudar. Obrigado por abrir as portas do laboratório da Bioengenharia para que pudéssemos realizar uma etapa desse projeto, e principalmente por dividir conosco seus conhecimentos.*

*Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (****FAPESP****), pelo auxílio financeiro na forma de bolsa de mestrado. Número do processo 2016/10900-7.*

Ao ***Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro****, responsável pelo Laboratório de estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes. Agradeço pela liberdade de usufruir do laboratório e também pela disposição de ajudar no que precisei. Muito Obrigado!*

EPÍGRAFE

"Nunca tenha certeza de nada porque a sabedoria começa com a dúvida."

(Sigmund Freud)

RESUMO

SILVA GALO, G. **Utilização do Politereftalato de Etileno (PET) para confecção de componentes protéticos e cápsulas para *overdentures* - Propriedades físicas, mecânicas e morfológicas, submetidos a envelhecimento artificial.** Ribeirão Preto, 2018. **141 p**. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

A qualidade dos procedimentos clínicos realizados na prática odontológica está intimamente ligada às propriedades dos materiais e tecnologias aplicadas à reabilitação oral. No caso das *overdentures*, uma falta de retenção entre a prótese e o implante pode ocorrer pelo excesso de fadiga das cápsulas que os conectam. Isso leva a um insucesso no tratamento e perda de função, reduzindo a durabilidade e qualidade de vida dos pacientes. Diante dessa problemática o presente estudo propôs um novo material que seja capaz de solucionar ou minimizar este problema, visando uma longevidade do tratamento reabilitador. O objetivo desse trabalho foi comparar um material inédito na odontologia com os já existentes, na confecção de cápsulas para retenção de overdenture, antes e após o envelhecimento artificial por termociclagem (10.000 ciclos = 1 ano clínico). O material estudado foi o Politereftalato de Etileno (PET) que vem se demonstrando um material promissor para tal função devido a sua biocompatibilidade e suas características físicas e mecânicas. O PET foi comparado com poliacetal, polietileno e teflon já utilizados para esta função (n=20). Os materiais foram submetidos aos ensaios resistência à compressão, rugosidade e dureza superficial, resistência à fadiga, arrancamento, resistência de união e análise em estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura. Para responder aos objetivos do estudo foram utilizadas, além de técnicas básicas de análise exploratória como média, mediana, desvio padrão e intervalo de confiança para média (IC 95%), a análise inferencial de comparação de média de ANOVA Two-Way com Medidas Repetidas. Houve influência do envelhecimento artificial apenas na variável fadiga, em todos os tempos analisados. Em relação a rugosidade o PET (0,9168) apresentou as menores médias, juntamente com o Poliacetal (0,5160) (p=0,001). Para Dureza superficial não houve diferença entre os grupos. Na Resistência à Compressão o Poliacetal (109,88) apresentou os maiores valores de tensão, não havendo diferença estatisticamente significante do PET(101,02)(p=0,003). No ensaio de arrancamento PET (484,4) e Poliacetal (443,7) apresentaram os maiores valores de força máxima (p=0,033). Em relação a Fadiga PET e Poliacetal apresentaram os maiores valores em todos os tempos analisados (p<0,001). Através da análise por estereomicroscopia, o padrão de fratura do Poliacetal e PET foi coesiva, os demais foram adesiva. Pela microscopia eletrônica de varredura, não foi observado alteração de superfície apenas pelo Polietileno. Conclui-se que o PET apresentou ótimos resultados para as variáveis propostas, sugerindo seu uso para confecção de componentes protéticos.

Palavras Chave: Implantes dentários; Componentes protéticos; Polímero; Polietileno; Politereftalato de etileno; Propriedades físicas; Comportamento mecânico; Morfologia.

ABSTRACT

SILVA GALO, G. **Use of the polyethylene terephthalate (PET) for the preparation of prosthetic components and capsules for overdentures - Physical, mechanical and morphological properties, submitted to artificial aging**. Ribeirão Preto, 2018. **141 p**. Dissertation (Master's Degree in Oral Rehabilitation) – School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo.

The quality of clinical procedures performed in dental practice is closely linked to the properties of materials and technologies applied to oral rehabilitation. In the case of overdentures, a lack of retention between the prosthesis and the implant can occur due to the excess fatigue of the capsules that connect them. This leads to unsuccessful treatment and loss of function, reducing the durability and quality of life of patients. Faced with this problem, the present study proposed a new material that is capable of solving or minimizing this problem, aiming at a longevity of the rehabilitation treatment. The objective of this study was to compare a new material in dentistry with existing ones, in the manufacture of capsules for retention of overdenture, before and after artificial aging by thermocycling (10,000 cycles = 1 year clinical).The material studied was polyethylene terephthalate (PET), which has been shown to be a promising material for this function due to its biocompatibility and its physical and mechanical characteristics. PET was compared with polyacetal, polyethylene and teflon already used for this function (n=20). The materials were submitted to the tests of compressive strength, roughness and surface hardness, fatigue strength, pullout, bond strength and stereomicroscopic analysis and scanning electron microscopy. In order to respond to the objectives of the study, we used, besides basic exploratory analysis techniques such as mean, median, standard deviation and confidence interval for mean (95% CI), the inferential analysis of the comparison of mean two-way ANOVA with Repeated Measurements . There was influence of artificial aging only on the variable fatigue, at all times analyzed. In relation to the roughness, the PET (0,9168) presented the lowest averages, together with the Polyacetal (0,5160) ($p = 0.001$). For superficial hardness there was no difference between the groups. In the Compression Resistance the polyacetal (109,88) had the highest values of tension, and there was no statistically significant difference of PET (101,02) ($p= 0.003$). The PET (484,4) and polyacetal (443,7) tear test the highest values of maximum strength were found ($p = 0.033$). In relation to PET Fatigue and Polyacetal presented the highest values in all times analyzed ($p <0.001$). Through stereomicroscopy analysis, the fracture pattern of Polyacetal and PET was cohesive, the others were adhesive. By scanning electron microscopy, no surface change was observed only by Polyethylene. It is concluded that PET presented excellent results for the proposed variables, suggesting its use for the preparation of prosthetic components.

Keywords: Dental implants; Prosthetic components; Polymer; Polyethylene; Polyethylene terephthalate; Physical properties; Mechanical behavior; Morphology.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO **21**

2 PROPOSIÇÃO **29**

3 MATERIAL E MÉTODOS 33

3.1 Material 35

3.1.1 Polímeros utilizados no estudo 35

3.1.2 Cápsulas metálicas 36

3.1.3 Resina Acrílica 36

3.2 Método 36

3.2.1 Resistência à Compressão 36

3.2.2 Rugosidade de superfície 37

3.2.3 Dureza 38

3.2.4 Ensaio de arrancamento 39

3.2.5 Resistência à fadiga 43

3.2.6 Análise por estereomiscroscopia 47

3.2.7 Caracterização micro estrutural por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura 48

3.2.8 Termociclagem 49

3.2.9 Metodologia estatística 51

4 RESULTADOS **53**

5 DISCUSSÃO **89**

6 CONCLUSÃO **99**

REFERÊNCIAS **103**

APÊNDICE **115**

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de materiais biocompatíveis, e a combinação de novas técnicas que facilitem os tratamentos e promovam o reparo dos tecidos orais, têm sido uma alavanca para a evolução da odontologia. O aperfeiçoamento dos materiais e a criação de outros, com melhores propriedades ou semelhantes aos disponíveis no mercado, com menores custos, mostram o caminho para a solução de um grande número de problemas na Odontologia.

Dentre os protocolos de reabilitação oral, temos as próteses implantossuportadas. Um problema dessa prótese é a contaminação bacteriana na interface implante/componente protético devido ao desajuste nessa região, proveniente da aplicação de torque. A falta de adaptação causa danos mecânicos, como fraturas e desapertos de parafusos, além de danos biológicos como mucosites e peri-implantites, que estão relacionados a dificuldade de higienização e retenção de bactérias nos espaços entre os componentes (QUIRYNEM *et al.,* 1994; ROMERO *et al*., 2000). O formato da plataforma de implantes tipo Cone Morse também apresenta problemas de desadaptação segundo testes microbiológicos realizados *in vitro,* o que demostra a constante necessidade por busca de novos materiais ou readaptações dos já existentes no mercado (ALVES *et al.,*2014). Assim, a utilização de materiais alternativos, biocompatíveis e que apresentem propriedades físico-químicas e mecânicas favoráveis, é uma ótima solução para promoção de saúde ao tecido peri-implantar e manutenção estética gengival ao redor dos implantes (GARRAFA *et al.,*1996). Atualmente, a maioria dos componentes protéticos calcináveis e utilizados como componentes provisórios, das empresas nacionais, são fabricados a partir de um polímero, que é o polietileno.

Hoje é difícil imaginar um mundo sem a utilização dos polímeros nas diversas áreas, seja na indústria alimentícia, na medicina, na construção civil, aeroespacial, entre outros setores. No âmbito da química, polímeros são macromoléculas constituídas por unidades de repetição (monômeros), ligadas entre si por ligações covalentes, predominantemente (PITT *et al*, 2011). Algumas propriedades desses materiais como, resistência mecânica, térmica, elétrica, permeabilidade a gases, estabilidade frente a substâncias químicas, favorecem sua utilização na indústria de forma geral, possibilitando a substituição de materiais mais caros, como os metais.

Visando a constante necessidade de se encontrar materiais alternativos, biocompatíveis e que favoreçam uma melhor e mais rápida cicatrização dos tecidos ao redor dos implantes, o Politereftalato de Etileno (PET), comercialmente conhecido como DACRON®, apresenta-se como boa alternativa e configura-se numa técnica ainda não apresentada na literatura odontológica.

No Brasil, o PET começou a ser comercializado na década de 1970, na forma de fibra e somente a partir de 1993, passou a ser utilizado na fabricação de embalagens (ROMÃO *et al.,* 2009). Já na medicina a utilização desse material como componentes protéticos ortopédicos é muito conhecida e discutida na literatura (MEDING *et al.,* 2011; QUEIROZ *et al.*, 2001; SCHWARTSMANN *et al.*, 1995; PACE *et al.,* 2013). Atualmente, o polímero é utilizado na área médica para confecção de próteses cardiovasculares (COHEN, 2009; MOHAMMADI 2011; WONG 2008; METZGER, 1994) e em casos de enxertos vasculares (OKAMOTO *et al.,* 2011; YAMAMOTO *et al.,* 2011; ARA *et al.*, 2015). Estudo recente demonstrou a utilização do politereftalato de etileno como enxerto venoso nos rins, possibilitando um transplante de sucesso em longo prazo (TINAY *et al*., 2013). Na medicina, em caso de reconstrução da raíz da aorta, vem sendo utilizado em uma nova técnica cirúrgica, demonstrando bons resultados em longo prazo e sua biocompatibilidade (CALCATERRA *et al*., 2014; ZIGANSHIN *et al*., 2014).

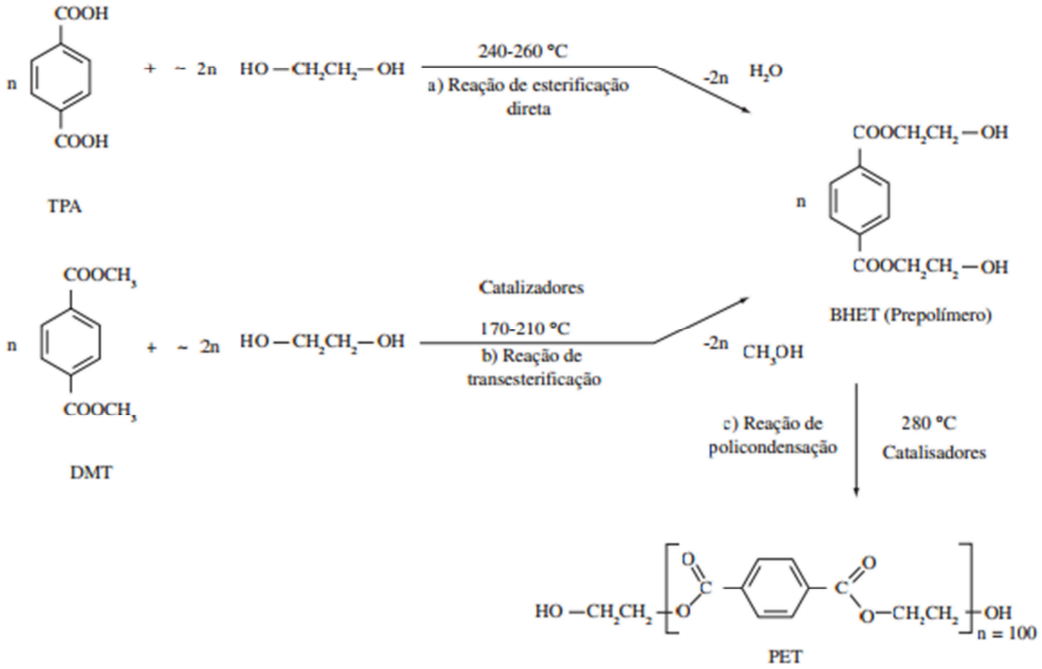
Segundo Rychlik et al, enxertos de DACRON® para revascularização cirúrgica de membros inferiores, demonstrou-se mais eficiente que os de politetrafluoretileno em um prazo de 10 anos de uso (RYCHLIK *et al*, 2014). Bracco e colaboradores também demonstraram que o DACRON® apresenta-se mais eficiente em relação ao polipropileno quando usado em formas de malhas para cirurgias abdominais de hérnia. (BRACCO *et al*., 2005).

Devido a grande utilização mundial do PET, a preocupação com o meio ambiente torna-se inevitável. Alguns estudos vem se preocupando com a degradação desse material de forma que seja a menos poluente possível. Estudos como o de Yoshida e colaboradores, buscam bactérias capazes de degradar as principais moléculas do PET e torná-lo não nocivo ao meio ambiente. Isso demonstra a demanda desse material e sua constante e cada vez maior aplicação para melhoria de vida e novas tecnologias nos diferentes setores da economia mundial (YOSHIDA et al, 2016).

De acordo com a descrição de KARAGIANNIDS *et al*., 2008, o PET é quimicamente classificado como um polímero poliéster termoplástico com estrutura parcialmente alifática e aromática, semicristalino, sendo um dos mais importantes dos poliésteres. É produzido por esterificação direta do ácido tereftálico purificado (PTA) com monoetileno glicol (MEG). Esses dois elementos (PTA e MEG) são misturados, formando uma pasta que, durante o processo de fabricação, reagirão entre si, passando por cristalização e formando o PET na sua estrutura conhecida: grãos brancos e opacos. (Associação brasileira da indústria do PET - ABIPET – site 12/05/2016). O processo esterificação direta vem sendo o preferido para produção industrial do PET devido ao desenvolvimento de um novo método de purificação do

monômero PTA. O PTA é produzido a partir da oxidação do p-xileno com ácido acético. Porém, não há um rendimento satisfatório dessa reação e gera impurezas como o 4-carboxibenzaldeído (4-CBA), que dificulta a obtenção do grau de polimerização desejável (AWAJA, 2005). A partir da dissolução do PTA em água e posterior hidrogenação com um catalisador de Pd/C, esse problema foi totalmente contornado. A esterificação direta é uma reação heterogênea e autocatalítica, que dispensa a adição de catalisadores (Figura 1). A razão molar do PTA:MEG e a faixa de temperatura reacional usadas são 1:1,5-3 e 240-260 °C, respectivamente (ROMÃO *et al.*, 2009)

Figura 1. Reação química de formação do PET. Fonte: ROMÃO *et al.*, 2009.



Algumas vantagens do PET em relação aos demais termoplásticos que justificam sua grande e crescente utilização são: regeneração tecidual, excelente estabilidade térmica, facilidade de processamento, alta resistência química, alta estabilidade hidrolítica, devido à presença de anéis aromáticos, propriedades mecânicas atrativas a altas temperaturas, propriedades de barreira a gases, leveza, aparência nobre, brilho e transparência e baixo custo de produção (ROSU *et al.*, 1999; ROMÃO *et al.,* 2009; GARCIA, 1997). Fibras de PET têm sido empregadas para a fabricação de vários componentes para implantes uma vez que causam uma reação muito mais suave com o tecido em organismos vivos, quando comparado com outros materiais conhecidos (BUCHEÑSKA, 1997). Entretanto, estudos

demonstram que a modificação da superfície do PET permite melhorar sua biocompatibilidade celular, tanto no aumento da produção celular quanto a adesão, assim como a osseointegração. O aumento da osseointegração foi verificado ao PET quando associado, dentre outras substâncias, ao ácido hialurônico e a hidroxipopilcelulose (HPC) na superfície do polímero, havendo no primeiro também a formação de colágeno (LI *et al*., 2013; LI *et al*., 2012; YANG *et al.,* 2013; HUANG *et al.*, 2015). Outras substâncias estão sendo associadas à superfície do PET, cujos resultados sugerem a indução da osseointegração, como por exemplo, a hidroxiapatita (JIANG *et al.,* 2014; LI *et al.,* 2011). Já o tratamento com plasma de oxigênio diminuiu o potencial de oxidação da superfície de PET e revelou maior afinidade para a ligação de componentes do soro sanguíneo, aumentando também a proliferação de células endoteliais (JAGANJAC, *et al.,* 2014). Quando comparados com cerâmicas e metais que possuem propriedades mecânicas semelhantes aos tecidos mineralizados, tais como ossos e dentes, os polímeros e seus compósitos possuem propriedades mecânicas correspondentes a dos tecidos moles (RATNER, 1996). Apesar do sucesso da utilização do titânio e suas ligas, como biomaterial, devido às suas excelentes propriedades mecânicas, químicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade (HAMADA *et al.,* 2002), outros materiais são constantemente desenvolvidos e testados. Atualmente, são produzidos no mercado odontológico componentes protéticos e intermediários a base de outros materiais além do titânio, como a zircônia e o plástico calcinável. No entanto, esses materiais podem apresentar problemas. No caso do plástico calcinável pode ocorrer desadaptação na interface componente protético/intermediário/implante, aumentando o risco de contaminação, trazendo prejuízos para o tratamento reabilitador em longo prazo (YAMANISHI *et al.,* 2012; PESSOA *et al.,* 2010).

Quando se pensa na utilização de novos materiais para determinadas funções, é necessário a realização de testes através de ensaios para avaliar o desempenho destes materiais. Posteriormente, há a necessidade de comparar esses resultados com os dos materiais já existentes no mercado, que desempenham a mesma função.

No caso do PET, estudos anteriores demostraram bons resultados físicos, mecânicos e morfológicos quando comparados com o polietileno. Porém, para reforçar os resultados desses estudos, há a necessidade de se avaliar as mesmas propriedades do material após um certo período de degradação, simulando os intempéries que os materiais encontram na cavidade oral.

Simular as injúrias provocadas pela cavidade oral e saber como os diferentes materiais se comportam é um questionamento essencial, porém não de fácil execução. Vários tipos de ensaios, in vitro, procuram reproduzir tal ambiente, visando a obtenção de resultados rápidos e com degradação equivalente ao tempo clínico. Nesse estudo, foi utilizada a termociclagem como método de envelhecimento artificial, por ser um ensaio de fácil reprodutibilidade e extensamente validado.

Uma das aplicações clínicas sugeridas para o PET, é a confecção de cápsulas para retenção de overdentures. Próteses mal adaptadas, podem provocar dor durante a mastigação, incômodo com a movimentação das próteses ao comer, falar ou rir, impactando na condição sistêmica do paciente. A eficiência mastigatória de usuários de próteses totais é, em média, 1/4 a 1/7 daquela observada em indivíduos com dentição natural. Isso pode levar a uma nutrição deficiente, com diminuição dos níveis de determinadas vitaminas no organismo, essenciais para manutenção da saúde, principalmente dos idosos (FONTIJN-TEKAMP *et al.,* 2000; MULLER *et al.,* 2005; ALLEN *et al.,* 2005; THOMASON *et al.,* 2012; AWAD *et al.,* 2012).

A fim de superar as deficiências das próteses convencionais (retenção, estabilidade e satisfação do paciente) surgiram na década de 60, os implantes osseointegrados, para a reabilitação de pacientes edentados com próteses implantossuportadas (MEIJER et al., 2004; ELSYAD et al., 2011; THOMASON et al., 2012). Atualmente, as principais opções de tratamentos reabilitadores com implantes endósseos para os desdentados totais são as próteses fixas, protocolo, e as removíveis do tipo overdentures (HEYDECKE et al., 2003; FUEKI et al., 2007). Além das inúmeras vantagens em relação à função, estética e conforto, o suporte de próteses implantossuportadas reduz a reabsorção óssea, com taxa de sobrevivência de no mínimo 95% para a arcada inferior.

A diferença essencial entre as próteses do tipo overdentures (sobre implantes) e as convencionais, é que as primeiras possuem um sistema de retenção que fixa a base da prótese aos implantes instalados. Esses sistemas podem ser ímãs, bola oring ou barra-clip. Embora os attachments tipo barra sejam indicados a fim de melhorar a retenção, os orings apresentam vantagens, tais como: facilidade de inserção/remoção, higienização, fácil manutenção, baixo custo e eliminação da superestrutura da barra, justificando sua utilização em pacientes geriátricos. Há, no entanto, algumas desvantagens desses sistemas, como a perda gradual de retenção devido ao desgaste de anéis de vedação e a necessidade de substituições periódicas (WINLER et al., 2002; KHADIVI, 2004).

Dessa forma, com a utilização de materiais mais baratos que o metal e anéis de borracha (comumente utilizado na confecção de cápsulas) e que apresentem resistência maior à fadiga seria possível tornar o tratamento menos oneroso e mais vantajoso. Diante disso, este estudo se propõe a avaliar o PET através da resistência a compressão, rugosidade e dureza superficial, ensaio de arrancamento, resistência à fadiga, resistência de união por estereomicroscopia e análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura, comparando os resultados com os de matérias já utilizados no mercado, como o teflon, o polietileno e o poliacetal, e com o sistema de retenção oring para o ensaio de fadiga. As cápsulas desenvolvidas foram comparadas a um modelo convencional metálico da Intra-Lock System que utiliza o sistema oring para retenção (Cápsula Metálica c/ dispositivo retentor em silicone – DML).

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar as propriedades físicas, mecânicas e morfológicas de quatro materiais poliméricos na confecção de cápsulas para retenção de overdentures confeccionadas com PET, polietileno, poliacetal e teflon e compará-las com os modelos convencionais metálicos da Intra-Lock System (Cápsula Metálica c/ dispositivo retentor em silicone – DML), disponível no mercado. Todos os materiais foram avaliados antes e após termociclagem.

Objetivos específicos:

1. Análise da resistência à compressão.
2. Análise da rugosidade de superfície.
3. Determinação da Dureza.
4. Realização do Ensaio de arrancamento.
5. Estudo da resistência à fadiga de um modelo de cápsula já confeccionado (Patente Ref. 201590309)
6. Estudo da resistência de união cápsula - resina acrílica e análise no estereomicroscópio.
7. Análise morfológica por Microscopia Eletrônica de Varredura.

A hipótese nula, o PET não apresentaria diferença estatisticamente significante para os ensaios propostos, quando comparado aos outros materiais. O envelhecimento artificial proposto não influenciaria nos resultados.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Material

3.1.1 Polímeros utilizados no estudo

Os polímeros utilizados nesse estudo foram o Polietileno, Polioximetileno ou Poliacetal (POM), Politetrafluoretileno (Teflon®) e Politereftalato de Etileno (PET). Na tabela abaixo (Tabela 1) estão as mais variadas aplicações dos materiais em estudo, abrangendo várias áreas de aplicação.

Tabela 1: Aplicação dos materiais em estudo. Retirado de "Polímeros como materiais de engenharia". Autora: Eloisa Biasotto Mano

MATERIAL	APLICAÇÕES
POLIETILENO	Contentores, bombonas, fita para lacre de embalagens, material hospitalar; recipiente para embalagem de produtos alimentícios, farmacêuticos e químicos; filmes para embalagem em geral; utensílios domésticos, brinquedos, lençóis para usos agrícolas.
POLITEREFTALATO DE ETILENO	Suporte de filme metálico para estampagem em plásticos; fitas magnéticas para gravação; mantas para filtros industriais; embalagem de alimentos, cosméticos e produtos farmacêuticos; filmes e placas radiografia, fotografia e reprografia, impermeabilização de superfícies; frascos para refrigerantes gaseificados; fibras têxteis; na indústria automobilística, em partes estruturais grandes, carcaças de bomba, carburadores, limpadores de parabrisa; componentes elétricos; interior de fornos de micro-ondas; em compósitos com fibra de vidro; componentes de móveis de escritório, próteses cardiovasculares, renais e de fêmur
POLIACETAL	Aditivo para fusão para estruturas de vidro; bombinas, conectores, isolantes elétricos e parte de aparelhos elétricos como televisores, telefones; corpos de bombas e válvulas; correntes; elementos de direção e corrediças; engrenagens; louças; molas; parafusos; pás de ventilador; buchas; roscas sem-fim; vedações; peças de tubulações; juntas; cilindros; acoplamentos; vedações e trilhos deslizantes; unidade de transmissão de combustível; vidros elétricos; sistema de fechadura de portas e bombas articuladas; acessórios de paintball; produção de flautas, gaita de fole e plectros; dobradiças; estrutura de mobiliário; fechaduras e martelo; zíper; canetas de insulina e inaladores de dose calibrada.
TEFLON	Revestimentos antiaderentes em panelas e equipamentos para indústria de alimentos; anéis de pistão de máquinas; suportes; selos mecânicos; fitas de vedação; gaxetas; torneiras; sedes de vávulas; cobertura de estádio; fita veda-rosca; componente em graxas; piercing; revestimento em tubulação; tubos que substituem veias humanas; válvulas;

Esses materiais foram comprados através da empresa de revenda Riberval Comércio de Produtos ind.ltda epp, situada na cidade de Ribeirão Preto – SP.

Os plásticos foram obtidos na forma de tarugos com diâmetro de 10mm (Figura 2).

Figura 2: Forma como os polímeros foram obtidos para realização dos cortes dos corpos de prova através da oficina de precisão do Campus de Ribeirão Preto – USP.

3.1.2 Cápsulas metálicas

As cápsulas metálicas utilizadas para fins de comparação no ensaio de fadiga foi um modelo convencional metálico da Intra-Lock System que utiliza o sistema oring para retenção (Cápsula Metálica c/ dispositivo retentor em silicone – DML).

3.1.3 Resina Acrílica

A resina acrílica utilizada nesse estudo foi a autopolimerizável da cor rosa, da marca comercial Classico®.

3.2 Método

3.2.1 Resistência à Compressão

O ensaio de compressão sugere como as cápsulas se comportarão em posição quando submetidas às cargas mastigatórias compressivas. Possuir uma capacidade de absorver essas

forças dentro de um limite elástico, não sofrendo deformação permanente, seria ideal para a função a longo prazo. O ensaio mecânico de compressão foi realizado de acordo com a norma ASTM D 695 Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics. O corpo de prova utilizado no ensaio de compressão possui secção cilíndrica, com altura equivalente ao dobro do diâmetro, ou seja, 8 mm de altura por 4 mm de diâmetro (Figura 3). Para análise das amostras foi utilizada a Máquina Universal de Ensaio EMIC DL-2000® (EMIC, São José dos Pinhais - PR, Brasil), com célula de carga de 1000 Kgf e velocidade de 1 mm/min. A máquina universal de ensaios produzida pela EMIC foi calibrada para trabalhar na velocidade desejada, que indica a força total de ruptura dos corpos de prova. Para tal, utilizou-se um programa Tesc® versão 2.0, que acompanha a máquina e arquiva os resultados em um banco de dados na forma de gráficos e valores numéricos em MPa (Figura 4).

Foram confeccionados 20 corpos de prova de cada material, onde 10 foram ensaiados sem o envelhecimento e os demais submetidos a termociclagem para subsequente análise.

Figura 4: Corpo de prova sendo submetido ao ensaio de resistência à compressão.

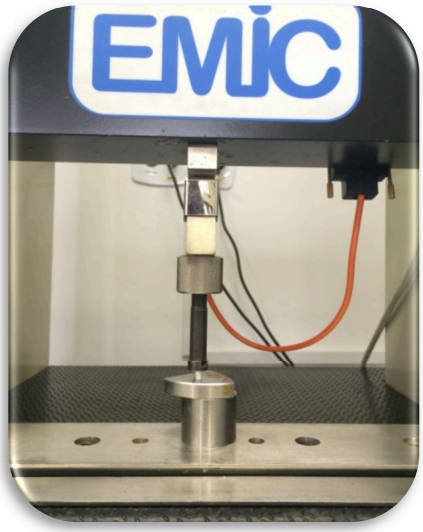


Figura 3: Imagem representativa dos corpos de prova, polietileno e PET, cortados na Oficina de precisão do Campus de Ribeirão Preto – USP, segundo a norma requerida para o ensaio.

3.2.2 Rugosidade de superfície

A análise da rugosidade de superfície, dentre outros fatores, indica a propensão da superfície do material para a retenção de micro-organismos. Fator que pode favorecer ou minimizar a formação de biofilme. Alguns estudos na literatura demostram que uma

rugosidade de superfície acima de 0,2µm favorece o acúmulo de bactérias (BOLLEN et al, 1997), tornando importante o conhecimento da conformação estrutural do material e como se comportará na cavidade bucal. O material deve estar dentro das normas de rugosidade para seu uso. Esta análise foi realizada por meio do rugosímetro SJ. 201P (Mitutoyo Corporantion, Japão) de acordo com a norma técnica ABNT NBR ISO 4287:2002. O equipamento opera com uma ponta analisadora de superfície, apresentando uma base de granito que possui baixo potencial de dilatação, evitando a descalibragem. A ponta analisadora do rugosímetro toca na peça e percorre uma distância de 4mm medindo cada corpo de prova por três vezes no sentido do seu maior diâmetro, sendo feita uma média entre as 3 medidas (Figura 5). Foram confeccionados 20 corpos de prova de cada material, onde 10 foram ensaiados sem o envelhecimento e o outro grupo submetido a termociclagem para subsequente análise. Todos os corpos de prova foram numerados a fim de que as medições após a termociclagem fossem realizadas nos mesmos corpos de prova, tendo assim uma visualização mais real do comportamento de cada material.

Figura 5: Imagem representativa do ensaio de rugosidade de superfície.

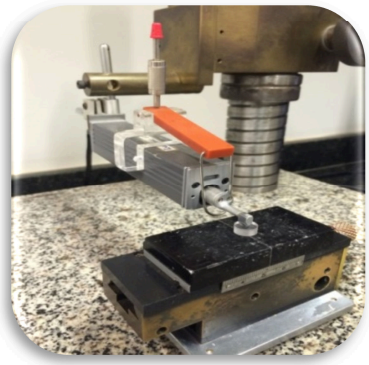
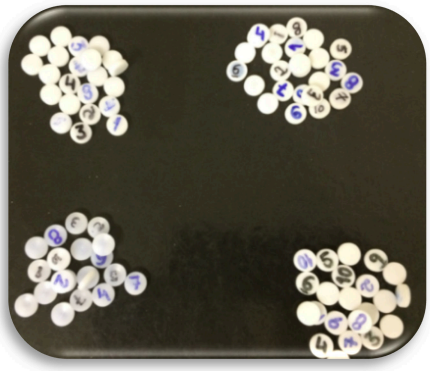


Figura 6: Corpos de prova enumerados



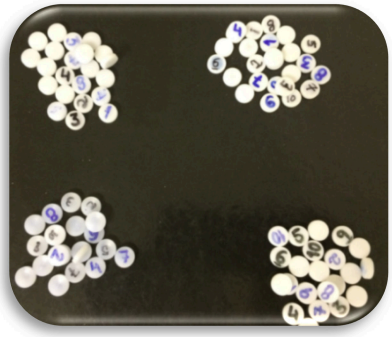
3.2.3 Dureza

A dureza do material nos mostra a sua resistência ao desgaste. A superfície estará em constante contato com as condições do meio bucal, como variação de pH, de temperatura e forças diversas. Assim, uma superfície com maior dureza, pode resistir por mais tempo ao desgaste. As cápsulas de *overdenture*, quando em função, estarão em constante atrito com os *attachment* tipo bola dos implantes, e consequentemente sujeitas ao desgaste, principalmente internamente. O ensaio de dureza superficial foi realizado de acordo com a norma ASTM-D-

2240, sendo especificado que os corpos de prova possuam dimensões de 9 mm de diâmetro por 2 mm de altura. A dureza Shore A foi medida no durômetro Zwick, a qual está relacionada às propriedades das superfícies dos polímeros e tem importante significado na análise realizada em materiais rígidos. O método prescrito nessa norma, permitiu medir a penetração, após um tempo especificado, por um durômetro. Para realização do ensaio, os corpos de prova foram posicionados sob a haste vertical do durômetro, a uma distância de aproximadamente 2 mm da ponta de penetração e submetidos a força constante de 1kg (ASTM 2240-64), por 5 segundos (Figura 7). Um operador previamente calibrado realizou 3 mensurações de dureza em cada espécime para a obtenção de um valor médio e os resultados foram fornecidos em unidades de Shore A (ASTMD 2240-81, 1983). Foram confeccionados 20 corpos de prova de cada material, onde 10 foram ensaiados sem o envelhecimento e outro grupo foi submetido à termociclagem para subsequente análise. Todos os corpos de prova foram numerados afim de que as medições após a termociclagem fossem realizadas nos mesmos corpos de prova, tendo assim uma visualização mais real do comportamento de cada material (Figura8).

Figura 7: Imagem representativa do ensaio de dureza.

Figura 8: Corpos de prova numerados



3.2.4 Ensaio de arrancamento

Para a realização do ensaio de arrancamento foi utilizada a Máquina Universal de Ensaios (modelo Emic DL-10000; Emic - São José dos Pinhais, Brasil) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP), no laboratório de Bioengenharia.

Para confecção dos corpos de prova, foram confeccionados bastões cilíndricos dos materiais em estudo (Figura 9), cortados no Campus da USP Ribeirão Preto na Oficina de

Precisão, com dimensões de 4mm de diâmetro e 2cm de altura. Foram posicionados verticalmente no centro de anéis de PVC por meio de um delineador. Isso foi feito para garantir que o posicionamento dos bastões cilíndricos fosse vertical à base, a fim de evitar inclinações, as quais seriam prejudiciais aos resultados do ensaio. A extremidade do cilindro que foi fixada na resina acrílica recebeu a mesma conformação das cápsulas propostas no estudo (Figura 10B). A profundidade de inserção foi igual ao comprimento das cápsulas, em torno de 3,3 mm, com variações de 2 mm para menos ou para mais (Figura 11).

Figura 9. Bastão cilíndrico para inserção na base de resina acrílica.

Figura 10. A- Escala; B- Vista lateral da cápsula - Proporções de 4mm de diâmetro por 3,3mm Altura; C- dispositivos cilíndricos de PVC; D- Inserção do corpo de prova em resina acrílica com uso de um delineador.

