



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* DA CAPACIDADE DE
FLEXÃO DE RESINAS ACRÍLICAS USADAS EM PRÓTESE
REMOVÍVEL**

Trabalho submetido por
Marta Leonor Chagas Marques Alves Costa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* DA CAPACIDADE DE
FLEXÃO DE RESINAS ACRÍLICAS USADAS EM PRÓTESE
REMOVÍVEL**

Trabalho submetido por
Marta Leonor Chagas Marques Alves Costa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Sérgio Félix

e coorientado por
Professora Doutora Sofia Arantes e Oliveira/Mestre Joana Carvalho

setembro de 2021

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor Sérgio Félix, meu orientador, por todo o apoio, disponibilidade e empenho que sempre demonstrou. Aqui lhe exprimo a minha gratidão. À Prof. Doutora Sofia Arantes e Oliveira, coorientadora, pela orientação prestada, por ter aceite ingressar neste projeto, obrigada por todo o conhecimento que me transmitiu e todo o rigor que exigiu. À mestre Joana Carvalho, minha coorientadora, pelas palavras de apoio, pela constante e incansável ajuda, pela confiança que depositou em mim e por toda a disponibilidade que sempre demonstrou. Ao Instituto Universitário Egas Moniz e a todos os seus colaboradores por me terem acolhido tão bem nestes 5 anos. À minha mãe, serei sempre a tua pata patolas. Obrigada por acreditares em mim desde o primeiro dia, por me apoiares incondicionalmente em todas as minhas decisões e por chorares comigo quando as minhas forças pareciam cessar. Obrigada por seres a melhor mãe do mundo, por me ouvires, por não desistires de mim e por me ajudares a superar todas as minhas dificuldades. Obrigada por me compreenderes e seres um exemplo para mim. Ao meu pai, serei sempre a tua menina. Obrigada por todas as viagens até Lisboa, quando a minha cabeça não conseguia, obrigada por todos ensinamentos, obrigada por seres o melhor pai do mundo, obrigada por teres feito tudo para que este dia chegasse. Palavras não chegam para te agradecer. Ao amor da minha vida, por todo o amor, cumplicidade e amizade, por me ter limpo as lágrimas e por me acompanhar ao hospital sempre que a minha cabeça não correspondia. Obrigada por seres o melhor do mundo, sem ti estes 5 anos não teriam sido a mesma coisa. Obrigada pelos momentos incríveis que partilhámos e por estares sempre presente na minha vida, e que seja sempre assim. À minha irmã e ao meu irmão, Pipa e João, por serem um exemplo de força e perseverança, pela constante alegria e boa disposição, e por caminharmos sempre juntos. À pepsiquinhas, ao Thorito e ao Alexinho, por serem o meu porto de abrigo quando chego a casa. Obrigada por todo o carinho que me transmitem. Aos meus avós, por acreditarem em mim e por me terem acolhido tão bem desde o primeiro dia. À minha melhor amiga, Inês, por ter a sorte de ter alguém como ela na minha vida, por nunca duvidar de mim e por me apoiar em todas as decisões. À Sara, por ter dividido casa comigo e por ter sido a melhor parceira de box. Sem ti era possível, mas não teria sido a mesma coisa. À Constança, por ser a melhor pessoa que a Egas me deu, obrigada por toda a ajuda, companheirismo e diversão. És sem dúvida uma amiga para a vida. À Maria, à Sónia, à Ana Sofia e à Sofia Almeida por todo o amor e carinho, por todas as aventuras e pela amizade que levo para a vida.

RESUMO

Introdução: As resinas acrílicas, utilizadas em bases protéticas, estão aquém de possuir as propriedades mecânicas ideais, sendo a fratura destas uma das principais complicações das próteses acrílicas. Tendo em conta que a capacidade de resistência à fratura das próteses acrílicas depende da resistência à flexão, torna-se extremamente importante estudar esta propriedade, especificamente através do ensaio de resistência à flexão.

Objetivo: Avaliar *in vitro*, de acordo com o tipo de polimerização, a capacidade de resistência à flexão de duas resinas acrílicas, utilizadas em Prótese Removível, uma resina termopolimerizável, ProBase® Hot, e uma resina autopolimerizável, ProBase® Cold.

Métodos: As amostras de resinas foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante, utilizando um molde metálico retangular, como preconizado na norma ISO 20795-1. Após polimerização, as amostras foram polidas, armazenadas em água numa incubadora a $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$, durante 48 ± 2 horas e arrefecidas à temperatura ambiente. Para avaliar a resistência à flexão, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à flexão em três pontos, realizado numa máquina de testes universal servo-hidráulica.

Resultados: A resina termopolimerizável, ProBase® Hot, apresenta valores médios de resistência à flexão significativamente superiores ($p<0,0005$) aos da resina autopolimerizável, ProBase® Cold.

Conclusão: A capacidade de resistência à flexão da resina acrílica termopolimerizável, ProBase® Hot, é superior à resina autopolimerizável, ProBase® Cold, sugerindo que o método de polimerização tem influência.

Palavras-chave: Prótese Removível, Resinas Acrílicas, Polimerização, Resistência à Flexão

ABSTRACT

Introduction: Acrylic resins used in prosthetic bases fall short of having the ideal mechanical properties, and their fracture is one of the main complications of acrylic prosthesis. Bearing in mind that the fracture resistance capacity of acrylic prosthesis depends on the flexural strength, it is extremely important to study this property, specifically through the three-point bending test.

Objective: *In vitro* evaluation, according to the type of polymerization, the capacity of the flexural strength of two acrylic resins used in Removable Prosthesis, a thermopolymerizable resin, ProBase® Hot, and a autopolymerizable resin, ProBase® Cold.

Methods: Resin samples were prepared according to the manufacturer's instructions, using a rectangular metal mold, as recommended in ISO 20797-1. After polymerization, the samples were polished, stored in water in an incubator at $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$, for 48 ± 2 hours and cooled to room temperature. To evaluate the flexural strength, the samples were submitted to the three-point bending test, performed on a universal servo-hidraulica testing machine.

Conclusion: The flexural strength of the thermopolymerizable resin, ProBase® Hot, is higher than the autopolymerizable resin, ProBase® Cold, suggesting that the polymerization method has influence.

Keywords: Denture, Acrylic resins, Polymerization, Flexural Strength

ÍNDICE

I.	INTRODUÇÃO.....	11
1.	Edentulismo	11
1.1.	Desdentado Total.....	12
1.2.	Desdentado Parcial	13
2.	Reabilitação Oral	16
2.1.	Prótese Removível.....	17
2.1.1.	Tipos de próteses	19
2.1.2.	Indicações e Contraindicações.....	20
2.1.3.	Vantagens e Desvantagens	20
3.	Biomateriais.....	22
3.1.	Resinas Acrílicas	22
3.1.1.	Composição	22
3.1.1.1.	Polimetilmetacrilato.....	23
3.1.2.	Vantagens e Desvantagens	25
3.1.3.	Reação de Polimerização.....	27
3.1.4.	Tipos de Polimerização	29
3.1.4.1.	Resinas Termopolimerizáveis.....	30
3.1.4.2.	Resinas Autopolimerizáveis	31
3.1.4.3.	Outros tipos de polimerização	32
3.1.	Monômero residual.....	33
3.2.	Propriedades mecânicas.....	34
3.2.1.	Resistência à flexão	35
3.2.1.1.	Ensaio de resistência à flexão em 3 pontos	36
4.	Objetivos e Hipóteses em Estudo	38
4.1.	Objetivo geral	38
4.2.	Objetivos específicos.....	38
4.3.	Hipóteses experimentais	38
II.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	39

1. Materiais	39
1.1. Resinas.....	39
1.1.1. Composição	39
1.1.2. Caracterização das amostras de estudo	40
1.2. Equipamento Laboratorial	40
2. Métodos	41
2.1. Preparação das amostras.....	41
2.2. Ensaio de resistência à flexão em 3 pontos	42
2.2.1. Determinação do valor de resistência à flexão (MPa).....	43
2.3. Análise estatística dos resultados	43
III. RESULTADOS	45
IV. DISCUSSÃO.....	49
V. CONCLUSÃO.....	53
VI. FUTURAS LINHAS DE INVESTIGAÇÃO	55
VII. BIBLIOGRAFIA.....	57
VIII. ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Desdentado Total	12
Figura 2 - Desdentado Parcial	13
Figura 3 - Classe I de Kennedy (https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php)	14
Figura 4 - Classe II de Kennedy (https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php)	14
Figura 5 - Classe III de Kennedy (https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php)	14
Figura 6 - Classe IV de Kennedy (https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php)	15
Figura 7 - Evolução da Esperança Média de Vida à nascença (INE, 2020).....	16
Figura 8 - Reação de polimerização do PMMA (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sintese_PMMA.png)	27
Figura 9 - Exemplificação ilustrativa da máquina de teste universal (adaptada de Gharechahi et al., 2014).....	36
Figura 10 - Gráfico representativo de carga/deflexão. PL= carga no limite proporcional; Max= carga final (Yoshida, Takahashi, Sasaki, Hamanaka & Kawaguchi, 2015)	37
Figura 11 - Micrômetro digital de precisão $\pm 0,01\text{mm}$ (Digimatic caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan)	40
Figura 12 - Máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502), localizada no laboratório de biomateriais (BioMAT), na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa	40
Figura 13 - Máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502), com a amostra segundo o preconizado por Neves (2012).....	42
Figura 14 - Amostra de estudo fraturada.....	42
Figura 15 - Representação gráfica dos resultados obtidos no ensaio de resistência à flexão da resina PBH (termopolimerizável) e PBC (autopolimerizável).	45

