



Relatório de Estágio

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Resistência à fratura de três resinas acrílicas em diferentes condições de pH

Autor:

Maria Francisca Machado Vieira

Orientador:

Mestre Juliana de Sá

2019



Relatório de Estágio

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Resistência à fratura de três resinas acrílicas em diferentes condições de pH

Maria Francisca Machado Vieira

2019

Declaração de Integridade

Eu, **Maria Francisca Machado Vieira**, estudante do Curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste Relatório de Estágio intitulado: **“Resistência à fratura de três resinas acrílicas em diferentes condições de pH”**.

Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele).

Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

O aluno

Relatório apresentado no Instituto Universitário de Ciências da Saúde

Orientador: *Mestre Juliana de Sá*

Aceitação do Orientador

Eu, Juliana Manuela Barbosa de Sá, com a categoria profissional de Monitor Clínico do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, assumi o papel de Orientador do Relatório Final de Estágio intitulado “Resistência à fratura de três resinas acrílicas em diferentes condições de pH”, do aluno do mestrado integrado em Medicina Dentária, Maria Francisca Machado Vieira, e declaro que sou favorável para que o Relatório Final de Estágio seja presente ao júri para admissão a provas conducentes à obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária.

Gandra, de Setembro de 2019.

O orientador

Agradecimentos

Aos meu pais, os verdadeiros motores desta jornada. Sem eles, não estaria onde estou hoje e essencialmente não seria a pessoa que sou hoje! Os maiores exemplos da minha vida, a minha força, a minha vontade de ser melhor. Tudo o que faço nesta vida é por eles e para eles!

À minha irmã, a pessoa por quem daria a minha vida só para a ver feliz! Aquela que nunca me deixa estar triste, que nunca me deixa desistir e que vive comigo todos os momentos da minha vida. É a minha irmã e a minha melhor amiga. Obrigada por nunca me largares a mão e teres sempre o abraço mais apertado para me dares!

À minha avó Aurora, a mulher mais guerreira que conheço. Um poço de força, de teimosia e essencialmente de muito amor. Obrigada por todo o carinho e todos os abraços. Que estes nunca acabem...

Ao Luís, o meu suporte, aquele que mais me ouviu ao longo destes anos. Que viveu comigo os melhores e também os piores momentos. Obrigada por todo o apoio, por todas as palavras, por todos os abraços e por não acreditares quando eu dizia que não ia tirar boa nota. Afinal estavas certo. Só alguém como tu, com os teu sonhos, conseguiria viver isto comigo. Afinal de contas, os sonhos serão sempre dos dois!

Aos meus amigos que tiveram sempre comigo, que tiveram sempre uma palavra amiga, uma palavra de apoio para me dar. Não são muitos, mas tenho a certeza que tenho os verdadeiros do meu lado. Em especial à minha amiga Babi, que partilhou comigo tantos momentos deste curso. As maiores gargalhadas, os maiores segredos, os melhores jantares que podia ter. O 3ºesq. trás nunca mais será o mesmo!

À minha binómia Telma a amiga mais guerreira, aquela que batalhou tanto e que sempre foi um exemplo para mim nesta caminhada. Se há pessoa que merece o melhor do mundo és tu! Tal como tu dizes, binómias na faculdade e na vida.

Às minhas amigas da faculdade, Telma, Vanessa e Cristiana. Conseguimos isto juntas amigas! Obrigada por toda a felicidade e todas as gargalhadas juntas. Uma vez disseram-me que o melhor que levamos da faculdade são as amizades... Eu não podia estar mais de acordo.

À minha orientadora, Mestre Juliana de Sá, por todo o apoio e toda a dedicação! Há poucos professores a lutarem pelos alunos como a professora. Apesar de todas as adversidades, nunca desistiu de mim, lutando até ao fim para que conseguíssemos realizar este trabalho! Um obrigada do fundo do coração.

A todos os professores, que de uma forma ou outra contribuíram para o meu crescimento e formação como médica dentista! Obrigada por todos os ensinamentos e todas as partilhas. Terão para sempre um lugar especial no meu coração.

RESUMO

A análise das características das resinas acrílicas nomeadamente a sua resistência à fratura requer bastante importância. Através destes estudos é possível selecionar os melhores materiais no sentido de satisfazer as necessidades dos pacientes e também proporcionar-lhes uma melhor qualidade de vida.

O principal objetivo deste trabalho é avaliar qual a força necessária para fraturar bases de próteses de três marcas diferentes de resina acrílica e comparar qual das três marcas se mostrou mais resistente. Secundariamente será avaliar a influência do pH oral nos valores de resistência à fratura.

Foi realizada uma análise de três marcas de resinas acrílicas diferentes, "RS vertex[®]", "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]". Elaboraram-se 10 bases de prótese de cada marca submetendo-as a diferentes condições de pH (pH 7 e pH 4) através do uso de saliva artificial durante 1 mês. Após esta exposição foi testada a resistência das resinas acrílicas por meio de utilização da Máquina de teste Dental CS[®] utilizada em testes de fadiga.

A pesquisa bibliográfica foi realizada através da recolha de artigos nas bases de dados *PubMed*, *Ebsco*, *ResearchGate* e Google académico tendo-se selecionado um total de 33 artigos e 2 livros, por possuírem os critérios de inclusão definidos.

Perante a análise dos resultados observamos que existem diferenças na resistência à fratura nas três marcas de resina acrílica. A marca "Megacryl[®]" é a mais resistente e a marca "Triplex hot[®]" a menos resistente. Também observamos que o pH diminuiu a resistência à fratura das marcas "Megacryl[®]" e "RS Vertex[®]".

Palavras-Chave: Prótese removível; Resinas acrílicas; Resistência ao impacto; Fratura; Termopolimerizáveis; Polimetilmetacrilato; Saliva artificial; pH salivar.

ABSTRACT

The analysis of the characteristics of acrylic resins, namely their resistance to fracture, is very important. Through these studies, it is possible to select the best materials to satisfy the patients' needs and also to provide them with a better quality of life.

The main objective of this work is to evaluate the force required to fracture denture bases of three different brands of acrylic resin and to compare which of the three brands was more resistant. Secondly will be to evaluate the influence of oral pH on fracture resistance values.

An analysis of three different acrylic resin brands, "RS vertex[®]", "Triplex hot[®]" and "Megacryl[®]" was performed. Ten prosthesis bases of each brand were prepared and subjected to different pH conditions (pH 7 and pH 4) through the use of artificial saliva for 1 month. After this exposure, the strength of acrylic resins was tested by using the Dental CS[®] Testing Machine used in fatigue tests.

The bibliographic search was performed by collecting articles from the PubMed, Ebsco, ResearchGate and Google Scholar databases. A total of 33 articles and 2 books, because they had the defined inclusion criteria.

Given the analysis of the results we observed that there are differences in fracture resistance in the three brands of acrylic resin. The brand "Megacryl[®]" is the most resistant and the "Triplex hot[®]" the least resistant. We also observed that pH decreased the fracture resistance of the "Megacryl[®]" and "RS Vertex[®]" brands.

Keywords: Removable prosthesis; Acrylic resins; Impact resistance; Fracture; Thermopolymerizable; Polymethyl methacrylate; Artificial saliva; Salivary pH.