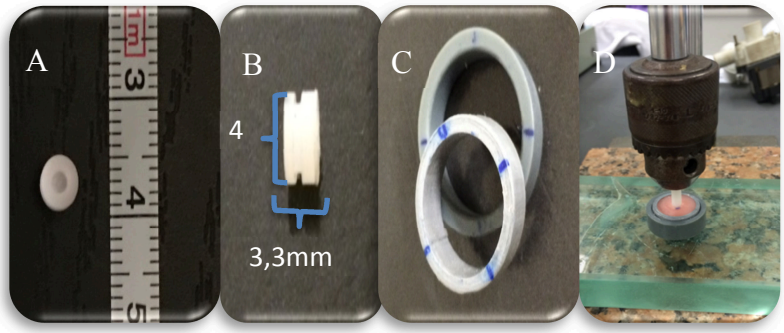
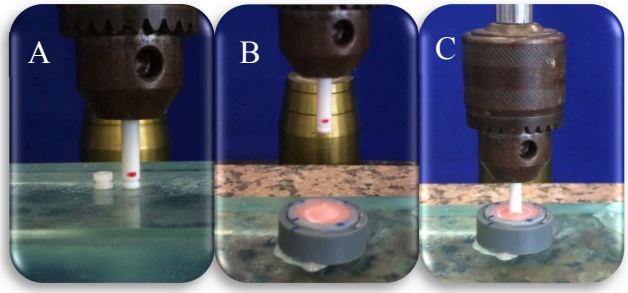


Figura 11. Paquímetro calibrado utilizado para medir a altura das cápsulas.

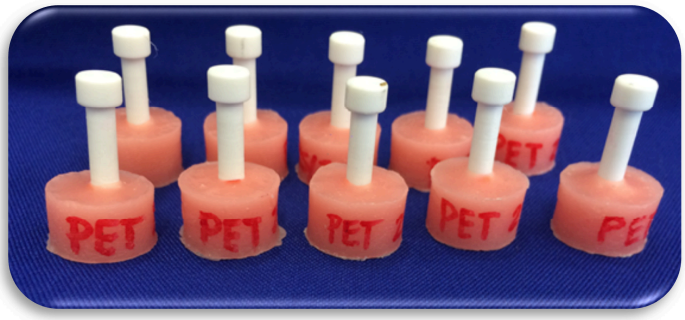
Figura 12. A- Marcação no bastão da altura correta da cápsula; B- Resina acrílica ainda em fase fluída inserida no interior do anel de PVC; C- Inserção do bastão cilíndrico em resina acrílica com uso de um delineador, até a marcação.



Após a marcação realizada nos bastões cilíndricos referente a altura das cápsulas (Figura 12A), a outra extremidade foi fixada na haste do delineador. Manipulada a resina

acrílica e ainda em fase fluida, foi inserida dentro do anel de PVC (Figura 12B). Anteriormente a esse procedimento, o interior do anel de PVC foi vasilinado para facilitar a soltura da base de resina após a polimerização. Com a resina ainda fluida, o bastão foi inserido no centro do anel. A haste do delineador foi travada, e esperado o tempo de polimerização da resina acrílica (Figura 12C). Dessa forma foram confeccinado os 20 corpos de prova de cada grupo de material (Figura 13).

Figura 13: Corpos de prova prontos para ensaio mecânico.



Ressalta-se que é ideal que esses corpos de prova sejam feitos dentro de uma capela e com o operador utilizando uma máscara adequada para prevenir a constante inalação do monômero da resina acrílica que pode causar alergias ou intoxicação devido a inalação prolongada.

Para que os corpos de prova pudessem ser ensaiados, um sistema de fixação foi confeccionado para fixá-los na máquina universal de ensaios (Figura 14), por onde o corpo de prova foi tracionado. Na extremidade do bastão cilíndrico que foi posicionada dentro do pino através do dispositivo, houve o cuidado de confeccionar um degrau (semi-halter) que tivesse uma espessura suficiente para suportar a força de tração até o deslocamento ou ruptura do bastão cilíndrico da base de resina acrílica, e não houvesse rasgamento dos plásticos nessa área do corpo de prova dentro do pino (Figura 15).

Figura 14. A- Dispositivo confeccionado em aço vc ; B – Adaptação do dispositivo na extremidade livre do corpo de prova; C – encaixe do conjunto dispositivo + corpo de prova dentro do pino;

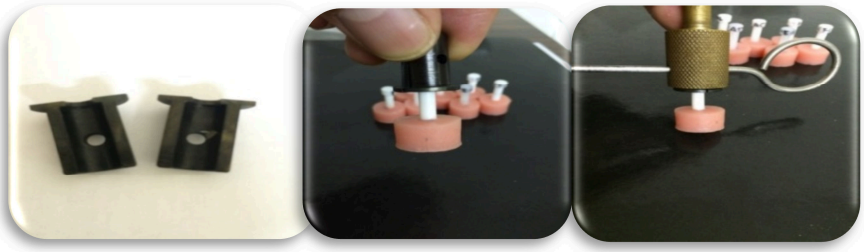
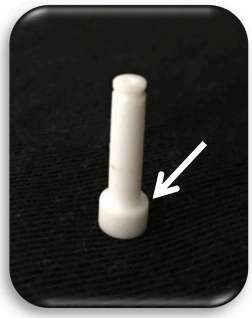
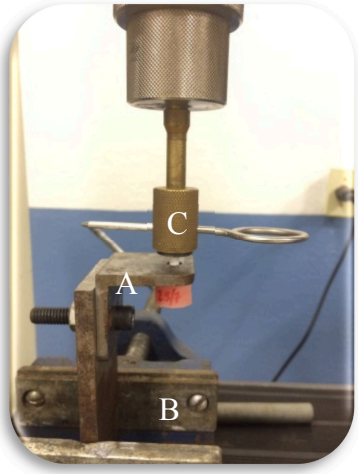


Figura 15: A seta aponta o degrau confeccionado na extremidade que fica fixa ao dispositivo, que é preso dentro do pino.



Para a fixação desse sistema foi utilizado uma peça em formato de "L" invertido. Nesse aparato há um orifício para passagem da extremidade livre do corpo de prova, que após passar por esse orifício, a extremidade livre do corpo de prova foi acoplada ao pino, através do dispositivo. O aparato foi fixado à base inferior da máquina universal de ensaios, por meio de uma morsa e o pino conectado à base móvel da máquina (Figura 16). Após a fixação do conjunto à máquina, cada cilindro foi submetido ao ensaio de arrancamento através de força axial de tração com velocidade constante de 5mm/min e célula de carga de 200 Kg. Com o programa *Software Tesc* 3.04 foi realizada análise dos resultados, por meio da análise de uma curva (força x deformação), obtida durante a realização dos ensaios.

Figura 16: A – Peça em formato de "L" invertido com orifício para passagem da extremidade livre do bastão cilíndrico inserido na base de resina acrílica; B- Morsa; C – Pino fixado a extremidade livre do corpo de prova.

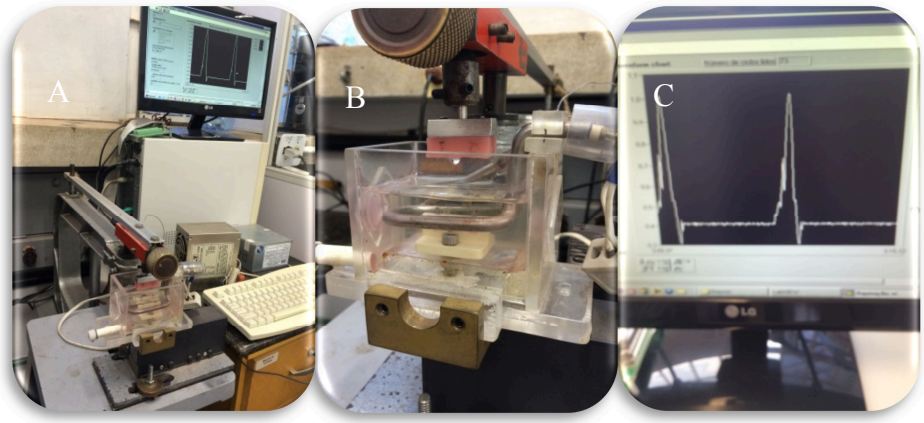


Durante o posicionamento de cada corpo de prova junto máquina universal de ensaios, houve o cuidado com o alinhamento dos aparatos, tanto no sentido transversal quanto longitudinal, a fim de não gerar forças que não interessassem ao ensaio.

3.2.5 Resistência à fadiga

A análise da resistência à fadiga nos permite predizer a durabilidade relativa dos materiais quando submetidos diariamente à inserção e remoção dos implantes. Foram confeccionadas um total de 160 cápsulas (n=20): Teflon, Poliacetal, Polietileno e Politereftalato de Etileno (PET) . A efetividade desses materiais foi avaliada de acordo com a metodologia proposta em 2009, por Rodrigues et al., por meio de análise de resistência à fadiga utilizando-se um equipamento que simula os movimentos de inserção/remoção da overdenture, projetado pela Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto FORP-USP (Figura 17). As cápsulas desenvolvidas foram comparadas a um modelo convencional metálico da Intra-Lock System que utiliza o sistema oring para retenção (Cápsula Metálica c/ dispositivo retentor em silicone – DML).

Figura 17: A – Máquina de Fadiga; B – Caixa acrílica onde é fixado o dispositivo com os mini-implantes na base; C – Captação dos picos de remoção e inserção dos corpos de prova.



A máquina de fadiga possui uma caixa de acrílico (Figura 17B) onde o dispositivo com os implantes (Figura 18) é fixado na base da caixa. Dentro dessa caixa de acrílico há uma resistência que eleva a temperatura da água para simular a temperatura normal da boca a 37°C.

Figura 18: Dispositivo de resina poliuretana com os mini - implantes inseridos. Observa-se o attachment bola do implante externo a resina.

Neste estudo foi utilizada uma matriz de poliuretano para simular a mandíbula, com dimensões de 20x10x30 mm, que serviu de base para a colocação dos mini-implantes com Ø 2,0 mm por 10 mm de comprimento (MDL, 2.010M da Intra-Lock System, São Paulo, SP), os mesmos foram posicionados a uma distância de 25 mm e paralelamente um ao lado do outro (Figura 18).

Para confecção dos corpos de prova, primeiramente foi confeccionado uma matriz de silicona de adição, através do molde de uma base de resina acrílica com dimensões de 3cm de comprimento x 1 cm de altura x 1cm de largura (Figura 19). Essa base foi desgastada para ter as dimensões adequadas para que o corpo de prova fosse adaptado no dispositivo metálico que o fixa na máquina de fadiga (Figura 20). A base de resina poliuretana com os mini-implantes foi fixada, voltada para baixo, na haste móvel de um delineador e as cápsulas foram inseridas nos implantes e posteriormente na resina acrílica (Figura 21).

Figura 19. A- Confecção da base de resina acrílica; B – Moldagem; C – Matriz de silicona.

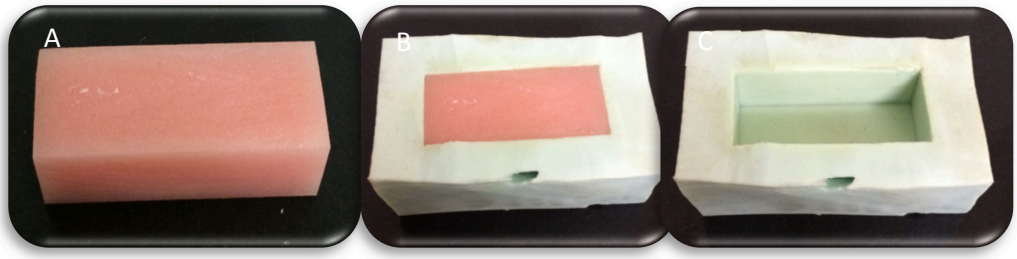
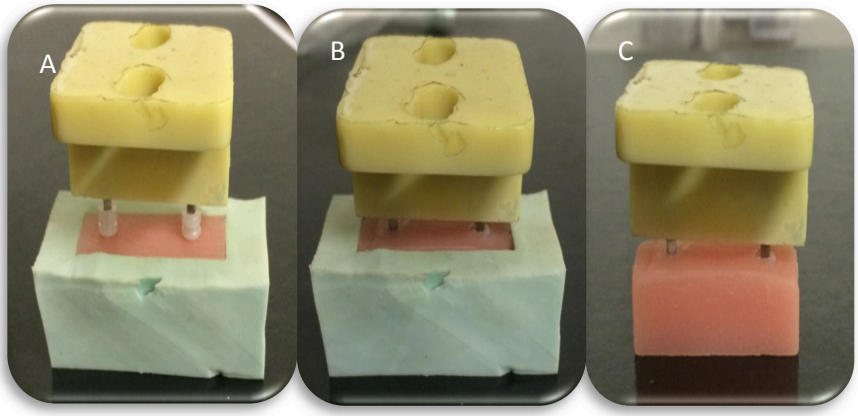


Figura 20: Dispositivo fixador do corpo de prova na máquina de fadiga.

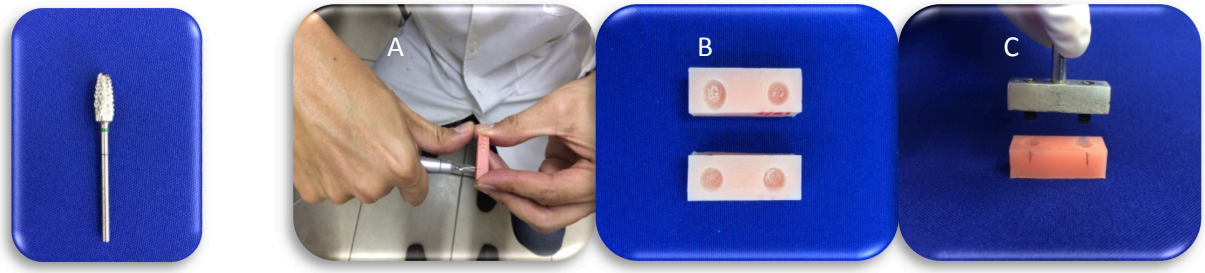
Figura 21: A – Inserção das cápsulas nos mini-implantes; B- Inserção das cápsulas na resina acrílica; C- Remoção do bloco da matriz de silicona.



Para a inserção das cápsulas na resina acrílica, foi manipulada a resina acrílica (Clássico Mercadorias Odontológicas Ltd, São Paulo, Brasil) e ainda fluida foi vertida na matriz de silicona. Abaixando a haste móvel do delineador as cápsulas foram capturadas na resina acrílica (Figura 21B). O conjunto permaneceu unido até a polimerização da resina acrílica. A partir dessa fase os corpos de prova precisaram ser adaptados no dispositivo que os fixariam na máquina de fadiga. Um desgaste na parte oposta a inserção das cápsulas foi realizado com um fresa maxicut (Figura 22). Foi feito dois desgaste, pois o dispositivo fixa o corpo de prova por meio de dois parafusos (Figura 23).

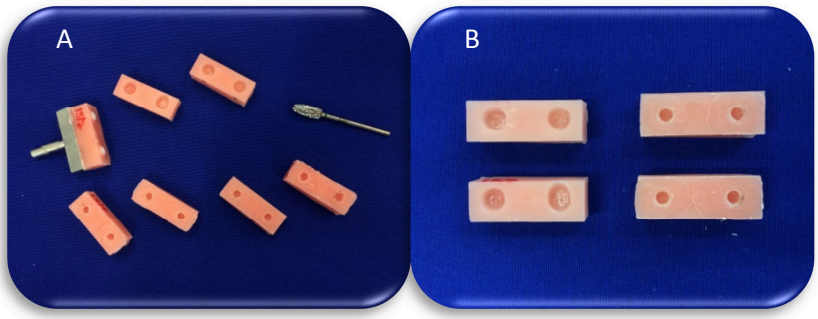
Figura 22: Fresa maxicut ponta esférica

Figura 23: A – Confecção dos alívios; B- Vista superior dos alívios preparados para serem reembasados; C – Vista de como da adaptação corpo de prova/dispositivo metálico.



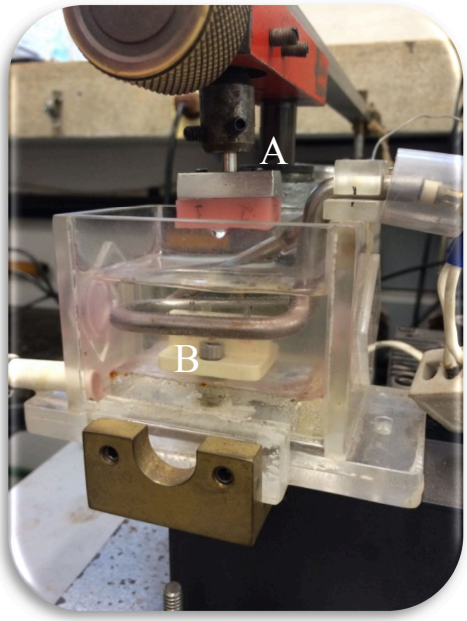
Anteriormente a adaptação corpo de prova/dispositivo metálico, as interfaces de contato foram vasilinadas. Os alívios do corpo de prova foram reembasados com resina acrílica ainda em fase fluída e o dispositivo metálico foi acoplado junto ao corpo de prova. Aguardou-se o tempo de polimerização da resina acrílica (Figura 24).

Figura 24: A – União Corpo de prova/Dispositivo metálico; B – Corpos de prova antes e após reembasamento.



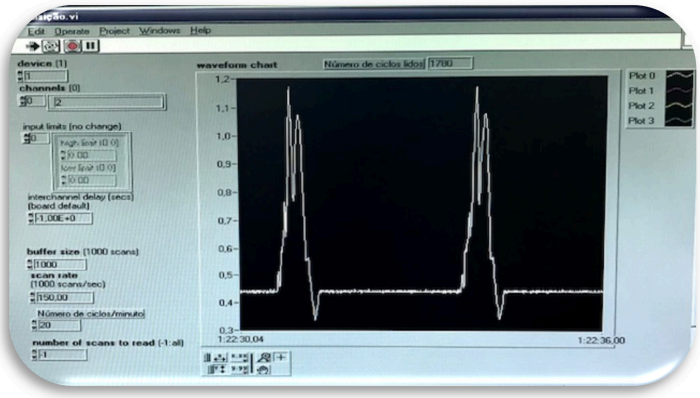
O dispositivo metálico possui um cilindro em sua parte superior, e é através dele que o conjunto dispositivo/corpo de prova é fixo na máquina em uma haste móvel que realiza os movimentos de inserção e remoção do corpo de prova sobre os mini-implantes (Figura 25).

Figura 25: A – Posicionamento do dispositivo/corpo de prova na haste móvel; B- Matriz de poliuretana com os mini-implantes posicionada na base da caixa de acrílico contendo água deionizada a 37 ºC.



Um total de 200 cápsulas, usadas aos pares (n=20) foram testadas ao longo do estudo, sendo 40 cápsulas equivalentes ao grupo controle oring.. Um total de 2900 ciclos, por corpo de prova, simularam a inserção e remoção das overdentures ao longo de um período de dois anos, quatro ciclos completos (inserção/remoção) por dia. O teste foi feito com 20 ciclos/minuto. Os dados foram analisados em intervalos correspondentes a 0, 6, 12, 18, e 24 meses de utilização da prótese overdenture. O valor estabelecido para cada intervalo de tempo corresponde à média aritmética de 10 ciclos de inserção/remoção consecutivos. A força necessária para cada ciclo de inserção/remoção foi registado pelo software de computador (LabVIEW 8.0; National Instruments, Austin, TX, EUA), ligado a uma célula de carga no aparelho de ensaio (Rodrigues et al., 2009). Através dessa célula de carga, foram registrados os picos de inserção de remoção dos corpos de prova. Os picos de remoção são os que aparecem invertido no gráfico. É possível visualizar, através desses picos, se as cápsulas estão sendo inseridas e removidas nos implantes de forma simultânea durante o ensaio. Quando a inserção está sendo simultânea, os picos de remoção e/ou de retenção das cápsulas são descritos em forma de triângulos com a base invertida para baixo e apresentam apenas uma ponta (Figura 26).

Figura 26: Imagem representativa da análise da inserção e remoção das cápsulas nos implantes. As imagens dos triângulos invertidos representam os picos de remoção ou retenção das cápsulas. Quando esses triângulos apresentam apenas um vértice apontando para baixo, significa que ambas as cápsulas estão sendo removidas dos implantes de forma simultânea. Isso é importante para o registro do número correto de ciclos proposto para o ensaio.



3.2.6 Avaliação do padrão de fratura por estereomiscroscopia

A análise através da estereomicroscopia nos permite uma visualização topográfica da superfície do material e da interface resina acrílica – cápsula. As falhas nessa união podem ser Coesiva - Adesiva (C-A): Fratura da resina, com alguma falha adesiva; Adesiva - Coesiva (A-C): Falha de união entre a resina e polímero, com fratura de um ou de ambos os materiais; coesiva (C): fratura da resina ou do polímero; adesiva (A): falha de união entre a resina e o polímero, sem fratura de nenhum dos materiais.

Após o ensaio de arrancamento, três amostras de cada grupo foram analisadas em Estereomicroscópio Leica, modelo Leica S8AP0 acoplado a câmera Leica, modelo DFC295 com um aumento de 10x, com a finalidade de avaliar as fraturas encontradas e classificá-las.

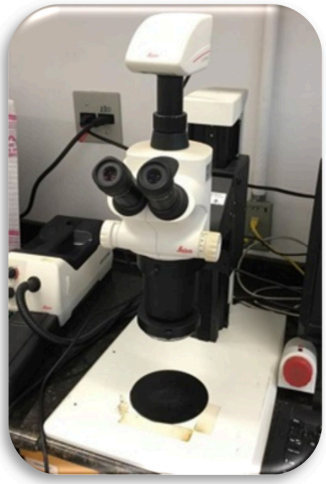


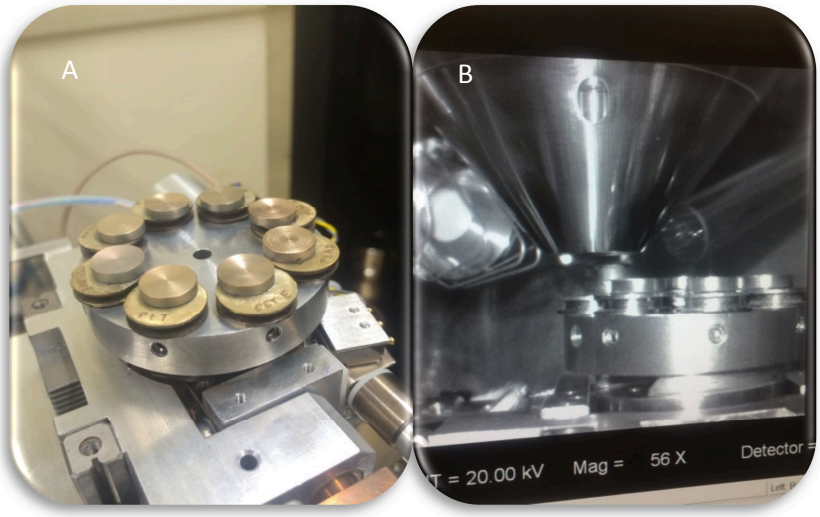
Figura 27. Estereomicroscópio com câmera acoplada.

3.2.7 Caracterização micro estrutural por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura

A microscopia Eletrônica de varredura nos possibilita análisar superfície em até 300.000 vezes maior, permitindo observar a conformação da superficie do material de forma legível e com riqueza de detalhes. Podemos observar a superfície dos materiais e observar o efeito da Termociclagem, caracterizando o grau de degradação. Uma superfície que se degrada facilmente no meio bucal, juntamente com uma má higiene oral, pode contribuir para uma inflamação na região do implante podendo levar à periimplantite, devido ao acúmulo de biofilme. Para a análise morfológica foram utilizados (3) corpos de prova (9mm x 2mm) de cada material, os mesmos utilizados no ensaio de rugosidade. Três corpos de prova de cada grupo foram avaliados antes e após serem submetidos a termociclagem.

As imagens foram obtidas com aumentos de 250 e 2000 vezes, com EHT de 2000 kV. O Microscópio Eletrônico de Varredura (Carl Zeiss AG – EVO® 50) que foi utilizado no estudo, opera nos modos de alto vácuo e baixo vácuo. Um feixe de elétrons (elétrons primários) é emitido termionicamente a partir de um filamento de tungstênio e, após correção de percurso por lentes condensadoras e ajuste de foco por lente objetiva, atinge a amostra a ser analisada (Figura 28).

Figura 28: A – Corpos de prova posicionados sob o stub de alumínio; B- Corpos de prova na câmara a vácuo sob lente de aumento.



Dessa interação são gerados elétrons (elétrons secundários), responsáveis pela formação de imagens topográficas. Para a obtenção das imagens da superfície dos corpos de

prova, estes foram fixados em um stub de alumínio (Figura 28A). A cobertura com ouro (Metalização), necessária para a condução do feixe de elétrons, foi feita através do aparelho Spputercoating EMITECH K 550 (Emitech ltda., Inglaterra). As amostras foram metalizadas por ouro utilizando-se uma corrente de 25mA, atmosfera de Ar de 1.10^1 (mbar) durante um tempo de 2 minutos, resultando em uma espessura média de película de recobrimento de ± 15nm. O procedimento para análise ao MEV foi padronizado sendo as imagens tomadas com as amostras a um ângulo de 35º.

3.2.8 Termociclagem

Inúmeras são as alterações que ocorrem com as estruturas bucais durante a alimentação. A variação de pH, derivada das diferenças alimentares, das tensões mecânicas decorrentes de diferentes texturas dos alimentos e hábitos parafuncionais, entre outros fatores, influenciam o sistema estomatognático. Alterações oclusais modificam esse sistema, assim como, o estresse térmico decorrente das diferentes temperaturas dos alimentos. Calor e frio causam, expansão e contração respectivamente, não apenas dos elementos dentais, mas também dos materiais utilizados na reabilitação oral, como resinas, implantes, componentes protéticos, zircônia, cerâmicas, porcelana, sistemas adesivos (HAHNEL et al, 2010; RASTELLI et al, 2012; CAVALCANTI et al, 2007; RINASTITI et al, 2011; AMIR et al, 2015; CASSELLI et al, 2013). Predizer a durabilidade relativa dos materiais no meio bucal é uma tarefa difícil, porém solucionaria diversos problemas, além de promover diferentes protocolos de tratamentos. Realizar um ensaio que simule todas as variáveis de degradação do meio bucal, in vitro, é uma tarefa um tanto quanto complexa. Nos dias atuais, o estudo da degradação se faz muito importante, pois é crescente a busca por materiais que tenham seu tempo de degradação reduzido no meio ambiente, levando em conta que o número de resíduos plásticos descartados é grande. Muitos pesquisadores tem realizado várias propostas, in vitro, para este fim. A grande vantagem desses ensaios de envelhecimento artificial é o ganho de tempo para se obter um diagnóstico. Uma técnica comumente utilizada para simular a degradação dos materiais provocada pelo meio oral é o Envelhecimento Artificial Acelerado (EAA). Na área odontológica esse processo é bastante utilizado na verificação da degradação de polímeros, ou não metais (REIS et al, 2011, GOMES et al, 2008; CATELAN et al, 2016; PAPADOUPOLOS et al, 2010). Esse método utiliza as variáveis umidade, temperatura e luz UV por longos períodos de horas, a fim de simular tal degradação. Esse tipo de teste vem se demonstrando eficaz quando o interesse clínico é principalmente avaliar alteração de cor dos

materiais, a longo prazo (HEYDECKE et al, 2001; ERTAN et al, 2005). Apesar de ser apontado na literatura como um teste de eficiência, o EAA ainda é um tipo de ensaio caro quando comparado a outros ensaios com a mesma finalidade, como a termociclagem. Além do custo, esse tipo de teste nem sempre reflete o ocorrido na exposição natural. Os possíveis diferentes tipos de lâmpadas que podem ser utilizados nesse ensaio resultam em diferenças na irradiância e comprimentos de onda que atingem os espécimes. É importante lembrar que essas lâmpadas possuem vida útil, ou seja, sua irradiância decai, proporcionando resultados de difícil reprodução.

A termociclagem também é um tipo comum de ensaio utilizado em materiais odontológicos cuja finalidade é simular clinicamente a degradação exercida pelo meio bucal sobre os materiais, submetendo-os a temperaturas extremas que simulam alimentos ingeridos (PALMER et al, 1992; MORESSI et al, 2015; AYAZ et al, 2015; PINTO et al, 2002; LV et al, 2015). Realizar esse tipo de ensaio diretamente clínico é caro e demanda muito tempo.

Porém, não há um padrão de intervalo de temperatura e ciclos para materiais odontológicos. Alguns estudos simularam possíveis valores, baseado na alimentação, de temperatura máxima e mínima em que o ser humano pode degustar alimentos de forma confortável sem que haja danos à cavidade oral (GALE et al, 1999). Brown et al, observaram que uma diferença térmica de 50ºC, que ocorre comumente na vida clínica de uma cavidade bucal, cria um estresse suficiente para causar fraturas no esmalte dentário após vários ciclos. Supondo que os ciclos térmicos ocorrem entre 20 e 25 vezes em um dia no ambiente intraoral, Gale e Darwell concluiram que 10.000 ciclos equivaleriam a 1 ano clínico(GALE E DARVELL, 1999; LIRA et al, 2012). Mesmo com tais desvantagens, como um protocolo padrão, ainda acreditamos ser o ensaio ideal para este estudo.

Neste estudo foi utilizada a máquina de simulação de ciclo térmico MSCT-3, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Durante o ensaio, 10 corpos de prova de cada material passaram por banhos alternados nas temperaturas de 5 e 55ºC. Cada banho teve o tempo de duração de 30s. Após os corpos de prova terem sido mergulhados por 30s em cada temperatura foi contado 1 ciclo. No total os espécimes foram submetidos a 10.000 ciclos. Quando nos referimos a polímeros, alguns estudos demonstram que com 5.000 ciclos os materiais já sofrem mudanças em suas propriedades mecânicas (SILVA et al, 2013; MENDES et al, 2010; OLIVEIRA et al, 2007; BACCHI et al, 2012; BRITO et al, 2008) o que justifica a utilização de 10.000 ciclos neste estudo, pois os componentes aos quais o material testado esta sendo destinado possui um tempo de utilização clínica menor que o utilizado no ensaio de termociclagem, em média de 6 meses, porém quanto maior sua vida útil, mais vantajoso.

Todos os ensaios foram repetidos após a realização da termociclagem.

3.2.9 Metodologia estatística

Foram utilizadas, além de técnicas básicas de análise exploratória como média, mediana, desvio padrão e intervalo de confiança para média (IC 95%), a análise inferencial de comparação de média de ANOVA Two-Way com Medidas Repetidas.

4 RESULTADOS

Para realização dos ensaios de Dureza e Rugosidade de superfície os materiais foram adquiridos em forma de tarugos afim de facilitar a confecção dos corpos de prova. Além de um custo mais barato, também tornou-se mais viável utilizar essa forma de apresentação do material devido a uma maior facilidade de obtenção dos corpos de prova na Oficina de precisão do Campus da Faculdade de Ribeirão – USP. Os corpos de prova, para ambos os testes não destrutivos, foram enumerados a fim de que as medições pudessem ser feitas no mesmo corpos de prova antes e após a submissão a Termociclagem. Essa sistematização foi utilizada com a finalidade de obter uma maior fidelidade de resultados quando comparados entre si.

Rugosidade de superfície

Dados adquiridos dos materiais referente a variável rugosidade de superfície, antes e após envelhecimento por Termociclagem:

Tabela 2. Dados referentes as leituras e médias de Rugosidade de superfície para Polietileno, antes e após envelhecimento artificial.

POLIETILENO	PRÉ-ENVELHECIDO				PÓS-ENVELHECIDO				
corpo de prova	A1	A2	A3	MÉDIAS (µm)	corpo de prova	A1	A2	A3	MÉDIAS (µm)
1	1,67	1,51	1,76	1,64	1	1,83	1,85	1,91	1,86
2	1,3	1,45	1,54	1,43	2	1,87	1,89	1,41	1,72
3	1,84	2	1,94	1,92	3	2,37	2,95	2,27	2,53
4	2	2,15	1,83	1,99	4	1,8	2,13	1,85	1,92
5	1,33	1,71	1,99	1,67	5	1,89	1,46	1,52	1,62
6	1,4	1,6	1,57	1,52	6	1,81	1,85	1,55	1,73
7	2,04	2,52	2,09	2,21	7	2,2	2,51	2,2	2,30
8	2,15	1,76	2,21	2,04	8	2,34	2,13	1,79	2,08
9	2,17	2,47	2,16	2,26	9	2,07	2,68	2,23	2,32
10	1,71	1,39	1,54	1,54	10	1,88	1,52	1,7	1,7

Tabela 3. Dados referentes as leituras e médias de Rugosidade de superfície para PET, antes e após envelhecimento artificial.

PET	PRÉ-ENVELHECIDO				PÓS-ENVELHECIDO				
Corpo de Prova	**A1**	**A2**	**A3**	**MÉDIAS (µm)**	**Corpo de Prova**	**A1**	**A2**	**A3**	**MÉDIAS (µm)**
1	0,71	0,86	0,66	0,74	1	1,08	0,73	0,76	0,85
2	1,16	0,63	0,67	0,82	2	0.76	1,48	1,15	0,87
3	1,38	0,7	0,82	0,96	3	1,24	1,07	1,41	1,24
4	1,19	0,63	0,73	0,85	4	1,27	0,73	1,17	1,05
5	1,24	0,79	0,81	0,94	5	1,35	1,07	1,54	1,32
6	1,17	0,52	1	0,89	6	1,06	0,67	0,97	0,9
7	1,2	0,64	0,73	0,85	7	1,17	0,69	0,94	0,93
8	1,02	0,54	0,47	0,67	8	1,38	0,42	0,76	0,85
9	0,95	0,79	0,78	0,84	9	1,24	0,97	1,12	1,11
10	0,98	0,58	0,62	0,72	10	0,94	0,69	0,97	0,86

Tabela 4. Dados referentes as leituras e médias de Rugosidade de superfície para Poliacetal, antes e após envelhecimento artificial.

POLIACETAL	PRÉ-ENVELHECIDO				PÓS-ENVELHECIDO				
Corpo de prova	**A1**	**A2**	**A3**	**MÉDIAS (µm)**	**Corpo de prova**	**A1**	**A2**	**A3**	**MÉDIAS (µm)**
1	0,45	0,35	0,44	0,41	1	0,47	0,83	0,44	0,58
2	0,38	0,5	0,44	0,44	2	0,35	0,49	0,36	0,4
3	0,6	0,58	0,54	0,57	3	0,69	0,54	0,55	0,59
4	0,47	0,62	0,49	0,52	4	0,44	0,66	0,51	0,53
5	0,59	0,73	0,61	0,64	5	0,45	0,51	0,52	0,49
6	0,67	0,59	0,49	0,58	6	0,46	0,51	0,41	0,46
7	0,46	0,49	0,54	0,49	7	0,72	0,46	0,48	0,55
8	0,47	0,56	0,57	0,53	8	0,53	0,52	0,53	0,52
9	0,53	0,59	0,56	0,56	9	0,52	o,61	0,52	0,34
10	0,5	0,5	0,55	0,51	10	0,57	0,52	0,54	0,54

Tabela 5. Dados referentes as leituras e médias de Rugosidade de superfície para Teflon, antes e após envelhecimento artificial.