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Classificação de Kennedy (baseada em Al Hamdan & Fahmy, 2014; Basnyat et al., 2014; Bharathi et al, 2014; D’Souza & Aras, 2014; Jeyapalan & Krishnan, 2015; Medina-Solis et al., 2014).....	14
Tabela 2 Regras de Applegate (baseada em Carr & Brown, 2012).....	15
Tabela 3 Classificação das próteses removíveis quanto ao tipo de edentulismo (baseada em Beloni, Vale & Takahashi, 2014)	18
Tabela 4 Classificação das próteses removíveis quanto ao material utilizado (adaptada de Baba, 2014; Fueki et al, 2014).....	19
Tabela 5 Composição das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases protéticas (adaptada de Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2013).....	23
Tabela 6 Propriedades Físicas do polimetilmetacrilato (adaptada de Albrecht & Manfred, 2013; Ali et al., 2015).....	24
Tabela 7 Classificação das resinas acrílicas para bases protéticas, segundo o tipo de polimerização (adaptada de ISO 20795-1:2013)	29
Tabela 8 Requisitos quanto à resistência à flexão dos polímeros utilizados na confecção de bases protéticas (baseada em ISO 20795-1:2013)	35
Tabela 9 Composição das resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold (Ivoclar Vivadent AG., Liechtenstein).....	39
Tabela 10 Detalhes dos materiais de estudo: PBH e PBC (Ivoclar Vivadent AG., Liechtenstein)	41
Tabela 11 Valores descritivos do ensaio resistência à de flexão da resina PBH (termopolimerizável) e PBC (autopolimerizável)	45
Tabela 12 Resultados obtidos com a aplicação do teste de normalidade Shapiro-Wilk	46
Tabela 13 Resultados obtidos com a aplicação do teste de homogeneidade de variâncias de Levene.....	46
Tabela 14 Resultados obtidos com a aplicação do teste paramétrico T	47

ÍNDICE DE SIGLAS, ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E ACRÓNIMOS

%	Porcentagem
°C	Graus Celsius
PMMA	Polimetilmetacrilato
PBH	ProBase® Hot
PBC	ProBase® Cold
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
NNDPT	N,N-dimetil-P-toluidina
INE	Instituto Nacional de Estatística
HPLC	Cromatografia de Elevada Eficiência
Cr-Co	Cromo-Cobalto
NMC	<i>Non-Metal Clasp</i>
MMA	Metilmetacrilato
EGDMA	Dimetacrilato de Etilenoglicol
SBR	Estireno Butadieno
PL	Limite Proporcional
MPa	Megapascal
N	Newton
FS	Resistência à Flexão
pH	potencial Hidrogeniônico
mm	milímetro
mg	miligrama
mm/min	milímetro por minuto
GPa	Gigapascal
g/cm³	grama por centímetro cúbico
W	Watt

p/v	massa/volume
v/v	volume/volume
l	distância
b	largura
d	espessura
P/L	pó/líquido
g/ml	gramas por mililitro
min	minuto
<	menor
p	probabilidade de significância
kPa	kilopascal
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>

I. INTRODUÇÃO

1. Edentulismo

O edentulismo define-se como uma condição de saúde oral, decorrente da falha ou falta de aplicação oportuna de todas as possibilidades preventivas (Elani et al., 2017), e representa o resultado final da cárie dentária, da doença periodontal e/ou do trauma (Nirupama, Shetty & Prasad, 2017). Pode ser diferenciado em total ou parcial, dependendo do número de dentes remanescentes e, assim, designa-se de edentulismo total, a condição de ausência de todos os dentes de uma ou de ambas as arcadas dentárias, e edentulismo parcial, no caso em que se verifica a ausência de uma ou mais peças dentárias, mas não todas (Jeyapalan & Krishnan, 2015).

Os fatores como a idade, a raça ou a etnia, o género, a educação, o estilo de vida, a fluoretação das águas, os conhecimentos de saúde oral, o estilo de vida, as crenças, os fatores socioeconómicos e a concretização de tratamentos necessários na cavidade oral estão relacionados com a prevalência de edentulismo (Emami, de Souza, Kabawat & Feine, 2013; Friedman, Kaufman & Karpas, 2014; Simon, Nalliah & Seymour, 2015). Vários estudos relataram, também, uma forte associação dose-dependente entre o consumo de tabaco e o risco de perda dentária (Carson & Burns, 2016; Similä, Auvinen, Timonen & Virtanen, 2016).

A perda dentária é identificada por um espaço edêntulo, correspondente a um “espaço” na arcada dentária, que pode ser ocupado por uma ou mais peças dentárias, (Madhankumar et al., 2015) e tem sido associada a um aumento no risco para o desenvolvimento de doença coronária, cerebrovascular, de certos cancros e de hipertensão (Cheng et al, 2018; Shi et al., 2018). Existe, ainda, uma relação entre o edentulismo e o declínio cognitivo, as doenças neuro-degenerativas e a demência (Wu, Fillenbaum, Plassman & Guo, 2016), sendo considerado um indicador de mortalidade (Gil-Montoya, de Mello, Barrios, Gonzalez-Moles & Bravo, 2015).

O edentulismo, quer seja parcial ou total, origina sofrimento psíquico, o que resulta em falta de confiança, na privação de atividades sociais (Jeyapalan & Krishnan, 2015) e na diminuição da dieta alimentar, relacionando-se, este último, a problemas mastigatórios e nutricionais (Gil-Montoya et al., 2015).

A ausência de dentes, principalmente se não for tratada num curto espaço de tempo, pode afetar a função do sistema estomatognático, uma vez que, não só influencia os dentes

adjacentes ou os oponentes, que tendem a mover-se para uma posição incorreta ou a extruir, respetivamente, como se verifica a presença de reabsorção dimensional da crista, aquando da perda dentária (Maiorana et al., 2017; Natale et al., 2018). Além disso, o edentulismo está relacionado com distúrbios temporomandibulares, e alterações fonéticas e faciais (Abdel-Rahman, Tahir & Saleh, 2013; Muneeb, Khan & Jamil, 2013).

Está documentado que a prevalência de perda dentária é maior na maxila, nos molares superiores. Em contrapartida, os dentes anteriores são os menos afetados (Silva-Junior, Batista & Sousa, 2017).

1.1. Desdentado Total

O edentulismo total é definido como a perda de todos os dentes naturais, de uma ou de ambas as arcadas (Figura 1), apresentando uma elevada prevalência, superior a 10% em adultos com idade superior a 50 anos, e consequentes repercussões na saúde oral e geral do indivíduo, tratando-se, por isso, de um problema de saúde pública mundial (Nordenram et al., 2013; Peltzer et al., 2014).



Figura 1 - Desdentado Total

Os pacientes totalmente desdentados apresentam, por norma, baixa autoestima, declínio no bem-estar psicossocial e evitam a participação em atividades sociais, pelo facto de se sentirem constrangidos com a sua aparência, e pela incapacidade que têm em falar e comer corretamente (Kaushik, Dhawan, Tandan & Jain, 2018).

O edentulismo total, principalmente ao nível da arcada inferior, é uma condição particularmente preocupante uma vez que, a perda dentária como já referido, induz alterações morfológicas na mandíbula que conduzem à reabsorção da crista residual e, por isso, as próteses totais mandibulares convencionais têm baixa estabilidade e retenção.

Assim sendo, a função destas pode ficar comprometida, tal como podem advir problemas psicológicos e desconforto para o paciente (Singh, Gupta, Kapoor & Gupta, 2013).

O objetivo da reabilitação do paciente desdentado total passa por uma opção reabilitadora que apresente uma correta adaptação à mucosa oral, estabilidade, retenção e suporte, cumprindo-se o requisito de mínima distorção possível (Goodacre, Goodacre, Baba & Kattadiyil, 2016).

1.2. Desdentado Parcial

O edentulismo parcial é definido pela ausência, numa arcada dentária, de um ou mais dentes naturais, mas não todos (Figura 2) (Almutairy & Mohan, 2017), sendo mais prevalente na mandíbula do que na maxila (Jeyapalan & Krishnan, 2015). Fatores socioeconómicos, o nível educacional, a idade e o género foram correlacionados com os pacientes parcialmente desdentados (Nirupama et al., 2017).



Figura 2 - Desdentado Parcial

Considerando a variabilidade de espaços edêntulos, tornou-se importante agrupá-los e, desta forma, classificá-los. Ao longo dos anos, vários autores como Cummer (1920), Kennedy (1923), Wild (1949) e Applegate (1954) tentaram delinear uma classificação ideal de desdentado parcial, na maioria dos casos, utilizando o critério topográfico (Pereira et al., 2014).

No total existem 18 sistemas de classificação, contudo, o sistema de classificação de Kennedy é o mais utilizado (Tabela 1). Cada classe de Kennedy pode incluir modificações, ou seja, múltiplas áreas edêntulas presentes numa arcada, no entanto, estas não podem ser aplicadas à classe IV já que, com modificações, esta passaria para outra

classe (Al Hamdan & Fahmy, 2014; Basnyat, Sapkota & Shrestha, 2014; Bharathi et al, 2014; D'Souza & Aras, 2014; Jeyapalan & Krishnan, 2015; Medina-Solis et al., 2014).