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| CAPÍTULO I – RESISTÊNCIA À FRATURA DE TRÊS RESINAS ACRÍLICAS EM DIFERENTES CONDIÇÕES DE pH..... | 14 |
| 1. Introdução..... | 14 |
| 2. Fundamentação teórica..... | 15 |
| 2.1. Resinas Acrílicas..... | 15 |
| 2.1.1. Resinas termicamente ativadas..... | 16 |
| 2.1.2. Resinas ativadas pela energia de micro-ondas..... | 16 |
| 2.1.3. Resinas quimicamente ativadas..... | 17 |
| 2.2. Propriedades das resinas acrílicas..... | 17 |
| 2.2.1. Porosidade de contração e porosidade gasosa..... | 17 |
| 2.2.2. Tensões de processamento..... | 18 |
| 2.2.3. Absorção de água e solubilidade..... | 18 |
| 2.3. Vantagens e desvantagens do uso de resinas acrílicas termopolimerizáveis..... | 18 |
| 2.4. Requisitos ideais de uma base de prótese de polimetilmetacrilato..... | 19 |
| 2.5. Resistência à fratura..... | 19 |
| 2.6. Reforço das resinas de polimetilmetacrilato..... | 20 |
| 2.7. Efeitos da saliva nas resinas acrílicas..... | 20 |
| 3. Objetivo..... | 23 |
| 4. Materiais e métodos..... | 24 |
| 4.1. Hipóteses de Trabalho..... | 24 |
| 4.2. Caracterização da amostra..... | 25 |
| 4.2.1. Material..... | 25 |
| 4.2.2. Amostra..... | 26 |
| 4.2.3. Análise Estatística..... | 28 |
| 4.2.4. Análise qualitativa das placas em acrílico..... | 28 |
| 5. Resultados..... | 31 |

| | | |
|---|--|----|
| 5.1. | Força média aplicada até à fratura..... | 31 |
| 5.2. | Tempo decorrido até à fratura | 31 |
| 5.3. | Comparação da força média aplicada até à fratura nas três marcas de resina acrílica separadas por tipo de pH salivar utilizado | 32 |
| 5.4. | Comparação da força média aplicada até à fratura, considerando a interação entre a marca e o pH..... | 32 |
| 6. | Discussão..... | 34 |
| 7. | Conclusão..... | 37 |
| 8. | Bibliografia..... | 38 |
| CAPÍTULO II – RELATÓRIO DAS ATIVIDADES DE ESTÁGIO | | 41 |
| 1. | Introdução..... | 41 |
| 2. | Relatório das atividades por estágio | 41 |
| 2.1. | Estágio em Clínica Geral Dentária..... | 41 |
| 2.2. | Estágio Hospitalar..... | 42 |
| 2.3. | Estágio em Saúde Oral Comunitária | 42 |
| 3. | Conclusão | 43 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Modelo pré-fabricado..... | 26 |
| Figura 2. Bases de prótese "RS Vertex®"..... | 26 |
| Figura 3. Bases de prótese "Triplex hot®"..... | 26 |
| Figura 4. Bases de prótese "Megacryl®"..... | 26 |
| Figura 5. Estufa Memmert® à temperatura de 37°C..... | 27 |
| Figura 6. Bases de próteses submetidas aos dois diferentes valores de pH..... | 27 |
| Figura 7. Máquina de teste Dental CS®..... | 27 |
| Figura 8. Base de prótese colocada para efetuar os testes de resistência ao impacto..... | 27 |
| Figura 9. Deslocação do pico em direção à base de prótese..... | 27 |
| Figura 10. Fratura da base de prótese..... | 27 |
| Figura 11. Bases de prótese "RS Vertex®" submetidas a pH 7, após fratura..... | 29 |
| Figura 12. Bases de prótese "RS Vertex®" submetidas a pH 4, após fratura..... | 29 |
| Figura 13. Bases de prótese "Triplex hot®" submetidas a pH 7, após fratura..... | 30 |
| Figura 14. Bases de prótese "Triplex hot®" submetidas a pH 4, após fratura..... | 30 |
| Figura 15. Bases de prótese "Megacryl®" submetidas a pH 7, após fratura..... | 30 |
| Figura 16. Bases de prótese "Megacryl®" submetidas a pH 4, após fratura..... | 30 |

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1. Força média (Kgf) aplicada até fratura nas três marcas de resina acrílica por pH..... | 31 |
| Tabela 2. Teste ANOVA a 1 fator para a comparação das três marcas de resina acrílica separadas por pH..... | 32 |
| Tabela 3. Testes globais para o efeito da marca, pH e interação marca x pH..... | 32 |
| Tabela 4. Comparações globais múltiplas Tukey entre as marcas..... | 33 |
| Tabela 5. Comparações globais múltiplas Tukey entre os pH..... | 33 |

ÍNDICE DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1. Tempo e força média aplicada até fratura nas três marcas de resina acrílica por pH..... | 31 |
|--|----|

CAPÍTULO I – RESISTÊNCIA À FRATURA DE TRÊS RESINAS ACRÍLICAS EM DIFERENTES CONDIÇÕES DE pH

1. Introdução

A Medicina Dentária tem como principal objetivo a obtenção e manutenção da saúde oral dos pacientes. Tornando-se por vezes necessário a utilização de métodos que possam modificar a estrutura dentária existente, substituindo parte ou a totalidade dos órgãos dentários. Uma das soluções existentes são as próteses dentárias removíveis acrílicas construídas através de materiais duradouros, que se adequam às características e necessidades do paciente. Este tipo de dispositivos médico-dentários visam restabelecer a forma, a função e a estética dos pacientes que sofreram a perda de elementos dentários, levando a uma melhoria da sua qualidade de vida.

As resinas acrílicas são atualmente uma das classes de materiais mais utilizada na Medicina Dentária no âmbito da prótese fixa e removível. A aplicabilidade das resinas acrílicas na reabilitação oral é extensa, desde a confecção das bases de próteses parciais e totais, placas mio-relaxantes, moldeiras individuais, próteses provisórias imediatas, coroas, pontes, consertos e rebasamento de próteses. Estas têm sido amplamente utilizadas devido às suas qualidades estéticas, à facilidade de manipulação, possível desinfecção e ao facto de serem insolúvel nos fluídos orais. Como desvantagem, este tipo de reabilitações podem sofrer fratura como resultado da fadiga ou da baixa resistência ao impacto. A fratura de uma base de prótese é um problema comum e é considerada uma limitação importante para a eficácia esperada da prótese. Consequentemente, as resinas acrílicas têm sofrido modificações para melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas de modo a aumentar a sua resistência.

Outra das características das resinas acrílicas é a sua capacidade de absorção de água, o que leva a distorções e fendas nas bases de próteses, aumentando assim a probabilidade de estas fraturarem devido ao constante contacto com a saliva.

2. Fundamentação teórica

A reabilitação oral tem como principais objetivos devolver a função e estética aos pacientes, melhorando a fonética, a alimentação, a estética facial e conseqüentemente uma melhor integração social e aumento da auto-estima. A taxa de pessoas totalmente edêntulas diminuiu em vários países, no entanto, com o aumento da esperança média de vida e o envelhecimento populacional no mundo ocidental, estima-se que até 2025, mais de 50% da população tenha mais de 50 anos. Apesar do desenvolvimento da higiene oral, é provável que muitas dessas pessoas necessitem de próteses totais ou parciais para substituir os dentes perdidos. Sendo cada vez maior a preocupação da população com a sua saúde oral e por conseguinte com a estética dentária, várias são as opções disponibilizadas atualmente para uma reabilitação oral.⁽¹⁻³⁾

O tratamento do edentulismo com próteses totais remonta ao final do séc. IV, séc. V e VI a.C., altura em que materiais como osso, madeira e marfim eram utilizados. Em 1855, a borracha vulcanizada foi introduzida na Medicina Dentária, no entanto, este material não obteve sucesso devido à sua fraca estética e dificuldade na sua fabricação. Como ótima alternativa para a confecção de próteses dentárias totais e parciais dento-muco-suportadas e implanto-suportadas surgiu a resina acrílica, produzida sinteticamente e apresentada como um sistema pó/líquido.^(1,4,5)

2.1. Resinas Acrílicas

As resinas acrílicas foram introduzidas por Walter Wright em 1937 consistindo num material denominado como polimetilmetacrilato (PMMA). São compostas pelo pó de polimetilmetacrilato (polímero) e o líquido (monómero) de metilmetacrilato (MMA). Nas resinas acrílicas é importante uma correta relação entre pó e líquido em que geralmente estes são misturados numa proporção de três partes do pó para uma parte do líquido (3:1). Relativamente à polimerização das resinas acrílicas, existem três tipos de polimerização. As resinas autopolimerizáveis, termopolimerizáveis e fotopolimerizáveis. Quando o fator ativador é químico, as resinas são denominadas como autopolimerizáveis. Se este fator for térmico (água quente ou energia de microondas) são resinas acrílicas

termopolimerizáveis. Por fim, são denominadas de resinas acrílicas fotopolimerizáveis quando o fator ativador é a luz visível.⁽⁶⁻⁹⁾

2.1.1. Resinas termicamente ativadas

Nas resinas termopolimerizáveis é necessário desencadear a polimerização através do aquecimento da resina utilizando banho de água, calor seco ou através de energia de micro-ondas. A polimerização deve ser realizada lentamente e sob pressão, de modo a que a temperatura do acrílico nunca exceda os 100°C, evitando assim grandes distorções e a ocorrência de porosidades na resina acrílica. Após o processo de polimerização, o arrefecimento deve ser igualmente lento de modo a diminuir a tensão interna, para que daí resulte uma base protética sem distorções.^(3,10)