TEFLON	PRÉ-ENVELHECIMENTO				PÓS-ENVELHECIMENTO				
corpo de prova	A1	A2	A3	MÉDIAS (µm)	corpo de prova	A1	A2	A3	MÉDIAS (µm)
1	2,26	2,4	2,28	2,31	1	2.03	2,2	2,03	1,41
2	2,06	1,93	1,73	1,90	2	1,78	2	1,91	1,89
3	3,46	3,43	3,36	3,41	3	3,55	3,69	3,4	3,546
4	2,15	2,04	2,29	2,16	4	2,12	1,98	2,08	2,06
5	2,34	2,69	2,42	2,48	5	2,21	2,54	2,18	2,31
6	1,87	1,87	1,84	1,86	6	1,83	2,09	1,93	1,95
7	2,09	2,74	2,7	2,51	7	2,2	2,56	2,27	2,34
8	1,72	2,06	1,68	1,82	8	1,89	1,96	1,94	1,93
9	2,05	2,35	1,67	2,02	9	1,78	2,26	1,92	1,98
10	2,42	2,22	2,29	2,31	10	2,13	2,39	2,1	2,20

Dureza

Dados adquiridos dos materiais para a variável Dureza (Shore A), antes e após envelhecimento por Termociclagem.

Tabela 6. Dados referentes as leituras e médias de Dureza para Polietileno, antes e após envelhecimento artificial.

POLIETILENO	PRÉ-ENVELHECIMENTO				PÓS-ENVELHECIMENTO				
CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)	CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)
1	96	96	93	95	1	93	97,5	88,5	93
2	96	96	93	95	2	88	83,5	95	88,83
3	96	95	96	95,66	3	89	87,5	91	89,16
4	96	96	96	96	4	85,5	84,5	90	86,66
5	95	95	96	95,33	5	85,5	88	87,5	87
6	94	93	92	93	6	90	91,5	88	89,83
7	96	95	95	95,33	7	88	90	91	89,66
8	94	95	95	94,66	8	92	88,5	94	91,5
9	96	95	95	95,33	9	85	86	87	86
10	97	95	96	96	10	90	90	91	90,33

Tabela 7. Dados referentes as leituras e médias de Dureza para Polietileno, antes e após envelhecimento artificial.

PET	PRÉ-ENVELHECIDO				PÓS-ENVELHECIDO				
CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)	CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)
1	96	93	96	95	1	82	88	91	87
2	96	94	93	94,33	2	90	85	93	89,33
3	97	95	98	96,66	3	88,5	91	86	88,5
4	95	96	92	94,33	4	91	90,5	87,5	89,66
5	94	95	92	93,66	5	91,5	94,5	91	92,33
6	97	98	96	97	6	94,5	94,5	89,5	92,83
7	96	94	96	95,33	7	88	89	88	88,33
8	97	94	94	95	8	92	92,5	92	92,16
9	96	97	95	96	9	90	87	88	88,33
10	96	97	98	97	10	92	91	92	91,66

Tabela 8. Dados referentes as leituras e médias de Dureza para Poliacetal, antes e após envelhecimento artificial.

POLIACETAL	PRÉ-ENVELHECIDO				PÓS-ENVELHECIDO				
CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)	CORPO DE PROVA	M1	M2	M3	MÉDIAS (Shore A)
1	97	95	97	96,33	1	89,5	86,5	97	91
2	95	96	94	95	2	91,5	92,5	99	94,33
3	96	97	96	96,33	3	94	97	92	94,33
4	95	96	94	95	4	85	94	90	89,66
5	97	96	97	96,66	5	88,5	92	87,5	89,33
6	96	95	96	95,66	6	91	96	88	91,66
7	97	98	94	96,33	7	86	91	85	87,33
8	97	98	93	96	8	92,5	92,5	93	92,66
9	96	97	92	95	9	87,5	90	95	90,83
10	96	95	93	94,66	10	89,5	89	85,4	87,96

Tabela 9. Dados referentes as leituras e médias de Dureza para Teflon, antes e após envelhecimento artificial.

TEFLON	**PRÉ-ENVELHECIDO**				**PÓS-ENVELHECIDO**				
CORPO DE PROVA	**M1**	**M2**	**M3**	**MÉDIAS (Shore A)**	**CORPO DE PROVA**	**M1**	**M2**	**M3**	**MÉDIAS (Shore A)**
1	96	96	96	96	1	91,5	90,5	88,5	90,16
2	96	92	93	93,66	2	91,5	92	88,5	90,66
3	95	93	95	94,33	3	87	94	83,5	88,16
4	93	92	95	93,33	4	86,5	88	86,5	87
5	95	93	97	95	5	93,5	88,5	89,5	90,5
6	92	94	90	92	6	86,5	85,5	86	86
7	95	91	94	93,33	7	93,5	93	86	90,83
8	95	96	92	94,33	8	89,5	92	87,5	89,66
9	96	93	92	93,66	9	91	94	88	91
10	97	97	93	95,66	10	93	91	94,5	92,83

Resistência à Compressão

A seguir estão os dados adquiridos dos materiais para Resistência a Compressão, antes e após envelhecimento por Termociclagem. Os materiais apresentaram uma curva de tensão x deformação atípica, não havendo um ponto nítido marcado pelo limite de proporcionalidade após o qual se iniciaria a deformação permanente do material. Devido a isso, um operador calibrado demarcou esse limite em todas as curvas de cada corpo de prova para todos os materiais, a fim de se obter resultados com dados mais fiéis possíveis para comparação. Uma vez que os gráficos, que podem ser observados nos apêndices (Gráficos 19 a 26), apresentam-se como uma faixa de deformação e não um ponto, consideramos o ponto inicial da faixa de deformação como padrão para avaliação e comparação.

Tabela 10. Dados referentes aos valores obtidos de Resistência à Compressão para Polietileno, pré e pós envelhecimento artificial.

POLIETILENO	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**	**Corpos de Prova**	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**
CP 1	12.56	409.71	41.78	32.62	CP 1	12.56	491.78	50.15	39.15
CP 2	12.56	416.12	42.43	33.13	CP 2	12.56	434.28	44.28	34.58
CP 3	12.56	399.42	40.73	31.80	CP 3	12.56	423.07	43.14	33.68
CP 4	12.56	408.02	41.61	32.49	CP 4	12.56	357.23	36.43	28.44
CP 5	12.56	404.31	41.23	32.19	CP 5	12.56	386.10	39.37	30.74
CP 6	12.56	413.42	42.16	32.92	CP 6	12.56	381.95	38.95	30.41
CP 7	12.56	387.78	39.54	30.87	CP 7	12.56	371.74	37.91	29.60
CP 8	12.56	414.60	42.28	33.01	CP 8	12.56	339.47	34.62	27.03
CP 9	12.56	394.53	40.23	31.41	CP 9	12.56	339.62	34.63	27.04
CP 10	12.56	393.68	40.14	31.34	CP 10	12.56	386.02	39.36	30.73
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	404.2	41.21	32.18	Média	12.56	391.1	39.88	31.14
Desv.Padrão	0.0000	9.870	1.006	0.7858	Desv.Padrão	0.0000	47.14	4.806	3.753
Mínimo	12.56	387.8	39.54	30.87	Mínimo	12.56	339.5	34.62	27.03
Máximo	12.56	416.1	42.43	33.13	Máximo	12.56	491.8	50.15	39.15

Tabela 11. Dados referentes aos valores obtidos de Resistência à Compressão para PET, pré e pós envelhecimento artificial.

PET	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**	**Corpos de Prova**	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**
CP 1	12.56	1256.78	128.16	100.06	CP 1	12.56	1203.15	122.69	95.79
CP 2	12.56	1282.42	130.77	102.10	CP 2	12.56	1122.86	114.50	89.40
CP 3	12.56	1342.64	136.91	106.90	CP 3	12.56	1083.89	110.53	86.30
CP 4	12.56	1382.95	141.02	110.11	CP 4	12.56	1267.24	129.22	100.89
CP 5	12.56	1378.90	140.61	109.79	CP 5	12.56	1269.94	129.50	101.11
CP 6	12.56	1263.70	128.86	100.61	CP 6	12.56	1248.69	127.33	99.42
CP 7	12.56	1324.76	135.09	105.47	CP 7	12.56	1257.46	128.23	100.12
CP 8	12.56	1314.30	134.02	104.64	CP 8	12.56	1220.18	124.42	97.15
CP 9	12.56	1358.83	138.56	108.19	CP 9	12.56	1196.74	122.03	95.28
CP 10	12.56	1238.57	126.30	98.61	CP 10	12.56	1362.54	138.94	108.48
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	1314	134.10	104.6	Média	12.56	1223	124.7	97.39
Desv.Padrão	0.0000	52.07	5.310	4.146	Desv.Padrão	0.0000	78.85	8.040	6.278
Mínimo	12.56	1239	126.3	98.61	Mínimo	12.56	1084	110.5	8630
Máximo	12.56	1383	141.0	110.1	Máximo	12.56	1363	138.9	108.5

Tabela 12. Dados referentes aos valores obtidos de Resistência à Compressão para Poliacetal, pré e pós envelhecimento artificial.

POLIACETAL	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**	**Corpos de Prova**	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**
CP 1	12.56	1493.94	152.34	118.94	CP 1	12.56	1183.58	120.69	94.23
CP 2	12.56	1488.03	151.74	118.47	CP 2	12.56	1269.94	129.50	101.11
CP 3	12.56	1427.99	145.61	113.69	CP 3	12.56	1366.93	139.39	108.83
CP 4	12.56	1333.36	135.97	106.16	CP 4	12.56	1254.42	127.92	99.87
CP 5	12.56	1495.46	152.49	119.06	CP 5	12.56	1320.04	134.61	105.10
CP 6	12.56	1360.69	138.75	108.33	CP 6	12.56	1197.58	122.12	95.35
CP 7	12.56	1447.72	147.63	115.26	CP 7	12.56	1272.13	129.72	101.28
CP 8	12.56	1455.99	148.47	115.92	CP 8	12.56	1345.17	137.17	107.10
CP 9	12.56	1416.18	144.41	112.75	CP 9	12.56	1878.34	191.54	149.55
CP 10	12.56	1328.98	135.52	105.81	CP 10	12.56	1265.05	129.00	100.72
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	1425	145.3	113.4	Média	12.56	1335	136.2	106.3
Desv.Padrão	0.0000	64.12	6.539	5.105	Desv.Padrão	0.0000	199.4	20.34	15.88
Mínimo	12.56	1329	135.5	105.8	Mínimo	12.56	1184	120.7	94.23
Máximo	12.56	1495	152.5	119.1	Máximo	12.56	1878	191.5	149.5

Tabela 13. Dados referentes aos valores obtidos de Resistência à Compressão para Teflon, pré e pós envelhecimento artificial.

TEFLON	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**	**Corpos de Prova**	**Área (mm2)**	**Força máxima (N)**	**Força máxima (Kgf)**	**Tensão (Mpa)**
CP 1	12.56	441.75	45.05	35.17	CP 1	12.56	583.42	59.49	46.45
CP 2	12.56	137.13	13.98	10.92	CP 2	12.56	152.08	15.51	12.11
CP 3	12.56	186.05	18.97	14.81	CP 3	12.56	159.18	16.23	12.67
CP 4	12.56	197.85	20.18	15.75	CP 4	12.56	233.75	23.84	18.61
CP 5	12.56	190.43	19.42	15.16	CP 5	12.56	226.69	23.12	18.05
CP 6	12.56	189.08	19.28	15.05	CP 6	12.56	224.82	22.93	17.90
CP 7	12.56	188.75	19.25	15.03	CP 7	12.56	215.20	21.94	17.13
CP 8	12.56	187.90	19.16	14.96	CP 8	12.56	215.71	22.00	17.17
CP 9	12.56	195.32	19.92	15.55	CP 9	12.56	223.89	22.83	17.83
CP 10	12.56	193.64	19.75	15.42	CP 10	12.56	216.48	22.08	17.24
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	210.8	21.49	16.78	Média	12.56	245.1	25.00	19.52
Desv.Padrão	0.0000	82.99	8.462	6.607	Desv.Padrão	0.0000	122.2	12.46	9.729
Mínimo	12.56	137.1	13.98	10.92	Mínimo	12.56	152.1	15.51	12.11
Máximo	12.56	441.8	45.05	35.17	Máximo	12.56	583.4	59.49	46.45

Ensaio de arrancamento

As tabelas a seguir representam os valores obtidos para o ensaio de arrancamento. A média de força máxima foi utilizada para análise estatística de cada grupo experimental.

Tabela 14. Dados referentes aos valores obtidos de Arrancamento para Polietileno, pré e pós envelhecimento artificial.

POLIETILENO	PRÉ-ENVELHECIMENTO				PÓS-ENVELHECIMENTO				
Corpos de Prova	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**	**Corpos de Prova**	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**
CP 1	206.43	0.92	125.27	346	CP 1	192.08	1.00	124.98	306
CP 2	194.46	1.04	127.65	273	CP 2	191.33	1.36	166.84	95
CP 3	173.79	0.84	81.45	290	CP 3	191.06	1.07	136.40	290
CP 4	184.60	0.89	111.01	325	CP 4	193.51	1.11	135.11	266
CP 5	189.77	0.80	100.04	362	CP 5	190.04	1.06	126.24	254
CP 6	196.36	1.01	122.44	331	CP 6	173.11	1.03	112.38	222
CP 7	201.05	0.98	128.52	327	CP 7	195.41	1.02	126.24	259
CP 8	188.48	0.92	119.25	344	CP 8	178.75	0.90	92.21	278
CP 9	195.55	1.10	130.66	280	CP 9	181.40	1.08	117.70	212
CP 10	195.75	0.95	117.92	287	CP 10	197.31	1.07	125.21	286
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	192.6	0.9497	116.4	316.5	Média	188.4	1.075	126.3	246.8
Desv.Padrão	9.078	0.09222	15.35	31.56	Desv.Padrão	7.905	0.1178	19.02	60.93
Coef.Var.(%)	4.713	9.711	13.18	9.970	Coef.Var.(%)	4.196	10.96	15.06	24.69
Mínimo	173.8	0.8000	81.45	273.0	Mínimo	173.1	0.9037	92.21	94.76
Máximo	206.4	1.106	130.7	362.5	Máximo	197.3	1.366	166.8	306.5

Tabela 15. Dados referentes aos valores obtidos de Arrancamento para PET, pré e pós envelhecimento artificial.

PET	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**	**Corpos de Prova**	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**
CP 1	503.28	1.06	275.11	574	CP 1	477.44	1.10	262.31	556
CP 2	505.73	1.10	300.14	610	CP 2	516.81	1.08	310.80	562
CP 3	536.32	1.26	389.68	585	CP 3	431.34	1.20	315.67	500
CP 4	546.93	1.05	324.90	633	CP 4	521.50	1.02	296.89	623
CP 5	491.18	1.01	281.76	620	CP 5	458.40	0.88	226.25	616
CP 6	483.63	1.19	293.66	519	CP 6	514.63	1.10	313.81	592
CP 7	569.30	1.23	372.78	531	CP 7	481.32	0.96	251.89	587
CP 8	488.66	1.12	278.12	554	CP 8	535.37	1.00	295.38	636
CP 9	549.51	1.23	343.69	529	CP 9	258.92	0.54	68.20	583
CP 10	536.46	1.19	326.43	580	CP 10	280.40	1.55	324.27	446
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	521.1	1.148	318.6	573.5	Média	447.6	1.048	266.6	570.0
Desv.Padrão	30.13	0.08718	40.23	39.92	Desv.Padrão	99.12	0.2530	76.66	58.56
Coef.Var(%)	5.782	7.594	12.63	6.960	Coef.Var(%)	22.14	24.15	28.76	10.27
Mínimo	483.6	1.019	275.1	519.1	Mínimo	258.9	0.5421	68.20	445.8
Máximo	569.3	1.268	389.7	633.5	Máximo	535.4	1.552	324.3	635.8

Tabela 16. Dados referentes aos valores obtidos de Arrancamento para Poliacetal, pré e pós envelhecimento artificial.

POLIACETAL	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**	**Corpos de Prova**	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**
CP 1	459.22	2.04	564.10	445	CP 1	454.80	1.91	423.27	380
CP 2	457.93	1.64	435.34	389	CP 2	451.13	1.61	398.80	430
CP 3	468.54	1.52	402.85	445	CP 3	450.65	1.46	392.89	416
CP 4	479.89	1.75	447.41	449	CP 4	435.56	1.79	377.63	389
CP 5	480.98	1.51	405.59	449	CP 5	472.62	1.57	410.83	439
CP 6	456.16	1.44	369.86	471	CP 6	452.90	1.54	379.46	419
CP 7	452.49	1.42	369.28	428	CP 7	297.40	1.10	186.85	404
CP 8	462.69	1.62	393.82	449	CP 8	294.07	1.16	178.57	381
CP 9	450.93	1.42	345.04	438	CP 9	449.02	1.58	393.05	391
CP 10	490.91	1.60	419.64	430	CP 10	455.35	1.70	451.82	387
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	466.0	1.601	415.3	439.3	Média	421.3	1.548	359.3	403.6
Desv.Padrão	13.63	0.1888	60.94	21.39	Desv.Padrão	66.81	0.2542	95.61	21.20
Coef.Var(%)	2.926	11.79	14.67	4.869	Coef.Var(%)	15.86	16.42	26.61	5.253
Mínimo	450.9	1.422	345.0	389.2	Mínimo	294.1	1.101	178.6	380.1
Máximo	490.9	2.041	564.1	471.3	Máximo	472.6	1.919	451.8	438.7

Tabela 17. Dados referentes aos valores obtidos de Arrancamento para Teflon, pré e pós envelhecimento artificial.

TEFLON	**PRÉ-ENVELHECIMENTO**				**PÓS-ENVELHECIMENTO**				
Corpos de Prova	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**	**Corpos de Prova**	**Força máxima (N)**	**Def. máxima (mm)**	**E_Fmáxima (N.mm)**	**Rigidez Relativa (N/mm)**
CP 1	107,7	2.06	172.27	181	CP 1	111.17	2.04	175.19	210
CP 2	114.16	2.16	191.12	166	CP 2	110.22	2.13	183.41	177
CP 3	53.85	0.41	15.39	228	CP 3	110.56	1.89	160.21	176
CP 4	61.33	0.69	31.96	163	CP 4	59.63	0.55	21.79	167
CP 5	116.20	2.30	204.61	156	CP 5	66.09	0.71	33.42	199
CP 6	48.34	0.41	14.71	177	CP 6	62.42	1.45	77.86	242
CP 7	113.89	2.04	182.18	214	CP 7	104.57	1.74	140.26	167
CP 8	106.54	2.09	162.31	121	CP 8	117.29	2.37	217.80	193
CP 9	110.22	1.99	167.71	162	CP 9	106.68	1.80	147.27	201
CP 10	115.52	2.31	207.49	188	CP 10	56.37	0.60	24.00	139
Número CPs	10	10	10	10	Número CPs	10	10	10	10
Média	94.77	1.651	135.0	175.6	Média	90.50	1.532	118.1	187.1
Desv.Padrão	28.13	0.8001	80.33	30.16	Desv.Padrão	25.60	0.6728	72.65	28.46
Coef.Var(%)	29.69	48.45	59.51	17.18	Coef.Var(%)	28.29	43.91	61.50	15.21
Mínimo	48.34	0.4121	14.72	120.9	Mínimo	56.37	0.5545	21.79	138.6
Máximo	116.2	2.317	207.5	227.6	Máximo	117.3	2.376	217.8	241.9

Resistência a Fadiga

As tabelas a seguir apresentam os resultados obtidos referentes aos diferentes tempos avaliados para o ensaio de Fadiga. Os materiais sofreram envelhecimento equivalente a 1 ano (10.000 ciclos de termociclagem). Os tempos abaixo representam os momentos em que foram obtidos dados referentes ao nível de retenção das cápsulas, totalizando 2900 cilcos (24 meses). Valores em Newton (N).

Tabela 18. Dados referentes aos valores obtidos de Fadiga para Polietileno, pré e pós envelhecimento artificial, para todos os tempos analisados.

POLIETILENO PRÉ-ENVELHECIMENTO						POLIETILENO PÓS - ENVELHECIMENTO					
TEMPO EM MESES						TEMPO EM MESES					
	0m	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**		**0m**	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**
CP1	12,36	8,62	9,24	8,96	9,65	CP1	11,36	7,61	7,42	7,42	7,34
CP2	18,16	10,59	10,13	9,91	9,71	CP2	11,53	9,32	9,43	9,55	9,58
CP3	14,48	9,55	9,90	8,82	9,07	CP3	6,21	5,09	5,07	4,99	4,79
CP4	11,53	8,17	9,36	9,08	8,44	CP4	15,25	8,42	8,27	8,28	7,99
CP5	12,17	9,54	10,05	9,89	9,55	CP5	11,17	8,64	9,19	9,18	9,09
CP6	11,23	7,83	8,86	8,70	8,58	CP6	10,50	6,21	5,82	6,08	5,96
CP7	19,06	11,02	10,69	11,07	10,96	CP7	10,08	7,05	7,04	6,98	6,94
CP8	9,69	9,53	9,79	9,53	8,97	CP8	13,77	7,97	7,51	7,36	7,25
CP9	14,02	9,80	9,16	9,22	9,10	CP9	14,48	8,84	8,18	8,02	8,03
CP10	13,24	10,13	10,31	10,55	10,33	CP10	9,23	6,99	6,28	6,37	6,42
Médias	13,60	9,48	9,75	9,58	9,44	Médias	11,36	7,62	7,43	7,43	7,35
Desv. Padrão	2,99	1,02	0,58	0,78	0,78	Desv. Padrão	2,67	1,30	1,41	1,40	1,43

Tabela 19. Dados referentes aos valores obtidos de Fadiga para PET, pré e pós envelhecimento artificial, para todos os tempos analisados.

PET PRÉ-ENVELHECIMENTO						PET PÓS - ENVELHECIMENTO					
TEMPO EM MESES						TEMPO EM MESES					
	0m	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**		**0m**	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**
CP1	27,82	21,30	22,27	22,26	22,76	CP1	24,86	14,47	21,88	13,33	18,46
CP2	17,57	15,91	17,03	16,80	16,79	CP2	22,31	7,85	10,63	11,65	14,91
CP3	16,32	19,96	9,56	10,24	10,94	CP3	16,76	17,87	20,19	22,14	21,94
CP4	13,35	16,55	21,33	23,95	19,01	CP4	10,96	16,55	19,15	19,07	19,18
CP5	10,05	13,92	13,74	17,05	16,80	CP5	25,79	27,18	27,97	27,13	27,04
CP6	15,10	12,99	14,03	14,22	15,84	CP6	19,37	16,08	19,41	19,39	20,64
CP7	16,27	13,05	12,83	12,68	12,56	CP7	18,99	14,95	16,50	17,48	18,97
CP8	26,35	19,31	21,35	20,27	21,45	CP8	27,24	21,86	28,90	31,18	32,21
CP9	13,72	15,63	16,53	18,93	18,03	CP9	6,31	8,15	10,13	11,78	11,99
CP10	15,50	17,70	18,16	19,27	19,02	CP10	21,08	15,85	19,36	20,74	21,01
Médias	17,21	16,63	16,68	17,57	17,32	Médi as	19,37	16,08	19,42	19,39	20,64
Desv. Padrão	5,61	2,91	4,19	4,27	3,63	Desv. Padrã o	6,61	5,72	6,16	6,38	5,71

Tabela 20. Dados referentes aos valores obtidos de Fadiga para Poliacetal, pré e pós envelhecimento artificial, para todos os tempos analisados.

POLIACETAL PRÉ-ENVELHECIMENTO						POLIACETAL PÓS - ENVELHECIMENTO					
TEMPO EM MESES						TEMPO EM MESES					
	0m	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**		**0m**	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**
CP1	16,67	25,40	7,34	9,58	6,84	CP1	12,31	8,70	10,80	6,92	10,35
CP2	12,95	7,07	9,00	10,23	11,78	CP2	13,09	7,38	9,99	11,35	10,53
CP3	8,22	10,25	10,65	12,73	12,71	CP3	10,17	9,67	11,02	12,64	13,70
CP4	20,49	34,97	35,05	35,89	36,22	CP4	17,85	15,20	16,55	16,78	16,73
CP5	15,22	19,92	22,56	24,77	23,56	CP5	10,99	8,94	8,10	8,26	7,89
CP6	15,04	18,33	18,82	19,38	20,17	CP6	11,09	14,24	11,70	10,21	12,61
CP7	14,72	11,55	17,14	17,50	20,51	CP7	9,72	13,17	17,32	17,48	17,32
CP8	17,04	22,49	27,92	30,47	31,75	CP8	11,58	9,97	9,85	8,37	11,56
CP9	17,47	11,95	14,88	10,12	10,83	CP9	18,26	14,80	14,49	14,33	13,71
CP10	12,57	21,40	24,80	23,10	27,99	CP10	10,99	11,30	10,09	9,90	11,27
Médias	15,04	18,33	18,82	19,38	20,24	Médias	12,61	11,34	12,00	11,63	12,57
Desv. Padrão	3,32	8,40	8,88	9,14	9,75	Desv. Padrão	3,03	2,82	3,08	3,63	2,91

Tabela 21. Dados referentes aos valores obtidos de Fadiga para Teflon, antes e após envelhecimento artificial, para todos os tempos analisados.

TEFLON						TEFLON PÓS - ENVELHECIMENTO					
TEMPO EM MESES						TEMPO EM MESES					
	0m	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**		**0m**	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**
CP1	5,39	4,47	4,98	5,22	5,34	CP1	3,55	3,39	3,35	3,01	2,97
CP2	5,06	5,13	5,01	5,03	4,95	CP2	3,67	3,09	2,86	2,73	2,76
CP3	3,79	4,45	4,71	3,81	4,35	CP3	4,81	3,86	3,91	3,72	3,47
CP4	6,90	4,14	4,72	5,01	4,39	CP4	5,46	4,81	4,57	4,28	4,16
CP5	6,30	4,10	5,15	5,13	5,00	CP5	3,64	3,26	3,32	2,95	3,13
CP6	4,34	3,82	4,54	4,84	4,23	CP6	5,86	3,99	3,78	4,01	3,79
CP7	7,44	4,39	4,43	4,03	5,11	CP7	4,78	3,56	3,86	3,76	3,57
CP8	5,55	3,64	4,71	4,54	4,12	CP8	4,59	3,27	3,13	3,14	3,09
CP9	5,82	5,61	5,53	5,28	5,58	CP9	4,31	3,44	3,29	3,21	3,13
CP10	5,90	3,42	3,15	3,37	3,43	CP10	4,86	2,94	2,13	3,34	3,20
Médias	5,65	4,32	4,70	4,63	4,65	Médias	4,55	3,56	3,42	3,42	3,33
Desv. Padrão	1,10	0,66	0,63	0,67	0,66	Desv. Padrão	0,78	0,54	0,67	0,50	0,42

Tabela 22. Dados referentes aos valores obtidos de Fadiga para Oring, pré e pós envelhecimento artificial, para todos os tempos analisados.

ORING PRÉ-ENVELHECIMENTO						ORING PÓS - ENVELHECIMENTO					
TEMPO EM MESES						TEMPO EM MESES					
	0m	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**		**0m**	**6m**	**12m**	**18m**	**24m**
CP1	21,46	15,16	14,73	14,54	14,54	CP1	8,83	7,55	6,00	6,97	6,66
CP2	19,24	17,34	17,19	16,02	15,12	CP2	10,85	7,03	6,99	7,41	6,33
CP3	14,65	13,14	13,19	13,20	13,18	CP3	13,23	6,86	6,97	6,75	6,81
CP4	21,11	14,65	14,23	14,06	13,90	CP4	10,36	6,47	7,15	6,50	6,94
CP5	12,79	13,08	13,29	13,75	13,63	CP5	9,08	7,94	7,56	6,88	6,87
CP6	18,51	15,77	15,55	14,53	14,39	CP6	8,98	6,48	6,18	5,79	5,87
CP7	17,83	12,43	14,53	14,17	14,11	CP7	8,87	6,74	6,67	6,32	5,92
CP8	15,15	14,82	14,86	15,02	15,29	CP8	12,31	7,92	7,02	6,79	7,39
CP9	9,98	12,53	11,25	8,47	10,12	CP9	8,03	5,97	5,97	6,28	6,33
CP10	10,41	9,08	8,36	7,94	7,95	CP10	5,44	5,16	6,43	6,59	5,97
Médias	16,11	13,80	13,72	13,17	13,22	Médias	9,60	6,82	6,70	6,63	6.51
Desv. Padrão	4,71	2,28	2,45	2,73	2,35	Desv. Padrão	2,22	0,87	0,53	0,44	0,51

Microscopia Eletrônica De Varredura

Foram realizadas as imagens da superfície dos corpos de prova com aumentos de 250 e 2000x antes e após a Termociclagem. Antes das imagens serem feitas os corpos de prova passaram por um processo de metalização em ouro para melhorar a qualidade das imagens.

Imagem 1. Superfície do Teflon pré envelhecimento com magnificação de 250x.

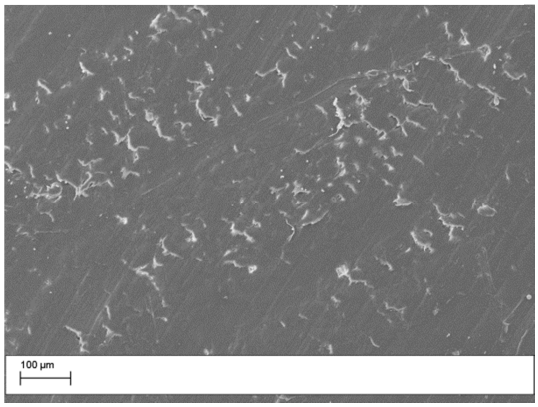


Imagem 2. Superfície do Teflon pré envelhecimento com magnificação de 2000x.

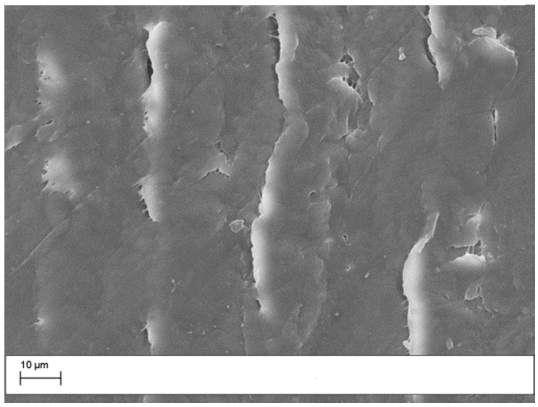


Imagem 3. Superfície do Teflon pós envelhecimento com magnificação de 250x.

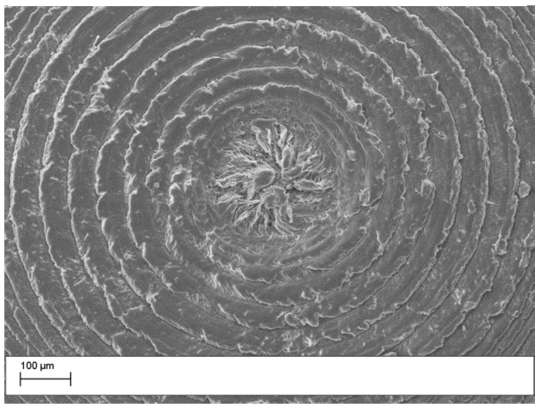


Imagem 4. Superfície do Teflon pós envelhecimento com magnificação 2000x.

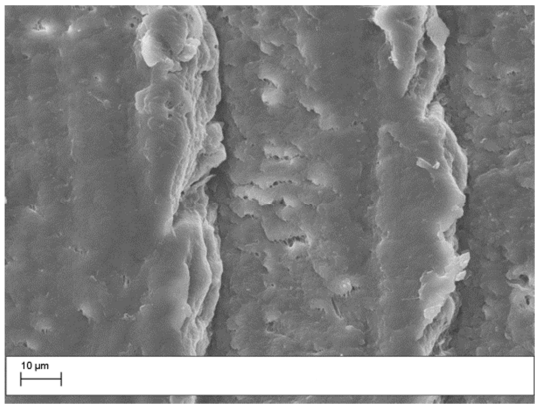


Imagem 5. Superfície do PET pré envelhecimento com magnificação de 250x.

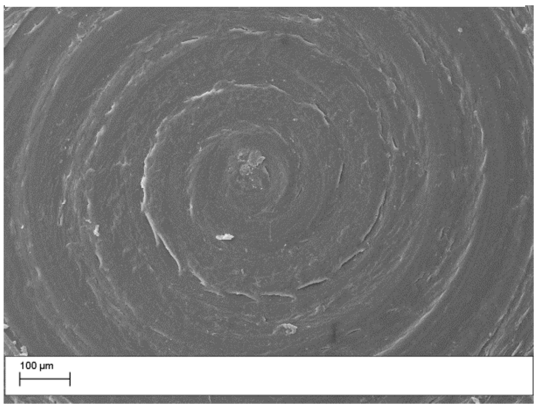


Imagem 6. Superfície do PET pré envelhecimento com magnificação de 2000x.

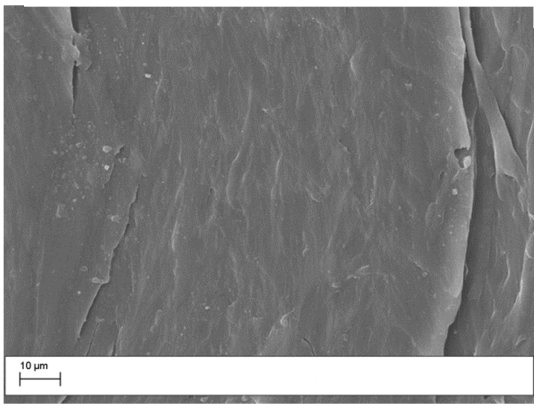


Imagem 7. Superfície do PET pós envelhecimento com magnificação de 250x.

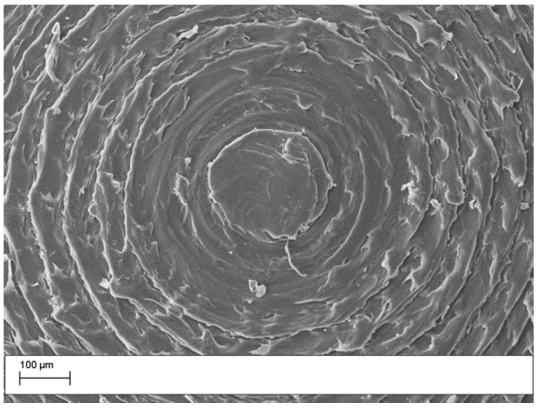


Imagem 8. Superfície do PET pós envelhecimento com magnificação de 2000x.