Tabela 1 Classificação de Kennedy (baseada em Al Hamdan & Fahmy, 2014; Basnyat et al., 2014; Bharathi et al, 2014; D'Souza & Aras, 2014; Jeyapalan & Krishnan, 2015; Medina-Solis et al., 2014)

Classe I

Áreas edêntulas bilaterais, posteriores aos dentes remanescentes, com ausência de dentes posteriores a estas áreas (Figura 3).

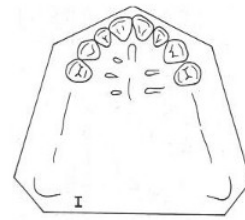


Figura 3 - Classe I de Kennedy
(<https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php>)

Classe II

Área edêntula unilateral, posterior aos dentes remanescentes, com ausência de dentes posteriores a esta área (Figura 4).

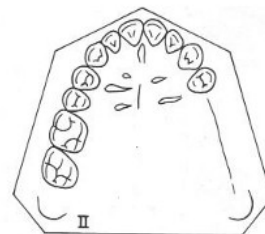


Figura 4 - Classe II de Kennedy
(<https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php>)

Classe III

Área edêntula unilateral, intercalada com dentes remanescentes localizados numa posição anterior e posterior a esta área (Figura 5).

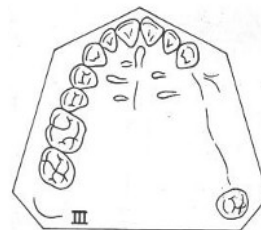


Figura 5 - Classe III de Kennedy
(<https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php>)

Classe IV

Área edêntula bilateral, que atravessa a linha média, anterior aos dentes remanescentes (Figura 6).

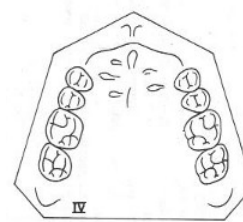


Figura 6 - Classe IV de Kennedy
(<https://www.infodentis.com/dental-bridge/edentulism.php>)

Em 1954, a classificação de Kennedy foi modificada por Applegate. Posto isto, foram introduzidas 8 regras (Tabela 2) na classificação de Kennedy, dando origem ao sistema de classificação para desdentados parciais, Kennedy-Applegate (Al-Johany & Andres, 2015).

Tabela 2 Regras de Applegate (baseada em Carr & Brown, 2012)

1	A classificação deve ser efetuada à posteriori de qualquer extração dentária que possa modificar a classificação original.
2	Na ausência de um terceiro molar, e no caso em que não se planeia reabilitá-lo, este não se inclui na classificação.
3	Na presença de um terceiro molar, e quando incluído na reabilitação como dente pilar, este inclui-se na classificação.
4	Na ausência de um segundo molar, e no caso em que não se planeia reabilitá-lo, este não se inclui na classificação.
5	A classificação é definida pela área desdentada mais posterior.
6	As áreas desdentadas, excluindo aquela que definiu a classificação, designam-se de modificações.
7	A extensão da área desdentada, referente às modificações, não é tida em conta na classificação, contabilizando-se, apenas, o número das mesmas.
8	As Classes IV não contemplam modificações.

2. Reabilitação Oral

A Reabilitação Oral é a área da Medicina Dentária encarregue do diagnóstico, do planeamento, da reabilitação e da manutenção da função oral, do conforto, da aparência e da saúde de pacientes com condições clínicas associadas a dentes ou tecidos maxilofaciais ausentes ou danificados utilizando, para isso, substitutos biocompatíveis. O objetivo primordial da reabilitação oral é substituir os dentes ausentes e restaurar a função e a estética, assim como preservar a saúde dos tecidos orais remanescentes (GPT-9, 2017).

O sistema estomatognático é constituído por uma diversidade de estruturas, das quais fazem parte os ossos, os músculos, as articulações, os dentes e as suas estruturas de suporte, que necessitam de se equilibrar entre si, para que a função deste sistema seja desempenhada corretamente (Andrade, Cunha & Reis, 2017). De acordo com as diretrizes da Organização Mundial de Saúde, publicadas em 2013, são necessários, no mínimo, 21 dentes na cavidade oral para que a manutenção da alimentação e da ingestão alimentar se processe de forma adequada.

Segundo os dados obtidos pelo Instituto Nacional de Estatística, em Portugal, a esperança média de vida ronda os 80,93 anos (Instituto Nacional de Estatística, 2020). Com o aumento evidente da esperança média de vida (Figura 7), verifica-se uma maior incidência de patologias associadas ao processo de envelhecimento, das quais a perda dentária surge como resultado (Van de Rijt et al., 2019). Assim sendo, a necessidade de próteses permanecerá num futuro previsível e, por isso, torna-se importante estudá-las (Friel & Waia, 2020).

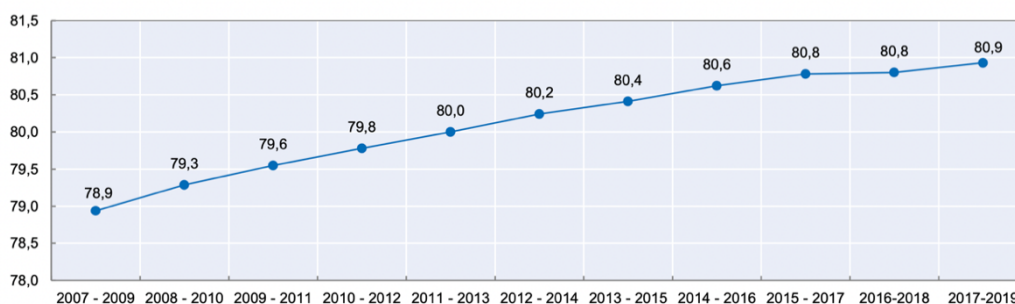


Figura 7 - Evolução da Esperança Média de Vida à nascença (INE, 2020)

As próteses dentárias são de extrema importância na manutenção dos contornos faciais e na função mastigatória já que, junto com o envelhecimento e a perda dentária, os ossos e os tecidos moles atrofiam gradualmente. Posto isto, se um paciente não tiver uma prótese dentária, isso fará com que os contornos faciais colapsem e as características de envelhecimento se tornem mais evidentes (Rahman et al., 2020).

Variáveis como a anatomia do tecido dentário, tanto duro como mole, as relações oclusais, a posição dos dentes, a estética esperada pelo paciente e o conforto, devem ditar o *design* das próteses que melhor podem atender às necessidades individuais de cada paciente (Bohnenkamp, 2014). A acrescentar ao que já foi referido, complicações como crista residual severamente reabsorvida, microstomia, tecido hiperplásico/flácido, xerostomia, protuberância óssea/osteoma, pré-maxila proeminente e bruxismo devem, também, ser tidas em conta aquando da escolha do plano reabilitador (Shah & Parmar, 2014). Contudo, atendendo a fatores como falta de cooperação do paciente, limitações financeiras ou problemas de saúde, as opções de tratamento ideal nem sempre são as escolhidas (Daniel, Mehdiratta, Talwar & Daniel, 2018).

As doenças orais são um problema de saúde pública significativo e negligenciado, para o qual há uma necessidade urgente de intervir (Peres et al., 2019; Watt et al., 2019). Com o intuito de solucionar o problema supracitado, o paciente desdentado pode optar por uma das alternativas reabilitadoras existentes no campo da Medicina Dentária (Kutkut, Bertoli, Frazer, Pinto-Sinai & Hidalgo, 2018).

2.1. Prótese Removível

Os pacientes mais velhos têm maior propensão a apresentar falhas na dentição devido ao impacto cumulativo do desgaste dentário, periodontite, cáries e restaurações repetidas (Tada, Allen, Ikebe, Matsuda & Maeda, 2015). Posto isto, de maneira a apresentar uma resposta pronta no caso de novas perdas dentárias, o Médico Dentista pode solucionar estes casos recorrendo às próteses removíveis, que podem ser totais ou parciais (Tabela 3), consoante o tipo de edentulismo em causa. (Kim, 2019; Lee & Saponaro, 2019; Friel & Waia, 2020).

Tabela 3 Classificação das próteses removíveis quanto ao tipo de edentulismo (baseada em Beloni, Vale & Takahashi, 2014)

Prótese Removível	Total	Substituição de todas as peças dentárias de uma arcada dentária
	Parcial	Substituição, numa arcada dentária, de uma ou mais peças dentárias, mas não todas

A prótese removível é definida, segundo o *Glossário de Termos Prostodônticos*, como o ramo da prótese encarregue da reposição dentária e estruturas contíguas, em pacientes edêntulos ou parcialmente edêntulos, por substitutos artificiais, facilmente removíveis da cavidade oral pelo paciente (GPT-9, 2017).

Os principais componentes da prótese removível são a base protética, os dentes artificiais e a infraestrutura (Polychronakis, Lagouvardos, Polyzois, Sykaras & Zoidis, 2020). Em relação à base protética, diferentes materiais têm sido utilizados para esse fim, destacando-se a madeira, a prata, a porcelana, a cerâmica, as ligas e os polímeros, (Ciarech et al., 2018) sendo que, atualmente, a escolha recai pelos polímeros, nomeadamente o polimetilmetacrilato (PMMA). A preferência por um dado material está dependente do caso clínico em questão e, por isso, no caso dos dentes artificiais o Médico Dentista pode optar, por exemplo, por cerâmica ou resina composta (Polychronakis et al., 2020), já os materiais padrão utilizados em estruturas de prótese removível são, atualmente, as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co) (Baba, 2014).

2.1.1. Tipos de próteses

As próteses removíveis podem ser classificadas quanto ao material utilizado (Tabela 4).