2.1.2. Resinas ativadas pela energia de micro-ondas

Na tentativa de minimizar problemas devido aos vários métodos de processamento foi desenvolvida a polimerização induzida por energia de micro-ondas. Foi utilizada pela primeira vez na Medicina Dentária em 1968 por NISHII. As radiações eletromagnéticas criam um campo eletromagnético que induz as moléculas do metilmetacrilato a mudarem rapidamente de direção levando a um aquecimento interno rápido e homogêneo. Este método alternativo tem algumas vantagens como o rápido aumento da temperatura e conseqüentemente uma redução do tempo de execução, mudança mínima de cor, polimerização uniforme, menor libertação de monómeros residuais, proporcionando a um menor risco de fratura. Uma das desvantagens é o preço elevado da mufla utilizada, no entanto, está comprovado que as bases de próteses polimerizadas através da energia de micro-ondas apresentam propriedades dimensionais superiores às processadas convencionalmente e com maior resistência à fratura.^(5,6,11-14)

Tal como referido no artigo de Neisser *et al.* (2001), as próteses totais polimerizadas por energia de microondas apresentam uma maior resistência ao impacto do que os restantes métodos, provavelmente pelo facto de a energia ser absorvida pela resina e instantaneamente transformada em calor, diminuindo as tensões e distorções.⁽¹¹⁾

No entanto, Levin *et al.* em 1989 compararam as propriedades físicas (dureza e resistência) de resinas processadas com energia de micro-ondas e processadas de forma

convencional e concluíram que as características físicas da resina polimerizada pela energia de micro-ondas são aproximadamente as mesmas que a resina polimerizada em banho de água convencional. Desta forma não encontraram diferenças entre os dois tipos de processamento de resina acrílica.⁽¹⁴⁾

2.1.3. Resinas quimicamente ativadas

Ativadores químicos também podem ser utilizados para a polimerização das resinas das bases de próteses. Ao contrário das resinas termopolimerizáveis, estas não precisam de energia térmica para polimerizarem, e a sua ativação requer uma amina terciária para que a polimerização seja iniciada. É importante referir que não é um método tão eficiente e produz um material normalmente com menor peso molecular. Este aspeto leva a alterações nas propriedades de resistência do material e a um aumento da quantidade de monómero residual não polimerizado na resina. Como consequência há uma diminuição da resistência da resina acrílica e este monómero residual pode reagir com os tecidos comprometendo a biocompatibilidade da base da prótese. A estabilidade de cor difere também entre as resinas, sendo nas resinas quimicamente ativadas menos estável. Como vantagem estas resinas apresentam menor contração de polimerização do que as resinas termicamente ativadas.^(3,10)

2.2. Propriedades das resinas acrílicas

2.2.1. Porosidade de contração e porosidade gasosa

A porosidade de contração ocorre durante a etapa de processamento porque o monómero contrai aproximadamente 20%. A importância da proporção pó/líquido está no efeito direto sobre a quantidade de monómero residual formado pela massa polimérica final. Uma maior concentração do monómero pode interferir negativamente na resistência flexural pela formação de porosidades internas que concentram tensões quando essa resina é submetida a uma qualquer carga. Se existir porosidade localizada, pode ser devido à pouca mistura dos componentes da resina acrílica ou à compressão do molde antes de ter alcançado a fase plástica podendo levar a distorções na prótese.^(3,15)

Durante a etapa de polimerização ocorre em simultâneo uma reação exotérmica. Levando a um aumento da temperatura da resina acima de 100°C. Se isto acontecer antes do

processo de polimerização estar completo, ocorrerá a volatilização do monómero, o que constitui a causa da porosidade gasosa. Esta pode ser evitada com o aumento da temperatura de forma lenta e controlada.⁽³⁾

2.2.2. Tensões de processamento

Podem existir pequenos defeitos superficiais nas bases de próteses denominados de fissuras e que podem ser identificados pelo aspeto turvo na sua superfície. Estas são o resultado das tensões de processamento e podem aumentar conduzindo à formação de uma fenda. Com o passar do tempo e devido a cargas externas, esta fenda crescerá, levando à fratura da prótese.⁽³⁾

2.2.3. Absorção de água e solubilidade

A absorção de água é facilitada pela polaridade das moléculas existentes na resina acrílica, associada ao grupo carboxilo e é um fator que deve ser tido em consideração na adaptação da base da prótese. A água interage com as cadeias poliméricas do polimetilmetacrilato, levando ao rompimento das ligações entre cadeias, originando alterações significativas nas propriedades físicas e mecânicas das resinas, afetando a durabilidade das próteses. A água absorvida durante o uso da prótese atua como um plastificante e pode resultar em variações de volume, de modo a que a avaliação da absorção de água também tem relevância clínica. Além disso, o monómero residual e outros produtos secundários solúveis em água são libertados para a cavidade oral e podem causar irritação dos tecidos. Deste modo, é desejável que estes materiais tenham baixa solubilidade.^(2,5,10,13,16,17)

2.3. Vantagens e desvantagens do uso de resinas acrílicas termopolimerizáveis

As resinas termopolimerizáveis, apresentam como vantagens: fácil processamento e baixo custo, estética excelente, baixa densidade, possibilidade de reparação e rebasamento, estabilidade dimensional, ausência de corrosão e baixa solubilidade nos fluídos orais. Além do seu uso na confecção de próteses totais, o material também é usado numa grande variedade de aplicações, tais como: confecção de moldeiras personalizadas e coroas totais

ou provisórias; confecção de gengiva artificial; reparo de próteses; rebasamento e dentes artificiais.^(3,5)

Enumeram-se as desvantagens das resinas acrílicas: contração de polimerização, baixa resistência à tensão, impacto e fadiga, radiolucidez, baixa condutividade térmica e baixa flexibilidade (o que possibilita a ocorrência de fraturas). A baixa condutividade térmica do polimetilmetacrilato pode levar a lesões no paciente pela perda da percepção de estímulos como o frio e o quente.^(3,5,11,16,18,19)

2.4. Requisitos ideais de uma base de prótese de polimetilmetacrilato

Por serem utilizadas em Medicina Dentária as resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato devem apresentar as seguintes características: aspecto natural, alta resistência, rigidez e dureza, estabilidade dimensional, fácil manipulação, baixa densidade, reprodução exata dos detalhes superficiais, ausência de odor, gosto ou produtos tóxicos, resistência à absorção de fluidos orais, boa retenção com polímeros, porcelana e metais, resistência ao crescimento bacteriano, radiopacidade, fácil reparo e limpeza, preço acessível e boa vida útil.⁽³⁾

2.5. Resistência à fratura

De acordo com as especificações da *American Dental Association*, "não devem existir bolhas ou vácuos no material para base de prótese quando vista sem ampliação. Além disso, valores de porosidade superior a 11% têm sido associados a propriedades mecânicas reduzidas, aparência prejudicada e retenção de líquidos e microrganismos." A porosidade é uma característica não desejável para a base de prótese de resina acrílica pois pode enfraquecer a prótese, resultar em alta tensão interna e conseqüentemente uma maior vulnerabilidade à distorção e deformação. Segundo Noort (2010), cerca de 30% dos consertos em próteses realizados nos laboratórios envolvem fratura de linha média, demonstrando que esta é a fratura mais prevalente nas próteses superiores.^(3,13)

A possibilidade de fratura devido à baixa resistência à fadiga ocorre devido à acumulação de tensão nas zonas do material com microfissuras, cujo aparecimento se deve a forças, principalmente as forças mastigatórias. Já a fratura das próteses devido a impacto é o resultado de algum incidente traumático com a prótese, como a queda desta quando o

paciente a tira da boca para a sua higienização. Apesar de poder não apresentar necessariamente uma fratura instantânea, há a possibilidade de se ter formado uma fenda e que continuará a crescer até que a prótese fracture.^(3,5)

A falta de resistência das próteses de resina acrílica pode levar a fraturas em 10% das próteses durante três anos de uso.⁽³⁾

2.6. Reforço das resinas de polimetilmetacrilato

As resinas que possuem um agente à base de borracha são uma alternativa viável para os pacientes que fraturam constantemente as suas próteses. Esta resina para base de prótese resistente a alto impacto impede o crescimento de fendas e aumenta a resistência à fratura das próteses.^(3,5)