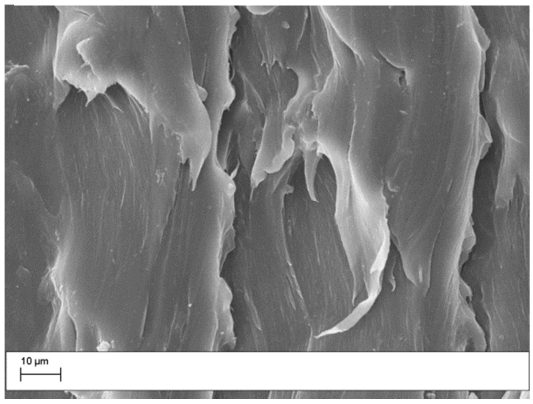


Imagem 9. Superfície do Poliacetal pré envelhecimento com magnificação de 250x.

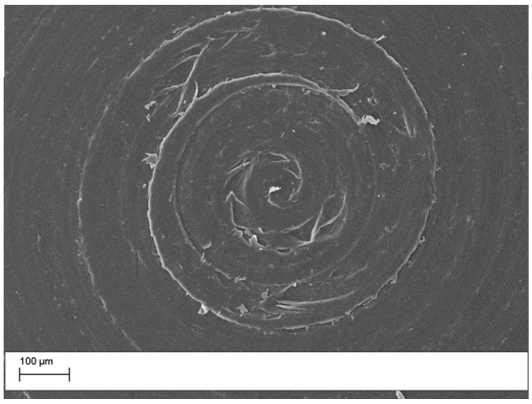


Imagem 10. Superfície do Poliacetal pré envelhecimento com magnificação de 2000x.

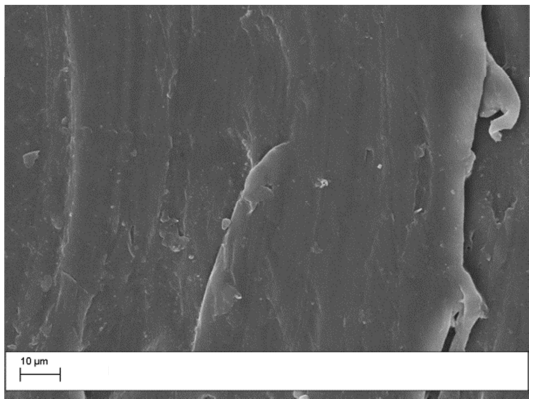


Imagem 11. Superfície do Poliacetal pós envelhecimento com magnificação de 250x.

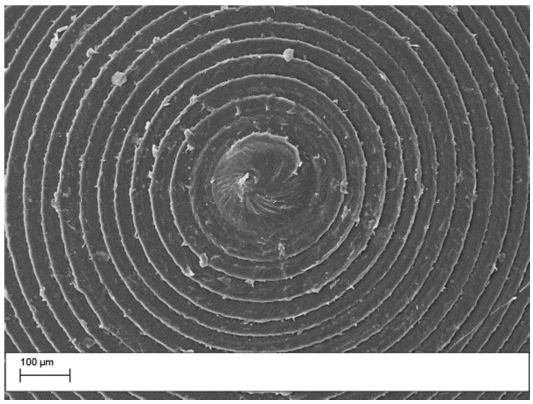


Imagem 12. Superfície do Poliacetal pós envelhecimento com magnificação de 2000x.

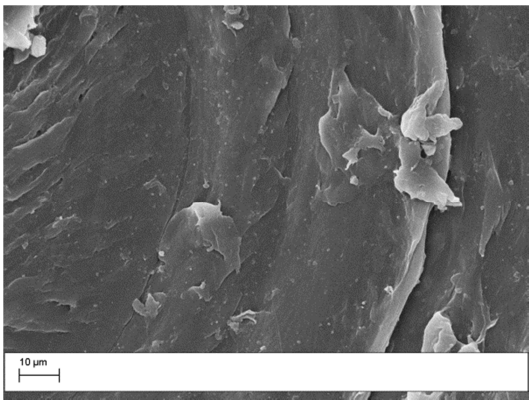


Imagem 13. Superfície do Polietileno pré envelhecimento com magnificação de 250x.

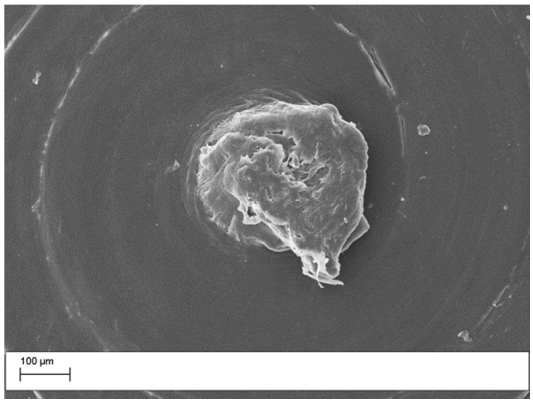


Imagem 14. Superfície do Polietileno pré envelhecimento com magnificação de 2000x.

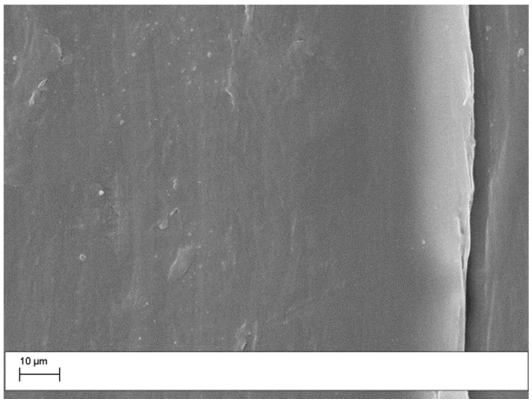


Imagem 15. Superfície do Polietileno pós envelhecimento com magnificação de 250x.

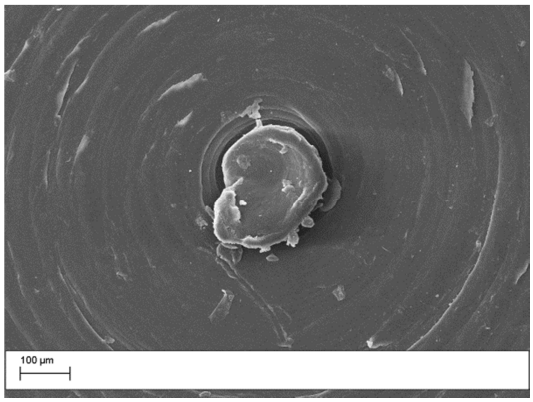
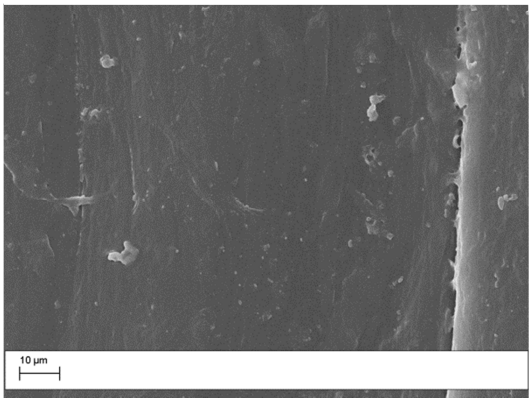


Imagem 16. Superfície do Polietileno pós envelhecimento com magnificação de 2000x.



Estereomiscroscopia

A seguir estão as imagens representativas do padrão de fratura que os materiais seguiram, com aumento de 10x.

Figura 29: Imagens referentes as fraturas do PET pré envelhecido.

Figura 30: Imagens referentes as fraturas do PET pós envelhecido.

Figura 31: Imagens referentes as fraturas do Polietileno pré envelhecido

Figura 32: Imagens referentes as fraturas do Polietileno pós envelhecido

Figura 33: Imagens referentes as fraturas do Teflon pré envelhecido

Figura 34: Imagens referentes as fraturas do Teflon pós envelhecido

Figura 35: Imagens referentes as fraturas do Poliacetal pré envelhecido

Figura 36: Imagens referentes as fraturas do Poliacetal pós envelhecido

I. Metodologia estatística

Para responder aos objetivos do estudo foram utilizadas, além de técnicas básicas de análise exploratória como média, mediana, desvio padrão e intervalo de confiança para média (IC 95%), a análise inferencial de comparação de média de ANOVA Two-Way com Medidas Repetidas.

A ANOVA compara os resultados através da média e utilizamos a Two-Way, pois temos dois fatores em estudo: Material e Momento. O momento em cada um dos materiais nos caracteriza a medida repetida, ou seja, o mesmo sujeito é pesquisa e controle dele mesmo.

Assim, em todas as variáveis foi testado o efeito (significância estatística) dos dois fatores principais e da interação entre os mesmos. No caso do fator material e da interação dos fatores, como temos 3 ou mais grupos, em havendo significância estatística foi preciso então aplicar analise de Comparação Múltipla de Tukey (post hoc) para comparar aos pares todos os grupos e determinar com precisão entre quais ocorreu a significância.

O ajuste do modelo produz resíduos (diferença entre o valor observado e o valor ajustado) e, para que possamos aceitar o modelo ajustado, algumas suposições sobre esses resíduos devem ser satisfeitas, tais como normalidade, homocedasticidade e independência. Essas suposições podem ser verificadas por métodos gráficos e, na prática, esses pressupostos não precisam ser todos rigorosamente satisfeitos. Os resultados são empiricamente verdadeiros sempre que as populações são aproximadamente normais (isso é, não muito assimétricas) e têm variâncias próximas.

Os testes de hipóteses desenvolvidos nesse trabalho consideraram uma significância de 5%, ou seja, a hipótese nula foi rejeitada quando p-valor foi menor ou igual a 0,05 (destacados em vermelho ao longo das tabelas na Seção II).

Detalhes técnicos sobre as metodologias utilizadas nesse trabalho são apresentados na seção 1.1

(1.1) ANOVA Two-Way Com Medidas Repetidas

A ANOVA – Analysis of variance é um teste paramétrico bastante usual, ele faz uma comparação de médias utilizando a variância. No entanto devemos nos atentar ao fato de que para a realização deste teste, algumas suposições a priori devem ser satisfeitas. Por ser um teste paramétrico, supomos que $\varepsilon_{ij} \sim N(0,\sigma^2)$, em linguagem de leigos, isso quer dizer que os erros para cada observação tem que ter uma distribuição normal com média zero e variância constante.

Para a utilização da técnica da ANOVA os dados têm de estar dispostos da seguinte maneira:

	Tratamentos				
Elemento da Amostra	1	2	3	K	
1	x_{11}	x_{21}	x_{31}	$\cdots$	x_{k1}
2	x_{12}	x_{22}	x_{32}	$\cdots$	x_{k2}
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$		$\vdots$
n_i	x_{1n_1}	x_{2n_2}	x_{3n_3}	$\cdots$	x_{kn_k}
$\sum$					
$\bar{x}_i$					$\bar{x}$

Assim, iremos realizar o seguinte teste nos dados amostrados:

$$\begin{cases} \mathrm{H}_0 : \mu_{\mathrm{A}} = \mu_B = \mu_C = \cdots = \mu_N \\ \mathrm{H}_1 : \text{pelo menos uma diferente} \end{cases}$$

Onde:

μ_A = média da variável A;

μ_B = média da variável B;

μ_C = média da variável C;

μ_N = média da n-ésima (última) variável.

Com os dados dispostos da maneira anterior, devemos calcular e montar a tabela abaixo que expressa de forma resumida e sucinta o teste realizado.

Tabela ANOVA

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrados Médios	Teste F
Entre Grupos	Q_e	$k-1$	$S_e^2 = \frac{Q_e}{k-1}$	$F_{cal} = \frac{S_e^2}{S_r^2}$
Dentro dos Grupos	$Q_r = Q_t - Q_e$	$n-k$	$S_r^2 = \frac{Q_t - Q_e}{n-k}$	
Total	Q_t	$n-1$		

Onde:

$$Q_e = \sum_i \left[\frac{\left(\sum_j x_{ij} \right)^2}{n_i} \right] - C \qquad Q_t = \sum_{i=1}^{K} \sum_{j=1}^{n_i} x_{ij}^2 - C \qquad C = \frac{\left(\sum_{i=1}^{K} \sum_{j=1}^{n_i} x_{ij} \right)^2}{n}$$

Assim se $F_{cal} > F_{(k-1,n-k)}$, concluímos pela hipótese nula, ou seja, a igualdade entre os grupos, caso contrario concluímos pela hipótese alternativa (H_1).

Basicamente em todas as variáveis há 4 grupos de materiais: PET, Poliacetal, Polietileno e Teflon. Já no fator tempo são apenas dois: pré e pós envelhecimento, o que chamaremos apenas de pré/pós. Essa configuração foi analisada para as variáveis: Rugosidade, Dureza, Tensão (em compressão) e Força Máxima (em arranchamento).

Nas análises de Fadiga há duas pequenas alterações na configuração das análises, pois ao invés de termos 4 materiais, teremos 5, com a inclusão do Oring. A outra alteração é que a fadiga foi medida pré e pós em 5 períodos de tempos (0, 6 12, 18 e 24 meses).

Para garantir a validade dos resultados, foi feita a análise gráfica dos resíduos para garantir a suposição de normalidade e homoscedasticidade. A normalidade é avaliada através do QQ-Plot, onde esperamos que os resíduos estejam próximos à reta ou com leve afastamento. Já para a homoscedasticidade analisamos o gráfico de predito versus resíduo, onde esperamos uma nuvem aleatória de pontos. Em todas as variáveis os gráficos estavam dentro do esperado e assim temos garantido as suposições de normalidade e homoscedasticidade.

A variabilidade é medida pelo desvio padrão. Quanto mais próximo (ou maior) esse valor for em relação a média, maior será a variabilidade, o que é ruim, pois assim não teremos uma homogeneidade dos dados.

Os valores mínimo e máximo são respectivamente o menor e o maior valor encontrado na amostra.

O intervalo de confiança (IC) ora somado e ora subtraído da média, nos mostra a variação da média segundo uma probabilidade estatística. Lembrando que o IC é mais confiável, pois temos uma probabilidade estatística associada em seu cálculo.

Tabela 23. Efeito dos fatores principais e interação

	Material	Momento	Interação
Rugosidade	<0,001	0,511	0,389
Dureza	0,054	<0,001	0,526
Tensão	<0,001	0,074	0,128
Força máxima	<0,001	0,003	0,053
Fadiga 0m	<0,001	0,007	0,009
Fadiga 6m	<0,001	<0,001	0,004
Fadiga 12m	<0,001	<0,001	0,001
Fadiga 18m	<0,001	<0,001	0,002
Fadiga 24m	<0,001	<0,001	<0,001

Ao analisarmos o fator principal de Material, temos que somente em dureza não existe significância estatística, ou seja, nas demais variáveis temos diferenças médias estatisticamente significantes entre os grupos de materiais, independente de envelhecimento.

Já para o fator principal de momento, ou seja, pré e pós envelhecimento, concluímos que em quase todas as variáveis existe significância estatística, com exceção de rugosidade e tensão. Agora na análise da interação de material/momento, somente existe efeito estatístico para os resultados de fadiga e isso em todos os períodos de coleta.

Como material e interação possuem 3 ou mais grupos, foi necessário utilizar Comparação Múltipla de Tukey para comparar os grupos aos pares e assim determinar com precisão entre quais grupos ocorre a diferença. A seguir mostraremos esses p-valores para o fator principal de material (somente das variáveis com significância descrita na tabela 23).

Tabela 24: Post Hoc para material em rugosidade

	PET	Poliacetal	Polietileno
Poliacetal	0,001		
Polietileno	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	0,011

Tabela 25: Post Hoc para material em Resistência à Compressão

	PET	Poliacetal	Polietileno
Poliacetal	0,003		
Polietileno	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela 26: Post Hoc para material em Arrancamento

	PET	Poliacetal	Polietileno
Poliacetal	0,033		
Polietileno	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela 27: Post Hoc para material em Fadiga 0 meses

	Oring	Pet	Poliacetal	Polietileno
Pet	<0,001			
Poliacetal	0,920	0,002		
Polietileno	0,998	<0,001	0,776	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela 28: Post Hoc para material em Fadiga 6 meses

	Oring	Pet	Poliacetal	Polietileno
Pet	<0,001			
Poliacetal	0,001	0,669		
Polietileno	0,535	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001	0,001

Tabela 29: Post Hoc para material em Fadiga 12 meses

	Oring	Pet	Poliacetal	Polietileno
Pet	<0,001			
Poliacetal	0,001	0,214		
Polietileno	0,687	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001	0,004

Tabela 30: Post Hoc para material em Fadiga 18 meses

	Oring	Pet	Poliacetal	Polietileno
Pet	<0,001			
Poliacetal	<0,001	0,152		
Polietileno	0,814	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001	0,007

Tabela 31: Post Hoc para material em Fadiga 24 meses

	Oring	Pet	Poliacetal	Polietileno
Pet	<0,001			
Poliacetal	<0,001	0,253		
Polietileno	0,767	<0,001	<0,001	
Teflon	<0,001	<0,001	<0,001	0,006

Estas tabelas trazem os p-valores da comparação múltipla entre os materiais. Em cada tabela basta cruzar a linha com a coluna para encontrar o p-valor da respectiva interação.

Por exemplo, na tabela 30 (em amarelo), para fadiga em 18m temos que o p-valor da comparação entre Polietileno e Teflon foi de 0,007, ou seja, significante, ou seja, esse dois materiais são diferentes quanto à fadiga em 18m. Outra situação da análise onde se fez necessário a utilização do Post Hoc foi para as variáveis de fadiga na interação entre material/momento. Assim, nas tabelas seguintes temos estes p-valores.

Tabela 32: Post Hoc para a interação material/momento em fadiga 0m

Fadiga 0m	Oring Pré	Oring Pós	Pet Pré	Pet Pós	Poliacetal Pré	Poliacetal Pós	Polietileno Pré	Polietileno Pós	Teflon Pré
Oring Pós	0,006								
Pet Pré	1,000	0,001							
Pet Pós	0,616	<0,001	0,948						
Poliacetal Pré	1,000	0,042	0,948	0,220					
Poliacetal Pós	0,514	0,716	0,156	0,003	0,898				
Polietileno Pré	0,878	0,323	0,471	0,024	0,997	1,000			
Polietileno Pós	0,125	0,986	0,021	<0,001	0,442	0,999	0,937		
Teflon Pré	<0,001	0,340	<0,001	<0,001	<0,001	0,002	<0,001	0,027	
Teflon Pós	<0,001	0,080	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	1,000

Tabela 33: Post Hoc para a interação material/momento em fadiga 6m

Fadiga 6m	Oring Pré	Oring Pós	Pet Pré	Pet Pós	Poliacetal Pré	Poliacetal Pós	Polietileno Pré	Polietileno Pós	Teflon Pré
Oring Pós	0,002								
Pet Pré	0,756	<0,001							
Pet Pós	0,917	<0,001	1,000						
Poliacetal Pré	0,145	<0,001	0,987	0,924					
Poliacetal Pós	0,877	0,147	0,044	0,107	0,001				
Polietileno Pré	0,195	0,815	0,001	0,003	<0,001	0,977			
Polietileno Pós	0,008	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	0,388	0,976		
Teflon Pré	<0,001	0,867	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	0,055	0,566	
Teflon Pós	<0,001	0,584	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,014	0,270	1,000

Tabela 34: Post Hoc para a interação material/momento em fadiga 12m

Fadiga 12m	Oring Pré	Oring Pós	Pet Pré	Pet Pós	Poliacetal Pré	Poliacetal Pós	Polietileno Pré	Polietileno Pós	Teflon Pré
Oring Pós	0,005								
Pet Pré	0,797	<0,001							
Pet Pós	0,049	<0,001	0,862						
Poliacetal Pré	0,118	<0,001	0,967	1,000					
Poliacetal Pós	0,993	0,089	0,200	0,002	0,007				
Polietileno Pré	0,422	0,768	0,006	<0,001	<0,001	0,956			
Polietileno Pós	0,018	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	0,229	0,944		
Teflon Pré	<0,001	0,979	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	0,125	0,864	
Teflon Pós	<0,001	0,687	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,017	0,407	0,999

Tabela 35: Post Hoc para a interação material/momento em fadiga 18m

Fadiga 18m	Oring Pré	Oring Pós	Pet Pré	Pet Pós	Poliacetal Pré	Poliacetal Pós	Polietileno Pré	Polietileno Pós	Teflon Pré
Oring Pós	0,019								
Pet Pré	0,333	<0,001							
Pet Pós	0,031	<0,001	0,992						
Poliacetal Pré	0,032	<0,001	0,992	1,000					
Poliacetal Pós	0,998	0,175	0,049	0,002	0,002				
Polietileno Pré	0,623	0,838	0,001	<0,001	<0,001	0,981			
Polietileno Pós	0,065	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	0,398	0,974		
Teflon Pré	<0,001	0,984	<0,001	<0,001	<0,001	0,009	0,186	0,876	
Teflon Pós	<0,001	0,757	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	0,035	0,466	1,000

Tabela 36: Post Hoc para a interação material/momento em fadiga 24m

Fadiga 24m	Oring Pré	Oring Pós	Pet Pré	Pet Pós	Poliacetal Pré	Poliacetal Pós	Polietileno Pré	Polietileno Pós	Teflon Pré
Oring Pós	0,010								
Pet Pré	0,398	<0,001							
Pet Pós	0,003	<0,001	0,692						
Poliacetal Pré	0,006	<0,001	0,826	1,000					
Poliacetal Pós	1,000	0,032	0,203	0,001	0,002				
Polietileno Pré	0,515	0,822	0,001	<0,001	<0,001	0,758			
Polietileno Pós	0,043	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	0,111	0,974		
Teflon Pré	<0,001	0,989	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	0,194	0,884	
Teflon Pós	<0,001	0,740	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,029	0,427	0,999

Novamente a maneira de interpretar a tabela é a mesma, ou seja, basta cruzar a linha com a coluna para encontrar o respectivo p-valor desse cruzamento. Assim temos todas as comparações possíveis na analise de interação dos fatores principais.

Para fechar e tão importante quanto testar o efeito dos fatores e sua interação nas variáveis, nós vamos mostrar as estatísticas descritivas de cada fator principal e sua interação em todas as variáveis analisadas. Desta forma, com as estatísticas descritivas, em especial a média e IC é possível se concluir qual material foi melhor, e em que momento tivemos um melhor/pior resultado.

Tabela 37: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em rugosidade

Rugosidade		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	PET	0,9168	0,8717	0,1601	0,6767	1,3200	20	0,0702
	Poliacetal	0,5160	0,5300	0,0731	0,3467	0,6433	20	0,0320
	Polietileno	1,9043	1,8950	0,3093	1,4300	2,5300	20	0,1356
	Teflon	2,2222	2,1100	0,5033	1,4100	3,5467	20	0,2206
Momento	Pré	1,3670	1,1984	0,7724	0,4133	3,4167	40	0,2394
	Pós	1,4127	1,3650	0,7647	0,3467	3,5467	40	0,2370
Interação	PET Pré	0,8324	0,8450	0,0941	0,6767	0,9667	10	0,0583
	PET Pós	1,0013	0,9167	0,1715	0,8533	1,3200	10	0,1063
	Poliacetal Pré	0,5287	0,5300	0,0679	0,4133	0,6433	10	0,0421
	Poliacetal Pós	0,5033	0,5317	0,0795	0,3467	0,5933	10	0,0493
	Polietileno Pré	1,8267	1,8017	0,3003	1,4300	2,2667	10	0,1861
	Polietileno Pós	1,9820	1,8950	0,3137	1,6233	2,5300	10	0,1944
	Teflon Pré	2,2803	2,2350	0,4709	1,8200	3,4167	10	0,2919
	Teflon Pós	2,1640	2,0233	0,5528	1,4100	3,5467	10	0,3426

Tabela 38: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em Dureza

Dureza		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	PET	92,72	93,25	3,23	87,00	97,00	20	1,41
	Poliacetal	93,31	94,50	3,01	87,33	96,67	20	1,32
	Polietileno	92,17	93,00	3,45	86,00	96,00	20	1,51
	Teflon	91,91	92,42	2,81	86,00	96,00	20	1,23
Momento	Pré	95,10	95,00	1,15	92,00	97,00	40	0,35
	Pós	89,95	89,75	2,19	86,00	94,33	40	0,68
Interação	PET Pré	95,43	95,17	1,19	93,67	97,00	10	0,74
	PET Pós	90,02	89,50	2,06	87,00	92,83	10	1,28
	Poliacetal Pré	95,70	95,83	0,73	94,67	96,67	10	0,45
	Poliacetal Pós	90,91	90,92	2,42	87,33	94,33	10	1,50
	Polietileno Pré	95,13	95,33	0,86	93,00	96,00	10	0,54
	Polietileno Pós	89,20	89,42	2,19	86,00	93,00	10	1,36
	Teflon Pré	94,13	94,00	1,20	92,00	96,00	10	0,74
	Teflon Pós	89,68	90,33	2,05	86,00	92,83	10	1,27

Tabela 39: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em Compressão

Compressão (Tensão)		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	PET	101,02	100,75	6,38	86,30	110,11	20	2,79
	Poliacetal	109,88	107,72	12,05	94,23	149,55	20	5,28
	Polietileno	31,66	31,61	2,69	27,03	39,15	20	1,18
	Teflon	18,15	15,65	8,21	10,92	46,45	20	3,60
Momento	Pré	66,76	66,89	43,52	10,92	119,06	40	13,49
	Pós	63,59	66,38	40,27	12,11	149,55	40	12,48
Interação	PET Pré	104,65	105,06	4,15	98,61	110,11	10	2,57
	PET Pós	97,39	98,29	6,28	86,30	108,48	10	3,89
	Poliacetal Pré	113,44	114,48	5,10	105,81	119,06	10	3,16
	Poliacetal Pós	106,31	101,20	15,88	94,23	149,55	10	9,84
	Polietileno Pré	32,18	32,34	0,79	30,87	33,13	10	0,49
	Polietileno Pós	31,14	30,57	3,75	27,03	39,15	10	2,33
	Teflon Pré	16,78	15,11	6,61	10,92	35,17	10	4,09
	Teflon Pós	19,52	17,54	9,73	12,11	46,45	10	6,03

Tabela 40: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em Arrancamento

Força máxima		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	PET	484,4	504,5	80,7	258,9	569,3	20	35,3
	Poliacetal	443,7	455,1	52,2	294,1	490,9	20	22,9
	Polietileno	190,5	191,7	8,6	173,1	206,4	20	3,8
	Teflon	92,6	107,2	26,3	48,3	117,3	20	11,5
Momento	Pré	318,6	328,7	182,9	48,3	569,3	40	56,7
	Pós	287,0	228,1	164,6	56,4	535,4	40	51,0
Interação	PET Pré	521,1	521,0	30,1	483,6	569,3	10	18,7
	PET Pós	447,6	479,4	99,1	258,9	535,4	10	61,4
	Poliacetal Pré	466,0	461,0	13,6	450,9	490,9	10	8,4
	Poliacetal Pós	421,4	450,9	66,8	294,1	472,6	10	41,4
	Polietileno Pré	192,6	195,0	9,1	173,8	206,4	10	5,6
	Polietileno Pós	188,4	191,2	7,9	173,1	197,3	10	4,9
	Teflon Pré	94,8	109,0	28,1	48,3	116,2	10	17,4
	Teflon Pós	90,5	105,6	25,6	56,4	117,3	10	15,9

Tabela 41: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em fadiga 0m

Fadiga 0m		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	Oring	12,86	11,58	4,66	5,44	21,46	20	2,04
	Pet	18,29	17,17	6,07	6,32	27,82	20	2,66
	Poliacetal	13,83	13,02	3,34	8,22	20,49	20	1,46
	Polietileno	12,48	11,85	2,99	6,22	19,07	20	1,31
	Teflon	5,10	4,96	1,09	3,55	7,45	20	0,48
Momento	Pré	13,52	13,87	5,49	3,79	27,82	50	1,52
	Pós	11,50	10,91	5,96	3,55	27,25	50	1,65
Interação	Oring Pré	16,11	16,49	4,17	9,98	21,46	10	2,58
	Oring Pós	9,60	9,03	2,22	5,44	13,24	10	1,37
	Pet Pré	17,21	15,89	5,61	10,05	27,82	10	3,48
	Pet Pós	19,37	20,23	6,61	6,32	27,25	10	4,10
	Poliacetal Pré	15,04	15,13	3,32	8,22	20,49	10	2,06
	Poliacetal Pós	12,61	11,34	3,03	9,72	18,26	10	1,88
	Polietileno Pré	13,60	12,80	2,99	9,69	19,07	10	1,85
	Polietileno Pós	11,36	11,27	2,67	6,22	15,26	10	1,65
	Teflon Pré	5,65	5,69	1,10	3,79	7,45	10	0,68
	Teflon Pós	4,55	4,68	0,78	3,55	5,86	10	0,48

Tabela 42: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em fadiga 6m

Fadiga 6m		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	Oring	10,31	8,51	3,96	5,16	17,34	20	1,73
	Pet	16,36	16,00	4,43	7,85	27,18	20	1,94
	Poliacetal	14,84	12,56	7,07	7,07	34,97	20	3,10
	Polietileno	8,55	8,64	1,49	5,09	11,03	20	0,65
	Teflon	3,94	3,84	0,71	2,94	5,61	20	0,31
Momento	Pré	12,51	12,19	6,48	3,42	34,97	50	1,80
	Pós	9,08	7,89	5,17	2,94	27,18	50	1,43
Interação	Oring Pré	13,80	13,90	2,28	9,08	17,34	10	1,41
	Oring Pós	6,82	6,80	0,87	5,16	7,94	10	0,54
	Pet Pré	16,63	16,23	2,91	12,99	21,30	10	1,80
	Pet Pós	16,08	15,97	5,72	7,85	27,18	10	3,55
	Poliacetal Pré	18,33	19,13	8,40	7,07	34,97	10	5,21
	Poliacetal Pós	11,34	10,64	2,82	7,39	15,21	10	1,75
	Polietileno Pré	9,48	9,55	1,02	7,84	11,03	10	0,63
	Polietileno Pós	7,62	7,80	1,30	5,09	9,32	10	0,81
	Teflon Pré	4,32	4,27	0,66	3,42	5,61	10	0,41
	Teflon Pós	3,56	3,42	0,54	2,94	4,81	10	0,34

Tabela 43: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em fadiga 12m

Fadiga 12m		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	Oring	10,21	7,96	3,99	5,98	17,19	20	1,75
	Pet	18,05	18,66	5,32	9,56	28,91	20	2,33
	Poliacetal	15,41	13,10	7,35	7,34	35,05	20	3,22
	Polietileno	8,59	9,18	1,59	5,08	10,70	20	0,70
	Teflon	4,06	4,17	0,91	2,13	5,53	20	0,40
Momento	Pré	12,73	10,97	6,70	3,16	35,05	50	1,86
	Pós	9,79	7,54	6,36	2,13	28,91	50	1,76
Interação	Oring Pré	13,72	14,38	2,45	8,36	17,19	10	1,52
	Oring Pós	6,70	6,83	0,53	5,98	7,57	10	0,33
	Pet Pré	16,68	16,78	4,19	9,56	22,27	10	2,60
	Pet Pós	19,42	19,39	6,16	10,13	28,91	10	3,82
	Poliacetal Pré	18,82	17,98	8,88	7,34	35,05	10	5,50
	Poliacetal Pós	12,00	10,92	3,08	8,10	17,32	10	1,91
	Polietileno Pré	9,75	9,85	0,58	8,87	10,70	10	0,36
	Polietileno Pós	7,43	7,47	1,41	5,08	9,44	10	0,88
	Teflon Pré	4,70	4,72	0,63	3,16	5,53	10	0,39
	Teflon Pós	3,42	3,34	0,67	2,13	4,57	10	0,41

Tabela 44: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em fadiga 18m

Fadiga 18m		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	Oring	9,90	7,68	3,85	5,79	16,02	20	1,69
	Pet	18,48	19,00	5,37	10,24	31,18	20	2,35
	Poliacetal	15,50	12,68	7,85	6,92	35,89	20	3,44
	Polietileno	8,50	8,90	1,56	4,99	11,07	20	0,68
	Teflon	4,02	3,91	0,85	2,73	5,29	20	0,37
Momento	Pré	12,86	10,81	7,03	3,37	35,89	50	1,95
	Pós	9,70	7,39	6,43	2,73	31,18	50	1,78
Interação	Oring Pré	13,17	14,12	2,73	7,94	16,02	10	1,69
	Oring Pós	6,63	6,68	0,44	5,79	7,41	10	0,27
	Pet Pré	17,57	17,99	4,27	10,24	23,95	10	2,65
	Pet Pós	19,39	19,23	6,38	11,66	31,18	10	3,96
	Poliacetal Pré	19,38	18,44	9,14	9,58	35,89	10	5,66
	Poliacetal Pós	11,63	10,78	3,63	6,92	17,49	10	2,25
	Polietileno Pré	9,58	9,38	0,78	8,71	11,07	10	0,48
	Polietileno Pós	7,43	7,40	1,40	4,99	9,56	10	0,87
	Teflon Pré	4,63	4,93	0,67	3,37	5,29	10	0,41
	Teflon Pós	3,42	3,28	0,50	2,73	4,28	10	0,31

Tabela 45: Estatísticas descritivas dos fatores principais e interação em fadiga 24m

Fadiga 24m		Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	N	IC
Material	Oring	9,87	7,67	3,82	5,88	15,29	20	1,67
	Pet	18,98	18,99	4,96	10,94	32,22	20	2,17
	Poliacetal	16,41	13,21	8,03	6,84	36,22	20	3,52
	Polietileno	8,39	8,78	1,55	4,80	10,97	20	0,68
	Teflon	3,99	3,96	0,87	2,76	5,59	20	0,38
Momento	Pré	12,98	11,37	7,24	3,44	36,22	50	2,01
	Pós	10,08	7,37	6,74	2,76	32,22	50	1,87
Interação	Oring Pré	13,22	14,01	2,35	7,95	15,29	10	1,46
	Oring Pós	6,51	6,50	0,51	5,88	7,40	10	0,31
	Pet Pré	17,32	17,42	3,63	10,94	22,76	10	2,25
	Pet Pós	20,64	19,91	5,71	12,00	32,22	10	3,54
	Poliacetal Pré	20,24	20,34	9,75	6,84	36,22	10	6,04
	Poliacetal Pós	12,57	12,09	2,91	7,89	17,33	10	1,80
	Polietileno Pré	9,44	9,33	0,78	8,44	10,97	10	0,48
	Polietileno Pós	7,35	7,30	1,43	4,80	9,59	10	0,89
	Teflon Pré	4,65	4,67	0,66	3,44	5,59	10	0,41
	Teflon Pós	3,33	3,17	0,42	2,76	4,16	10	0,26

5 DISCUSSÃO

As inovações tecnológicas voltadas para pesquisa de materiais com características cada vez melhores para aplicação clínica, que supram as exigências, necessidades e dificuldades encontradas no dia a dia do consultório, são recorrentes e de suma importância na odontologia, tanto para a facilitação clínica do profissional quanto para uma melhor qualidade de vida dos pacientes (FITTON et al., 1994; DE CASTRO et al., 2016; VALENTE et al., 2017; DIVAKAR et al.; 2017; ZAUGG et al.; 2017). Assim, encontrar um material que seja capaz de agregar propriedades físicas, químicas e mecânicas satisfatórias, que sofra pouco o efeito das forças mastigatórias e não necessite de frequente manutenção, ainda representa um desafio (ZINELIS et al., 2005). Os biomateriais sintéticos apresentam propriedades como biocompatibilidade e resistência mecânica que viabilizam diversas aplicações inclusive na área médica e odontológica. Entretanto, ainda apresentam algumas desvantagens quando comparados, por exemplo, aos cerâmicos, no que diz respeito à dureza superficial, resistência ao desgaste e estabilidade (ZINELIS et al., 2005). Na cavidade bucal, as forças oclusais geradas durante a função mastigatória, promovem atrito entre os componentes, interferindo diretamente nas propriedades de dureza superficial dos materiais.