Tabela 4 Classificação das próteses removíveis quanto ao material utilizado (adaptada de Baba, 2014; Fueki et al, 2014)

Material utilizado	Esqueléticas	Cromo-Cobalto
		Titânio
		Ouro
	Acrílicas	PMMA
		Polietilenoglicol
	“Non-Metal Clasp (NMC)”	Metacrilato de Metila
		Aril-Cetona
		Poliamida
		Policarbonato
		Tereftalato de Polietileno

Os pacientes reabilitados com próteses removíveis são confrontados com problemas de perda de retenção e estabilidade, principalmente ao nível da prótese mandibular. De forma a colmatar estes problemas e, consequentemente, a melhorar a qualidade da reabilitação dos pacientes, foi introduzida a utilização de implantes dentários em combinação com a prótese dentária removível.

A estabilização da prótese removível, com recurso a implantes, pode apresentar múltiplas vantagens. De entre estas destacam-se os custos biológicos e económicos, o tempo da reabilitação e as taxas de sucesso a longo prazo, que são superiores a 90%. Na mandíbula, a literatura corrobora a veracidade de que dois implantes, ao invés de quatro, parecem ser suficientes para a obtenção de uma boa estabilização, não existindo diferenças estatisticamente significativas em termos de taxa de sobrevivência e conforto para o paciente (Tallarico et al., 2018). Por outro lado, na maxila superior, a reabilitação com pelo menos quatro implantes apresenta melhores resultados (Tallarico et al., 2020).

2.1.2. Indicações e Contraindicações

As indicações das próteses removíveis passam pela reabilitação de espaços protéticos unilaterais ou bilaterais, espaços protéticos extensos ou múltiplos, como contenção em dentes que apresentam mobilidade, e no caso de perda precoce de dentes em pacientes pediátricos (Shaghaghian, Taghva, Abduo & Bagheri, 2015). Pacientes diabéticos com rápida reabsorção óssea, assim como pacientes com xerostomia são, também, indicações para a reabilitação com próteses removíveis (Mody, Kumar, Kumar & Shetty, 2012).

As próteses removíveis continuam a ser consideradas essenciais na reabilitação de certos espaços edêntulos, nomeadamente nos casos que necessitam de restauração das cristas edêntulas, localizadas posteriormente aos dentes anteriores remanescentes (Saad, Gebreel & Sueco, 2014).

Ainda assim, importa realçar que há casos em que a utilização de próteses removíveis está contraindicada, tais como, em pacientes com dificuldade de realizar uma higiene oral adequada, com comprometimento periodontal, portadores de doenças sistémicas que inviabilizem a manutenção da saúde oral e pacientes com doenças de foro mental que não permita a sua utilização em segurança (Goodall & Greer, 2017; Kossioni, 2018).

2.1.3. Vantagens e Desvantagens

Dada a relação entre o edentulismo, quer seja parcial ou total, e um menor nível económico dos pacientes, as próteses removíveis continuam a ser uma opção de tratamento frequente no consultório dentário, em detrimento de alternativas mais dispendiosas (Ramsay et al. 2015).

As vantagens das próteses removíveis incluem uma maior facilidade de ajuste e polimento (Fueki et al., 2014), um tratamento conservador e simples, e o facto de não necessitarem de habilidades clínicas e técnicas altas, nem tecnologias avançadas, comparativamente a outras opções reabilitadoras (Nassani, Tarakji, Baroudi & Sakka, 2013). Além disso, as próteses removíveis são, também, consideradas uma opção de tratamento reversível, ou seja, em caso de falha ou insatisfação do paciente, o plano de tratamento pode ser alterado (Xie, Ding & Yang, 2015). A acrescentar ao que já foi referido, o baixo custo laboratorial, assim como a grande versatilidade de indicações são, também, vantagens desta opção reabilitadora (Sharma & Shashidhara, 2014).

Quanto às desvantagens das próteses removíveis, importa referir que estas podem ter a capacidade de retenção e de estabilidade limitadas, devido ao sistema de suporte duplo e, no caso de uma prótese removível com extremidade livre de extensão distal, esses aspetos podem acentuar devido à propensão da prótese em girar, sobre si mesma, durante a função mastigatória. Assim, os pacientes classe I e classe II de Kennedy, que sejam portadores de próteses removíveis, podem apresentar problemas como dor, desarmonia oclusal ou lesão dos tecidos moles, devido ao deslocamento da extensão distal da prótese (Campos, Gonçalves & Garcia, 2015).

As próteses removíveis apresentam baixa condutividade térmica na porção confeccionada com resina, o que é apontado, também, como desvantagem das mesmas (Fueki et al. 2014).

Para além do supracitado, o paciente portador de prótese removível pode ter a taxa de fluxo salivar diminuída, o que altera o pH da saliva e impede a correta limpeza mecânica das superfícies dos tecidos moles intraorais. Além disso, em situações clínicas em que é necessário confeccionar nichos, os pacientes têm maior propensão à acumulação de microrganismos orais e, consequentemente, ao aumento do potencial patogénico infeccioso (Hoshi et al., 2017).

A ocorrência de cárie em pacientes com próteses removíveis é superior comparativamente a pacientes portadores de prótese fixa, uma vez que se verifica um aumento na retenção de placa bacteriana pela presença de ganchos. Assim sendo, considera-se uma desvantagem que, todavia, pode ser contornável com o cumprimento de regras de higienização por parte do paciente, e acompanhamento e motivação para a higiene oral pelo Médico Dentista (Varsha & Jayalakshmi, 2018). Ainda relativamente aos ganchos, a utilização destes fabricados em metal, que promovem retentividade, é

considerada uma das desvantagens desta prótese, ao serem visíveis quando o paciente sorri e, uma vez que o sorriso é um fator imperativo no bem-estar físico e psíquico dos pacientes, a estética é um aspecto fundamental na escolha de um tratamento em detrimento de outro (Gomes & Curry, 2015; Shaghaghian et al., 2015).

3. Biomateriais

3.1. Resinas Acrílicas

As resinas acrílicas são compostos orgânicos, classificados como polímeros, produzidos sinteticamente e com uma estrutura química baseada no carbono, hidrogênio e em outros elementos não metálicos (Camacho, Svidzinski, Furlaneto, Lopes & Corrêa, 2014).

Aquando da realização de próteses de acrílico, importa referir que a qualidade destas depende da quantidade de monômero misturado com o polímero, da colocação do acrílico na forma de gesso e do método de polimerização (Arora, Arora, Upadhyaya & Goyal, 2017; Nejatian, Sefat & Johnson, 2015; Nisar, Moeen & Hasan, 2015).

Para além do acima referido, as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas, nomeadamente a resistência à flexão, a estabilidade dimensional, a resistência ao cisalhamento, a resistência ao impacto, a rigidez (módulo de elasticidade), a solubilidade e a capacidade de absorção afetam, também, a qualidade das próteses dentárias (Dhole et al., 2017).

No campo da Medicina Dentária, as resinas acrílicas são utilizadas na fabricação de bases de próteses parciais e totais, para revestimento e reparo de próteses dentárias, em aparelhos ortodônticos removíveis e mantedores de espaço e, em dentes artificiais e pontes temporárias (Gad, Fouda, Al-Harbi, Napankangas, & Raustia, 2017).

3.1.1. Composição

As resinas acrílicas são fornecidas aos profissionais como um sistema de pó e líquido (Tabela 5), sendo o primeiro um polímero e o segundo, um monômero (Camacho et al., 2014). A proporção de pó-líquido recomendada é de 2,5:1 p/v ou 3-3,5:1 v/v, e deve ser

respeitada visto que, no caso de uma elevada proporção de pó-líquido, nem todo o pó se dissolve, o que leva a uma mistura de textura granular. Por outro lado, se a proporção pó-líquido for inferior à recomendada, verificam-se mudanças dimensionais, assim como um aumento na contração de polimerização (Hassan, Asghar, Din & Zafar, 2019).

Tabela 5 Composição das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases protéticas (adaptada de Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2013)

Componente	Constituintes
Pó	
Polímero	Microesferas de Polimetilmetacrilato (PMMA)
Iniciador	Um peróxido, como o peróxido de benzoílo
Pigmentos	Sais de cádmio ou ferro/corantes orgânicos
Líquido	
Monómero	Metilmetacrilato (MMA)
Agente de ligação cruzada	Dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA)
Inibidor	Hidroquinona
Ativador	NN'-dimetil-p-toluidina

3.1.1.1. Polimetilmetacrilato

O polimetilmetacrilato (PMMA) é um polímero sintético, amorfo, transparente e com alta estabilidade térmica, visto que suporta temperaturas que variam entre os -70°C e os 100°C, e é conseguido pela adição e polimerização de radicais livres de metacrilato de metila ($C_5O_2H_8$) a polimetacrilato de metila ($C_5O_2H_8$)_n (Ali, Karim & Buang, 2015). Este polímero apresenta uma parte orgânica, o polímero de metacrilato, e uma parte inorgânica, o silicato de bário, que lhe confere uma aparência vidrada após a polimerização (Digholkar, Madhav & Palaskar, 2016; Singh & Garg, 2016).

O PMMA traduz-se num polímero estratificado (Naji, Kashi, Behroozibakhsh, Hajizamani & Habibzadeh, 2018), introduzido em 1937 por Wright, e tem sido uma das opções mais requisitadas como material de base de prótese devido às suas propriedades (Tabela 6) desejáveis (Ragher et al., 2016).