Uma alternativa para o reforço das próteses acrílicas é a incorporação de diferentes fibras para melhorar a resistência ao impacto e à flexão. Elas incluem fibras orgânicas e inorgânicas como fibras de carbono, fibras de polietileno de peso molecular ultra-alto, fibras de aramida e fibras de vidro. Estas últimas são as mais utilizadas devido às suas boas propriedades mecânicas, estéticas e biocompatibilidade.^(3,17,20)

Relativamente às partículas metálicas, ligas de cromo-cobalto, prata em pó, cobre e alumínio têm sido adicionadas ao polimetilmetacrilato, resultando no aumento da resistência à compressão, aumento da condutividade térmica e diminuição da contração de polimerização e absorção de água.^(15,17,21)

Apesar das alterações e melhoramento das características, nenhum destes materiais se mostrou ainda como um substituto eficiente das resinas acrílicas sem carga, até porque a incorporação destes materiais pode afetar algumas das propriedades do polimetilmetacrilato.⁽²²⁾

2.7. Efeitos da saliva nas resinas acrílicas

A saliva, a mastigação e a dieta podem ser responsáveis pela degradação das resinas acrílicas. A resina polimerizada quando imersa, absorve água devido às propriedades polares das moléculas de resina levando à difusão dos monómeros livres e outros produtos. As enzimas salivares degradam os polímeros levando à degradação do polimetilmetacrilato.^(7,8,16)

A saliva é um fluido fundamental para a preservação e manutenção da saúde oral. É uma secreção exócrina e é uma mistura complexa de fluidos que contém bactérias orais e restos de alimentos. O fluxo médio diário de saliva numa pessoa saudável varia entre 1 e 1,5 L e o seu pH pode variar entre 5,3 a 7,8.⁽²³⁾

Uma vez que a absorção de água tem influência na alteração das resinas, uma tentativa de simular o comportamento da resina no interior da cavidade oral é utilizando saliva artificial. O desempenho dos materiais colocados na cavidade oral deve ser avaliado usando saliva artificial de uma composição conhecida, porque a saliva natural varia muito. É importante notar que é impossível obter uma saliva artificial que reproduza exatamente as mesmas características da saliva humana, que é muito inconsistente e instável.^(16,24)

Esta instabilidade deve-se também ao facto do pH da saliva variar devido a inúmeros fatores e várias vezes ao longo do dia. Um dos motivos para a alteração do pH salivar de um valor considerado neutro para um valor mais baixo e por isso ácido é a ingestão de certos alimentos. A fermentação dos hidratos de carbono pelas bactérias presentes na cavidade oral levam a uma diminuição do pH. Outras condições que desencadeiam uma diminuição dos níveis de pH oral são doentes com bulimia em que o ácido do suco gástrico é eliminado através do vômito. Outra condição patológica que leva a uma diminuição do pH oral é a doença do refluxo gastroesofágico (DRGE), uma das doenças digestivas mais prevalentes da atualidade. Vários estudos referem que esta patologia leva a uma diminuição do pH salivar em comparação com indivíduos sem esta doença.⁽²⁵⁻²⁷⁾

Desempenhando a saliva um papel tão essencial na homeostasia oral, as alterações do fluxo salivar devem ser tidas em conta. A hipossalivação caracteriza-se por uma redução acentuada de fluxo salivar e geralmente associado à xerostomia. Pode ter diversas causas como a diabetes *mellitus* e síndrome de Sjögren no entanto o uso de fármacos é também um dos motivos para esta condição.⁽²⁸⁻³⁰⁾

As alterações no fluxo salivar afetam quer a composição como a função da saliva, comprometendo a sua capacidade tampão. É por isso esperado que pacientes com hipossalivação tenham diminuição desta capacidade e conseqüentemente uma diminuição dos níveis de pH oral.⁽²⁸⁻³⁰⁾

A acidez do meio oral pode levar a inúmeras conseqüências, tais como: uma maior suscetibilidade à cárie dentária, doença dos tecidos periodontais, disgeusia, halitose e um aumento da incidência de infeções orais sendo uma delas a estomatite protética em

pacientes portadores de próteses devido ao crescimento mais elevado de fungos nestes meios.⁽³¹⁾

Outra das consequências da diminuição do pH oral é o constante contacto das resinas acrílicas constituintes das próteses dentárias com este meio. Há estudos que afirmam que esta acidez pode levar a uma degradação da resina acrílica com diminuição da sua microdureza, uma maior libertação de monómero residual e como consequência uma diminuição da resistência à fratura. É de prever então que próteses dentárias sujeitas a valores de pH ácidos, estejam mais fragilizadas e por isso sejam mais propensas a fraturas.^(32,33)

3. Objetivo

O objetivo principal deste trabalho é contabilizar o valor da força necessária para fraturar três resinas acrílicas termopolimerizáveis ("RS Vertex[®]", "Triplex hot[®]" e Megacryl[®]") utilizadas em reabilitação oral fixa e removível.

Secundariamente será analisar se diferentes valores de pH oral (pH 7 e pH 4) influenciam na resistência das três resinas acrílicas termopolimerizáveis.

4. Materiais e métodos

4.1. Hipóteses de Trabalho

As hipóteses de trabalho têm como base as questões colocadas previamente:

- Existem diferenças na resistência à fratura de três marcas de resina acrílica termopolimerizáveis?
- O pH influencia na resistência das três resinas acrílicas termopolimerizáveis?

A existência de fraturas nas bases de próteses leva-nos a questionar qual a força necessária para estas quebrarem e se as diferenças do pH oral têm interferência na resistência das resinas acrílicas termopolimerizáveis.

Neste trabalho, são consideradas as seguintes hipóteses de trabalho:

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura entre as diferentes resinas acrílicas com o mesmo pH salivar.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura entre as diferentes resinas acrílicas com o mesmo pH salivar.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura entre as diferentes resinas acrílicas com pH salivares diferentes.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura entre as diferentes resinas acrílicas com pH salivares diferentes.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Triplex hot[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Triplex hot[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 7.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Triplex hot[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Triplex hot[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "RS Vertex[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₀- Não existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₁- Existem diferenças na resistência à fratura da resina acrílica entre as marcas "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]" quando submetidas a saliva artificial com pH 4.

HT₀- O pH oral não influencia a resistência à fratura da resina acrílica da marca "RS Vertex[®]".

HT₁- O pH oral influencia a resistência à fratura das resinas acrílica da marca "RS Vertex[®]".

HT₀- O pH oral não influencia a resistência à fratura da resina acrílica da marca "Triplex hot[®]".

HT₁- O pH oral influencia a resistência à fratura das resinas acrílica da marca "Triplex hot[®]".

HT₀- O pH oral não influencia a resistência à fratura da resina acrílica da marca "Megacryl[®]".

HT₁- O pH oral influencia a resistência à fratura das resinas acrílica da marca "Megacryl[®]".

4.2. Caracterização da amostra

4.2.1. Material

Neste estudo foram utilizadas placas de resinas acrílicas ("RS vertex[®]", "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]"), saliva artificial (composta por sorbitol, cloreto, fosfato, sódio, cálcio, magnésio e água), a máquina de teste Dental CS[®] e a estufa Memmert[®].

4.2.2. Amostra

A amostra consiste em três marcas de resinas acrílicas termopolimerizáveis diferentes com os nomes comerciais "RS vertex[®]", "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]". Foram elaboradas 10 bases de prótese de cada marca com as dimensões 60x45mm e altura 2mm (**Figura 2**, **Figura 3**, **Figura 4**), através de um modelo pré-fabricado (**Figura 1**) e estas foram submetidas a diferentes condições de pH (pH 7 e pH 4) através do uso de saliva artificial durante 1 mês numa estufa a 37°C. (**Figura 5a e 5b**). Foram utilizados 650mL de saliva artificial com pH4 e 650mL de saliva artificial com pH7 em cada gobelé de modo a que todas as placas estivessem completamente submersas na saliva (**Figura 6**). Após esta exposição foi testada a resistência das resinas acrílicas por meio de utilização da Máquina de teste Dental CS[®] (**Figura 7**) utilizada em testes de fadiga. Foi definido um ponto no centro do palato da base de resina acrílica e houve deslocação do "pico", de forma a aproximar-se cada vez mais do ponto marcado até haver fratura do acrílico (**Figura 8 e Figura 9**). A força de fratura é dada pela resistência do acrílico e detetada pela célula de carga (**Figura 10**). Estes valores são transferidos diretamente para uma folha de cálculo do *Microsoft Office Excel* em que é possível observar qual a força necessária para quebrar as bases de resina acrílica.