Ao avaliar os impactos para o meio ambiente gerados pela usinagem e uso de materiais metálicos, deve-se levar em consideração que o uso de materiais alternativos na reabilitação oral pode ser benéfico. O PET é atualmente um termoplástico amplamente produzido em todo o mundo. Possui uma importância comercial significativa e várias aplicações e vantagens biomédicas são conhecidas por causa de suas propriedades mecânicas, térmicas, econômicas e biológicas (VELEIRINHO et al., 2008; VELEIRINHO et al.,2013).

Durante os movimentos mastigatórios, os dentes artificiais são submetidos a cargas geradas pelo contato entre elementos antagonistas. Esse estresse é transmitido em sequência aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso circundante (DUYCK et al., 2014; IKUMI et al., 2015). A pobre adaptação desses movimentos é comumente observada na interface implante/ prótese e o espaço criado favorece a retenção de micro-organismos (DO NASCIMENTO et al., 2011). A contaminação bacteriana induz mucosite, uma condição inflamatória nos tecidos moles, que pode progredir em peri-implantites, um processo que leva à perda irreversível do osso. Nesta fase da doença, há a diminuição gradual da estabilidade do implante até sua consequente perda, resultando em danos funcionais, sistêmicos, estéticos, psicológicos e financeiros para o paciente (PESCE et al., 2015; ROBITAILLE et al., 2016).

Além de possuírem uma boa resistência aos esforços mastigatórios, os materiais utilizados na cavidade bucal também precisam resistir à constante variação de pH e temperatura, fatores que aceleram sua degradação. A termociclagem, por exemplo, simula as

alterações de temperatura da cavidade bucal. Esse ensaio submete os materiais a banhos alternados de 5 e 55ºC, por 30 segundos, reproduzindo os ciclos entre quente e frio que ocorrem na cavidade bucal e que podem chegar até 25 vezes ao dia (GALE et al., 1999), diminuindo a vida útil dos componentes protéticos e comprometendo a longevidade da reabilitação oral. Dessa forma, no estudo optou-se pela realização da termociclagem, a fim de comparar o efeito desse ensaio sobre as variáveis propostas (GOIATO et al., 2013; SILVA et al., 2013). O calor e o frio causados por mudanças na temperatura causam expansão e contração, respectivamente, não apenas dos elementos dentários, mas também dos materiais utilizados na reabilitação oral, como os componentes protéticos (AMIR et al., 2015; CASSELLI et al., 2013). A termociclagem é um teste comumente usado para simular a degradação clínica de materiais (MORRESI et al., 2013; AYAZ et al 2015). Supondo que os ciclos térmicos ocorram entre 20 e 25 vezes em um dia no ambiente intraoral, Gale e Darwell, concluíram que 10.000 (dez mil) ciclos eram equivalentes a 1 ano clínico, período considerado no presente estudo (GALE et al., 1999).

Além do espaço criado pela má adaptação na interface implante / prótese, uma outra característica importante a ser analisada nos materiais utilizados na fabricação de componentes protéticos é a rugosidade de superfície que influencia diretamente a formação e maturação do biofilme, aumentando a área disponível para a adesão bacteriana (QUIRYNEN et al., 1995; PARK et al 2015). De acordo com a literatura, 0,2 µm corresponde a um limite de rugosidade, e acima deste limite favorece a retenção de micro-organismos (BOLLEN et al., 1997). Assim, o desenvolvimento de dispositivos com superfícies que não favoreçam o acúmulo de micro-organismos pode ser benéfico à vida útil do implante e consequentemente ao bom prognóstico do tratamento reabilitador.

Outra característica importante é a dureza, que é definida como a resistência à penetração de um material e, para os componentes protéticos, pode ser associada às forças oclusais e também ao contato de fluidos orais, que podem alterar suas propriedades. O ensaio de dureza foi amplamente estudado e reconhecido como um método confiável, que também pode ajudar na pré-seleção de materiais (GOIATO et al., 2013; CASTRO et al.,2014).

A observação do comportamento dos materiais quando submetidos ao ensaio de resistência à compressão é de suma importância, pois através dele simulamos as forças de compressão, as quais estão presentes durante as atividades funcionais da mandíbula, e que são transmitidas aos componentes protéticos (DUYCK et al., 2014; IKUMI et al., 2015).

O Politereftalato de Etileno, PET ou Dacron, como é conhecido na área médica, é muito utilizado nas diversas áreas da economia mundial. Na medicina é referido na literatura,

o uso do Dacron como enxertos de artéria aorta, reconstituição de tendão, associado a tratamento de superfície (MOHAMED et al., 2017; KONDOV et al., 2017; CALCATERRA et al., 2017; LI et al., 2016). Um outro uso interessante do PET, ainda na área médica, é na confecção de sistemas para diferenciação de células hematopoiéticas, uso que evidencia a baixa toxicidade celular do PET, característica que deve ser avaliada principalmente em contato com queratinócitos, pois são as células as quais as cápsulas manterão íntimo contato quando em função (SUGIMINE et al., 2016). Há estudos na literatura que demostram o uso do PET também na construção civil, como por exemplo, na melhoria das propriedades de compósitos cimentícios (RODRIGUES et al, 2017; KOO et al, 2014). Grandes são as aplicações do PET nas diversas áreas da economia mundial. Juntamente com essa crescente aplicabilidade, surge a necessidade de encontrar meios que favoreçam a reciclagem dos polímeros de forma efetiva, fazendo com que seu baixo custo não contraponha com sua poluição ao meio ambiente de forma descontrolada.

O Politetrafluoretileno, conhecido comercialmente como Teflon, também possui algumas aplicações na área médica e odontológica relatadas na literatura. Na odontologia é relatado seu uso na forma de membrana para preservação de rebordo alveolar (DAYUBE et al, 2017). Devido a sua boa estabilidade, alguns estudos estão modificando a superfície desse material a fim de melhorar sua biocompatibilidade, fazendo com que esse material tenha uma gama maior de aplicabilidade na área médica (ONDER et al, 2011; MAHMOODI et al, 2017). Apesar dos investimentos em pesquisa em relação a este polímero, as suas propriedades mecânicas não favorecem seu uso como componentes protéticos, apresentando nesse estudo resultados desfavoráveis.

O poliacetal, utilizado no estudo como possível material para a confecção de componentes protéticos, já é comercializado como braquetes ortodônticos e retentores de próteses removíveis, já a utilização do PET foi proposta de maneira inédita na odontologia. O Polioximetileno ou Poliacetal, também conhecido pela sigla POM, possui ótimas propriedades mecânicas, alta rigidez, estabilidade dimensional e resistência à corrosão. O POM e o PET, apresentaram as melhores características mecânicas dentre os materiais analisados. Apesar das ótimas propriedades observadas, o Poliacetal possui uma característica muito desfavorável para seu uso na cavidade bucal, que é a liberação de formaldeído. A presença de calor excessivo, agentes químicos, abrasão ou radiação gama, podem fazer com que o Poliacetal tenda a despolimerizar ou descompactar em formaldeído. Vapores de formaldeído são potenciais irritantes da mucosa, e combinados com água e ingeridos podem causar graves irritações gástricas (ARONSON et al, 2017; ROBERT et al, 2005).

Ao analisarmos os resultados das variáveis propostas nesse estudo, em relação a rugosidade, quando pensamos nos momentos, pré e pós envelhecimento, não houve uma diferença estatisticamente significante entre os dois grupos (p=0,511). Os menores valores de rugosidade superficial foram apresentados pelo Poliacetal. Houve uma diferença estatisticamente significante entre todos os materiais. O Teflon apresentou os maiores valores de rugosidade, seguido pelo polietileno e pelo PET, em uma ordem decrescente. O Polietileno apresentou, em média, valores de rugosidade 2x maior que o PET (p<0,001), como podemos observar na Tabela 37.

A Dureza superficial foi uma das variáveis que não apresentou diferença estatisticamente significante entre os grupos de materiais(p=0,054). Porém, o Poliacetal apresentou a maior média de Dureza, seguido do PET, Polietileno e Teflon. A média de Dureza dos 4 materiais foram muito próximas, como podemos observar na Tabela 38.

Em relação a Resistência à compressão foram utilizados os valores de tensão máxima para realizar as comparações. Houve diferença estatisticamente significante entre todos os grupos de materiais, como podemos observar na Tabela 25. O Poliacetal apresentou os maiores valores de Resistência à Compressão tanto antes quanto após envelhecimento artificial, seguido do PET, Polietileno e Teflon. Os valores entre Poliacetal e PET (p=0,003) foram muito próximos como podemos observar na Tabela 39. O Teflon apresentou uma resistência à compressão em média cerca de 5x menor que o PET (p<0,001). Já o Polietileno apresentou valores, em média, 3x menor que o PET (p<0,001).

Para análise do ensaio de arrancamento foi utilizado os valores de força máxima para obtenção das comparações entre os grupos. Assim como nos ensaios de Rugosidade, Dureza, Resistência à Compressão, também não houve influência do envelhecimento nos resultados para o arrancamento. Porém, houve diferença estatisticamente significante entre todos os 4 grupos de materiais, como podemos observar na Tabela 26. O Pet apresentou a maior média nos valores de força máxima, tanto para grupo pré quanto pós envelhecimento, como podemos observar na Tabela 40. Sendo que os valores de Força máxima (N) foram decaindo seguido pelo Poliacetal, Polietileno e Teflon, respectivamente. O Teflon apresentou, em média, valores 5,2x mais baixos que o PET (p<0,001) e 2x mais baixos que o Polietileno (p<0,001). Já o Polietileno apresentou valores 2,5x mais baixos que o PET(p<0,001) (Tabela 40).

Em relação a análise pelo estereomicroscópio dos corpos de prova submetidos ao ensaio de arrancamento, o único material que demostrou fratura efetiva foi o poliacetal, caracterizado por fratura coesiva, onde uma parte desse material ficou aderido a base de

resina, como podemos observar nas Figuras 35 e 36. Um comportamento contrário foi observado no grupo PET, onde fragmentos de resina ficaram na superfície do material (Figuras 29 e 30) . Isso demostra superioridade no comportamento mecânico do PET. Já os outros materiais não apresentaram uma adesão efetiva uma vez que soltaram-se da resina sem fratura, porém com deformação do material, caracterizando fratura adesiva.

Dentre as variáveis analisadas, Rugosidade de superfície e Dureza, Resistência à Compressão, Arrancamento e Fadiga, a última foi a única variável em que observamos um efeito do envelhecimento artificial, ou seja, foi a única variável das citadas a cima que apresentou diferença estatisticamente significantes entre os grupos pré e pós envelhecimento, entre os próprios materiais e na comparação entre os grupos. Isso para todos os cinco períodos analisados. Nesse ensaio houve a incorporação de mais um grupo, o Oring, para realizar as comparações, pois é um dos tipos de retenção utilizado atualmente no mercado para overdentures.

No tempo 0 meses, o único material que apresentou diferença estatisticamente significante entre os momentos foi o oring (p=0,006). Sendo que o oring pré apresentou uma retenção de 16,11 N enquanto o oring pós de 9,60 N. Como não houve diferença entre pré e pós envelhecimento para o PET, Poliacetal e Teflon, foi usada a média dos grupos (n=20) para comparação. Assim, o PET, em média, apresentou a maior retenção com 18,29 N, como podemos observar na tabela 41. Com esse valor de retenção, o PET apresentou diferença estatisticamente significante em relação aos demais grupos. O Poliacetal apresentou uma média de 13,83N , o Oring apresentou uma média de retenção de 12,86 N, seguido do Polietileno de 12,48N e do Teflon, que apresentou a menor média com 5,10 N. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos Oring e Poliacetal (p=0,920), Oring e Polietileno (p=0,998) e Poliacetal e Polietileno (p=0,776).

Quando analisamos o tempo de 6 meses, os materiais que apresentaram diferença estatisticamente significante entre os momentos foi Oring e Poliacetal. O grupo oring pré apresentou valor de retenção de 13,80 N, enquanto o grupo pós apresentou retenção de 6,82 N. Já o grupo Poliacetal pré apresentou retenção de 18,33 N e o grupo pós de 11,34 N, como podemos observar na Tabela 42.

Quando utilizamos um n=20 para comparação geral entre os materiais, observamos através da Tabela 42, que o PET apresentou os maiores valores de retenção com 16,36 N, seguido do Poliacetal com retenção de 14,84 N, Oring com 10,31 N, Polietileno com 8,55 N e Teflon com 3,94 N. Esse valor de retenção confere ao PET uma diferença estatisticamente significante em relação a todos os materiais, exceto em relação ao Poliacetal (p=0,669). O

grupo Oring e Poliacetal também não apresentaram diferença estatística significante (p=0,535).

Em relação ao tempo de 12 meses, Oring e Poliacetal foram os materiais que apresentaram diferença estatisticamente significante entre os momentos. O grupo oring pré apresentou um retenção de 13,72N, enquanto o pós apresentou 6,70 N. Já o grupo Poliacetal pré apresentou uma retenção de 18,82N e o grupo pós 12N, como podemos observar na Tabela 43. Quando comparamos os grupos de materiais de uma forma geral, usando n=20, podemos observar que, em média, o PET apresentou a maior retenção com 18,05 N, seguido do Poliacetal com 15,41N, Oring com 10,21 N, Polietileno com 8,59 N e Teflon com 4,06 N, como podemos observar na Tabela 43. Nessa comparação não houve diferença estatisticamente significante entres os grupos Oring e Polietileno (p=0,687) e PET comparado ao Poliacetal (p=0,214), como podemos observar na Tabela 29. Houve diferença estatisticamente significante entre Oring e PET pós envelhecimento (p<0,001) onde observamos que o Oring teve uma retenção de 6,70 N e o PET de 19,42N (Tabela 43). Também houve uma diferença estatisticamente significante entre o PET pré e o Polietileno pré envelhecimento (p=0,006), em que o PET apresentou retenção de 16,68 N enquanto o Polietileno de 9,75N. Na comparação entre o PET pós e Polietileno pós envelhecimento(p<0,001), o PET apresentou uma retenção de 19,42N, enquanto o Polietileno de 7,43N (Tabela 43). Portanto, no tempo de 12 meses, PET e Poliacetal apresentaram os maiores valores de retenção, em média, porém não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos.

Em relação ao tempo de 18 meses, quando realizamos uma comparação de forma geral utilizando um n=20, o PET apresentou em média uma retenção de 18,48N, seguido do Poliacetal 15,50N, Oring 9,90 N, Polietileno 8,50 N e Teflon com 4,02N, como mostra a Tabela 44. Podemos observar que apenas não houve uma diferença estatisticamente significante entre PET e Poliacetal (p=0,152) e entre Oring comparado ao Polietileno (p=0,814), como podemos observar na Tabela 30.

Quando realizamos análise do momento, apenas o grupo Oring e Poliacetal, apresentaram diferença estatisticamente significante entre pré e pós envelhecimento, como demostra a Tabela 35. Oring pré apresentou uma retenção de 13,17 N enquanto o pós de 6,63N (p=0,019). Já o Poliacetal pré apresentou uma retenção de 19,38 N e o pós de 11,63N(p=0,002), como mostra a Tabela 44.

Não houve uma diferença estatisticamente significante entre o PET pré e o Oring pré Envelhecimento (p=0,333), tabela 35, onde o PET apresentou uma retenção de 17,57N e

Oring de 13,17N. Já após o envelhecimento dos materiais houve uma diferença estatisticamente significante entre esses grupos, onde o PET pós apresentou 19,39N de retenção, enquanto o Oring pós de 6,63N, como mostra a tabela 44.

Quando observamos os dados referentes ao tempo de 24 meses podemos observar que, na comparação de um modo geral entre os grupos, utilizando n=20, o PET apresentou uma retenção, em média, de 18,98N, seguido do Poliacetal 16,41N, Oring 9,87N, Polietileno 8,39N e Teflon 3,99N, como demonstra a Tabela 45. Nessas comparações não houve uma diferença estatisticamente significante entre os grupos Oring comparado ao Polietileno (p=0,767), e o grupo PET quando comparado ao Poliacetal (p=0,253), como podemos observar na Tabela 31.

Quando analisamos o momento, houve uma diferença estatisticamente significante entre Oring pré e pós (p=0,010), e Poliacetal pré e pós (p=0,002), como observamos na Tabela 36. O grupo Oring pré (n=10) apresentou um valor de retenção, em média, de 13,22N, já o grupo pós de 6,51N. O grupo Poliacetal pré (n=10) apresentou uma retenção, em média, de 20,24N, já o grupo pós de 12,57N, como podemos observar na Tabela 1. O grupo Oring pré apresentou uma diferença estatisticamente significante em relação ao grupo Poliacetal pré (p=0,006) e também em relação ao grupo Teflon pré (p<0,001). O Poliacetal pré apresentou uma retenção, em média, de 20,24N, e o Teflon pré de 4,65N. Em relação ao pós envelhecimento, o grupo Oring pós, que obteve um retenção em média de 6,51N, apresentou uma diferença estatisticamente significante em relação aos grupos PET pós (p<0,001) e Poliacetal pós (p=0,032), em que o grupo PET pós apresentou uma retenção, em média, de 20,64N e o Poliacetal pós de 12,57N.

Quando comparamos os grupos (n=10) Oring pré com PET pós (p=0,003) encontramos uma diferença estatisticamente significante, e podemos observar que o grupo PET pós, teve uma retenção, em média de 20,64N, e o grupo Oring pré, 13,22N.

Os grupos Polietileno pré e pós envelhecimento, assim como Teflon pré e pós, foram os grupos que apresentaram os menores valores de retenção. Podemos observar pela tabela 36 que esses grupos não apresentaram diferença estatisticamente significante em relação ao grupo Oring pós envelhecimento.

Quando avalia-se o comportamento dos materiais submetidos ao ensaio de fadiga nota-se que, diferente dos outros ensaios, percebemos que alguns materiais após serem submetidos aos ciclos de fadiga eles apresentaram um aumento na retenção, como por exemplo o PET e Poliacetal. O aumento da retenção de alguns materiais justifica-se pelo fato destes estarem exposto a temperatura, umidade e força. Isso promove uma alteração

molecular, causando enrijecimento e contração do material, fazendo com que o mesmo apresente uma característica de maior retenção. Tais resultados demonstram a necessidade da realização de mais ensaios para que se possa mensurar, até quanto essa deformação pode ocorrer, e quais serão as outras propriedades apresentadas pelo material após sofrerem esse tipo de ação mecânica e química, uma vez que a elevação indeterminada da retenção pode causar tanto danos quanto a ausência de retenção.

Quando analisamos as imagens de Microscopia Eletronica de Varredura, podemos observar que no Teflon houve uma pequena descamação superficial após o envelhecimento, visto na imagem com aumento de 2000x. No PET e Poliacetal essa descamação também foi observada. Já no Polietileno não houve essa alteração superficial aparente.

Tendo em vista a durabilidade e o custo referente a manutenção dos orings vendidos hoje no mercado, há a necessidade de se obter um produto mais barato, confeccionado com um material que tenha condições físicas, mecânicas e morfológicas para suportar os intempéries dinâmica da cavidade bucal. Nesse estudo observamos que o PET, juntamente com o Poliacetal, apresentaram resultados positivos para as análises propostas. Isso demonstra que esses materiais possuem um potencial para servirem de base para confecção das novas cápsulas para retenção de overdentures, proposta nesse estudo. Tendo em vista a literatura, acerca dos subprodutos liberados pela degradação do Poliacetal, o formaldeído, estudos sucessores a este são necessários a fim de observarmos a toxicidade desses materiais referente aos queratinócitos, principalmente, pois as cápsulas, quando em função na cavidade oral, estarão em íntimo contato com a mucosa ao redor dos implantes.

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

1 – Para o ensaio de Resistência à Compressão, Politereftalato de Etileno (101,02 N) e Poliacetal (109,88 N), em média, apresentaram os maiores valores de tensão, havendo diferença estatisticamente significante entre eles (p=0,003). Não houve influência da Termociclagem.

2 – Para ensaio de Rugosidade superficial, PET (0,9168 µm) e Poliacetal (0,5160 µm), em média, apresentaram os menores valores de rugosidade, havendo diferença estatisticamente significante entre eles (p=0,001). Não houve influência da termociclagem.

3 – Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos para o ensaio de Dureza superficial, nem antes ou após a termociclagem.

4 – Para o ensaio de Arrancamento, PET (484,4 N) e Poliacetal (443,7 N), em média, apresentaram os maiores valores de força máxima, havendo diferença estatisticamente significante entre eles (p=0,033). Não houve influência da termociclagem.

5 – Para ensaio de Fadiga, PET, Poliacetal e Oring apresentaram os maiores valores de retenção, em média, para todos os períodos avaliados. No tempo de 0 meses, PET (18,29N) e Poliacetal (13,83N) apresentaram os maiores valores de resistência em relação ao Oring (12,86N). Houve diferença estatisticamente significante entre PET e Oring (p<0,001) e não houve entre Poliacetal e Oring (p=0,920). Para o tempo de 6 meses, PET (16,36N) e Poliacetal (14,84N) apresentaram os maiores valores de resistência em relação ao Oring (10,31N). Houve diferença estatisticamente significante entre PET e Oring (p<0,001) e entre Poliacetal e Oring (p=0,001). No tempo de 12 meses, PET (18,05N) e Poliacetal (15,41N) apresentaram os maiores valores de resistência em relação ao Oring (10,21N). Houve diferença estatisticamente significante entre PET e Oring (p<0,001) e entre Poliacetal e Oring (p=0,001). Para o tempo de 18 meses, PET (18,48N) e Poliacetal (15,50N) apresentaram os maiores valores de resistência em relação ao Oring (9,90N). Houve diferença estatisticamente significante entre PET e Oring (p<0,001) e entre Poliacetal e Oring (p<0,001). No tempo de 24 meses, PET (18,98N) e Poliacetal (16,41N) apresentaram os maiores valores de resistência em relação ao Oring (9,87N). Houve diferença estatisticamente significante entre PET e Oring (p<0,001) e entre Poliacetal e Oring (p<0,001).

6 – Na análise pelo esteromicroscópio foi observado que os materiais seguiram um padrão de fratura. PET e Poliacetal sofreram fratura coesiva, enquanto os demais, fratura adesiva.

7 – Pelas imagens de MEV, pudemos notar que houve uma descamação da superfície do Teflon, PET e Poliacetal, após a termociclagem. O que não foi observado no Polietileno.

Este trabalho representa um avanço para área odontológica, pois colabora para desenvolvimento de uma nova tecnologia que possui potencial para favorecer consideravelmente o custo benefício de pacientes que farão ou fazem uso de próteses *overdenture* retidas por implantes. Além disso, traz grande colaboração para ciência, pois coloca de maneira inédita na odontologia, o polímero Politereftalato de Etileno, material de importância expressiva em diversos setores da economia e que possui grandes propriedades que possibilitam seu uso em várias aplicações. Da área médica à indústria de embalagens, o PET possui expressiva utilidade no mercado mundial, e a cada dia aumentam as pesquisas referentes ao seu uso. Um próximo passo para esse estudo será incorporar um antimicrobiano aos polímeros visando agregar-lhes uma capacidade de diminuir o contingente bacteriano ao redor dos implantes, evitando a perda dos mesmos por periimplantite, aumentando a vida útil do tratamento reabilitador.

REFERÊNCIAS

ABIPET. Resina PET – Fabricação. Disponível em <http://www.abipet.org.br/index.html?method=mostrarInstitucional>. Acesso em: 12 de maio 2016.

ALLEN PF. Association between diet, social resources and oral health related quality of life in edentulous patients. J Oral Rehabil. v.32, p. 623-8, 2005.

ALVES, D.C.; CARVALHO, P.S.; MARTINEZ, E.F. In Vitro Microbiological Analysis of Bacterial Seal at the Implant-Abutment Interface Using Two Morse Taper Implant Models. Braz. Dent. J. v.25, n.1, p. 48-53, 2014.

AMIR R.; SUCCARIA FG.; MORGANO SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. Saudi Dent J. n.27, v.2, p. 63-9, 2015.

ARA C, AKBULUT S, INCE V, AYDIN C, GONULTAS F, KAYAALP C, UNAL B, YILMAZ S. Circumferential Fence With the Use of Polyethylene Terephthalate (Dacron) Vascular Graft for All-in-One Hepatic Venous Reconstruction in Right-Lobe Living-Donor Liver Transplantation. Transplant Proc. v.47, n.5, p. 1458-61, 2015.

ARONSON A, TARTAKOVSKYA K, FALKOVICHA R , RABAEVA M, GOTTLIEB M , KOZLOVSKYA A , LEVIA O. Failure analysis of aging in polyoxymethylene fuel valves using fractography and thermal-FTIR analysis. Engineering Failure Analysis. v.79, p. 988–998, 2017.

AWAJA, F. & Pavel, D. - Eur. Polym. J., v. 41, p. 1453, 2005.

AWAD MA, MORAIS JA, WOLLIN S, KHALIL A, GRAY-DONALD K, FEINE JS. Implant overdentures and nutrition: a randomized controlled trial. J Dent Res. v.91, p.39-46, 2000.

AYAZ EA.; BAGIS B.; TURGUT S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. v.3, p. 280-6, 2015.

BACCHI A.; SCHNEIDER LF.; MALAFAIA F.; GARBOSSA M. Resistência à flexão de resinas de metacrilato de metila e bisacrilato de metila submetidas à termociclagem. Rev. odontol. v.41, n.5, 2012.

BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dental Mater. v.13, p. 258-269, 1997.

BRACCO P.; BRUNELLA V.; TROSSARELLI L.; CODA A.; BOTTO-MICCA F. Comparison of polypropylene and polyethylene terephthalate (Dacron) meshes for abdominal wall hernia repair: a chemical and morphological study. v.9, n.1, p. 51-5, 2005.

BRITO ACR.; COUTO CF.; GOUVEA CVD. Comparative Assessment of the Compressive Strength and Thermocycling of One Direct Composite Resin and Two Indirect Composite Resins. Pesq Bras Odontoped Clin Integr, João Pessoa. v.8, n.2, p. 171-174, 2008.

BUCHEÑSKA, J. Modification of polyester fibers by grafting with poly (acrylic acid). J Appl Polym Sci. v. 65, n.1, p. 967-977, 1997.

CALCATERRA, D., FARIVAR, R.S., PAREKH, K.R., BASHIR M, KARAM K, TUREK JW. Technique of aortic root reconstruction using a new model of dacron graft with prefabricated coronary branches. Innovations (Phila). v.9, n.6, p. 451-3, 2014.

CALCATERRA D, JAZAYERI MA, TUREK JW, PAREKH KR, BASHIR M, KARAM K, FARIVAR RS. Aortic Root Reconstruction with a New Dacron Graft Featuring Prefabricated Coronary Side Branches: Lessons Learned from the Cabrol Procedure. Aorta (Stamford). v.5, n.1, p. 1-10, 2017.

CASSELLI DSM, FARIA ALS.; CASSELLI H,; MARTINS RM. Marginal adaptation of class V composite restorations submitted to thermal and mechanical cycling. J Appl Oral Sci. v.21, n.1, p. 68–73, 2013.

CASTRO DC, HOLTZ RD, ALVES OL, WATANABE E, VALENTE MLC, SILVA CHL, ET AL Development of a novel resin with antimicrobial properties for dental application. J Appl Oral Sci. v.22, p. 442–449, 2014.

CATELAN A.; SUZUKI TY.; BECKER FJr.; BRISO AL.; SANTOS PH. Influence of surface sealing on color stability and roughness of composite submitted to ultraviolet-accelerated aging. J Investig Clin Dent. 2016.

CAVALCANTI NA.; MITSUI FH.; AMBROSANO GM.; MARCHI GM . Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. J Biomed Mater Res B Appl Biomater . p. 52-58, 2007.

COHEN, I. Biomaterials in Cardiology. (Inspired MD Corporation, Dereh Hashalom 4, Tel–Aviv). Disponível em: <http://chemistry.org.il/booklet/22/pdf/ilana_cohen.pdf>. Acesso em: 10 de agosto de 2009.

DAYUBE URC, FURTADO TSM, DE PAULA DPS, MELLO BF, DE BORTOLI JPA, SHIBLI JA. Preservação do rebordo alveolar com perda óssea vestibular associada a biomaterial e membrana ptfe densa intencionalmente exposta ao meio bucal. ImplantNewsPerio.v.2, n.3, p. 433-40, 2017.

DE CASTRO DT, VALENTE ML, DA SILVA CH, WATANABE E, SIQUEIRA RL, SCHIAVON MA, ALVES OL, DOS REIS AC. Evaluation of antibiofilm and mechanical properties of new nanocomposites based on acrylic resins and silver vanadate nanoparticles. Arch Oral Biol. v.67, p. 46-53, 2016.

DIVAKAR DD, J STANIYAH NT, ALTAMIMI HG, ALNAKHLI YO, MUZAHEED, ALKHERAIF AA, HALEEM S. Enhanced antimicrobial activity of naturally derived bioactive molecule chitosan conjugated silver nanoparticle against dental implant pathogens. Int J Biol Macromol. 2017.

DO NASCIMENTO C, MIANI PK, WATANABE E, PEDRAZZI V, DE ALBUQUERQUE RF JR. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. Int J Oral Maxillofac Implants. v. 26, p. 782-787, 2011.

DUYCK J, VANDAMME K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. J Oral Rehabil. v.41, p. 783-794, 2014.

ELSYAD MA, GEBREEL AA, FOUAD MM, ELSHOUKOUKI AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini-implants supporting a mandibularoverdenture. A 3-year prospective study. J Oral Rehabil. v.38, p. 827-34, 2011.

ERTAN AA.; SAHIN E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. J Oral Rehabil. v.32, p. 358-361, 2005.

FITTON J. S., DAVIES E. H., HOWLETT J. A. & PEARSON G. J.. The Physical Properties of a Polyacetal Denture Resin. Clinical Materials. v.17,p. 125-129, 1994.

FONTIJN-TEKAMP FA, SLAGTER AP, VAN DER BILT A, VAN'T HOF MA, WITTER DJ, KALK W, JANSEN JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. v. 79, p. 1519-1524, 2000.

FUEKI K, KIMOTO K, OGAWA T, GARRETT NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. J Prosthet Dent. v.98, p. 470–477, 2007.

GALE MS, DARVELL BW,. Termal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Jornal of dentistry. v.2, p. 89-99, 1999.

GARRAFA, V.; MOYSÉS, S.J. Odontologia brasileira: tecnicamente elogiável, cientificamente discutível, socialmente caótica. Londrina. Revista Divulgação em Saúde para Debate. n. 13, p. 6-17, 1996.

GARCIA, E.E.C. “Você Conhece o Lado Químico do PET?”, Boletim de Tecnologia e Desenvolvimento de Embalagens. v. 9, n. 4, p. 1-3, 1997.

GOIATO MC, SANTOS DM, BAPTISTA DT, MORENO A, ANDREOTTI AM, DEKON SF. Effect of termal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. J Med Eng Technol. v.37, p. 203-207, 2013.

GOMES PN.; DIAS SC.; MOYSES MR.; PEREIRA LJ.; NEGRILLO BG.; RIBEIRO JC. Effect of artificial accelerated aging on Vickers microhardness of composite resins. Gen Dent. v.56, n.7, p. 695-9, 2008.

HAHNEL S.; HENRICH A.; BÜRGERS R.; HANDEL G.; ROSENTRITT M . Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. Oper Dent. v.35, p. 412-419, 2010.

HAMADA, K.; KON, M.; HANAWA, T.; YOKOYAMA, K.; MIYAMOTO, Y.; ASAOKA, K. Hydrothermal modification of titanium surface in calcium solutions. Biomaterials. v. 23, n. 10, p. 2265-72, 2002.

HEYDECKE G.; ZHANG F.; RAZZOOG ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. J Prosthet Dent. v.85, n.6, p. 551-7, 2001.

HEYDECKE G, LOCKER D, AWAD MA, LUND JP, FEINE JS. Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. Community Dent Oral Epidemiol. v.31, p.161–168, 2003.

HUANG J, CHEN F, JIAN G, YE Z, WANG Z, LIU H, KANG ,Y. Effect of culture complex of BMSCs and sodium hydroxide- and GRGDSPC-treated PET on the reconstruction of injured anterior cruciate ligament in a rabbit model. Int J Clin Exp Med. v.8, n.5, p. 6902-13, 2015.

IKUMI N, SUZAWA T, YOSHIMURA K, KAMIJO R. Bone Response to Static Compressive Stress at Bone-Implant Interface: A Pilot Study of Critical Static Compressive Stress. Int J Oral Maxillofac Implants. v.30, p. 827-833, 2015.

JAGANJAC M, VESEL A, MILKOVIC L, RECEK N, KOLAR M, ZARKOVIC N, LATIFF A, KLEINSCHEK KS, MOZETIC M. Oxygen-rich coating promotes binding of proteins and endothelialization of polyethylene terephthalate polymers. J Biomed Mater Res A. v.102, n.7, p. 2305-14, 2014.

JIANG, J.; WAN, F.; YAHNG, J.; HAO, W.; WANG, Y.; YAHO, J.; et al. Enhancement of osseointegration of polyethylene terephthalate artificial ligament by coating of silk fibroin and depositing of hydroxyapatite. Int J Nanomedicine. v.9, p. 4569-4580, 2014.

KARAGIANNIDIS, P. G.; STERGIOU, A. C.; KARAYANNIDIS, G. P. Study of Crystallinity and Thermomechanical Analysis of Annealed Poly(ethylene terephthalate) Films, European Polymer Journal. v. 44, n.5, p. 1475–1486, 2008.

KHADIVI V. Correcting a nonparallel implant abutment for a mandibular overdenture retained by two implants: a clinical report. J Prosthet Dent. v.92, p. 216–219, 2004.

KONDOV S, KARI FA, CZERNY M, SIEPE M. Valve-sparing aortic root replacement in a bicuspid aortic valve with papillary fibroelastoma. Interact Cardiovasc Thorac Surg. v.25, n.4, p. 671-673, 2017.

KOO BM, KIM JJ, KIM SB, MUN S. Material and Structural Performance Evaluations of Hwangtoh Admixtures and Recycled PET Fiber-Added Eco-Friendly Concrete for CO_2 Emission Reduction. Materials. v. 7, p. 5959-5981, 2014.

LIRA AF .; MESQUITA MF.; NÓBILO MA.; HENRIQUES GE.Gerodontology. Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. v.2, p. 891-7, 2012.