Tabela 6 Propriedades Físicas do polimetilmetacrilato (adaptada de Albrecht & Manfred, 2013; Ali et al., 2015)

Propriedades	Valores
Massa Molecular Relativa	100,12
Módulo de Elasticidade	2,4-3,1 GPa
Resistência à Tração	80 MPa
Resistência à Flexão	140 MPa
Alongamento na Ruptura	2-5%
Volatilidade	3,87 kPa a 20°C
Estabilidade	Vapor altamente inflamável, limite inferior explosivo 2,1 vol%
Temperatura de Transição do Vidro (T _g)	100-130°C
Temperatura de Fusão	200°C
Densidade	1,2 g/cm ³
Índice de Refração	1,49
Absorção de Água	30 mg

Além das propriedades mencionadas na tabela anterior, o PMMA apresenta um grau de conversão de 72% e retração de polimerização de 6% (Digholkar et al., 2016; Singh & Garg, 2016).

Pelo facto de ser um material poroso é suscetível que sobre ele se deposite biofilme microbiano (Gad, Al-Thobity, Shahin, AlSaquer & Ali, 2017) e, por isso, uma das principais desvantagens deste polímero é não apresentar propriedades antifúngicas e antibacterianas, já que os microrganismos possuem a capacidade de se ligar ao PMMA e, deste modo, formarem o biofilme (Moosazadeh et al., 2016; Zhang et al, 2017). Assim, garantir a higiene das próteses é uma questão fundamental para garantir a saúde oral e geral dos pacientes, já que o biofilme formado nas próteses está associado a halitose, a estomatite dentária ou até a doenças gerais sistémicas, como são exemplo, a pneumonia aspirativa, a endocardite infecciosa, a infeção gastrointestinal e as doenças pulmonares obstrutivas crónicas (Barochia & Kamath, 2018). Estudos recentes demonstraram que a incorporação de fitocidas ao PMMA revelou efeitos antifúngicos contra *C. albicans*, sem deterioração da microdureza superficial, da resistência à flexão e do brilho (Lee, Kim, Oh & Kwon, 2020).

A fim de superar o problema que resulta de propriedades não ideais do PMMA, foram adicionados enchimentos de tamanho micro e nanométrico, e fibras ao PMMA (Gad et al., 2017), assim como se reforçou o mesmo com borracha Estireno Butadieno (SBR), resultando, este último, num PMMA de alto impacto (Sasaki, Hamanaka, Takahashi & Kawaguchi, 2016).

Este polímero é um material frequentemente empregue na área de Reabilitação oral, uma vez que é utilizado na fabricação de bases protéticas, de dentes artificiais e de goteiras oclusais, e no âmbito da Ortodontia, em dispositivos ortodônticos e retentores (Zafar, 2020). As inúmeras vantagens do polimetilmetacrilato tornam-no o polímero mais utilizado como material de base de prótese (Gad & Abualsaud, 2019).

3.1.2. Vantagens e Desvantagens

As próteses de resina acrílica são as mais comumente prescritas na prática clínica visto que, apresentam vantagens como o baixo custo, a facilidade de manipulação e processamento, o que as torna mais rápidas de obter (Naji et al., 2018; Gad et al., 2017), a aparência estética satisfatória, já que é capaz de reproduzir uma coloração semelhante à gengiva, a excelente adesão aos dentes artificiais (Wan, Sapon, Rosdi, Halib & Mohamed, 2019), a biocompatibilidade com os tecidos orais e o peso leve, quando

comparadas a outras opções reabilitadoras (Friel & Waia, 2020; Gad et al., 2018; Yu, Cho, Oh & Bae, 2015).

Apesar de não serem uma opção reabilitadora perfeita, características como a resistência mecânica (Alla, Swamy, Vyas & Konakanchi, 2015), a possibilidade de reparo, a estabilidade química, a durabilidade (Naji et al., 2018), e a resistência à corrosão e à água (Naji et al., 2018) são, também, algumas das vantagens das resinas acrílicas (Alla et al., 2015). No entanto, um biomaterial quando usado num ambiente dinâmico, complexo e inconsistente, como a cavidade oral, pode enfrentar distúrbios dispensáveis (Swetha, Mathew, Murthy, Shurthi & Bhandi, 2015). Relativamente às desvantagens das resinas acrílicas, estudos recentes indicam que a dureza superficial é insuficiente e a resistência ao desgaste é baixa (Gungor, Gundogdu, Alkurt & Yesil Duymus, 2017).

Apesar de estas próteses serem maioritariamente aplicadas em pacientes com perdas dentárias significativas e, por isso, o suporte destas ser predominantemente mucoso, algum grau de suporte dentário pode ser fornecido. Para isso, a placa de base acrílica deve ser estendida no sentido coronal, o que, por conseguinte, pode traumatizar a gengiva, pois esta extensão pode terminar ao nível da margem gengival (Friel & Waia, 2020).

As resinas acrílicas ainda estão aquém de possuir as propriedades mecânicas ideais para base de prótese e outras aplicações protéticas. Isto justifica-se com o facto de estas terem baixa resistência a tensões de impacto, flexão e fadiga (Asar, Albayrak, Korkmaz & Turkyilmaz, 2013), portanto, a fratura de prótese é frequente (Gad et al., 2017; Ozkir, Yilmaz, Unal, Culhaoglu & Kurkcuglu, 2018). Em virtude da degradação das propriedades mecânicas e devido à saturação do monómero, este material tem potencial para provocar reações alérgicas, que se traduzem, na maioria dos casos, em dor e sensação de queimadura (Akin, Tugut & Polat, 2015).

Num estudo realizado por Shakir, Jalil, Khan, Qayyum & Qadeer, em 2017, quantificaram-se diferentes causas de fraturas de próteses de PMMA e, conclui-se que, 56% dos casos devem-se a fraturas acidentais, 35% é consequência de ajustes insuficientes, 13,8% são referentes a sobrecargas mastigatórias, 12% são devido à existência de uma prótese total num dos maxilares, antagónica por dentes, e 5% em virtude do desgaste da resina acrílica com a idade.

Ainda a respeito das desvantagens das resinas acrílica, a imersão de próteses em soluções de limpeza pode provocar alterações na resistência à flexão da resina acrílica,

uma vez que o material de base protética tem capacidade de absorção (Porwal, Khandelwal, Punia & Sharma, 2017). Assim, as próteses ao estarem em contacto com um ambiente húmido, a cavidade oral, podem sofrer alterações dimensionais e afetar as características da resina, pois as moléculas de água ao entrarem em contacto com as cadeias poliméricas e atuarem como plastificantes, vão alterar as propriedades físicas e mecânicas da resina (Nisar, Moeen & Khan, 2016).

3.1.3. Reação de Polimerização

O processo de polimerização (Figura 8) consiste na formação de uma molécula, maleável e moldável (Anusavice, Shen & Rawels, 2013; Camacho et al., 2014), designada de polímero (PMMA), pelo acoplamento de outras moléculas com dimensões inferiores, os monómeros (MMA). Os monómeros de MMA apresentam dupla ligação, o que permite que se liguem entre si, quando as condições são as adequadas. Durante o processo de polimerização, o monómero de MMA liga-se, repetidamente, o que culmina com o aumento do seu peso molecular em milhares de vezes (McCabe & Walls, 2013).

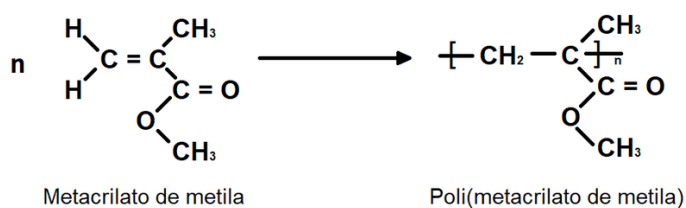


Figura 8 - Reação de polimerização do PMMA
(https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sintese_PMMA.png)

O processo de polimerização das resinas acrílicas é desencadeado por um ativador, aquando da mistura do pó e do líquido. Assim, se o ativador for a luz visível, as resinas acrílicas designam-se de fotopolimerizáveis. Por outro lado, se a reação de polimerização for da responsabilidade de um banho de água quente ou de energia de micro-ondas, as resinas são termopolimerizáveis. Por fim, se o ativador for químico, como é o caso do NNDPT, então as resinas designam-se de autopolimerizáveis (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; Gautam et al., 2012).

A reação de polimerização das resinas acrílicas é uma reação de adição, onde ocorre a formação de cadeias poliméricas, a partir da união dos monómeros (Nik, Shahroudi,

Eraghihzadeh & Aghajani, 2014), e pode dividir-se em 4 fases: Ativação, Iniciação, Propagação e Terminação (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

A primeira fase, conhecida como Ativação, consiste na dissociação de um iniciador, de que é exemplo o peróxido de benzoílo, através de ativação química, térmica ou por radiação, formando um ou dois radicais livres semelhantes. A presença de radicais livres, compostos químicos muito reativos e com eletrões desemparelhados, é indispensável para que a reação de polimerização ocorra (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

Quando o radical livre, originado na primeira fase, reage com o C=C do monómero, dá-se início à segunda fase, denominada de Iniciação. Esta fase culmina na formação de uma ligação única C-C e de um radical livre na extremidade da cadeia em crescimento. (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2013).

Na terceira fase, designada de Propagação, o radical livre formado na extremidade em crescimento da cadeia polimérica reage com outro monómero, formando novas espécies reativas. Neste processo, a cadeia vai crescendo em tamanho e peso molecular e, teoricamente, continua até que todos os monómeros tenham sido convertidos em polímeros (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2013).