Figura 1. Modelo pré-fabricado



Figura 2. Bases de prótese "RS vertex[®]".
Marcadas com "V" em posterior do 1º quadrante



Figura 3. Bases de prótese "Triplex hot[®]".
Marcadas com "T" em posterior do 2º quadrante



Figura 4. Bases de prótese "Megacryl[®]". Sem marcação



Figura 5. Estufa Memmert® (a) à temperatura de 37°C (b)



Figura 6. Bases de próteses submetidas aos dois diferentes valores de pH (4 e 7)



Figura 7. Máquina de teste Dental CS®



Figura 8. Base de prótese colocada para efetuar os testes de resistência ao impacto. Ponto marcado no centro do palato

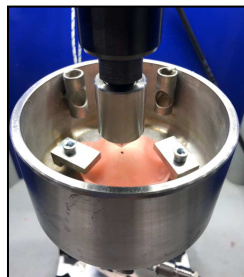


Figura 9. Deslocação do pico em direção à base de prótese



Figura 10. Fratura da base de prótese

A pesquisa bibliográfica foi realizada através do auxílio de 2 livros e da recolha de artigos nas bases de dados *PubMed*, *Ebsco*, *ResearchGate* e *Google académico* obtendo-se um total de pesquisa de 1789 artigos, dos quais se selecionaram 33 artigos.

Os critérios de inclusão são: artigos escritos em inglês, português e espanhol; artigos com texto completo; artigos nos quais se verificasse a presença das palavras-chave ou alguma associação entre as mesmas; artigos com resumos considerados relevantes para o desenvolvimento deste trabalho; artigos presentes na bibliografia de artigos resultantes da pesquisa inicial e que suscitasse algum interesse para o desenvolvimento deste trabalho; artigos contendo as palavras-chave "Prótese removível", "Resinas acrílicas", "Resistência ao impacto", "Fratura", "Termopolimerizáveis", "Polimetilmetacrilato", "Saliva artificial" e "pH salivar"

Os critérios de exclusão são: artigos que não cumpriram os critérios de inclusão; artigos

que, após análise detalhada, não mostraram relevância para o desenvolvimento deste trabalho; artigos que não incluíssem as palavras chave; artigos não gratuitos.

4.2.3. Análise Estatística

A análise de dados foi realizada em ambiente SPSS, versão 22 (IBM Corporation, 2013).

Na descrição das variáveis quantitativas foram utilizadas médias (M) e desvios padrão (DP).

A avaliação da normalidade das distribuições da variável força, separadas pelas marcas de resina e pH foi realizada com o teste Shapiro-Wilk, tendo sido obtidos resultados que confirmam esse pressuposto em todos os casos ($p > 0,05$).

A comparação da força média aplicada até à fratura nas três marcas de resina acrílica separada por tipo de pH foi realizada com testes ANOVA a 1, fator complementados com testes de múltiplas comparações Tukey.

A comparação da força média aplicada até à fratura nas três marcas de resina e pH foi realizada com testes ANOVA a 2 fatores, complementados com testes de múltiplas comparações Tukey e cálculo do tamanho do efeito com o η^2 (η^2), cujos pontos de corte seguiram as recomendações de Cohen (1988): 0,01 (baixo), 0,06 (médio) e 0,14 (elevado).

Foram considerados resultados significativos para $p < 0,05$ e marginalmente significativos para $p < 0,10$.

4.2.4. Análise qualitativa das placas em acrílico

Analisando as placas de acrílico após realização dos testes de resistência à fratura observou-se que:

- Bases de prótese "RS Vertex®" submetidas a pH 7, após fratura – 5 bases fraturadas, 2 bases com fratura total sem perda de fragmento próximo da linha média e 3 bases com fratura parcial na linha média com perda de fragmento (Figura 11).
- Bases de prótese "RS Vertex®" submetidas a pH 4, após fratura – 5 bases fraturadas, 3 bases com fratura total sem perda de fragmento muito próximo da linha média e 2 bases com fratura total com perda de fragmento, uma com fratura oblíqua e outra com fratura junto da linha média (Figura 12).

- Bases de prótese "Triplex hot[®]" submetidas a pH 7, após fratura – 5 bases fraturadas, 1 base com fratura total sem perda de fragmento muito próximo da linha média, 1 base com fratura total com perda de fragmento junto à linha média e 3 bases com fratura parcial na linha média com perda de fragmento. (Figura 13).
- Bases de prótese "Triplex hot[®]" submetidas a pH 4, após fratura – 5 bases fraturadas, 2 bases com fratura total com perda de fragmento junto à linha média e 3 bases com fratura parcial na linha média com perda de fragmento (Figura 14).
- Bases de prótese "Megacryl[®]" submetidas a pH 7, após fratura – 5 bases fraturadas, 3 bases com fratura total com perda de fragmento junto à linha média e 2 bases com fratura parcial na linha média com perda de fragmento (Figura 15).
- Bases de prótese "Megacryl[®]" submetidas a pH 4, após fratura – 5 bases fraturadas, 4 bases com fratura total sem perda de fragmento muito próximo da linha média e 1 base com fratura parcial na linha média com perda de fragmento (Figura 16).

A marca "Megacryl[®]" submetida a pH 7 e "Triplex hot[®]" submetida a pH 4 foram as que apresentaram maior perda de fragmento durante a sua fratura (Figura 15 e Figura 14).

A marca "RS Vertex[®]" foi aquela que tanto em pH 7 como em pH 4 apresentou menor número de perda de fragmentos (5 placas sem perda no total) (Figura 11 e Figura 12).

Mais de metade das placas de acrílico (17 das 30 placas) fraturaram totalmente muito próximo da zona da linha média independentemente de perda ou não de fragmentos.

Destaca-se ainda que nenhuma das placas testadas apresentava porosidades.



Figura 11. Bases de prótese "RS Vertex[®]" submetidas a pH 7, após fratura



Figura 12. Bases de prótese "RS Vertex[®]" submetidas a pH 4, após fratura

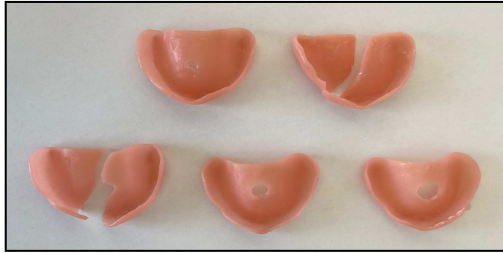


Figura 13. Bases de prótese "Triplex hot®" submetidas a pH 7, após fratura



Figura 14. Bases de prótese "Triplex hot®" submetidas a pH 4, após fratura



Figura 15. Bases de prótese "Megacryl®" submetidas a pH 7, após fratura



Figura 16. Bases de prótese "Megacryl®" submetidas a pH 4, após fratura

5. Resultados

5.1. Força média aplicada até fratura

A marca "Megacryl®" é aquela que apresenta uma força de fratura maior tanto em pH 7 (52,23 Kgf), como em pH 4 (33,29Kgf). De seguida a marca "RS Vertex®" com valores de força de 40,06 Kgf em pH 7 e de 27,94 Kgf em pH 4. Por último, apresenta-se a marca "Triplex hot®" com uma força de fratura menor tanto em pH 7 (23,87Kgf) como em pH 4 (26,15 Kgf) (**Tabela 1**)

| Marca | pH=4 (n=15) | pH=7 (n=15) |
|--------------------|---------------|---------------|
| Megacryl (n=10) | 33,29 (10,89) | 52,23 (12,44) |
| Triplex hot (n=10) | 26,15 (3,35) | 23,87 (7,91) |
| RS Vertex (n=10) | 27,94 (5,04) | 40,06 (4,34) |

Resultados apresentados no formato $M(DP)$

Tabela 1. Força média (Kgf) aplicada até fratura nas três marcas de resina acrílica por pH

5.2. Tempo decorrido até à fratura

Observa-se que, em média, no pH 7 decorre mais tempo até ocorrer a fratura, principalmente nas marcas "Triplex hot®" e "RS Vertex®", uma vez que na marca "Megacryl®" o tempo decorrido até fratura foi muito próximo entre os dois pH (**Gráfico 1**).