LI, H.; GE, Y.; ZHANG, P.; WU, L.; CHEN, S. The effect of layer-by-layer chitosan-hyaluronic acid coating on graft-to-bone healing of a poly(ethylene terephthalate) artificial ligament. J Biomater Sci Polym. v.23, n. 1-4, p. 425-38, 2012.

LI, H.; GE, Y.; WU, Y.; JIANG, J.; GAO, K.; ZHANG, P.; et al.. Hydroxyapatite coating enhances polyethylene terephthalate artificial ligament graft osseointegration in the bone tunnel. Int Orthop. v.35, n.10, p. 1561-7, 2011.

LI, H.; JIANG, J.; GE, Y.; XU, J.; ZHANG, P.; ZHONG, W.; et al. Layer-by-layer hyaluronic acid-chitosan coating promoted new collagen ingrowth into a poly(ethyleneterephthalate) artificial ligament in a rabbit medical collateral ligament (MCL) reconstruction model. J Biomater Sci Polym Ed. v.24, n.4, p. 431-46, 2013.

LI S, MA K, LI H, JIANG J, CHEN S. The Effect of Sodium Hyaluronate on Ligamentation and Biomechanical Property of Tendon in Repair of Achilles Tendon Defect with Polyethylene Terephthalate Artificial Ligament: A Rabbit Tendon Repair Model. Biomed Res Int. 2016.

LV D.; LIU KL.; YAO Y.; ZHANG WS.; LIAO CH.; JIANG H. Effect of thermal cycling on surface microstructure of different light-curing composite resins. Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao. v.4, p. 615-8, 2015.

MEDING, J.B.; KEATON, M.; DAVIS, K.E. Acetabular UHMWPE Survival and Wear Changes With Different Manufacturing Techniques. Clin Orthop Relat Res. v. 469, n.2, p. 405–411, 2011.

MEIJER HJ, RAGHOEBAR GM, VAN'T HOF MA, VISSER A. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. Clin Oral Implants Res. v.15, p. 421–427, 2004.

MENDES B.; URBAN VM.; CAMPANHA NH.; HABIB JJ. Efeito da termociclagem sobre a rugosidade de reembasadores resilientes. Rev Odontol UNESP, Araraquara. v.39, n.4, p. 213-218, 2010.

METZGER, A. Polyethylene Terephthalate and the Pillar™ Palatal Implant: Its Historical Usage and Durability in Medical Applications. J Polymer Sci (Part A) Polymer Chemistry. p. 1-2, 1994.

MOHAMED AHMED E, VISAN AC, STUART G, STOICA S. Aortic root and hemiarch replacement in a patient with Loeys-Dietz and hypoplastic left heart syndromes. Interact Cardiovasc Thorac Surg, 2017.

MOHAMMADI, H.; MEQUANINT, K. Prosthetic aortic heart valves: Modeling and design. Med Eng Phys. v. 33, n. 2, p. 131–147, 2011.

MAHMOODI M, ZAMANIFARD M, SAFARZADEH M, BONAKDAR S. In vitro evaluation of collagen immobilization on polytetrafluoroethylene through NH3 plasma treatment to enhance endothelial cell adhesion and growth. Biomed Mater Eng. v.28, n.5, p. 489-501, 2017.

MORRESI AL.; D'AMARIO M.; MONACO A.; RENGO C.; GRASSI FR.; CAPOGRECO M. Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites. J Oral Sci. . v.2, p.137-43, 2015.

MULLER F, NITSCHKE I. [Oral health, dental state and nutrition in older adults]. Z Gerontol Geriatr. v.38, p. 334-41, 2005.

OLIVEIRA KMC .; ALMEIDA AC.; SALAZAR SMM.; PEREIRA SMB.; VÁSQUEZ VZC.; BOTTINO MA. The effect of thermo-cycling on flexural strength of laboratorial resins. Rev. Odonto Ciênc., Porto Alegre. v. 22, n.58, p. 364-370, 2007.

ONDER S, KAZMANLI K, KOK FN. Alteration of PTFE surface to increase its blood compatibility. J Biomater Sci Polym Ed. v.22, n.11, p. 1443-57, 2011.

OKAMOTO, Y.; SHINDO, S.; MATSUMOTO, M. Contained Rupture of an Inflammatory Abdominal Aortic Aneurysm into the Iliopsoas Muscle:Report of a Case. Ann Thorac Cardiovasc Surg. v.17, n.2, p. 190–193, 2011.

PACE, T.B.; KEITH, K.C.; ALVAREZ, E.; SNIDER, R.G.; TANNER, S.L.; DESJARDINS, J.D. Comparison of Conventional Polyethylene Wear and Signs of Cup Failure in Two Similar Total Hip Designs. Adv Orthop. v. 2013, p. 1-7, 2013.

PALMER DS.; BARCO MT.; BILLY EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. v.67, n.3, p. 325-7, 1992.

PAPADOPOULOS T.; SARAFIANOU A.; HATZIKYRIAKOS A. Colour stability of veneering composites after accelerated aging. Eur J Dent. v.4, n.2, p. 137-42, 2010.

PARK JB, YANG SM, KO Y. Evaluation of the Surface Characteristics of Various Implant Abutment Materials Using Confocal Microscopy and White Light Interferometry. Implant Dent. v.24,p. 650: 656, 2015.

PESCE P, CANULLO L, GRUSOVIN MG, DE BRUYN H, COSYN J, PERA P. Systematic review of some prosthetic risk factors for periimplantitis. J Prosthet Dent. v.114, p. 346-350, 2015.

PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JUNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three dimensional finite element analysis.Clin Implant Dent Relat Res. v.12, p.219–234, 2010.

PINTO JR.; MESQUITA MF.; HENRIQUES GE.; NÓBILO MAA. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. J Prosthet Dent. v.88, p. 516-21, 2002.

PITT FD.; BOING D.; BARROS AAC. Historical Developmente, science and technology of synthetic polymer and renewable sources. Revista da Unifebe. 2011.

QUEIROZ, R. D.; LIMA, R.G.; DEL PINO, G.G.; MESTRINER, L.A.; TAKATA, E.T. Wearing of polyethylene of the acetabular component of total hip prothesis: analysis using the method of finite elements computerized simulation. Rev Bras Ortop. v.36, n.5, p. 149-154, 2001.

QUIRYNEM, M.; BOLLEN, C.M; EYSSEN, H.; STEENBERGHE, Van. Microbial penetration along the implant components of the Branemarck System. Clin Oral Implants Res. v. 5, n. 4, p. 239-244, 1994.

QUIRYNEN M, BOLLEN CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formatíon in man. A revíew of the literature. J Clin Periodontol. v.22, p. 1-14, 1995.

RASTELLI NA.; JACOMASSI DP.; FALONI AP.; QUEIROZ TP.; ROJAS SS.; BERNARDI MI. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. Microsc Res Tech. v.75, p.758-765, 2012.

RATNER, B.D. Testing biomateriais. In: RATNER, BD.; HOFFMAN, AS., SHOEM, F.J., LEMONS, J E (Eds). Biomaterials science - an introduction to materials medicine. USA.: Academic. p. 215, 1996.

REIS AC.; TORNAVOI DC.; RIBEIRO RR.; AGNELLI JAM. Evaluation of composite resin fracture strength submitted to the artificial aging. RFO, Passo Fundo. v. 16, n. 3, p. 294-300, 2011.

RINASTITI M.; ÖZCAN M.; SISWOMIHARDJO W.; BUSSCHER HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. Clin Oral Investig. v.15, p. 625-633, 2011.

ROBERT P. KUSYA, JOHN Q. WHITLEYB. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. v.127, n. 4, 2005.

ROBITAILLE N, REED DN, WALTERS JD, KUMAR PS. Periodontal and peri-implant diseases: Identical or fraternal infections? Mol Oral Microbiol. v. 1, p. 285:301, 2016.

RODRIGUES, P. F. RIBEIRO, T. P. NEVES JUNIOR, A. Caracterização Mecânica de Compósitos Cimentícios Reforçados com Fibras de Politereftalato de Etileno Espiraladas. E&S – Engineering and Science. v.1, 2017.

RODRIGUES, RCS.; FARIA, ACL.; MACEDO, AP. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. Clinical Oral Implants Research, Copenhagen. v. 20, n. 12, p. 1314-1319, 2009.

ROMÃO, W.; SPINACÉ, M.A.S.; DE PAOLI, M.A. Poli (Tereftalato de Etileno), PET: Uma Revisão Sobre os Processos de Síntese, Mecanismos de Degradação e sua Reciclagem, Polímeros: Ciência e Tecnologia. v. 19, n. 2, p. 121-132, 2009.

ROMERO, G.G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J.M; CANTERBURY, A.A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Dent. v. 84, n.6, p. 602-607, 2000.

ROSU, R. F.; SHANKS, R. A.; BHATTACHARYA, S. N. Shear rheology and termal properties of linear and branched poly(ethylene terephthalate) blends. Polymer v. 40 , p. 3891-5898, 1999.

RYCHLIK IJ.; DAVEY P.; MURPHY J.; O'DONNEll ME. A meta-analysis to compare Dacron versus polytetrafluroethylene grafts for above-knee femoropopliteal artery bypass. J Vasc Surg. V.60, n.2, p. 506-15, 2014.

SCHWARTSMANN, C.R.; FERREIRA, C.A.M.P.; MOLINA, M. A.P.; GARZELLA, M.M.; OLIVEIRA, G. K.. Debris in non-cemented total hip prosthesis: a new clinical report. Rev Bras Ortop. v.30, n.10, p. 793-6, 1995.

SILVA CS.; MACHADO AL.; CHAVES CA.; PAVARINA AC.; VERGANI CE. Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing reline resins. J Appl Oral Sci. v.21, n.3, p. 219-24, 2013.

SUGIMINE Y, NIWA A, MATSUBARA H, KOBAYASHI K, TABATA Y, HEIKE T, NAKAHATA T, SAITO MK. A portable platform for stepwise hematopoiesis from human pluripotent stem cells within PET-reinforced collagen sponges. Int J Hematol. v.104, n.6, p. 647-660, 2016.

TINAY, I.; TEMIZ, Y.; ILKER, Y.; TUGLULAR, S.; TURKERI, L. An alternative for short renal vein during kidney transplantation: long-term experience with polyethylene terephthalate(DACRON) vascular graft. Urology. v.82, n1, p. 245-7, 2013.

THOMASON JM, KELLY SA, BENDKOWSKI A, ELLIS JS. Two implant retained overdentures—a review of the literature supporting the MgGill and York consensus statements. J Dent. v.40, p. 22-34, 2012.

VELEIRINHO B, BERTI FV, DIAS PF, MARASCHIN M, RIBEIRO-DO-VALLE RM, LOPES-DA-SILVA JA. Manipulation of chemical composition and architecture of non-biodegradable poly(ethylene terephthalate)/chitosan fibrous scaffolds and their effects on L929 cell behavior. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. v.33, p. 37-46, 2013.

VELEIRINHO B, REI MF, LOPES-DA-SILVA JÁ Solvent and concentration effects on the properties of electrospun poly(ethylene terephthalate) nanofiber mats. J Polymer Sci Part B: Polymer Physics. v.46, p. 460-471, 2008.

VALENTE MLDC, DE CASTRO DT, MACEDO AP, SHIMANO AC, DOS REIS AC. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. v.77, p. 360-365, 2017.

WINKLER S, PIERMATTI J, ROTHMAN A, SIAMOS G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. J Oral Implantol. v.28, p. 82–86, 2002.

WONG, J. The application and characteristics of Dacron vascular graft, 28p, Curso de Biomateriais, 2008. 16. Xue, L.; Greisler, H. Journal of Vascular Surgery. v.37, n.2, p. 472, 2003.

YANG, J.; JIANG, J.; LI, Y.; LI, H.; JING, Y.; WU, P.; et al. A new strategy to enhance artificial ligament graft osseointegration in the bone tunnel using hydroxypropylcellulose. Int Orthop. v.37,n.3, p.515-21, 2013.

YAMAMOTO, H.; YAMAMO, F.; SHIBASHI, K.; YAMAURA, G. Open stent grafting for abdominal aortic aneurysm in a patient with a severely calcified abdominal aorta. Interactive Cardio Vascular and Thoracic Surgery. v.12, p. 494–496, 2011.

YAMANISHI, Y.; YAMAGUCHI, S.; IMAZATO, S.; NAKANO, T.; YATANI,H. Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on periimplant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. Dent Mater. v.28, n.11, p.26–1133, 2012.

YOSHIDA S.; HIRAGA K.; TAKEHANA T.; TANIGUCHI I.; YAMAJI H, MAEDA Y.; TOYOHARA K.; MIYAMOTO K.; KIMURA Y.; ODA K. A bacterium that degrades and assimilates poly(ethylene terephthalate). Science. v.11, n.351, p. 6278:1196-9, 2016.

ZAUGG LK, MEYER S, ROHR N, ZEHNDER I, ZITZMANN NU. Fracture behavior, marginal gap width, and marginal quality of vented or pre-cemented CAD/CAM all-ceramic crowns luted on Y-TZP implants. Clin Oral Implants Res. 2017.

ZIGANSHIN, B.A.; WILLIANS, F.E.; TRANQUILLI, M.; ELEFTERIADES, J.A. Midterm experience with modified Cabrol procedure: safe and durable for complex aortic root replacement. J Thorac Cardiovasc Surg. v.147, n.4, p. 1233-9, 2014.

ZINELIS S, ELIADES T, ELIADES G, MAKOU M, SILIKAS N. Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. Dent Mater J. v.21, p. 890-4, 2005.

APÊNDICE

Os gráficos de 1 a 18 ilustram os resultados estatísticos.

Gráfico 1. Gráfico referente as médias de Rugosidade superficial (n=20).

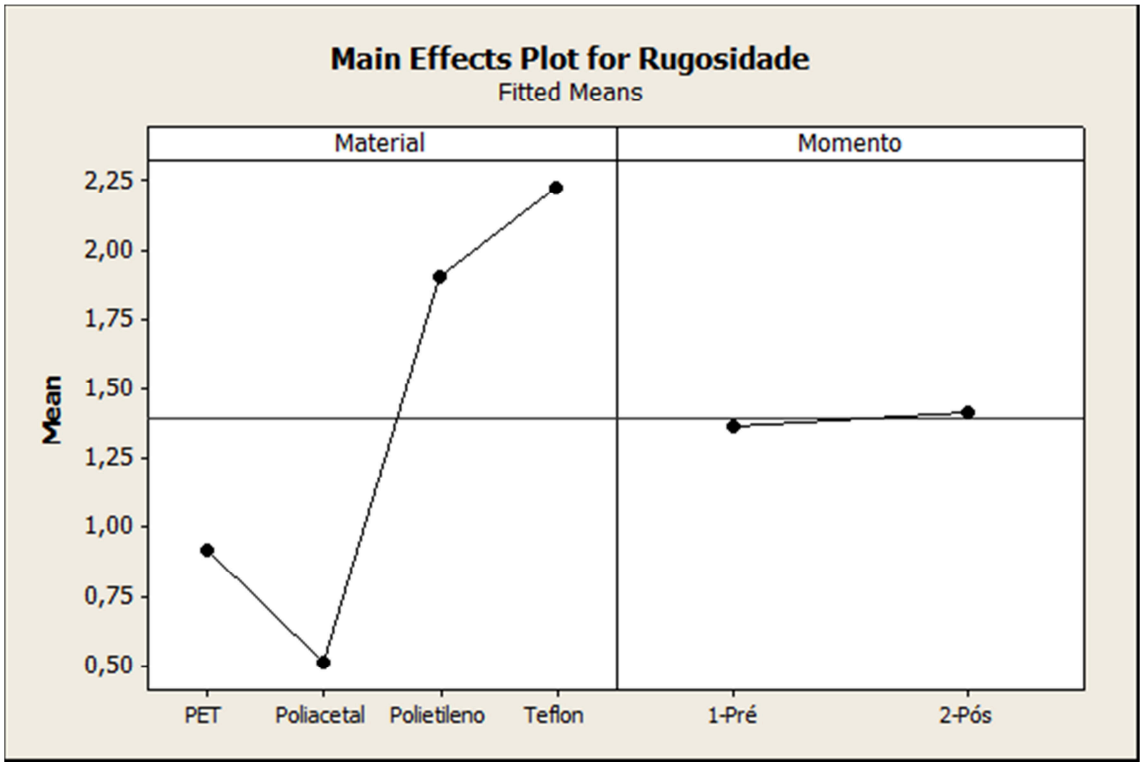


Gráfico 2. Gráfico referente ao momento de cada grupo para Rugosidade superficial.

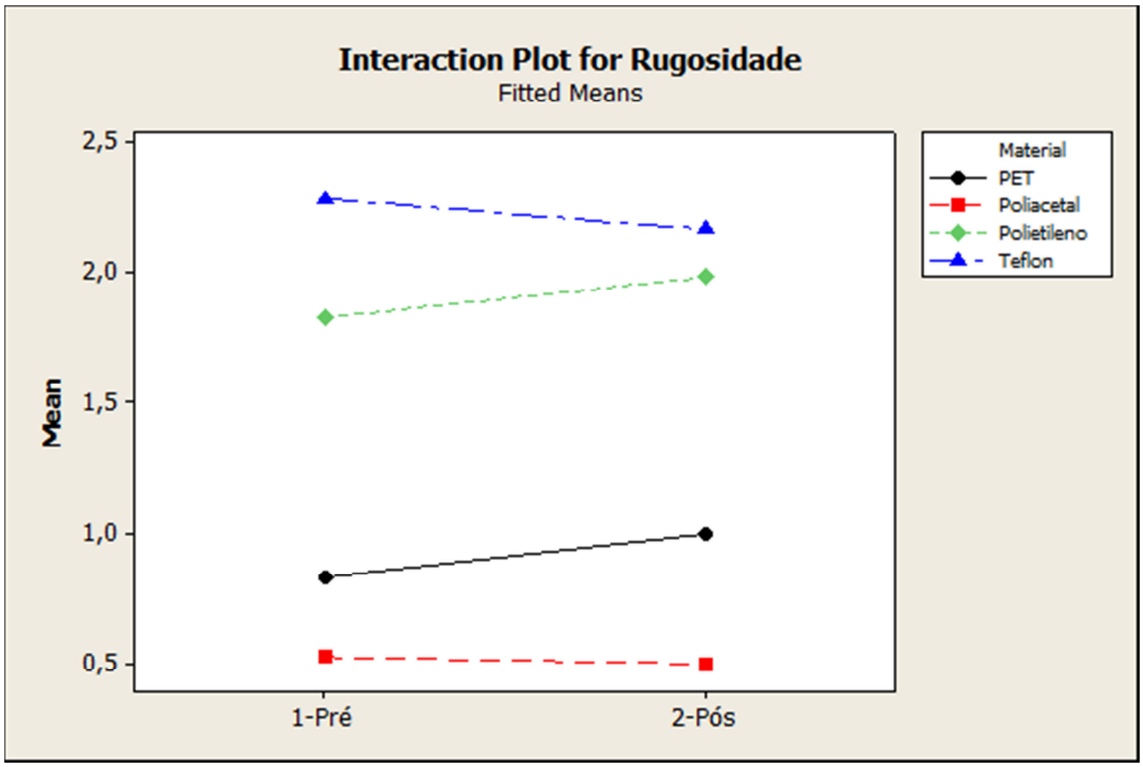


Gráfico 3. Gráfico referente as médias de Dureza superficial (n=20).

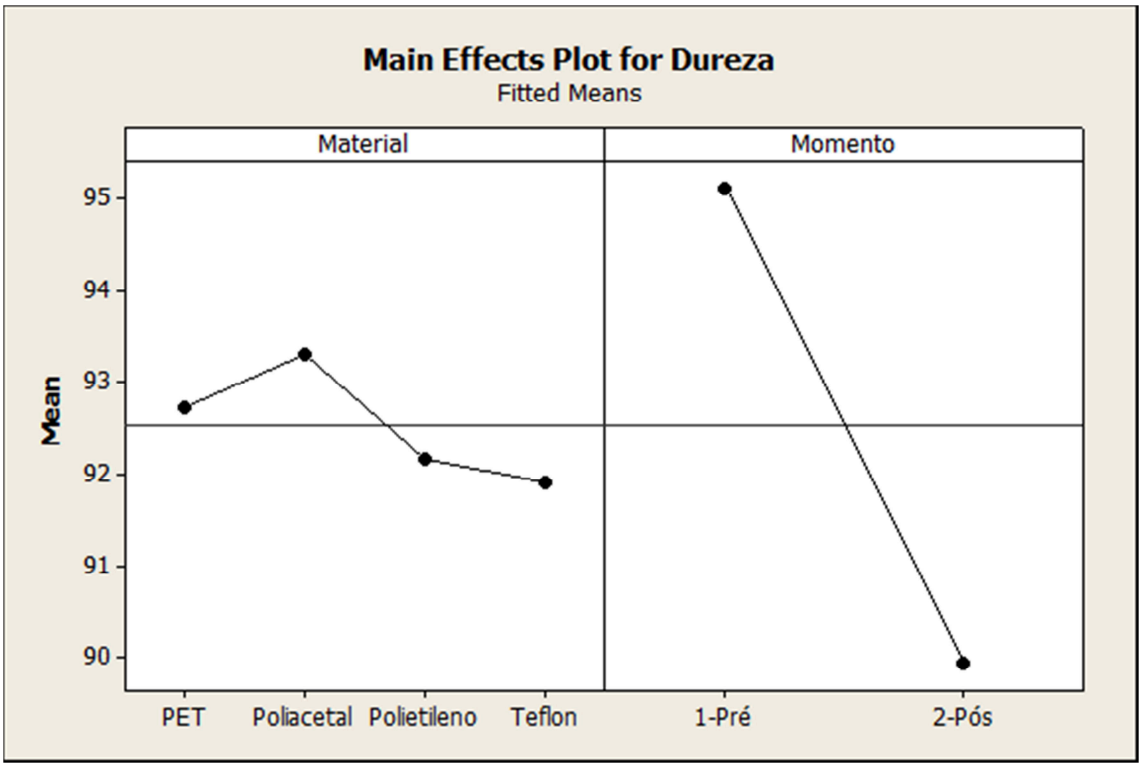


Gráfico 4. Gráfico referente ao momento de cada grupo para Dureza superficial.

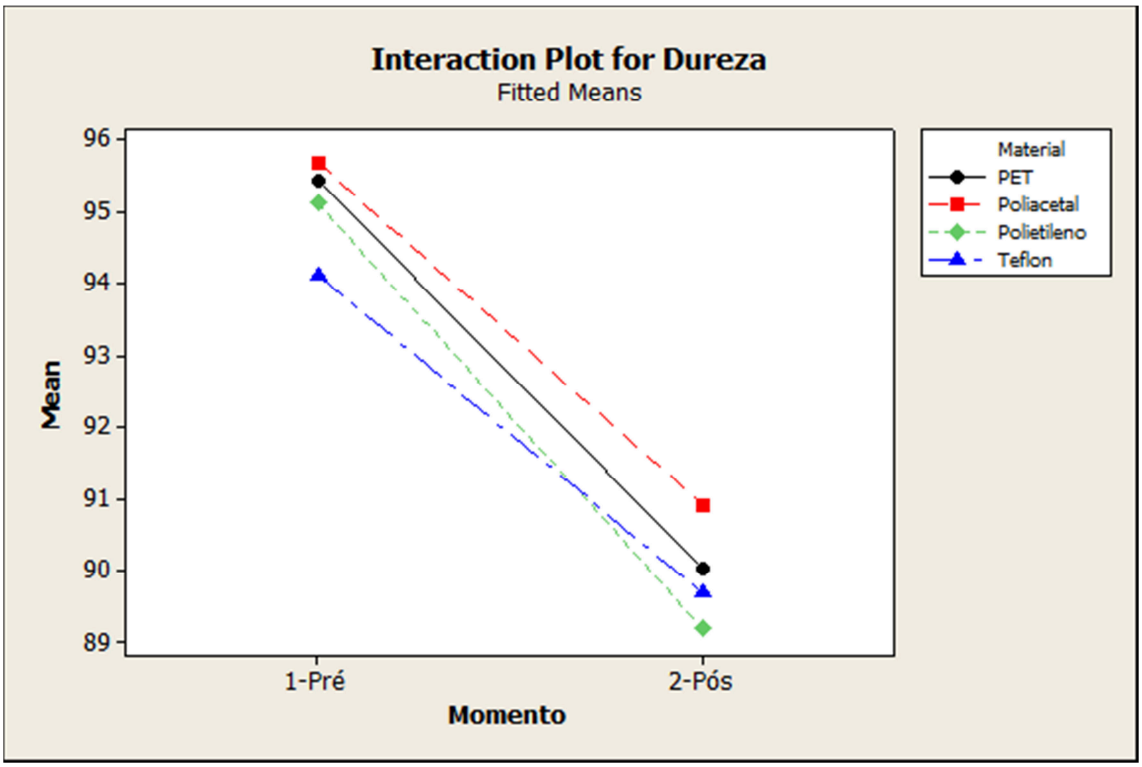


Gráfico 5. Gráfico referente as médias de Resistência à Compressão (n=20).

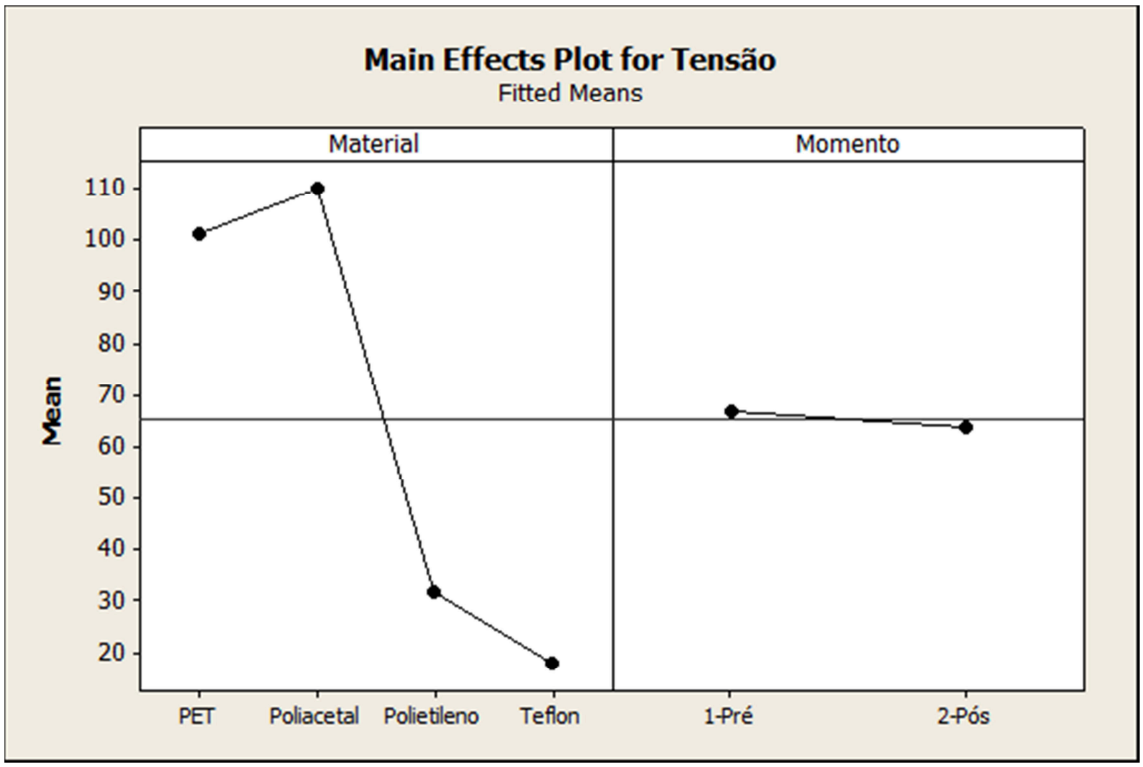


Gráfico 6. Gráfico referente ao momento de cada grupo para Resistência à Compressão.

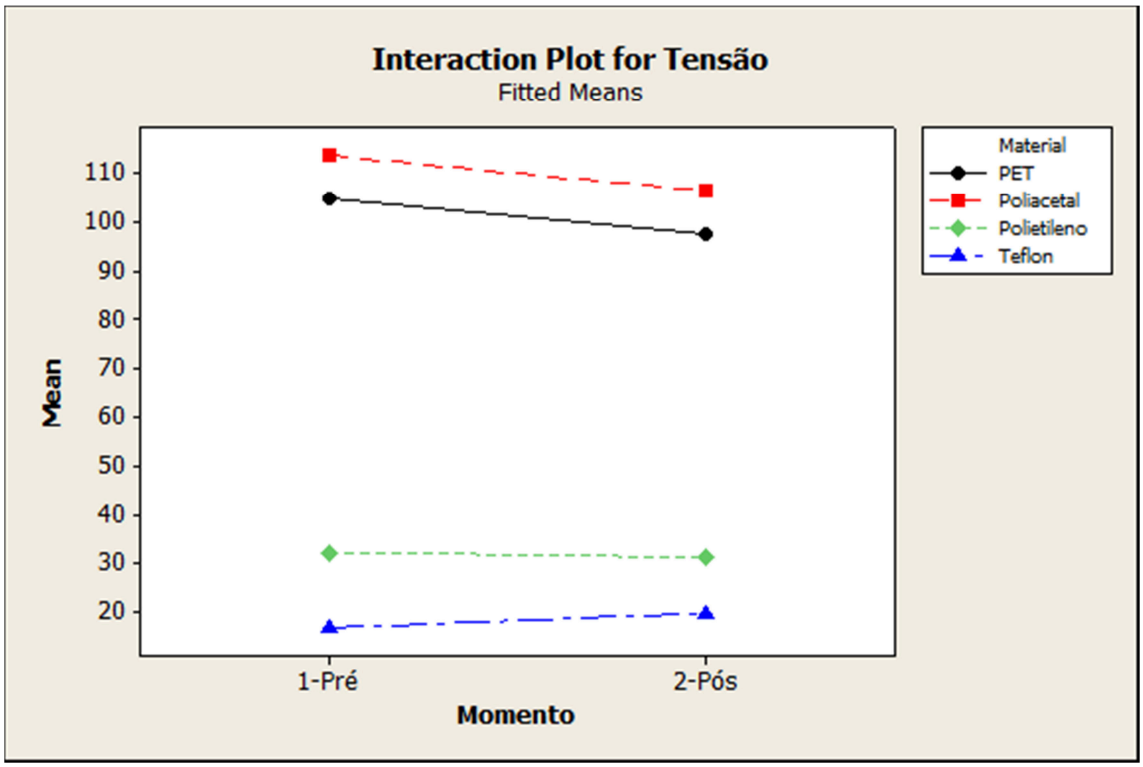


Gráfico 7. Gráfico referente as médias para ensaio de Arrancamento (n=20).

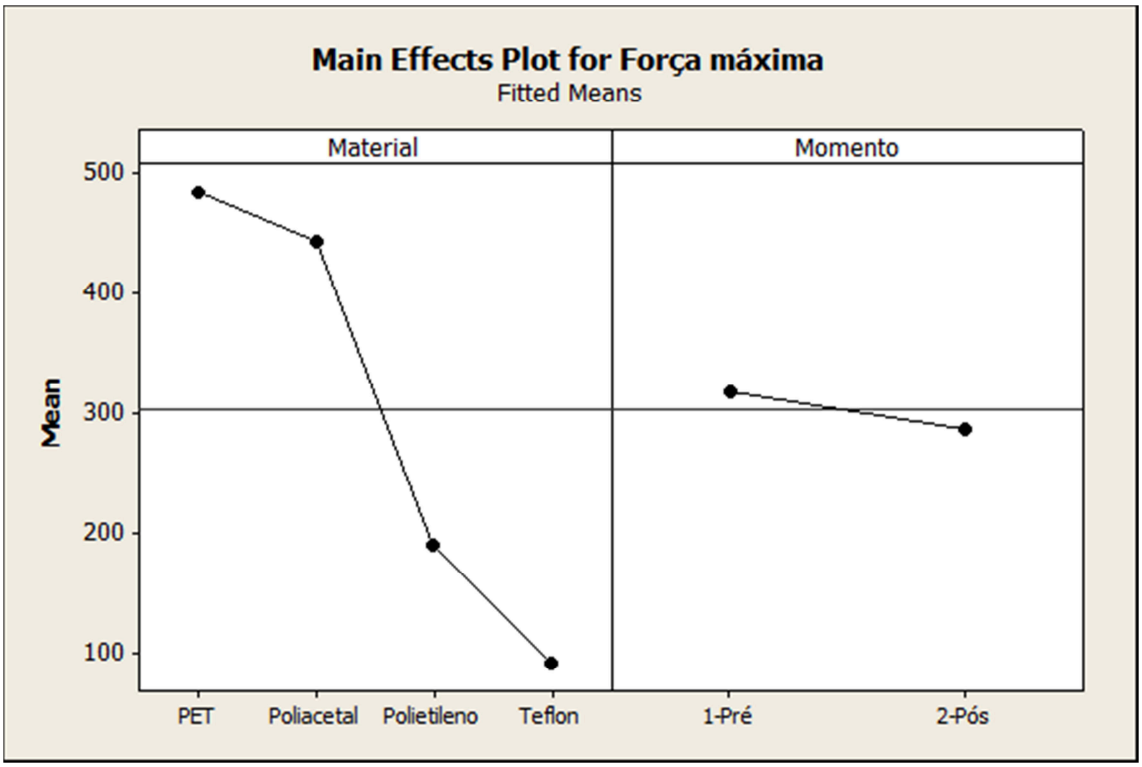


Gráfico 8. Gráfico referente ao momento de cada grupo para ensaio de Arrancamento.

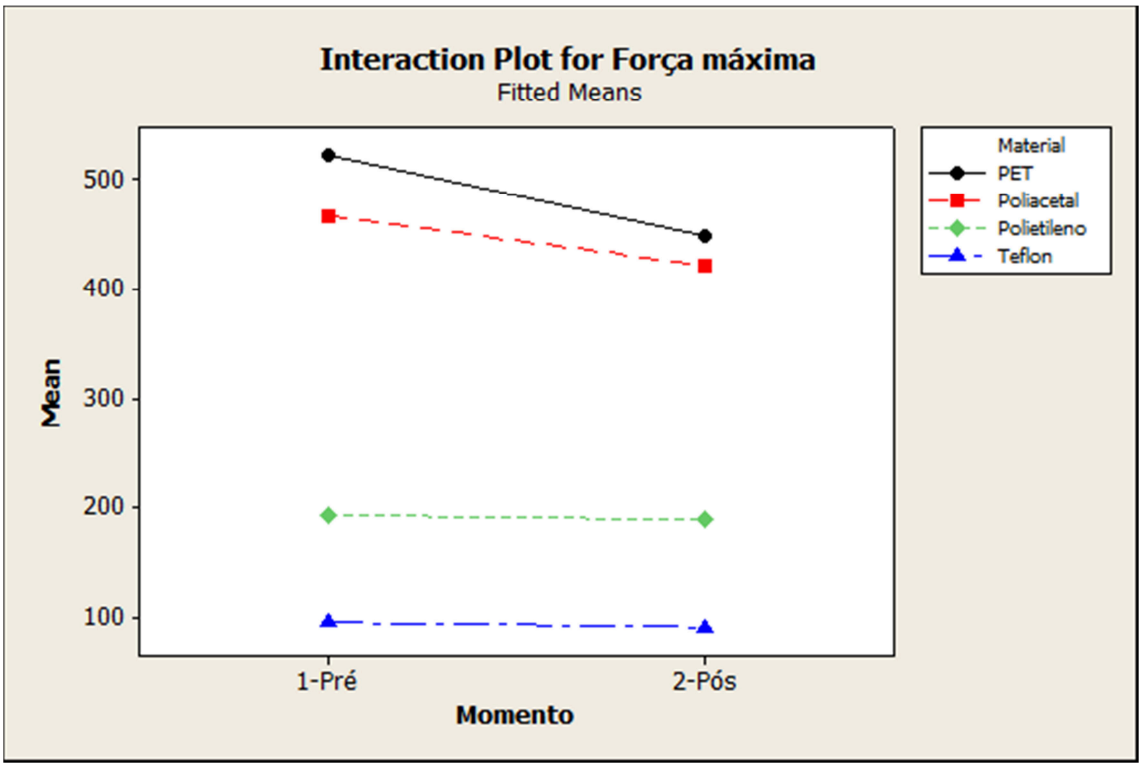


Gráfico 9. Gráfico referente as médias para ensaio de Fadiga no tempo 0 meses (n=20).