Por fim, a última fase denominada por Terminação, pode ocorrer de duas maneiras: quando se verifica a depleção de monómeros, ou como resultado da formação de uma cadeia morta. Este último fenómeno é o mais frequente, e pode ocorrer devido à transferência de uma cadeia em crescimento para uma cadeia morta, em consequência do acoplamento direto entre dois radicais livres de cadeias de polímeros, da troca de átomos de hidrogénio de uma cadeia para outra, ou devido à reação de uma cadeia de polímero em crescimento com o iniciador ou com uma impureza (McCabe & Walls, 2013).

Deve ser tido em conta que, um processo incompleto de polimerização das resinas acrílicas, pode resultar na libertação de produtos químicos tóxicos, como o monómero de metilo, o ftalato de dibutilo, o metacrilato de metila, o fenilbenzoato, o formaldeído e o salicilato, que são considerados nocivos (Saeed et al., 2020).

Por norma, o polímero envolve menos volume do que os monómeros e, posto isto, a diferença entre ambos é designada de contração de polimerização em que, as forças Van der Waals fracas existentes entre as cadeias de monómeros, durante a reação de polimerização são convertidas em ligações covalentes e, assim, verifica-se uma diminuição da distância entre estas cadeias (Soares et al., 2017). Ainda assim, esta pode

ser, em parte, compensada pela expansão que ocorre quando a resina acrílica é imersa em saliva ou em água (Camacho et al., 2014; Patras, Naka, Doukoudakis & Pissiotis, 2012). Estudos recentes concluíram que ao reforçar o PMMA com fibras (Alhareb, Akil & Ahmad, 2015; Safarabadia, Khansarib & Rezaeic, 2014) ou nanotubos de carbono é possível diminuir a contração de polimerização e, deste modo, obter próteses mais precisas (Turagam & Mudrakola, 2012).

3.1.4. Tipos de Polimerização

As resinas acrílicas podem ser classificadas, segundo o tipo de polimerização, com base na norma ISO 20795-1:2013, em (Tabela 7):

Tabela 7 Classificação das resinas acrílicas para bases protéticas, segundo o tipo de polimerização (adaptada de ISO 20795-1:2013)

	Classe 1	Classe 2
Tipo 1: Materiais Termopolimerizáveis	Pó e líquido	“Plastic cake”
Tipo 2: Materiais Autopolimerizáveis	Pó e líquido	Pó e líquido para resinas do tipo derramável
Tipo 3: Termoplástico em pó	—	—
Tipo 4: Materiais Fotopolimerizáveis	—	—
Tipo 5: Materiais polimerizados por micro-ondas	—	—

3.1.4.1. Resinas Termopolimerizáveis

As resinas acrílicas termopolimerizáveis são compostas, na forma de pó, por polimetacrilato de metilo, peróxido de benzoíla (iniciador), pigmentos/corantes, óxidos de titânio/zinco (opacificadores), dibutilo de ftalato (plastificante) e fibras sintéticas, como nylon ou acrílico. No que toca à composição do líquido, este inclui monómeros de metacrilato de metila, hidroquinona e etilenoglicol dimetacrilato (reticulador) (Nejatian, Nathwani, Taylor & Sefat, 2020).

A reação de polimerização inicia-se após a mistura do pó com o líquido, e esta requer energia térmica para ativar o iniciador, o peróxido de benzoíla, que se dissocia em dióxido de carbono (CO_2), formando radicais livres quando a temperatura atinge valores de cerca de 60°C (Alla et al., 2015).

A resina acrílica termopolimerizável apresenta vantagens como a facilidade de processamento e reparo, o baixo custo, o peso leve, as propriedades estéticas satisfatórias, a baixa sorção de água e a solubilidade satisfatória. No entanto, desvantagens como a baixa condutividade térmica, a insuficiente resistência mecânica, a evidente fragilidade, o alto coeficiente de expansão térmica e o módulo de elasticidade relativamente baixo, tornam-na mais sujeita a falhas (Alla et al., 2015).

O aquecimento das resinas acrílicas é designado por tempo de cura ou ciclo de polimerização (Camacho et al., 2014), e pode ser iniciado por banhos de água quente ou por radiação proveniente do micro-ondas (Gautam et al., 2012). Existem dois ciclos de polimerização, o ciclo longo ou convencional e o ciclo curto. No ciclo convencional, o modo de ativação é através da imersão das resinas num banho de água a 74°C , por oito ou mais horas e, no ciclo curto, as resinas são imersas num banho de água a 74°C , por duas horas e, de seguida, a 100°C por uma hora, sendo que, neste último ciclo, a temperatura de ebulição (100°C) deve ser cuidadosamente controlada, de maneira a evitar porosidades na interface dente-resina acrílica (Gettleman, Phoenix & Rawls, 2013). Aquando terminado o ciclo de polimerização, a mufla deve ser arrefecida durante 30 minutos na mesma água e, posteriormente, à temperatura ambiente (Camacho et al., 2014).

3.1.4.2. Resinas Autopolimerizáveis

As resinas acrílicas autopolimerizáveis não requerem aquecimento externo, dado que a polimerização ocorre espontaneamente à temperatura ambiente. É de salientar que, a composição do pó e do líquido é semelhante às resinas termopolimerizáveis, contudo, a adição de um ativador químico às resinas autopolimerizáveis permite que a polimerização destas, se dê, mesmo à temperatura ambiente (Cervino, Cicciù, Herford, Germanà & Fiorillo, 2020).

A reação de polimerização inicia-se após a mistura do pó com o líquido, mas necessita de um iniciador, como a dimetil-p-toluidina, uma amina terciária (Alla et al., 2015) que, por sua vez, ativa o peróxido de benzoíla, gerando quimicamente radicais livres para iniciar a polimerização (McCabe & Walls, 2013).

As resinas autopolimerizáveis, em comparação com as termopolimerizáveis, apresentam a vantagem de menor contração de polimerização, já que apresentam melhor estabilidade dimensional e adaptação (Alla et al., 2015; Anusavice et al., 2013), ainda assim, apresentam menor grau de polimerização e, pelo facto de necessitarem de um ativador, o grau de descoloração tende a ser maior, já que o iniciador de aminas oxida com o tempo (Alla et al., 2015). No entanto, a descoloração destas resinas pode ser minimizada pela adição de agentes estabilizadores que evitam a oxidação (Bohra, Ganesh, Reddy, Ebenezer & Sivakumar, 2015). As resinas autopolimerizáveis apresentam, também, menor resistência e rigidez quando comparadas com as termopolimerizáveis, todavia, o módulo de elasticidade é idêntico ou superior (Camacho et al., 2014).

As resinas autopolimerizáveis acarretam a desvantagem de serem altamente suscetíveis ao “*creep*”, o que contribui para a eventual distorção da prótese durante a sua função. Isto acontece, visto que, não se verifica a adaptação adequada da mistura no molde. Além disso, o método de cura autopolimerizável não é tão eficiente quanto o termopolimerizável, já que o resultado são polímeros de baixo peso molecular que, por sua vez, resultam em propriedades de resistência inferiores, maior concentração de monómero residual e menor temperatura de transição vítrea (Van Noort, 2012).

3.1.4.3. Outros tipos de polimerização

O método de fotopolimerização de resinas acrílicas foi introduzido na prática clínica com o intuito de minimizar os efeitos adversos dos métodos de polimerização convencionais (Chiu, Wicaksono, Chen & Pong, 2014). As resinas fotopolimerizáveis são compostas por dimetacrilato de uretano, por partículas de sílica microfinas, e pelo monómero de resina acrílica de alto peso molecular, ativado pelo iniciador, a canforoquinona de luz visível (Zarb, Hobbkirk, Eckert & Jacob, 2013).

O procedimento deste método consiste, primeiramente, na colocação das resinas no molde mestre e, de seguida, numa câmara de luz visível entre os 400 e os 500 nanómetros. Quando terminada a cura inicial da base de resinas, os dentes são reposicionados na base, recorrendo a um molde fotopolimerizável e, à posteriori, são colocados na câmara de luz para efetuar a cura final (Zarb et al., 2013).

As resinas fotopolimerizáveis não contêm monómeros de metilmetacrilato e, por isso, não há alergias ao PMMA, o que representa uma vantagem destas resinas visto que, podem ser utilizadas em pacientes alérgicos a este polímero. A acrescentar ao que já foi referido, uma boa adaptação dos tecidos orais subjacentes, assim como uma diminuição na contração de polimerização, são, também, vantagens deste tipo de resinas (Zarb et al., 2013).

No que toca às desvantagens das resinas fotopolimerizáveis, a literatura refere que ocorre deformação da prótese durante a sua função, que a resistência de união entre as resinas fotopolimerizáveis e a prótese é menor e a biocompatibilidade das resinas com a base da prótese pode estar comprometida (Zarb et al., 2013).

No que concerne às resinas acrílicas polimerizadas por micro-ondas, Nishii, em 1968, relatou pela primeira vez o uso de energia proveniente deste equipamento (Consani, Folli, Nogueira, Correr & Mesquita, 2016), que utiliza ondas eletromagnéticas geradas por um magnetron para a polimerização de materiais de base protética (Moussa, Dehis, Elboraey & ElGabry, 2016).

O procedimento consiste na mistura da resina e posterior exposição a ondas rádio, com um ciclo de cura curto, cerca de 3 minutos, e com uma temperatura variável entre os 500 e os 600°C, por ciclo. À medida que o grau de polimerização aumenta, o teor de monómero diminui, proporcionalmente (Gharechahi, Asadzadeh, Shahabian & Gharechahi, 2014).