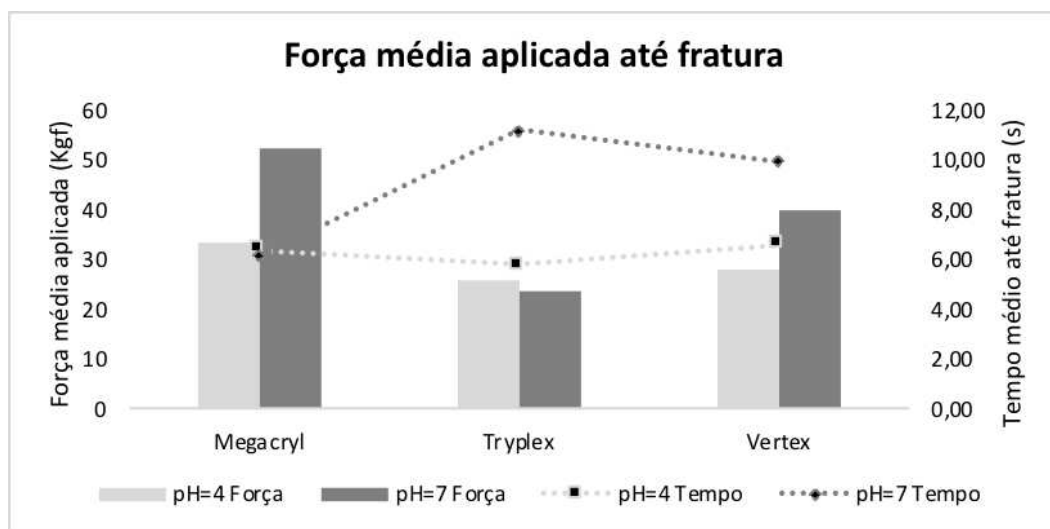


Gráfico 1. Tempo e força média aplicada até fratura nas três marcas de resina acrílica por pH

5.3. Comparação da força média aplicada até fratura nas três marcas de resina acrílica separadas por tipo de pH salivar utilizado

Em ambiente de pH 4, não foram detetados resultados estatisticamente significativos para as diferenças entre as três marcas consideradas, $F_{(2,12)}=1,33$ ($p=,301$).

Em ambiente de pH 7, foram encontradas diferenças significativas globais, $F_{(2,12)}=12,86$ ($p<,001$) entre as marcas. Particularmente entre a marca "Triplex hot[®]" e "Megacryl[®]" ($p<,001$) e entre "Triplex hot[®]" e "RS Vertex[®]" ($p=,034$) (Tabela 2).

| <i>Testes Tukey</i> | | | | | |
|---------------------|--------------------|----------------|------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------|
| <i>pH</i> | <i>Teste F</i> | <i>p-valor</i> | <i>Megacryl vs Triplex hot</i> | <i>Megacryl vs RS Vertex</i> | <i>RS Vertex vs Triplex hot</i> |
| pH=4 | $F_{(2,12)}=1,33$ | $p=,301$ | $p=,296$ | $p=,489$ | $p=,919$ |
| pH=7 | $F_{(2,12)}=12,86$ | $p<,001^{***}$ | $p<,001^{***}$ | $p=,117$ | $p=,034^*$ |

* $p<,05$; ** $p<,01$; *** $p<,001$

Tabela 2. Teste ANOVA a 1 fator para a comparação das três marcas de resina acrílica separadas por pH

5.4. Comparação da força média aplicada até fratura, considerando a interação entre a marca e o pH

Nas Tabela 3, Tabela 4 e Tabela 5 são apresentados os resultados relativos à utilização do teste ANOVA a 2 fatores na comparação força média aplicada até fratura, considerando a interação entre a marca e o pH.

Os resultados globais (Tabela 3) mostram que a força média aplicada até fratura varia consoante a marca, $F_{(2,24)}=12,07$ ($p<,001$), o pH, $F_{(1,24)}=10,58$ ($p=,003$) e a interação marca x pH, $F_{(2,24)}=4,50$ ($p=,022$).

| <i>Marca</i> | <i>Teste F</i> | <i>p-valor</i> | <i>Tamanho do efeito (η^2)</i> |
|--------------|--------------------|----------------|--|
| Marca | $F_{(2,24)}=12,07$ | $p<,001^{***}$ | $\eta^2=0,50$ |
| pH | $F_{(1,24)}=10,58$ | $p=,003^{**}$ | $\eta^2=0,31$ |
| Marca x pH | $F_{(2,24)}=4,50$ | $p=,022^*$ | $\eta^2=0,27$ |

* $p<,05$; ** $p<,01$; *** $p<,001$

Tabela 3. Testes globais para o efeito da marca, pH e interação Marca x pH

A **Tabela 4**, mostra que, independentemente do pH foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a marca "Megacryl®" e a marca "Triplex hot®" ($p < ,001$) e marginalmente significativas entre esta última e a marca "RS Vertex®" ($p = ,051$). Foram também observadas diferenças marginalmente significativas entre a marca "Megacryl®" e a marca "RS Vertex®" ($p = ,058$).

| <i>Marca</i> | <i>Megacryl</i> | <i>Triplex hot</i> | <i>RS Vertex</i> |
|--------------|--------------------|--------------------|------------------|
| Megacryl | - | | |
| Triplex hot | $p < ,001^*$ | - | |
| RS Vertex | $p = ,058^\dagger$ | $p = ,051^\dagger$ | - |

*** $p < ,001$; $^\dagger p < ,10$

Tabela 4. Comparações globais múltiplas Tukey entre as marcas

As comparações múltiplas de Tukey também permitiram detetar diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de pH, independentemente da marca ($p = ,003$) (**Tabela 5**).

| <i>Comparação</i> | <i>p-valor</i> |
|-------------------|-----------------|
| pH=4 vs pH=7 | $p = ,003^{**}$ |

** $p < ,01$

Tabela 5. Comparações globais múltiplas Tukey entre os pH

6. Discussão

O edentulismo é uma situação frequente devido ao aumento da esperança média de vida das populações. Deste modo, é necessário que existam meios na Medicina Dentária que contrariem esta condição de modo a melhorar a qualidade de vida dos pacientes. A reabilitação oral tem como principais objetivos devolver a função e estética que foram perdidas como resultado da perda de órgãos dentários.^(1,2)

As resinas acrílicas são atualmente, uma das classes de materiais mais utilizada na reabilitação oral dentro da Medicina Dentária no âmbito da prótese fixa e removível e também das mais aceites pelos pacientes. Desde a sua introdução que o polimetilmetacrilato (PMMA) é o material de eleição para componente de base das próteses devido às suas características como a resistência, durabilidade, estabilidade dimensional e biocompatibilidade.⁽³⁴⁾

O estudo de materiais dentários implica a observação das suas características e consequentemente se estes beneficiam ou não os pacientes. Especificamente para a resina acrílica, um dos aspetos mais importantes é a sua resistência à fratura quando utilizada para próteses dentárias. Deste modo, este estudo avaliou qual das três marcas de resina acrílica necessita de um valor maior de força para fraturar e consequentemente seja mais resistente. Sabe-se que as próteses ocasionalmente sofrem falhas, como fraturas na linha média em próteses totais, descolamento de dentes e outros tipos de falhas em próteses totais ou parciais. Em pesquisas realizadas sobre as causas de consertos envolvendo próteses totais e parciais, sabe-se que 30% de todos os consertos estavam associados a fraturas na linha média. As próteses acrílicas podem ainda fraturar devido à fadiga ou ao choque causado pela mastigação, dificultando o reparo da resina acrílica. A mastigação é uma força repetitiva que resulta em fissuras generalizadas que enfraquecem a base da prótese, resultando por fim em fratura. Esses tipos de fraturas costumam ser causadas pelos pacientes que acidentalmente deixam cair a prótese aquando da sua higiene oral diária.^(3,34,35)

Foi então, neste estudo, marcado um ponto na zona central nas bases de próteses, de modo a simular este tipo de fraturas que ocorrem frequentemente na linha média, como referido anteriormente.