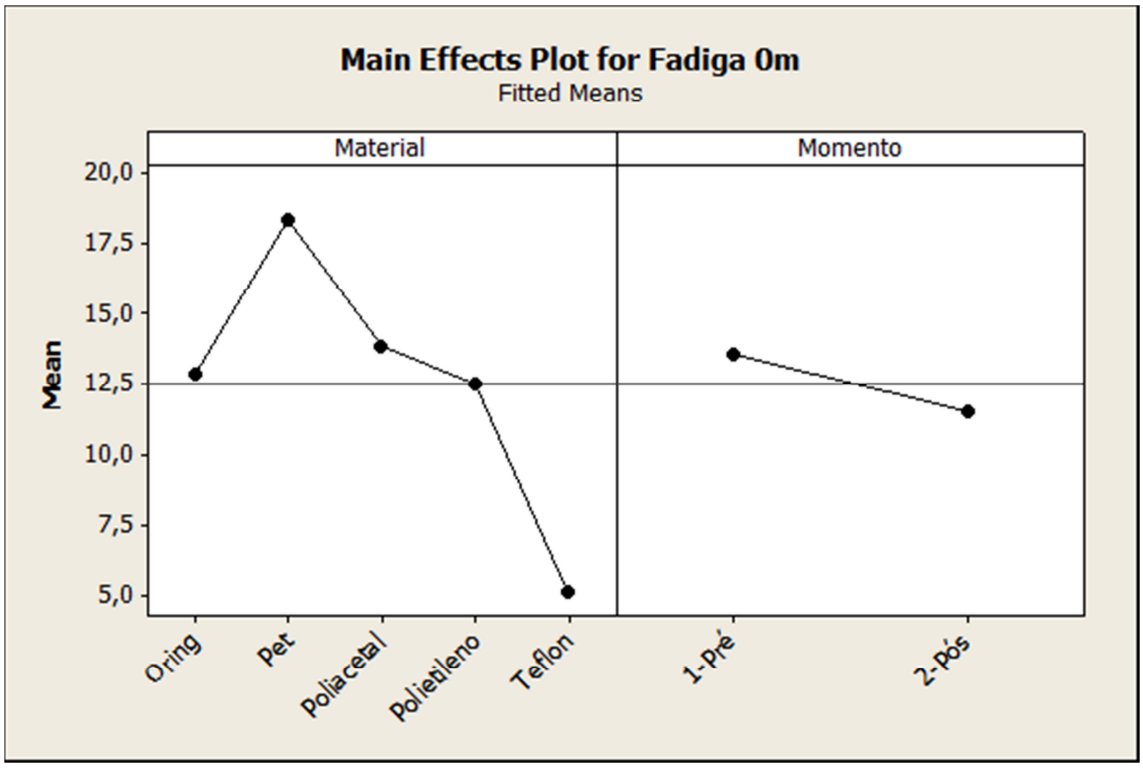


Gráfico 10. Gráfico referente ao momento de cada grupo para o ensaio de Fadiga no tempo 0 meses.

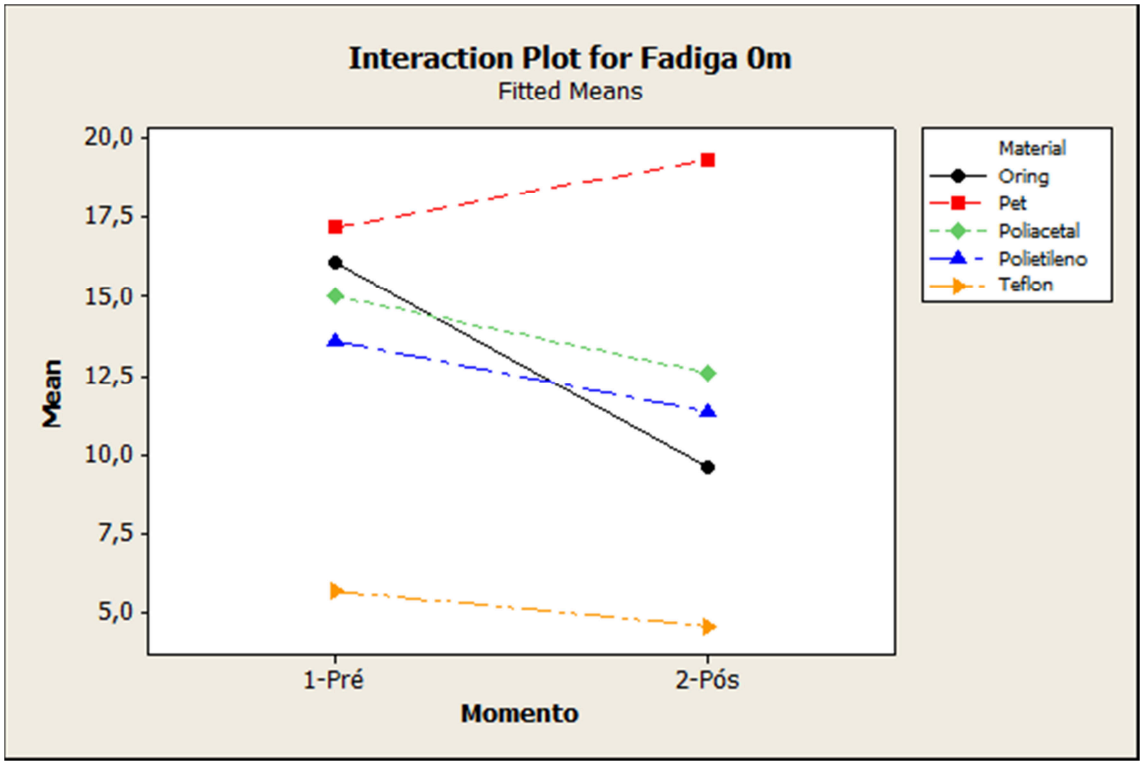


Gráfico 11. Gráfico referente as médias para ensaio de Fadiga no tempo 6 meses (n=20).

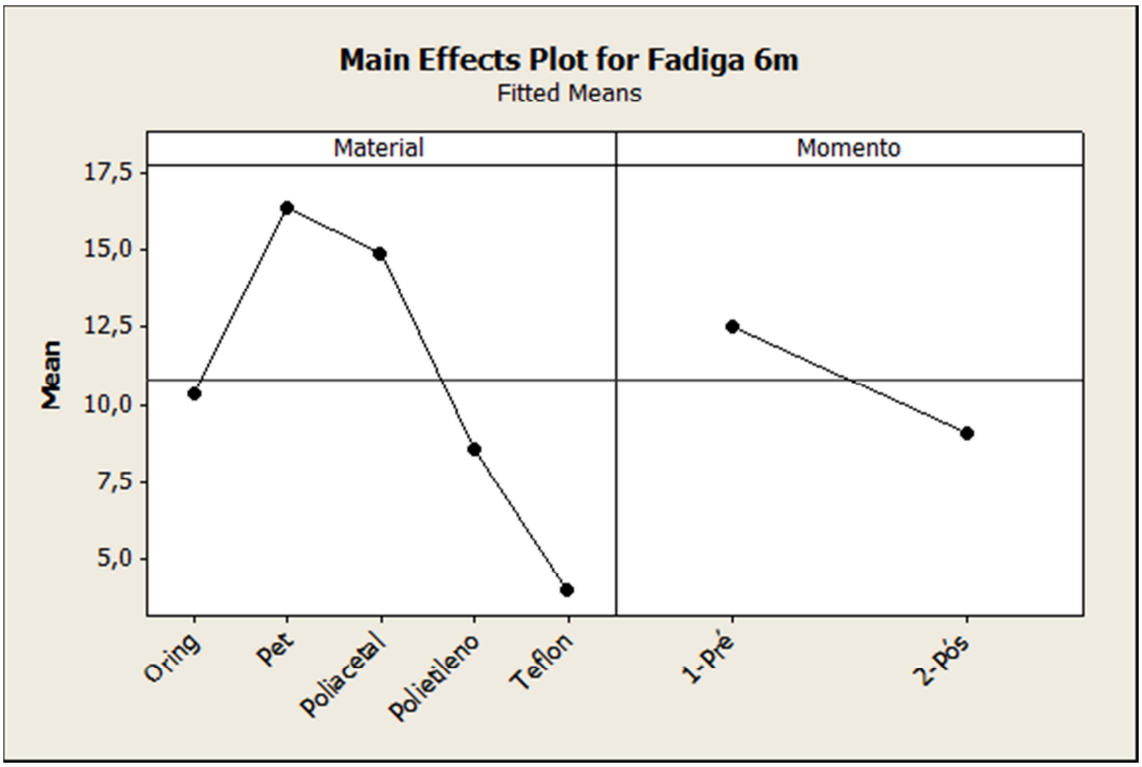


Gráfico 12. Gráfico referente ao momento de cada grupo para o ensaio de Fadiga no tempo 6 meses.

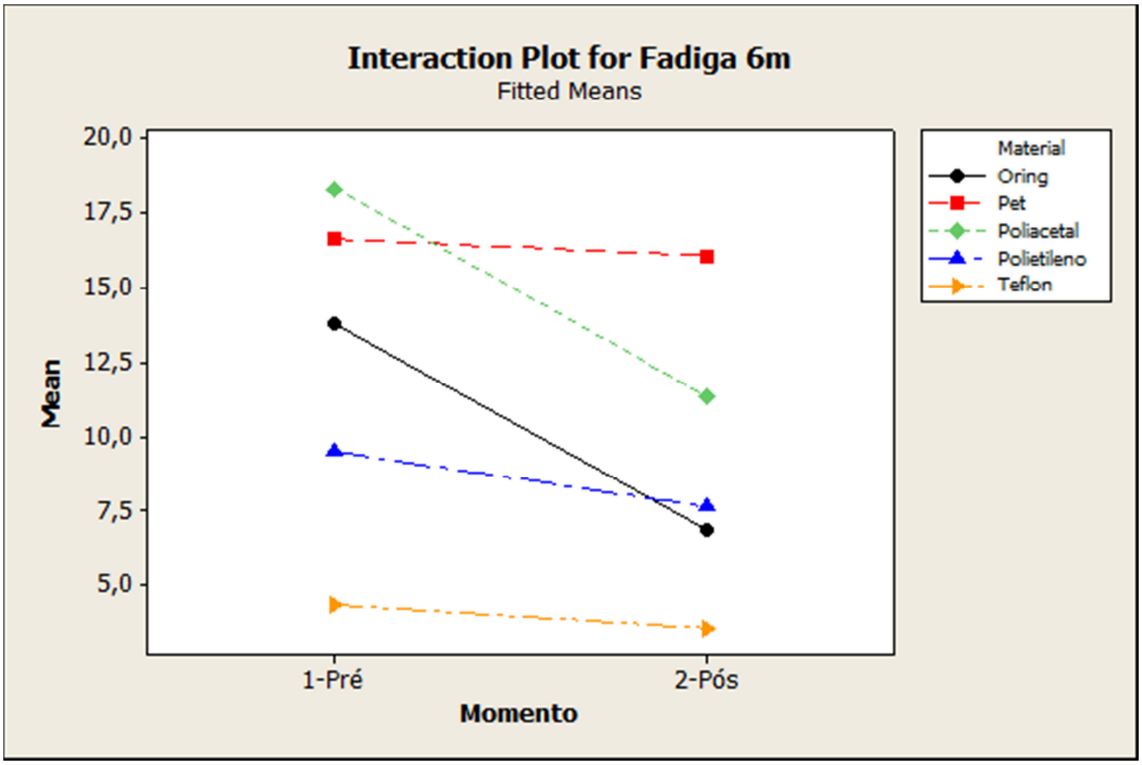


Gráfico 13. Gráfico referente as médias para ensaio de Fadiga no tempo 12 meses (n=20).

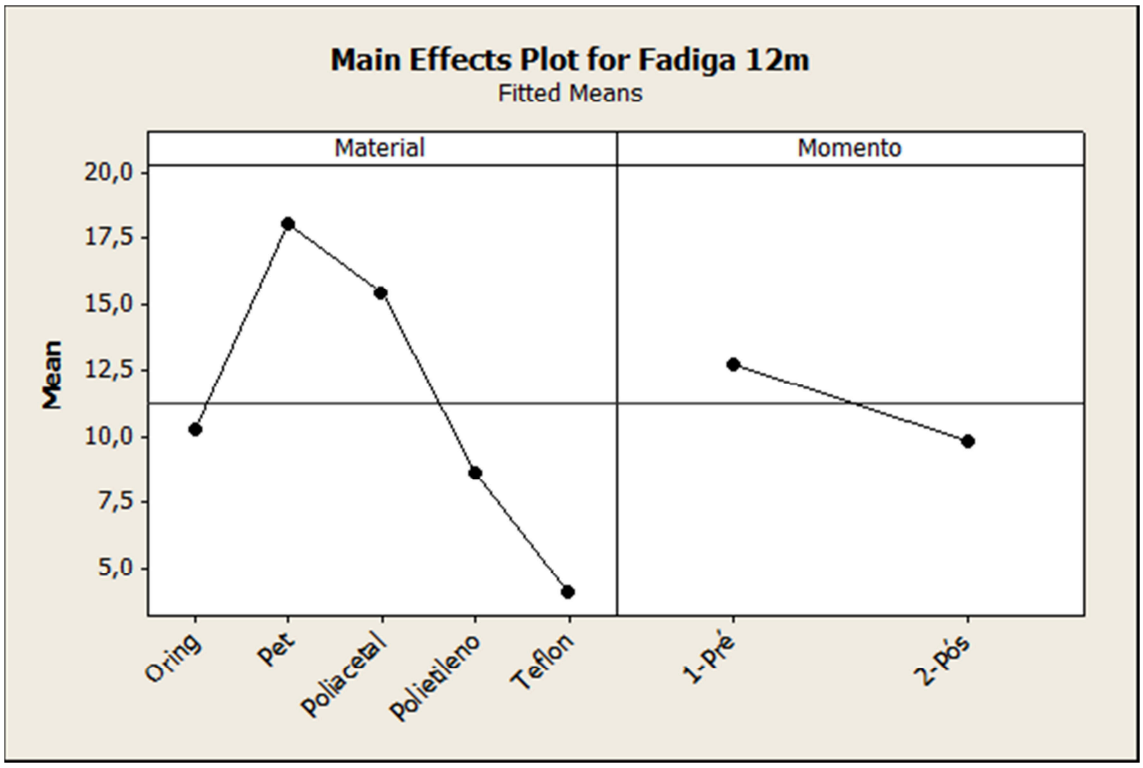


Gráfico 14. Gráfico referente ao momento de cada grupo para o ensaio de Fadiga no tempo 12 meses.

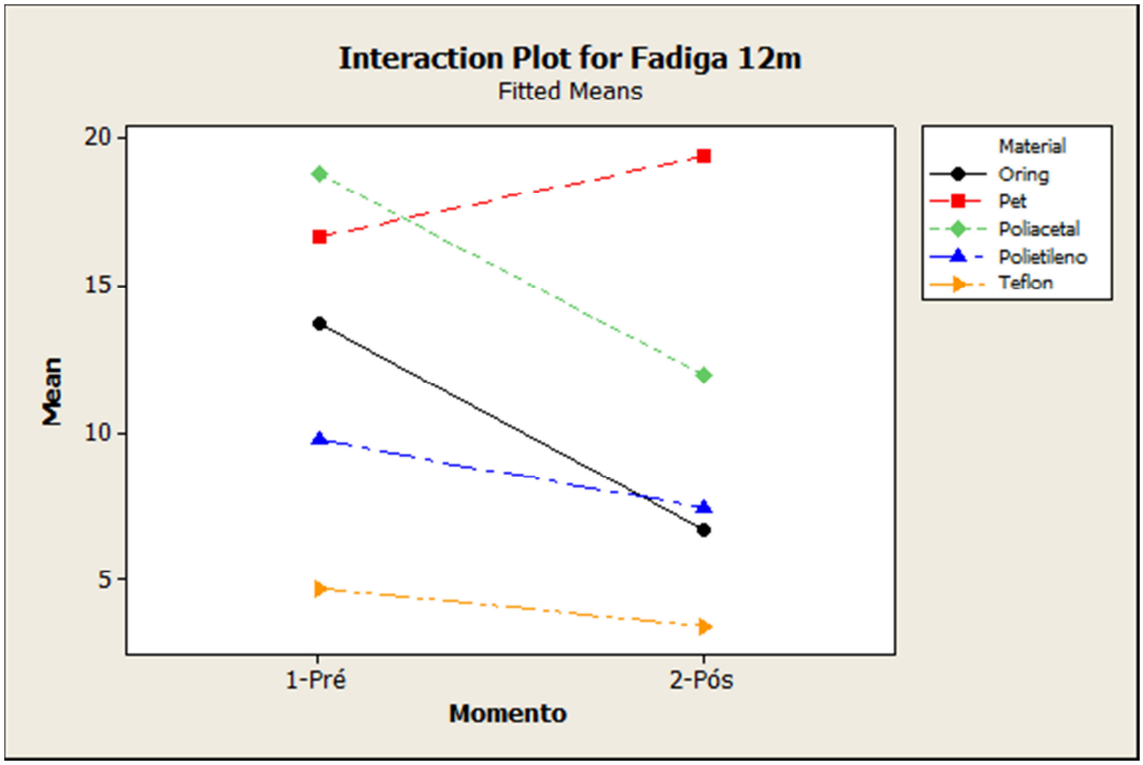


Gráfico 15. Gráfico referente as médias para ensaio de Fadiga no tempo 18 meses (n=20).

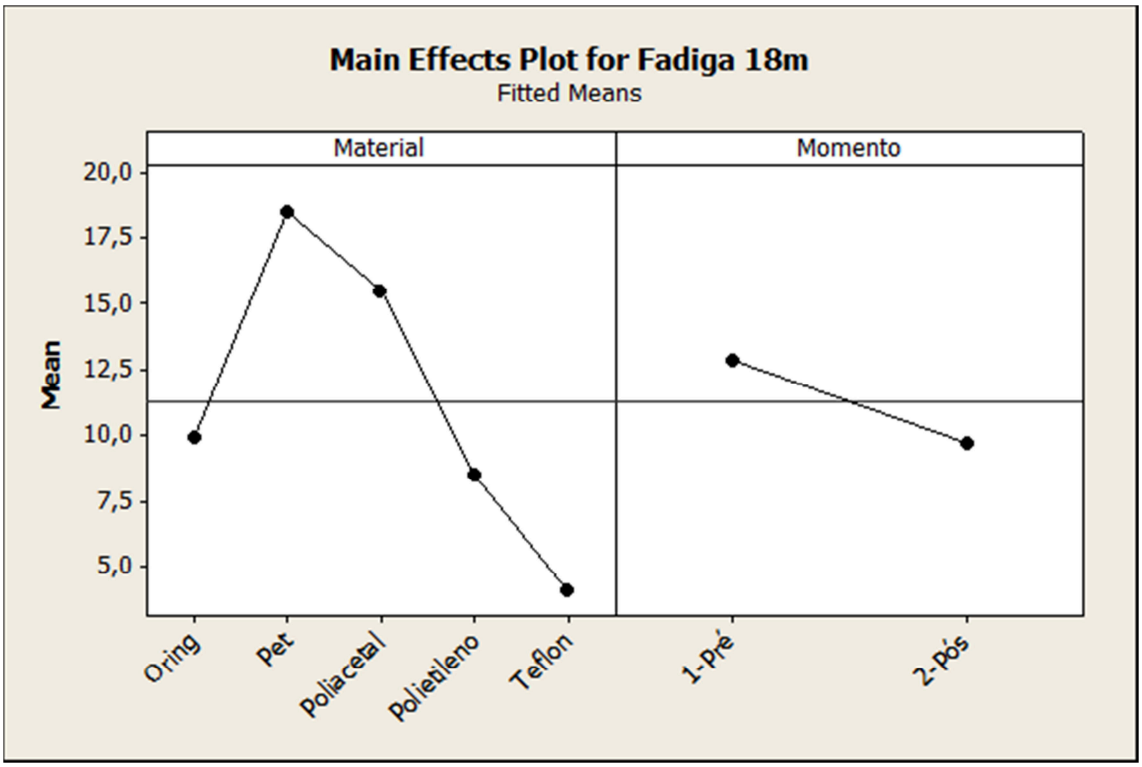


Gráfico 16. Gráfico referente ao momento de cada grupo para o ensaio de Fadiga no tempo 18 meses.

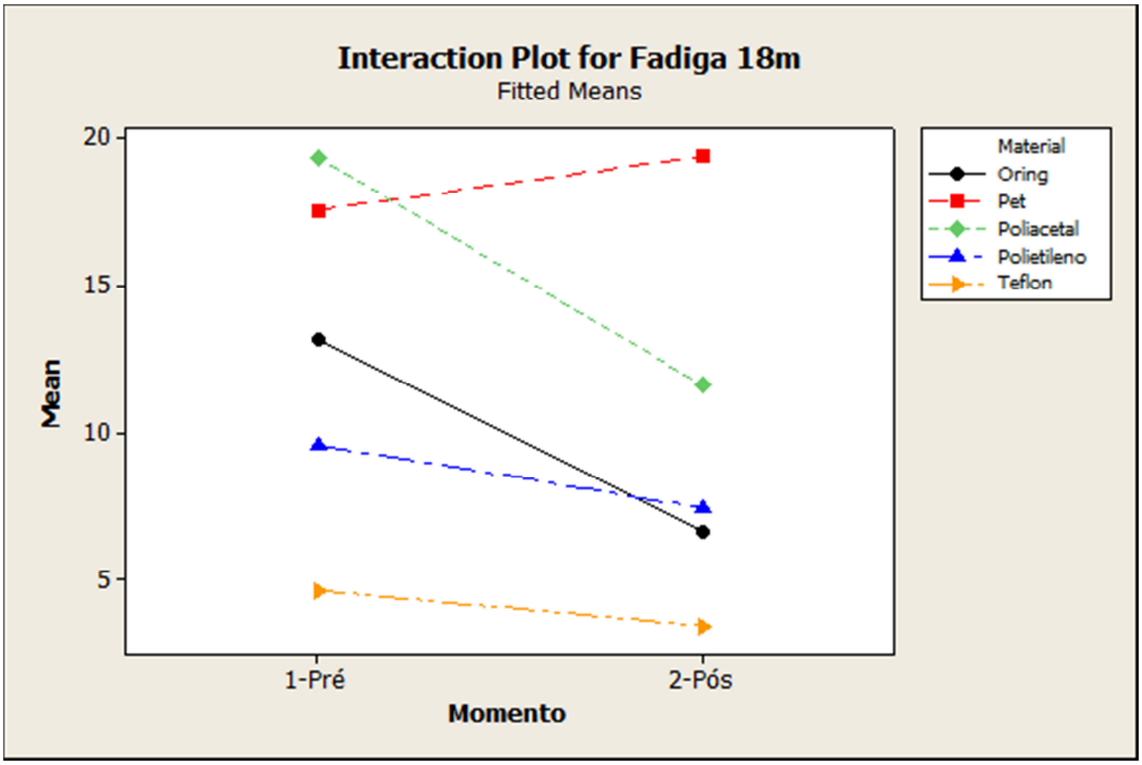


Gráfico 17. Gráfico referente as médias para ensaio de Fadiga no tempo 24 meses (n=20).

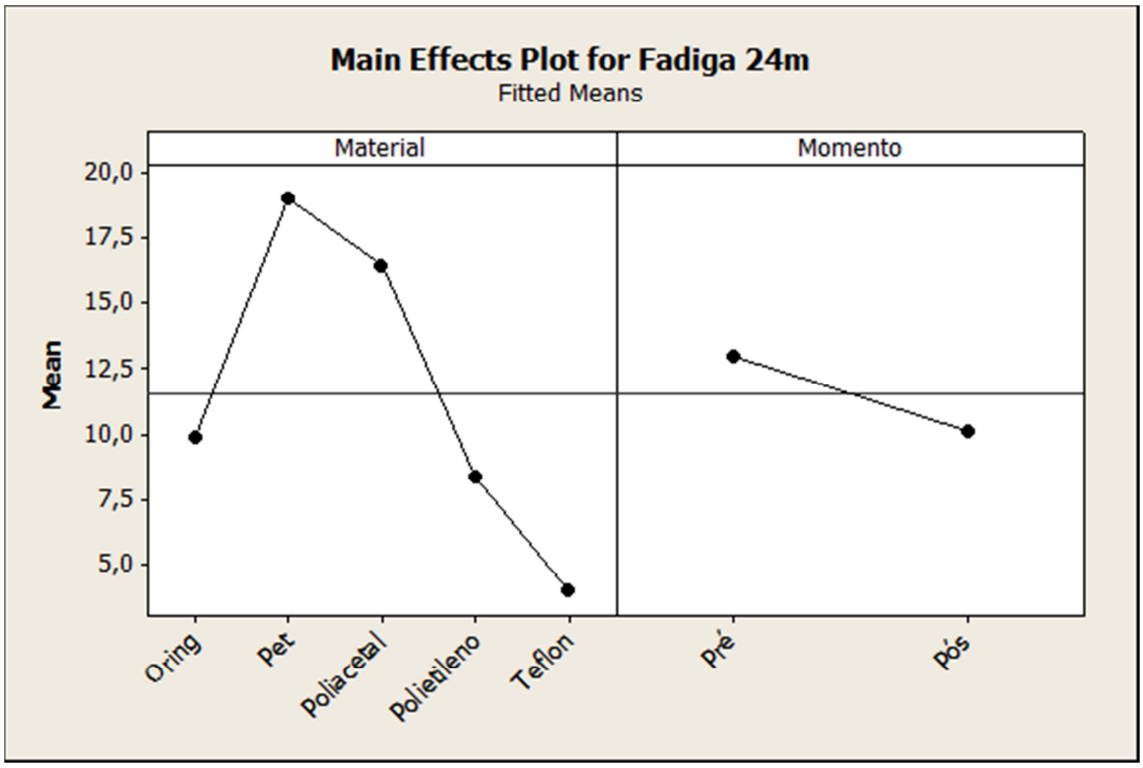
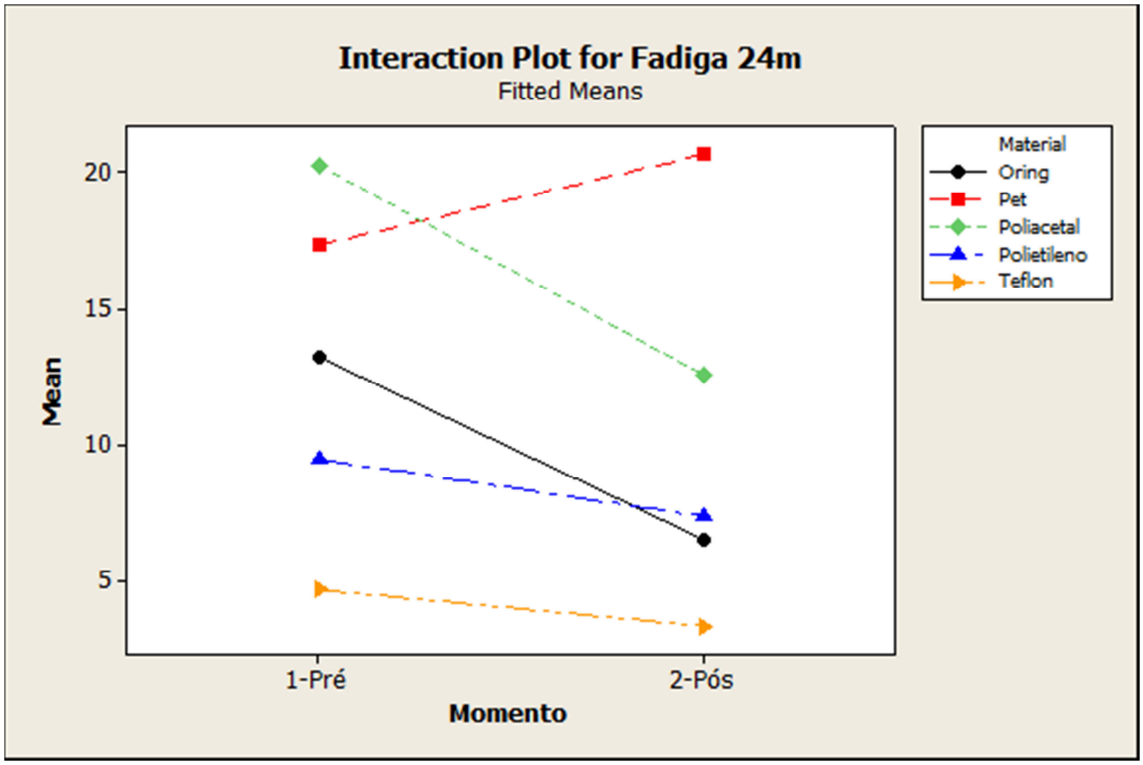


Gráfico 18. Gráfico referente ao momento de cada grupo para o ensaio de Fadiga no tempo 24 meses.



Os gráficos de 19 a 26 correspondem aos resultados do Ensaio de Resistência a Compressão obtidos pelo software Tesc versão 3.01.