No que diz respeito às vantagens da utilização deste método, a literatura refere que o tempo de cura é menor (Consani et al., 2016), o processamento é limpo e utiliza equipamento de fácil manipulação (Elboraey, Dehis & Moussa, 2016). Além disso, a homogeneidade da massa é superior, há uma distribuição equitativa da temperatura à resina e à mufla, e o movimento dos dentes na prótese é menor (Gharechachi et al., 2014), assim como a quantidade de monómero residual, o que o torna numa das opções viáveis à realização da polimerização das resinas acrílicas (Spartalis et al., 2015). Contudo, este método acarreta desvantagens como o elevado custo associado aos materiais necessários e a fragilidade dos frascos plásticos (Gharechachi et al., 2014).

3..1. Monómero residual

A polimerização das resinas acrílicas consiste na formação de polímeros, a partir de monómeros. Durante este processo, verifica-se que a conversão de monómeros não é completa e, assim sendo, quantidades variáveis de monómero livre ou não reagido, denominado de monómero residual, ficam retidos no material de base de prótese (Ayaz, Durkan, Koroglu & Bagis, 2014).

Os monómeros residuais, ou estão cingidos ao polímero ou lixiviados no ambiente circundante (Spartalis et al., 2015). A lixiviação deste pode originar uma reação local ou sistêmica, acompanhada de dor, irritação, inflamação e reações alérgicas na mucosa oral (Charasseangpaisarn & Wiwatwarrapan, 2015; Jang, Lee, Jang, Lee & Son, 2015; Rashid, Sheikh & Vohra, 2015; Silva et al., 2015). Evidência científica atual indica que a citotoxicidade da resina provocada pela presença de monómero residual é menor, quando este é submetido a tratamento com etanol (Neves et al., 2013).

A presença de monómero residual, como resultado da incompleta polimerização das resinas acrílicas, resulta em estruturas mais porosas o que, consequentemente, reduz a qualidade física e mecânica das estruturas acrílicas, assim como aumenta a absorção de líquidos nestas (Kostic, Petrovic, Krunic, Igit & Janosevic, 2014). Estudos recentes relataram, também, a presença de efeitos prejudiciais em propriedades como a estabilidade dimensional, a absorção de água, a dureza, a resistência à tração e à flexão, a biocompatibilidade e a estabilidade de cor (Ayaz et al., 2014; Barzyk, Smardz & Wieckiewicz, 2018).

O ciclo de polimerização, a imersão em água, a espessura da prótese, o tempo de utilização, assim como o tratamento de superfície, são fatores que influenciam o teor de monômero residual libertado (Akin et al., 2015).

As resinas acrílicas autopolimerizáveis apresentam menor grau de polimerização quando comparadas com as termopolimerizáveis e, por isso, apresentam maior número de monômeros residuais que não reagiram (Farhood & Rafeeq, 2014). Segundo a ISO 20795-1:2013, o teor máximo de monômero residual não deve exceder os 2,2% no caso das resinas acrílicas termopolimerizáveis, e os 4,5% para as resinas autopolimerizáveis.

Importa referir que existem medidas que permitem diminuir a quantidade de monômero residual libertado, como a colocação das novas próteses em água, durante 24h, à priori da entrega ao paciente, assim como o aumento da duração da reação de polimerização e a tentativa de evitar resinas de polimerização química (Rashid et al., 2015).

A evidência científica atual considera que métodos como a cromatografia gasosa ou o HPLC, a espectrometria infravermelha ou a deteção química, permitem avaliar os níveis de monômero residual (Kurata, Morishita, Kawase & Umemoto, 2012; Francis, Shetty, Shenoy, Somaraj, 2016; Paes-Junior, Carvalho, Cavalcanti, Saavedra & Borges, 2013).

3.2. Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas da base protética afetam o seu sucesso a longo prazo (Lee, Lee & Asaoka, 2012).

O polimetilmetacrilato é o material mais amplamente utilizado nas bases protéticas dada as suas vantagens (Nejatian et al., 2015), no entanto, este material apresenta como limitações a fraca resistência mecânica, o que torna as próteses suscetíveis à fratura (Abdelhamid, Ashour & Abdelrahman, 2016; Raszewski & Nowakowska, 2013). As próteses podem fraturar como consequência do desgaste prolongado ou pela carga mastigatória excessiva, ultrapassando a fase plástica do material (Bahrani, Vojdani, Safari & Karampoor, 2012; Fernandes, Fonseca, Figueiral & Ribeiro, 2012). O principal fator de resistência à fratura é a capacidade da resina em resistir a tensões mastigatórias e absorver energia (Anusavice et al., 2013) e, por isso, torna-se importante avaliar o desempenho clínico das diferentes resinas acrílicas para evitar fraturas futuras e, com isso, custos desnecessários (Bahrani et al., 2012; Fernandes et al., 2012).

3.2.1. Resistência à flexão

A taxa de incidência de fraturas nas próteses é elevada, com maior risco nas próteses parciais, comparativamente às próteses totais (Zidan, Silikas, Alhotan, Haider & Yates, 2019). A maioria das próteses de PMMA fratura ao fim de 3 anos de função, ou gradualmente durante a sua atividade (Aziz, Saba & Mesallati, 2015).

As fraturas podem advir de episódios de fadiga flexural, com fratura da linha média concomitante, ou de fraturas por impacto, as quais resultam da queda acidental da prótese (Salloum, 2019). A tensão de fadiga flexural, exercida por ação de repetidas forças mastigatórias, é uma das principais causas de fratura da prótese total de PMMA (Aziz et al., 2015) e, por isso, a alta resistência à flexão é um fator crítico na escolha de um material protético, nomeadamente em casos em que se verifica a existência de reabsorção irregular do rebordo alveolar, o que resulta na distribuição de forças desiguais à base protética (Singh, Palaskar & Mittal, 2013).

A Resistência à Flexão (FS) é uma propriedade do material definida como a tensão de flexão máxima que pode ser aplicada num material, antes deste ceder ou fraturar, num teste de flexão (Salloum, 2019). Esta propriedade traduz-se na capacidade de um material resistir à deformação sob carga (Mei, So, Li & Chu, 2015), e é um parâmetro indicativo da resistência à compressão, tração e cisalhamento (Pahuja, Garg, Bansal & Dang, 2013). De acordo com a ISO 20795-1, para evitar qualquer comprometimento de resistência, o material de base de prótese deve ter um valor de resistência à flexão não inferior a 60 MPa (Tabela 8) (Ahmed, El-Shennawy, Althomali & Omar, 2016).

Tabela 8 Requisitos quanto à resistência à flexão dos polímeros utilizados na confecção de bases protéticas (baseada em ISO 20795-1:2013)

Tipo	Resistência à flexão (MPa) mínimo
1, 3, 4, 5	65
2	60

A capacidade resistência à flexão da base protética pode ser diminuída pelas moléculas de água penetradas entre as cadeias de polímero, que atuam como plastificantes dentro das resinas da rede polimérica (Machado, Puckett, Breeding, Wady & Vergani, 2012), ou por outros fatores como o nível de polimerização, o tamanho da partícula de pó, o peso molecular do polímero, a porosidade e o excesso de monómero, carga e plastificantes (Gungor et al., 2017).

Vários estudos têm sido realizados na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas da resina acrílica, como a incorporação de carbono (Huang, Bottino, Levon & Chu, 2017), vidro ou fibras de poliamida na matriz de PMMA (Gad et al., 2017; Im, Huh, Cho & Park, 2017; Sasaki, Hamanaka, Takahashi & Kawaguchi, 2017; Takahashi, Gonda, Mizuno, Fujinami & Maeda, 2017; Ucar, Akova & Aysan, 2012; Yu et al., 2015). Contudo, estes materiais são difíceis de polir e não se adaptam aos processos de fresagem e, nesse sentido, novas pesquisas foram realizadas com a incorporação de partículas inorgânicas (Al-Harbi et al., 2019; Gad et al., 2017; Takahashi et al., 2017) ou mudanças na formulação dos monómeros com agentes de reticulação (Consani, de Paula, Fugolin & Pfeifer, 2019).

3.2.1.1. Ensaio de resistência à flexão em três pontos

A análise estática, como o ensaio de resistência à flexão em três pontos, envolve a aplicação de uma força unidirecional crescente na amostra, ao longo do tempo e, para tal, as amostras são colocadas horizontalmente na máquina de teste universal (Figura 9), seguindo-se a aplicação de carga no topo destas (Gungor et al., 2017).

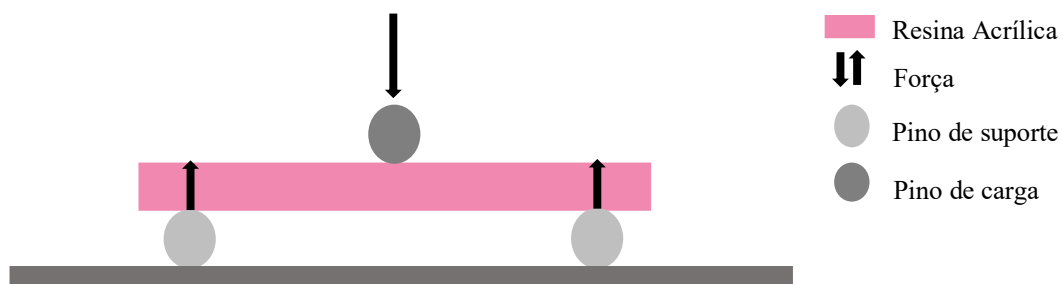


Figura 9 - Exemplificação ilustrativa da máquina de teste universal (adaptada de Gharechahi et al., 2014)

O ensaio de resistência à flexão em três pontos permite estudar e comparar os diferentes materiais de bases protéticas, uma vez que produz um nível de tensão semelhante àquele que é aplicado à prótese, durante a função mastigatória (Machado et al., 2012). Este teste determina não só a força, como a distorção esperada pelo material (Singh & Garg, 2016).