Após a obtenção dos valores de força média até fratura, aquilo que se verificou foi que de uma forma geral a marca de resina acrílica "Megacryl[®]" é aquela que necessitou de maior força para fraturar tanto em pH 7 (52,23Kgf) como em pH 4 (33,29 Kgf), mostrando ser a mais resistente. De seguida apresenta-se a marca "RS Vertex[®]" com valores de fratura de 40,06 Kgf em pH 7 e 27,94Kgf em pH 4. Por fim, a resina acrílica da marca "Triplex hot[®]" é aquela que necessita de um valor menor de força para fraturar em pH 7 (23,87 Kgf) e pH 4 (26,15 Kgf) e sendo desta forma a menos resistente.

Comparando as três marcas separadas por valor de pH verificou-se que em pH 7 existem diferenças globais particularmente entre as marcas "Triplex hot[®]" e as duas concorrentes ("Megacryl[®]" e "RS Vertex[®]"). Em pH 4 os valores de força média até à fratura foram todos semelhantes na interação entre as três marcas.

Outro dos objetivos deste trabalho era perceber se o pH oral influenciava ou não a resistência à fratura das resinas acrílicas.

Quando há comparação dos valores de pH, concluiu-se que com o ambiente de pH=7 é necessária a aplicação de uma força média mais elevada até à fratura. Por fim, confirma-se que a interação entre a marca e o pH existe, com uma resistência mais elevada das marcas "Megacryl[®]" e "RS Vertex[®]" em ambiente de pH=7 e idêntica para a marca "Triplex hot[®]", onde os resultados em meios de pH=4 e pH=7 foram muito próximos.

Isto pode ser explicado devido à acidez do meio que as bases de resina acrílica foram colocadas (pH=4). Esta acidez pode ter levado à diminuição da resistência à fratura como é comprovado pelos resultados das marcas "Megacryl[®]" e "RS Vertex[®]". Este facto é também verificado com o artigo de Nicodemo, C. *et al.* onde se verifica que o pH reduz a resistência da resina acrílica, independentemente da técnica de processamento. O referido estudo demonstrou redução na microdureza após o armazenamento das amostras em soluções de heptano e etanol com diferentes concentrações, a fim de simular a dieta humana. Também outro estudo de Tuna, E. *et al.* demonstrou que as condições ácidas da saliva levam à maior libertação de monómero residual que as condições neutras da saliva, diminuindo a resistência da resina acrílica.^(32,33)

Estes resultados podem simular aquilo que ocorre diariamente com as próteses acrílicas dos pacientes pois há inúmeros motivos para a diminuição do pH oral tais como os açúcares consumidos na dieta e que através deles as bactérias presentes na cavidade oral produzem ácido, diminuindo desta forma o pH oral.^(25,30)

Outras causas podem ser doentes com refluxo gastroesofágico em que há movimento espontâneo do conteúdo gástrico do estômago para o esôfago e conseqüentemente redução do pH salivar. Também está descrito que pacientes com xerostomia e hipossalivação induzidas por doenças e/ou fármacos são mais propensos a um pH oral mais ácido pois como a saliva tem capacidade tampão e esta está em quantidades reduzidas, o seu efeito diminui. Há um aumento do número de microorganismos presentes na cavidade oral e como conseqüência o meio tem tendência a ficar mais ácido.⁽²⁷⁻²⁹⁾

Relativamente ao tempo em segundos até à fratura da resina acrílica, quando estas são submetidas a um pH4 aquilo que se conclui é que é necessário menos tempo para haver fratura nas marcas "Triplex hot®" e "RS Vertex®". Na marca "Megacryl®" o tempo até fratura é igual nos dois valores de pH. Resultados que podem ser explicados pelos motivos referidos anteriormente devido à diminuição da resistência da resina acrílica em condições de pH ácidas e por isso a existência de fraturas mais rapidamente.

Outro aspeto observado foi que a resina acrílica da marca "Megacryl®" apesar de ser a mais resistente e por isso a que precisa de uma maior força para fraturar, quando fratura fragmenta completamente. Já as outras duas marcas de resina acrílica, fraturam de uma forma mais homogénea e linear.

7. Conclusão

Com base nos resultados obtidos e de acordo com a metodologia descrita no presente estudo, é possível tirar-se as seguintes conclusões:

Existem diferenças na resistência à fratura nas três marcas de resina acrílica termopolimerizáveis analisadas. A marca "Megacryl®" é a mais resistente, seguida da marca "RS Vertex®" e por fim a marca "Triplex hot®" a menos resistente à fratura.

O pH influencia na resistência das resinas acrílicas da marca "Megacryl®" e "RS Vertex®", diminuindo desta forma a resistência à fratura destas. Na marca "Triplex hot®" não se verificou a influência do pH na resistência à fratura.

A existência de fraturas nas bases de próteses leva-nos a questionar qual a força necessária para estas fraturarem diferindo de marca para marca. No caso da marca "Megacryl®" a força necessária à fratura em pH7 é de 52,23Kgf e em pH4 é 33,29 Kgf. Relativamente à marca "RS Vertex®" os valores de fratura diminuem sendo 40,06 Kgf em pH 7 e 27,94Kgf em pH 4. A marca "Triplex hot®" é aquela que necessita de um menor valor de força para fraturar tanto em pH 7 (23,87 Kgf) como em pH 4 (26,15 Kgf).

1. Bibliografia

1. Gupta A, Tewari RK. Evaluation and comparison of transverse and impact strength of different high strength denture base resins. *Indian J Dent Res* 2016;27(1):61-65.
2. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *J Prosthodont Res* 2017;62(1):44-49.
3. Van Noort R. Introdução aos materiais dentários. 3ª ed. Elsevier; 2010.
4. Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *Journal of Dentistry*. 2007;35:930–3.
5. Camacho D, Svidzinski T, Furlaneto M, Lopes M, Corrêa G. Acrylic resins for dental use based polymethylmethacrylate. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*. 2014;6:63–72.
6. Jacob J, Shivaputrappa G, Ila S. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;86(4):4–7.
7. Bettencourt AF, Neves CB, Almeida MS, Pinheiro LM, Arantes S, Lopes LP, *et al*. Biodegradation of acrylic based resins : A review. *Dental Materials*. 2010;6:171–80.
8. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res*. 2012.
9. Altintas SH, Yondem I, Tak O. Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. *Clin Oral Invest*. 2008;12:283–6.
10. Anusavice, KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips Materiais Dentários*. 12ª ed. Elsevier; 2013.
11. Neisser MP, Olivieri KA. Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais. *PGR-Pós-Grad Ver*. 2001;4(2):35–42.
12. Baffle M, Graser GN. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;66(2):269–74.
13. Figuerôa R, Conterno B, Arrais C, Sugio C, Urban VM, Neppelenbroek KH. Porosity , water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave. *J Appl Oral Sci*. 2018;26: 1–7.
14. Levin B, Reitz V, Ed M, Sanders J. The use of microwave energy for processing acrylic

- resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61:381–3.
15. Andrade J, Lima L, Farias A, Ribeiro A, *et al*. Análise da resistência flexural de resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas em placas oclusais. *RFO, Passo Fundo*. 2014;19(1):94–100.
 16. Maekawa MY, Uemura ES, *et al*. Estudo do efeito da saliva artificial na resistência flexural de resinas acrílicas para base de próteses. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*. 2006;18(2):161–6.
 17. Vojvodić D, Matejiček F, *et al*. Flexural Strength of E - glass Fiber Reinforced Dental Polymer and Dental High Impact Strength Resin. 2008;50(4):221–30.
 18. Nair C, Rao B, Sajjan MC, *et al*. Manipulation of heatcure acrylic resin. *Indian Dentist Research and Review*. 2018; 1-6.
 19. Lee H, Lee J, Yang T, Kim Y, Kim S, Kim G, *et al*. Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. *Dental Materials Journal*. 2018; 1-7.
 20. Dhole RI, Srivatsa G, Shetty R, Huddar D, Sankeshwari B, Chopade S. Reinforcement of Aluminum Oxide Filler on the Flexural Strength of Different Types of Denture Base Resins : An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017;11(4):101–4.
 21. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(5):474–497
 22. Ranganath LM, Shet R, Abraham S, AG R. The Effect of Fiber Reinforcement on the Dimensional Changes of Poly Methyl Methacrylate Resin after Processing and after Immersion in Water : An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2011;12(4):305–17.
 23. Humphrey S, Williamson RT. Uma revisão de saliva: Normal composição, fluxo e função. *Jornal da prótese dentária*. 2001;85(2):162–9.
 24. Queiroz GM, Silva L, Ferreira J, Gomes J, Sathler L. Electrochemical behavior and pH stability of artificial salivas for corrosion tests. *Braz Oral Res*. 2007;21(3):209–15.
 25. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The Role of Diet in the Aetiology of Dental Erosion. *Caries Res*. 2004;38(1):34–44.