Gráfico 19. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Poliacetal pré envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP
LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 24** Extensômetro: - Data: **08/07/2016** Hora: **10:07:30** Trabalho nº **0381**
Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**
Ident. Amostra: >>Poliacetal:

Corpo de Prova	Área (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	1493.94	152.34	118.94
CP 2	12.56	1488.03	151.74	118.47
CP 3	12.56	1427.99	145.61	113.69
CP 4	12.56	1333.36	135.97	106.16
CP 5	12.56	1495.46	152.49	119.06
CP 6	12.56	1360.69	138.75	108.33
CP 7	12.56	1447.72	147.63	115.26
CP 8	12.56	1455.99	148.47	115.92
CP 9	12.56	1416.18	144.41	112.75
CP 10	12.56	1328.98	135.52	105.81
Número CPs	10	10	10	10
Media	12.56	1425	145.3	113.4
Desv.Padrão	0.0000	64.12	6.539	5.105
Mínimo	12.56	1329	135.5	105.8
Máximo	12.56	1495	152.5	119.1

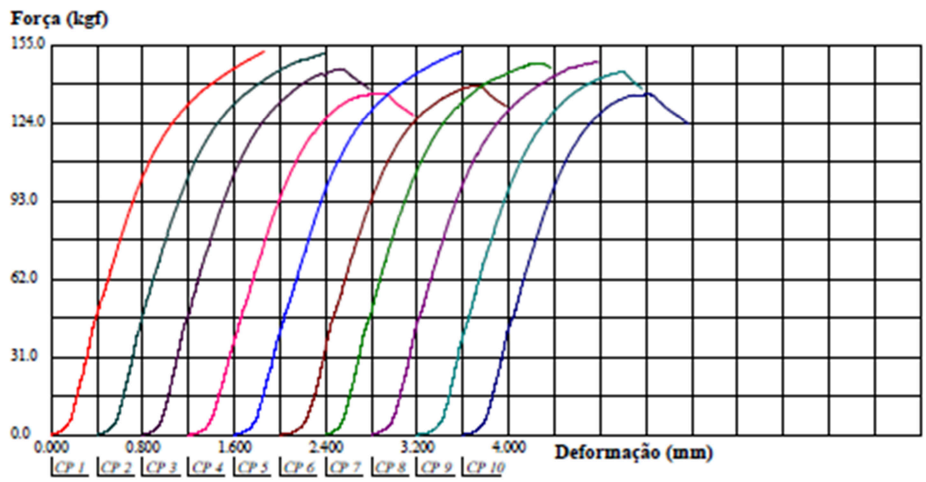


Gráfico 20. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Poliacetal pós envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP

LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 24** Extensômetro: - Data: **24/11/2016** Hora: **09:23:41** Trabalho nº **0039**

Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**

Ident. Amostra: >>Poliacetal Envelhecido:

Corpo de Prova	Área (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	1183.58	120.69	94.23
CP 2	12.56	1269.94	129.50	101.11
CP 3	12.56	1366.93	139.39	108.83
CP 4	12.56	1254.42	127.92	99.87
CP 5	12.56	1320.04	134.61	105.10
CP 6	12.56	1197.58	122.12	95.35
CP 7	12.56	1272.13	129.72	101.28
CP 8	12.56	1345.17	137.17	107.10
CP 9	12.56	1878.34	191.54	149.55
CP 10	12.56	1265.05	129.00	100.72
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	1335	136.2	106.3
Desv.Padrão	0.0000	199.4	20.34	15.88
Mínimo	12.56	1184	120.7	94.23
Máximo	12.56	1878	191.5	149.5

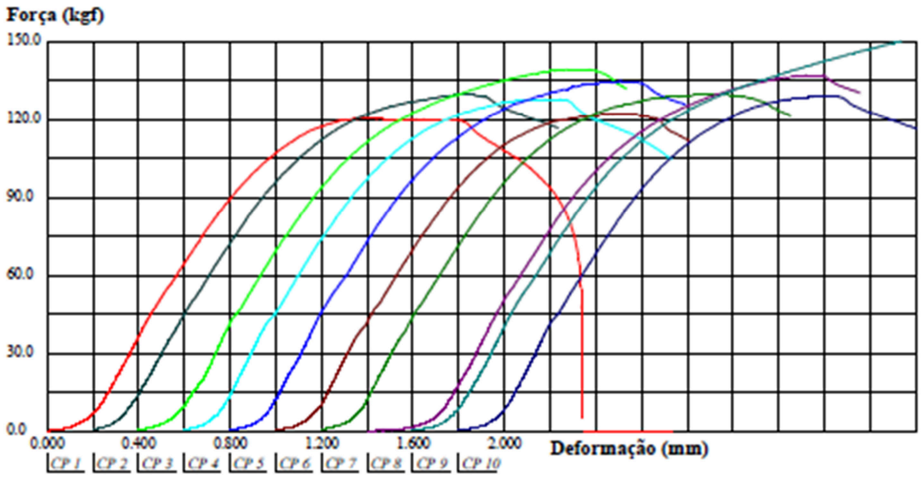


Gráfico 21. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o PET pré envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP
LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **07/07/2016** Hora: **14:43:35** Trabalho nº **0379**
Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**
Ident. Amostra: >>Politereftalato de Etileno:

Corpo de Prova	Área (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	1256.78	128.16	100.06
CP 2	12.56	1282.42	130.77	102.10
CP 3	12.56	1342.64	136.91	106.90
CP 4	12.56	1382.95	141.02	110.11
CP 5	12.56	1378.90	140.61	109.79
CP 6	12.56	1263.70	128.86	100.61
CP 7	12.56	1324.76	135.09	105.47
CP 8	12.56	1314.30	134.02	104.64
CP 9	12.56	1358.83	138.56	108.19
CP 10	12.56	1238.57	126.30	98.61
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	1314	134.0	104.6
Desv.Padrão	0.0000	52.07	5.310	4.146
Mínimo	12.56	1239	126.3	98.61
Máximo	12.56	1383	141.0	110.1

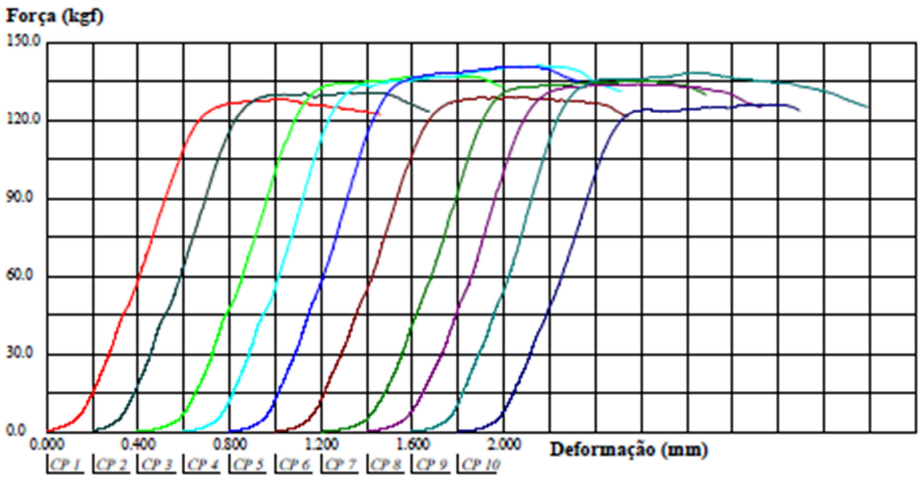


Gráfico 22. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o PET pós envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP

LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 22** Extensômetro: - Data: **24/11/2016** Hora: **08:54:35** Trabalho nº **0038**

Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**

Ident. Amostra: >>Pet Envelhecido:

Corpo de Prova	Área (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	1203.15	122.69	95.79
CP 2	12.56	1122.86	114.50	89.40
CP 3	12.56	1083.89	110.53	86.30
CP 4	12.56	1267.24	129.22	100.89
CP 5	12.56	1269.94	129.50	101.11
CP 6	12.56	1248.69	127.33	99.42
CP 7	12.56	1257.46	128.23	100.12
CP 8	12.56	1220.18	124.42	97.15
CP 9	12.56	1196.74	122.03	95.28
CP 10	12.56	1362.54	138.94	108.48
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	1223	124.7	97.39
Desv.Padrão	0.0000	78.85	8.040	6.278
Mínimo	12.56	1084	110.5	86.30
Máximo	12.56	1363	138.9	108.5

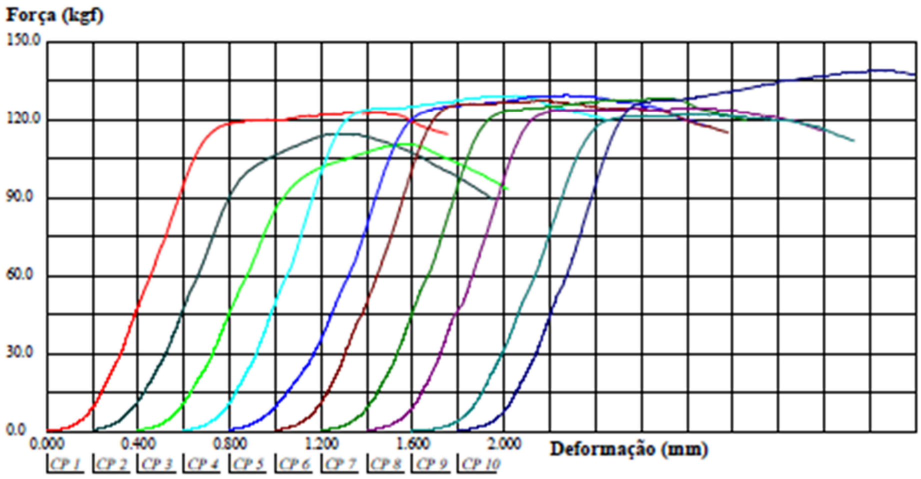


Gráfico 23. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Polietileno pré envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP

LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Celula: **Trd 24** Extensômetro: - Data: **08/07/2016** Hora: **10:35:33** Trabalho nº **0382**

Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**

Ident. Amostra: >>> Polietileno:

Corpo de Prova	Area (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	409.71	41.78	32.62
CP 2	12.56	416.12	42.43	33.13
CP 3	12.56	399.42	40.73	31.80
CP 4	12.56	408.02	41.61	32.49
CP 5	12.56	404.31	41.23	32.19
CP 6	12.56	413.42	42.16	32.92
CP 7	12.56	387.78	39.54	30.87
CP 8	12.56	414.60	42.28	33.01
CP 9	12.56	394.53	40.23	31.41
CP 10	12.56	393.68	40.14	31.34
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	404.2	41.21	32.18
Desv.Padrão	0.0000	9.870	1.006	0.7858
Mínimo	12.56	387.8	39.54	30.87
Máximo	12.56	416.1	42.43	33.13

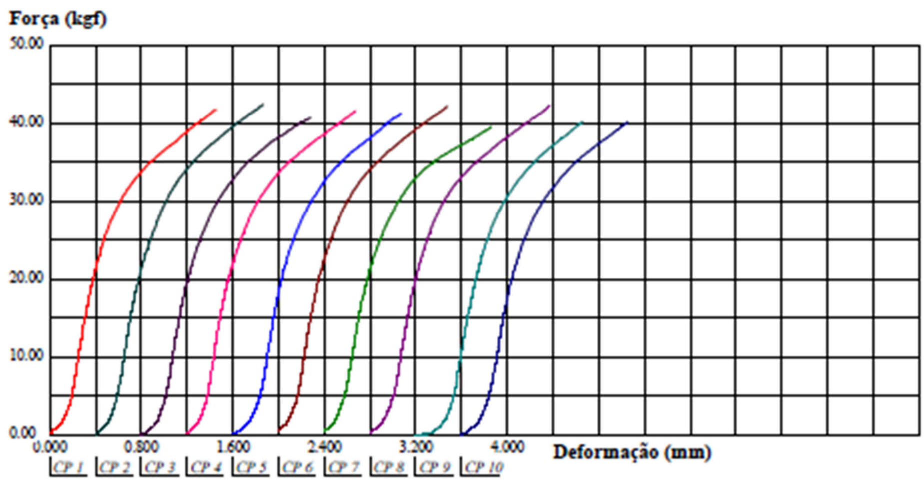


Gráfico 24. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Polietileno pós envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP
LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 22** Extensômetro: - Data: **23/11/2016** Hora: **16:26:35** Trabalho nº **0037**
Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**
Ident. Amostra: >>> Polietileno Envelhecido:

Corpo de Prova	Area (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	491.78	50.15	39.15
CP 2	12.56	434.28	44.28	34.58
CP 3	12.56	423.07	43.14	33.68
CP 4	12.56	357.23	36.43	28.44
CP 5	12.56	386.10	39.37	30.74
CP 6	12.56	381.95	38.95	30.41
CP 7	12.56	371.74	37.91	29.60
CP 8	12.56	339.47	34.62	27.03
CP 9	12.56	339.62	34.63	27.04
CP 10	12.56	386.02	39.36	30.73
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	391.1	39.88	31.14
Desv.Padrão	0.0000	47.14	4.806	3.753
Mínimo	12.56	339.5	34.62	27.03
Máximo	12.56	491.8	50.15	39.15

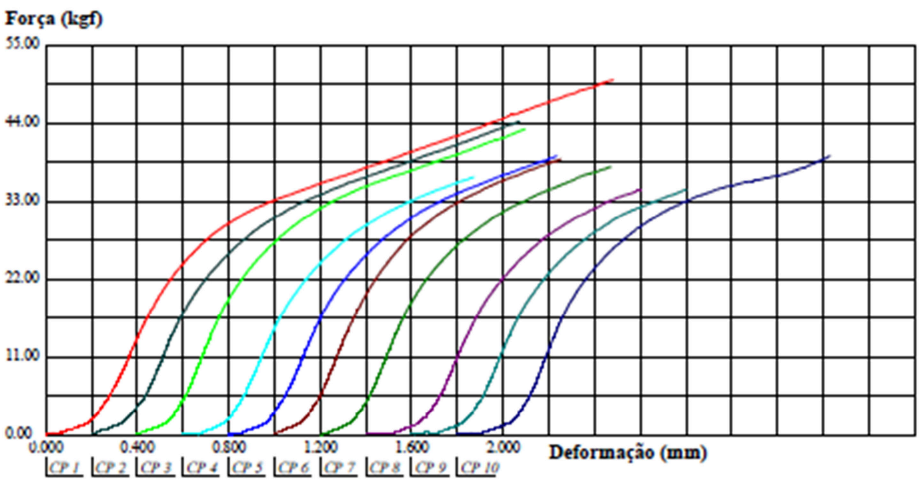


Gráfico 25. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Teflon pré envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP
LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL2000** Célula: **Trd 24** Extensômetro: - Data: **08/07/2016** Hora: **09:36:54** Trabalho nº **0380**
Programa: **Tesc versão 3.01** Método de Ensaio: **compressao 1,0 mm x min**
Ident. Amostra: >>> Teflon:

Corpo de Prova	Area (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	441.75	45.05	35.17
CP 2	12.56	137.13	13.98	10.92
CP 3	12.56	186.05	18.97	14.81
CP 4	12.56	197.85	20.18	15.75
CP 5	12.56	190.43	19.42	15.16
CP 6	12.56	189.08	19.28	15.05
CP 7	12.56	188.75	19.25	15.03
CP 8	12.56	187.90	19.16	14.96
CP 9	12.56	195.32	19.92	15.55
CP 10	12.56	193.64	19.75	15.42
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	210.8	21.49	16.78
Desv.Padrão	0.0000	82.99	8.462	6.607
Mínimo	12.56	137.1	13.98	10.92
Máximo	12.56	441.8	45.05	35.17

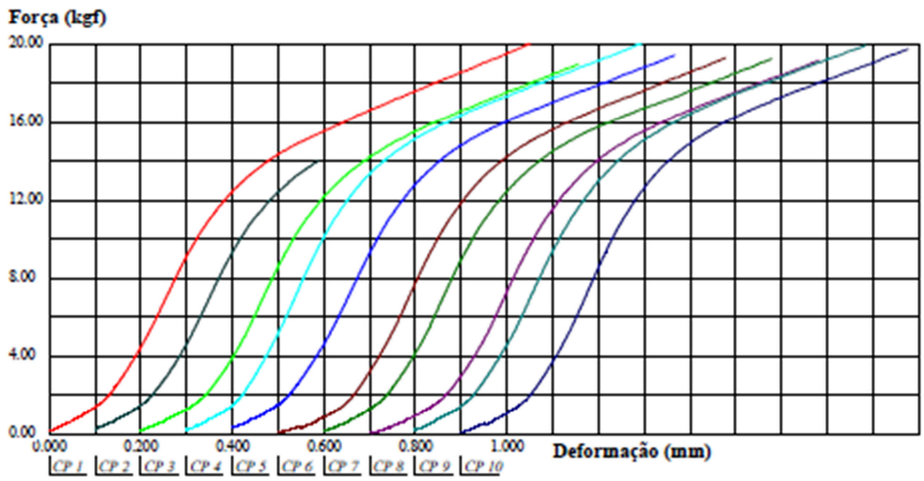


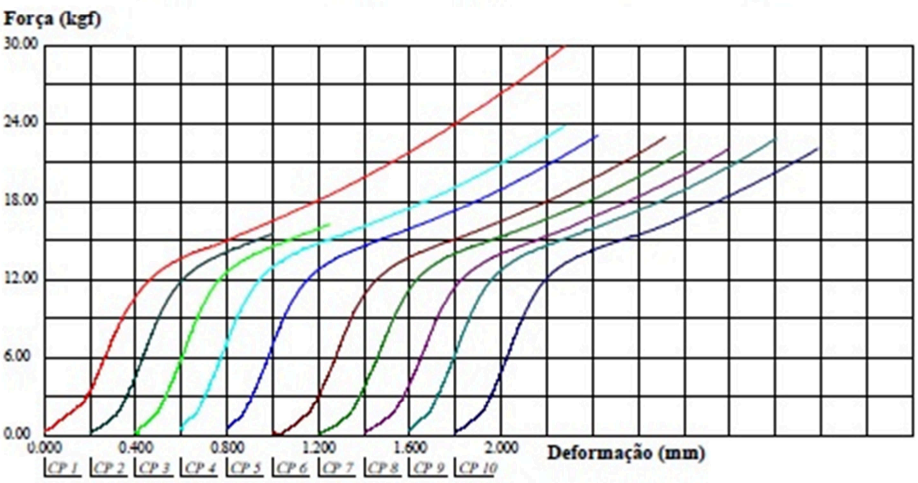
Gráfico 26. Gráfico referente ao Ensaio de Resistência a Compressão para o Teflon pós envelhecido.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO-USP
LABORATÓRIO INTEGADO DE PESQUISA EM BIOCOMP. DE MATERIAIS

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL2000 Célula: Trd 22 Extensômetro: - Data: 23/11/2016 Hora: 14:18:36 Trabalho nº 0036
Programa: Tesc versão 3.01 Método de Ensaio: compressao 1,0 mm x min
Ident. Amostra: >> Teflon Envelhecido:

Corpo de Prova	Área (mm2)	Força @Força Max. (N)	Força @Força Max. (kgf)	Tensão @Força Max. (MPa)
CP 1	12.56	583.42	59.49	46.45
CP 2	12.56	152.08	15.51	12.11
CP 3	12.56	159.18	16.23	12.67
CP 4	12.56	233.75	23.84	18.61
CP 5	12.56	226.69	23.12	18.05
CP 6	12.56	224.82	22.93	17.90
CP 7	12.56	215.20	21.94	17.13
CP 8	12.56	215.71	22.00	17.17
CP 9	12.56	223.89	22.83	17.83
CP 10	12.56	216.48	22.08	17.24
Número CPs	10	10	10	10
Média	12.56	245.1	25.00	19.52
Desv.Padrão	0.0000	122.2	12.46	9.729
Mínimo	12.56	152.1	15.51	12.11
Máximo	12.56	583.4	59.49	46.45



Os gráficos de 27 a 34 correspondem aos resultados do Ensaio de Arrancamento obtidos pelo software Tesc versão 3.04.

Gráfico 27. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Poliacetal pré envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **24/08/2017** Hora: **11:11:12** Trabalho nº **0236**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >>> Material: **Poliacetal Pré-envelhecido** Parafuso: **cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def. Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	459.22	2.041	564.102	445
CP 2	2	457.93	1.646	435.346	389
CP 3	3	468.54	1.528	402.856	445
CP 4	4	479.89	1.758	447.417	449
CP 5	5	480.98	1.514	405.590	449
CP 6	6	456.16	1.448	369.867	471
CP 7	7	452.49	1.422	369.282	428
CP 8	8	462.69	1.620	393.825	449
CP 9	9	450.93	1.424	345.049	438
CP 10	10	490.91	1.605	419.640	430
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	466.0	1.601	415.3	439.3
Desv.Padrão	*	13.63	0.1888	60.94	21.39
Coef.Var.(%)	*	2.926	11.79	14.67	4.869
Mínimo	*	450.9	1.422	345.0	389.2
Máximo	*	490.9	2.041	564.1	471.3

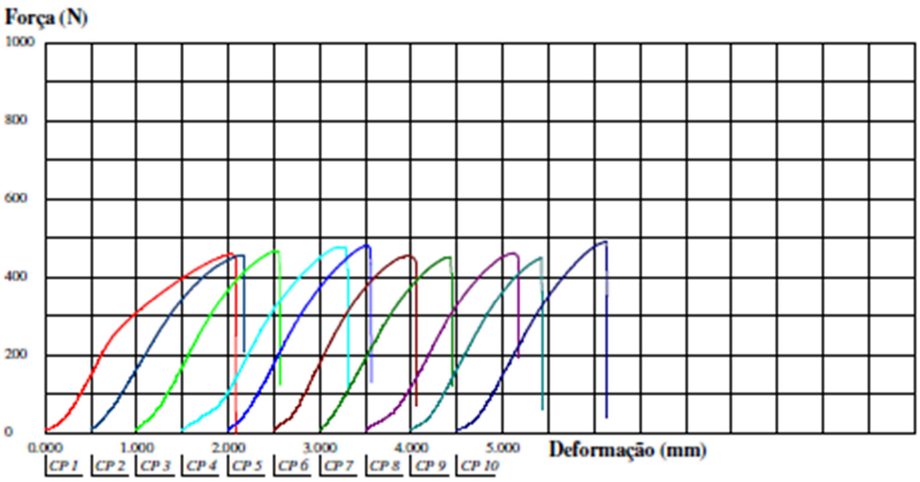


Gráfico 28. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Poliacetal pós envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: **-** Data: **24/08/2017** Hora: **11:28:06** Trabalho nº **0237**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >> Material: **Poliacetal Pós-envelhecido** Parafuso: **cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def_Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	454.80	1.919	423.272	380
CP 2	2	451.13	1.615	398.803	430
CP 3	3	450.65	1.467	392.896	416
CP 4	4	435.56	1.796	377.630	389
CP 5	5	472.62	1.577	410.831	439
CP 6	6	452.90	1.543	379.463	419
CP 7	7	297.40	1.101	186.854	404
CP 8	8	294.07	1.168	178.576	381
CP 9	9	449.02	1.585	393.055	391
CP 10	10	455.35	1.706	451.826	387
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	421.3	1.548	359.3	403.6
Desv.Padrão	*	66.81	0.2542	95.61	21.20
Coef.Var.(%)	*	15.86	16.42	26.61	5.253
Mínimo	*	294.1	1.101	178.6	380.1
Máximo	*	472.6	1.919	451.8	438.7

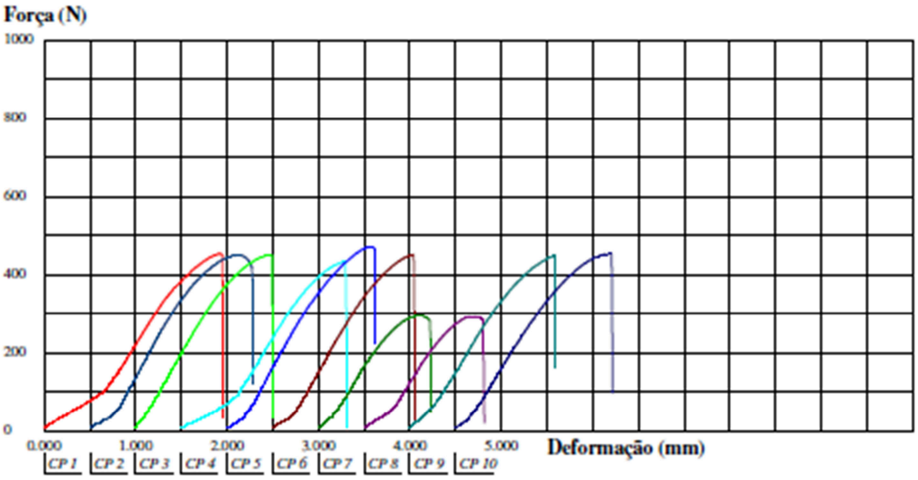


Gráfico 29. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o PET pré envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: **-** Data: **24/08/2017** Hora: **08:48:22** Trabalho nº **0230**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >>> Material: **PET Pré-envelhecido** Parafuso: **Cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def_Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	503.28	1.062	275.119	574
CP 2	2	505.73	1.100	300.145	610
CP 3	3	536.32	1.268	389.685	585
CP 4	4	546.93	1.057	324.900	633
CP 5	5	491.18	1.019	281.768	620
CP 6	6	483.63	1.195	293.660	519
CP 7	7	569.30	1.237	372.782	531
CP 8	8	488.66	1.120	278.122	554
CP 9	9	549.51	1.230	343.697	529
CP 10	10	536.46	1.193	326.435	580
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	521.1	1.148	318.6	573.5
Desv.Padrão	*	30.13	0.08718	40.23	39.92
Coef.Var.(%)	*	5.782	7.594	12.63	6.960
Mínimo	*	483.6	1.019	275.1	519.1
Máximo	*	569.3	1.268	389.7	633.5

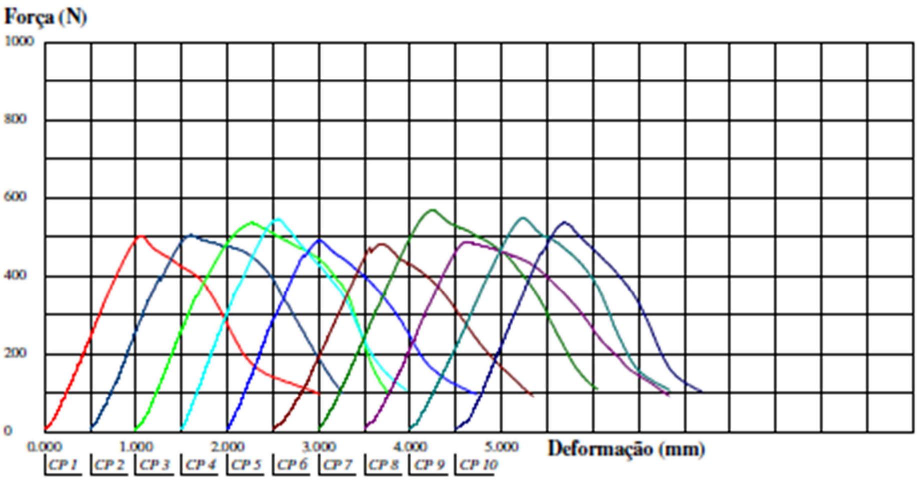


Gráfico 30. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o PET pós envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **24/08/2017** Hora: **09:20:25** Trabalho nº **0231**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método do Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >> Material: **PET Pós-envelhecido** Parafuso: **Cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def. Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	477.44	1.107	262.316	556
CP 2	2	516.81	1.089	310.804	562
CP 3	3	431.34	1.203	315.676	500
CP 4	4	521.50	1.025	296.892	623
CP 5	5	458.40	0.888	226.250	616
CP 6	6	514.63	1.101	313.818	592
CP 7	7	481.32	0.969	251.899	587
CP 8	8	535.37	1.002	295.380	636
CP 9	9	258.92	0.542	68.205	583
CP 10	10	280.40	1.552	324.271	446
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	‡	447.6	1.048	266.6	570.0
Desv.Padrão	‡	99.12	0.2530	76.66	58.56
Coef.Var.(%)	‡	22.14	24.15	28.76	10.27
Mínimo	‡	258.9	0.5421	68.20	445.8
Máximo	‡	535.4	1.552	324.3	635.8

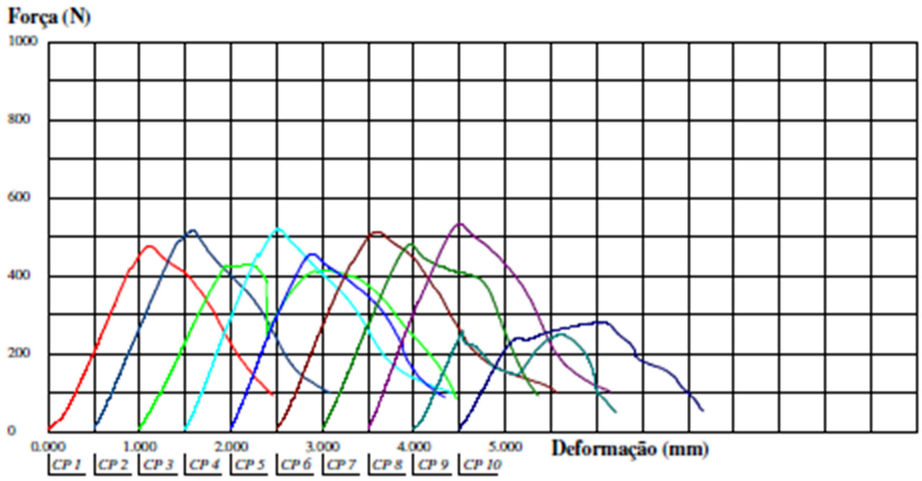


Gráfico 31. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Polietileno pré envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **24/08/2017** Hora: **10:21:37** Trabalho nº **0234**
Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**
Ident. Amostra: >>> Material: **Polietileno Pré-envelhecido** Parafuso: **cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def. Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig._Relat. (N/mm)
CP 1	1	206.43	0.927	125.272	346
CP 2	2	194.46	1.049	127.653	273
CP 3	3	173.79	0.844	81.453	290
CP 4	4	184.60	0.897	111.019	325
CP 5	5	189.77	0.800	100.044	362
CP 6	6	196.36	1.013	122.449	331
CP 7	7	201.05	0.981	128.525	327
CP 8	8	188.48	0.929	119.252	344
CP 9	9	195.55	1.106	130.660	280
CP 10	10	195.75	0.952	117.923	287
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	192.6	0.9497	116.4	316.5
Desv.Padrão	*	9.078	0.09222	15.35	31.56
Coef.Var.(%)	*	4.713	9.711	13.18	9.970
Mínimo	*	173.8	0.8000	81.45	273.0
Máximo	*	206.4	1.106	130.7	362.5

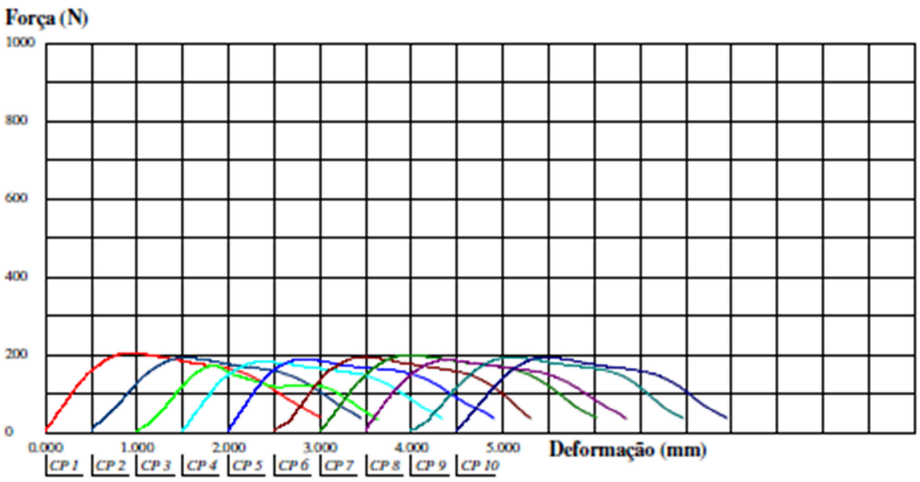


Gráfico 32. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Polietileno pós envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **24/08/2017** Hora: **10:41:28** Trabalho nº **0235**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >> Material: **Polietileno Pós-envelhecido** Parafuso: **Cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def_Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	192.08	1.003	124.980	306
CP 2	2	191.33	1.366	166.843	95
CP 3	3	191.06	1.071	136.402	290
CP 4	4	193.51	1.119	135.118	266
CP 5	5	190.04	1.064	126.247	254
CP 6	6	173.11	1.037	112.387	222
CP 7	7	195.41	1.028	126.248	259
CP 8	8	178.75	0.904	92.212	278
CP 9	9	181.40	1.081	117.700	212
CP 10	10	197.31	1.072	125.213	286
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	188.4	1.075	126.3	246.8
Desv.Padrão	*	7.905	0.1178	19.02	60.93
Coef.Var.(%)	*	4.196	10.96	15.06	24.69
Mínimo	*	173.1	0.9037	92.21	94.76
Máximo	*	197.3	1.366	166.8	306.5

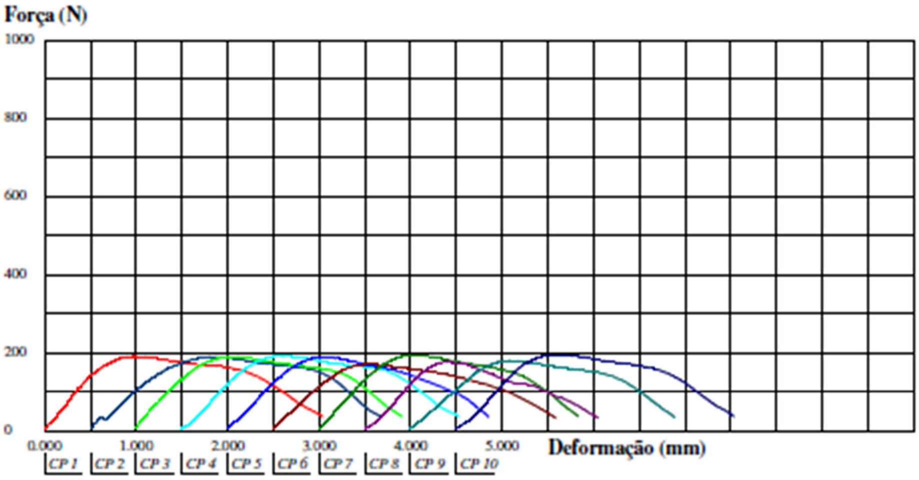


Gráfico 33. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Teflon pré envelhecido.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: **-** Data: **24/08/2017** Hora: **09:39:10** Trabalho nº **0232**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método do Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >> Material: **Teflon Pré-envelhecido** Parafuso: **Cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def_Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	107.70	2.064	172.278	181
CP 2	2	114.16	2.168	191.125	166
CP 3	3	53.85	0.412	15.398	228
CP 4	4	61.33	0.696	31.968	163
CP 5	5	116.20	2.309	204.616	156
CP 6	6	48.34	0.413	14.717	177
CP 7	7	113.89	2.044	182.185	214
CP 8	8	106.54	2.093	162.318	121
CP 9	9	110.22	1.996	167.714	162
CP 10	10	115.52	2.317	207.493	188
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	94.77	1.651	135.0	175.6
Desv.Padrão	*	28.13	0.8001	80.33	30.16
Coef.Var.(%)	*	29.69	48.45	59.51	17.18
Mínimo	*	48.34	0.4121	14.72	120.9
Máximo	*	116.2	2.317	207.5	227.6

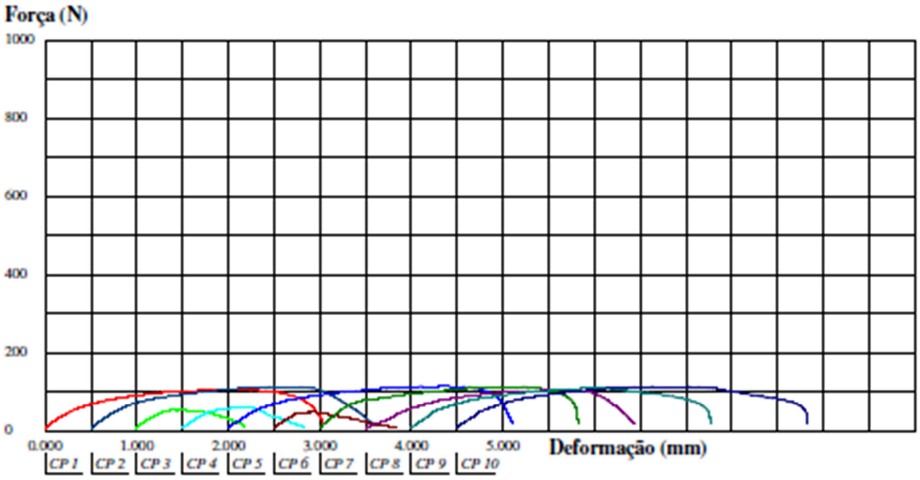


Gráfico 34. Gráfico referente ao Ensaio de Arrancamento para o Teflon pós envelhecido.

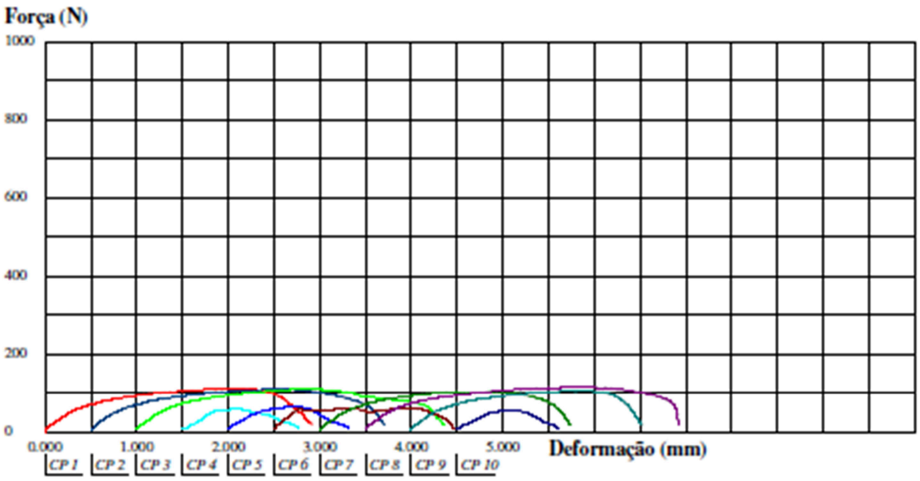
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Laboratório de Bioengenharia

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 23** Extensômetro: - Data: **24/08/2017** Hora: **10:00:31** Trabalho nº **0233**

Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento Implantes Odontologia**

Ident. Amostra: >>> Material: **Teflon Pós-Envelhecido** Parafuso: **Cápsula**

Corpo de Prova	Montagem	Força Máxima (N)	Def_Máx (mm)	E_FMáx (N.mm)	Rig_Relat. (N/mm)
CP 1	1	111.17	2.048	175.194	210
CP 2	2	110.22	2.133	183.413	177
CP 3	3	110.56	1.892	160.215	176
CP 4	4	59.63	0.555	21.791	167
CP 5	5	66.09	0.711	33.420	199
CP 6	6	62.42	1.456	77.869	242
CP 7	7	104.57	1.743	140.260	167
CP 8	8	117.29	2.376	217.800	193
CP 9	9	106.68	1.800	147.274	201
CP 10	10	56.37	0.609	24.007	139
Número CPs	0	10	10	10	10
Média	*	90.50	1.532	118.1	187.1
Desv.Padrão	*	25.60	0.6728	72.65	28.46
Coef.Var.(%)	*	28.29	43.91	61.50	15.21
Mínimo	*	56.37	0.5545	21.79	138.6
Máximo	*	117.3	2.376	217.8	241.9