26. Popoff D, Santa-Rosa T, Paula A, *et al.* Bulimia: manifestações bucais e atenção odontológica. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2010;58(3):381–5.
27. Eckley CA, Costa HO. Estudo comparativo do pH e do volume salivar em indivíduos com laringofaringite crônica por doença do refluxo gastroesofágica antes e após o tratamento. Revista Brasileira de Otorrinolaringologista. 2006;72(1):55–60.
28. Silva I, Raiza A, Chagas A, Junior A, *et al.* Hipossalivação. Etiologia, diagnóstico e tratamento. Revista Bahiana de Odontologia. 2016;7(2):140-146.
29. Medeiros RS, Albuquerque AC, Leite AB, Lima A, Barros K, Silva DF. Possíveis causas da hipossalivação em pacientes usuários de prótese dental removível. Revista Saúde e Ciência. 2015;4(3):70–83.
30. Assaf C, Valdivia A, Soares P, *et al.* Erosão dental: diagnóstico e opções de tratamento. Revista de Odontologia da UNESP. 2008;37(3):235–42.
31. Figueiral MH, Azul AM, Fonseca P, Pinto E, Branco FM. Influência da Saliva na Estomatite Protética. Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial. 2006;47(4):197–202.
32. Tuna EB, Rohlig BG, Sancakli E, Evlioglu G, Gencay K. Influence of Acrylic Resin Polymerization Methods on Residual Monomer Release. The Journal of Contemporary Dental Practice. 2013;14(2):259–64.
33. Nicodemo C, Rezende C, Moretti-Neto R, Rubo J. Micro-hardness of acrylic resin utilized for provisional crowns: Effect of different polymerization techniques and pH-Cycling. Brazilian Dental Science. 2013;16(2):44-50.
34. Agha H, Flinton R, Vaidyanathan T. Optimization of Fracture Resistance and Stiffness of Heat-Polymerized High Impact Acrylic Resin with Localized E-Glass FiBER FORCE Reinforcement at Different Stress Points. Journal of Prosthodontics. 2016;1–9.
35. Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. The Effect of Silica and Prepolymer Nanoparticles on the Mechanical Properties of Denture Base Acrylic Resin. Journal of Prosthodontics. 2016;1–8.

CAPÍTULO II – RELATÓRIO DAS ATIVIDADES DE ESTÁGIO

1. Introdução

Os estágios realizados ao longo do ano letivo permitem ao aluno aplicar os conhecimentos teórico-práticos adquiridos ao longo dos 5 anos letivos, de modo a preparar o aluno para a realidade da prática clínica dentária, facultando capacidades essenciais para o exercício da profissão. É, nesta fase, que o aluno se depara com variados desafios e se vê confrontado em ter de solucionar todas as situações de modo responsável e autónomo. Todos os atos clínicos são supervisionados por médicos-dentistas garantindo, deste modo, que todos os procedimentos são realizados com rigor. Posto isto, os estágios dividem-se em Estágio em Clínica Geral Dentária (ECGD), Estágio em Clínica Hospitalar (ECH) e Estágio em Saúde Oral e Comunitária (ESOC).

2. Relatório das atividades por estágio**2.1. Estágio em Clínica Geral Dentária**

O Estágio em Clínica Geral Dentária foi realizado na Clínica Universitária Filinto Baptista, no Instituto Universitário de Ciências da Saúde, em Gandra - Paredes, às quartas-feiras das 19 horas às 24 horas, durante o período de 10 de Setembro de 2018 até 14 de Junho 2019. O estágio foi supervisionado pelos Mestres Luís Santos e João Baptista. No decorrer deste estágio foram realizados os atos clínicos descritos na seguinte tabela:

| ATO CLÍNICO | NÚMERO DE ATOS (OPERADOR) | NÚMERO DE ATOS (ASSISTENTE) | NÚMERO TOTAL DE ATOS CLÍNICOS |
|-----------------|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| Exodontia | 3 | 5 | 8 |
| Dentisteria | 5 | 5 | 10 |
| Destartarização | 4 | 5 | 9 |
| Endodontia | 2 | 0 | 2 |
| Outros | 2 | 2 | 4 |
| Total | 16 | 17 | 33 |

Tabela 2. Atos clínicos realizados no estágio em Clínica Geral Dentária.

2.2. Estágio Hospitalar

O Estágio Hospitalar foi realizado no serviço de Medicina Dentária do Hospital de Penafiel - Centro Hospitalar do Tâmega e Sousa, às segundas-feiras das 9 horas às 12 horas e 30 minutos, tendo a duração de 3h e meia por semana. O estágio decorreu no período compreendido entre 10 de setembro de 2018 e 14 de junho de 2019 e era supervisionado pela Mestre Maria Paula Malheiro Ferreira. Seguem-se abaixo os atos clínicos realizados durante este período:

| ATO CLÍNICO | NÚMERO DE ATOS (OPERADOR) | NÚMERO DE ATOS (ASSISTENTE) | NÚMERO TOTAL DE ATOS CLÍNICOS |
|------------------------|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| Exodontia | 28 | 28 | 56 |
| Dentisteria | 16 | 21 | 37 |
| Destartarização | 6 | 3 | 9 |
| Endodontia | 7 | 6 | 13 |
| Outros | 4 | 5 | 9 |
| Total | 61 | 63 | 124 |

Tabela 3. Atos clínicos realizados no Estágio Hospitalar.

2.3. Estágio em Saúde Oral Comunitária

O estágio realizado em Saúde Oral e Comunitária, coordenado pelo Professor Doutor Paulo Rompante, decorreu durante o período de 10 de setembro de 2018 até 14 de junho de 2019. O estágio era realizado às quartas-feiras entre as 9 horas e as 12 horas e 30 minutos. Realizou-se, numa fase inicial, nas instalações da faculdade, passando posteriormente a ser realizado no Estabelecimento Prisional de Paços de Ferreira e Hospital de Santo Tirso. Primeiramente foram realizados Projetos de Intervenção Comunitária na área da saúde oral aplicados ao Estabelecimento Prisional de Paços de Ferreira, Hospital da Misericórdia e um projeto aplicado em ambiente de rua. Foi também proposto ao aluno abordar as seguintes temáticas: "Patologias sistémicas com repercussões na cavidade oral. Conhecer e saber como proceder", "Patologia benigna dos tecidos moles em Odontopediatria. Diagnóstico e terapêutica em ambulatório" e

"Patologia oral maligna em Odontopediatria. Diagnóstico e o que saber para fazer terapêutica em ambulatório".

Posteriormente tivemos a oportunidade de vivenciar o meio prisional e hospitalar, realizando estágio nestas duas áreas: Estabelecimento Prisional de Paços de Ferreira e Hospital de Santo Tirso. O estágio foi supervisionado pela Mestre Ana Catarina Barbosa e pelo Mestre José Pedro Carvalho, respetivamente. Os atos clínicos realizados durante o Estágio em Saúde Oral Comunitária estão descritos na tabela seguinte:

| ATO CLÍNICO | NÚMERO DE ATOS (OPERADOR) | NÚMERO DE ATOS (ASSISTENTE) | NÚMERO TOTAL DE ATOS CLÍNICOS |
|-----------------|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| Exodontia | 4 | 8 | 12 |
| Dentisteria | 3 | 1 | 4 |
| Destartarização | 1 | 4 | 5 |
| Endodontia | 1 | 4 | 5 |
| Outros | 0 | 2 | 2 |
| Total | 9 | 19 | 28 |

Tabela 4. Atos clínicos realizados no Estágio em Saúde Oral Comunitária.

3. Conclusão

Os estágios realizados permitiram-me colocar em prática conhecimentos teóricos e práticos obtidos ao longo deste percurso de 5 anos. Foi um desafio constante, na medida em que exigiu de mim espírito crítico, conhecimento clínico e capacidade de autonomia e decisão. A vivência com diversas classes sociais, em meios bastante diferentes, e o contacto com variadíssimas situações clínicas, preparou-me para o futuro que se avizinha como melhor profissional e ser humano.