O material de base protética antes da fratura exibe uma deformação plástica irreversível, verificada após o limite proporcional (PL) (Figura 10), que altera as dimensões da prótese e não é clinicamente aceitável (Chugh, Sheriger, Balakrishnan & Narayan, 2020).

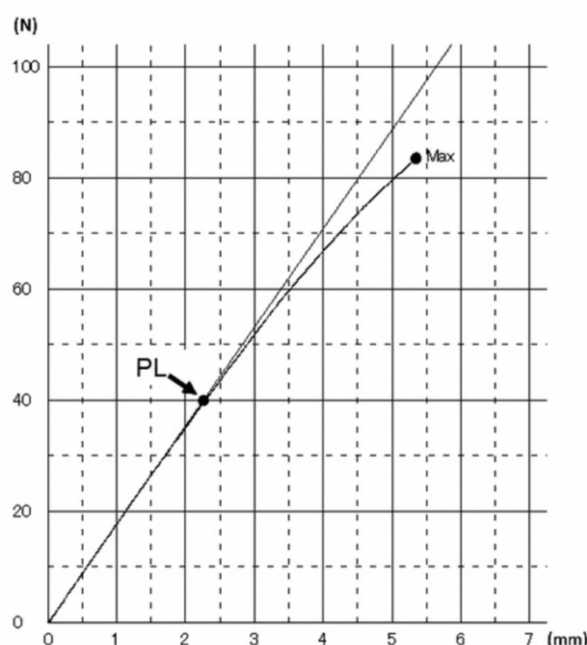


Figura 10 - Gráfico representativo de carga/deflexão. PL= carga no limite proporcional; Max= carga final (Yoshida, Takahashi, Sasaki, Hamanaka & Kawaguchi, 2015)

A resina acrílica deve ter um alto limite proporcional para neutralizar a deformação plástica e possuir resistência à fadiga para suportar as cargas funcionais repetidas (Nahata et al., 2019).

4. Objetivos e Hipóteses em Estudo

4.1. Objetivo geral

Avaliar *in vitro*, de acordo com o tipo de polimerização, a capacidade de resistência à flexão de duas resinas acrílicas, utilizadas em Prótese Removível.

4.2. Objetivos específicos

- Avaliar *in vitro* a resistência à flexão de uma resina acrílica termopolimerizável (ProBase® Hot);
- Avaliar *in vitro* a resistência à flexão de uma resina acrílica autopolimerizável (ProBase® Cold);
- Comparar *in vitro* a resistência à flexão das resinas acrílicas termopolimerizável e autopolimerizável.

4.3. Hipóteses experimentais

H₀: Não existem diferenças de resistência à flexão entre as resinas acrílicas termopolimerizável e autopolimerizável.

H₁: Existem diferenças de resistência à flexão entre as resinas acrílicas termopolimerizável e autopolimerizável.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Materiais

1.1. Resinas

1.1.1. Composição

Para o presente estudo, foram avaliadas duas resinas acrílicas à base de PMMA, ProBase® Hot (PBH) e ProBase® Cold (PBC), uma termopolimerizável e outra autopolimerizável, respetivamente.

A composição do pó e do líquido de ambas as resinas, apresenta-se na tabela seguinte (Tabela 9).

Tabela 9 Composição das resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold (Ivoclar Vivadent AG., Liechtenstein)

	PBH	PBC
Pó	Polimetilmetacrilato	Polimetilmetacrilato
	Agente de amolecimento	Catalisadores
	Peróxido de benzoila	Pigmentos
	Pigmentos	
Líquido	Metilmetacrilato	Metilmetacrilato estabilizador
	Dimetacrilato	Dimetacrilato
	Catalisadores	Catalisadores
		Estabilizadores

1.1.2. Caraterização das amostras de estudo

Para a realização deste estudo, as amostras foram confeccionadas, de acordo com a norma ISO 20795-1, publicada em 2013, em paralelepípedos com as dimensões de $64 \times 10 (\pm 0,2) \times 3,3 (\pm 0,2)$ mm. Todas as amostras foram medidas relativamente às variáveis largura e espessura, em mm, com recurso a um micrômetro digital de precisão $\pm 0,01$ mm (Figura 11).

1.2. Equipamento Laboratorial

- ✓ Micrômetro digital de precisão $\pm 0,01$ mm (Mitutoyo)



Figura 11 - Micrômetro digital de precisão $\pm 0,01$ mm (Digimatic caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan)

- ✓ Estufa Memmert UM500 a 37°C

- ✓ Máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502)

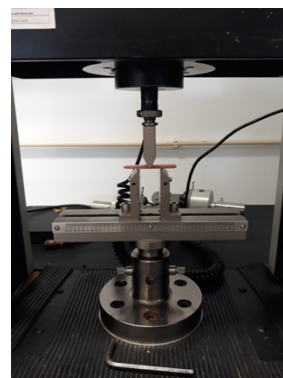


Figura 12 - Máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502), localizada no laboratório de biomateriais (BioMAT), na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa

2. Métodos

2.1. Preparação das amostras

Para o presente estudo, foram confeccionadas um total de 10 amostras retangulares de resina à base de polimetilmetacrilato, 5 de resina acrílica autopolimerizável e 5 de resina acrílica termopolimerizável, respeitando as normas do fabricante (Tabela 10), e de acordo com a norma ISO 20759-1:2013. Foram excluídas 10 amostras que não cumpriam os critérios de estudo, nomeadamente corpos de prova com:

- dimensões inferiores às pré-estabelecidas pela ISO;
- porosidades internas e/ou externas;
- bordos desgastados.

Tabela 10 Detalhes dos materiais de estudo: PBH e PBC (Ivoclar Vivadent AG., Liechtenstein)

Resina	Proporção P/L (g/ml)	Ciclo de cura
PBH	22.5/10	45 min, 100°C
PBC	1.5/1	15 min, 40°C, 2-4 bar

Após a polimerização, as amostras foram polidas com lixas de carboneto de silício de grão 500 e 100, para remover irregularidades e para o polimento final, respetivamente, a fim de atingir uma espessura de $2,0 \pm 0,1$ mm, conforme o descrito na ISO 20759-1:2013.

Por fim, as amostras de resina foram armazenadas em água, numa incubadora, à temperatura de 37 ± 1 °C, durante 48 ± 2 horas, como recomendado pela ISO 20759-1:2013 e, posteriormente, arrefecidas à temperatura ambiente.

2.2. Ensaio de resistência à flexão em três pontos

As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à flexão em três pontos, realizado na máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502) do laboratório de biomateriais (BioMAT), da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa (Figura 12).

Inicialmente, cada amostra foi posicionada na máquina, previamente preparada para o estudo, com uma distância entre os suportes de 50mm, com uma carga aplicada no centro da amostra (Figura 13) e com uma velocidade de 5mm/min, de acordo com o preconizado por Neves (2012).

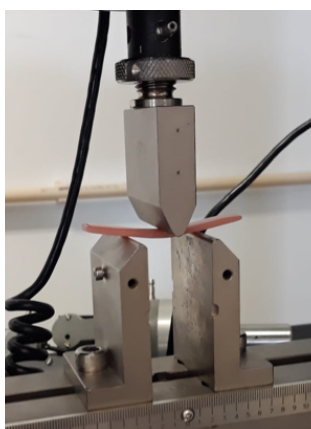


Figura 13 - Máquina de testes universal servo-hidraulica (Instron Modelo 4502), com a amostra segundo o preconizado por Neves (2012)

De seguida, e de acordo com o software da máquina, introduziram-se os valores das medições individuais (largura e espessura) de cada amostra, nesse mesmo software, e aplicou-se a carga até a amostra ser fraturada (Figura 14), obtendo-se o valor de carga de fratura, em Newton (N).



Figura 14 - Amostra de estudo fraturada

2.2.1. Determinação do valor de resistência à flexão (MPa)

O software da máquina, através da fórmula, $FS = \frac{3Wl}{2bd^2}$ em que, FS é resistência à flexão, W é a carga máxima antes da fratura (N), l é a distância entre os suportes, b é largura da amostra (mm) e d é espessura da amostra (mm), calcula a resistência à flexão, expressa em Megapascals (MPa) (ISO 20759-1:2013).

2.3. Análise estatística dos resultados

Os dados foram recolhidos e reunidos em Excel e, de seguida, trabalhados estatisticamente utilizando o software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), com um nível de significância aceite de $p \leq 0,05$. Os testes estatísticos, utilizados para realizar a análise, foram os testes de normalidade (Shapiro-Wilk), de homogeneidade de variâncias (Levene), e o teste paramétrico T para comparação dos valores de resistência à flexão,

III. RESULTADOS

Os resultados obtidos neste estudo, assim como a análise descritiva do ensaio de resistência à flexão, é apresentada na Tabela 11, cuja representação gráfica se apresenta na Figura 15.

Tabela 11 Valores descritivos do ensaio resistência à de flexão da resina PBH (termopolimerizável) e PBC (autopolimerizável)

MPa	N	Valores obtidos	Média	Desvio Padrão	Mediana	Máximo	Mínimo
PBH	5	199,0 244,2 206,3 230,0 144,6	204,82	38,23	206,3	244,2	144,6
PBC	5	174,3 164,9 169,5 169,5 144,4	164,52	11,73	169,5	174,3	144,4

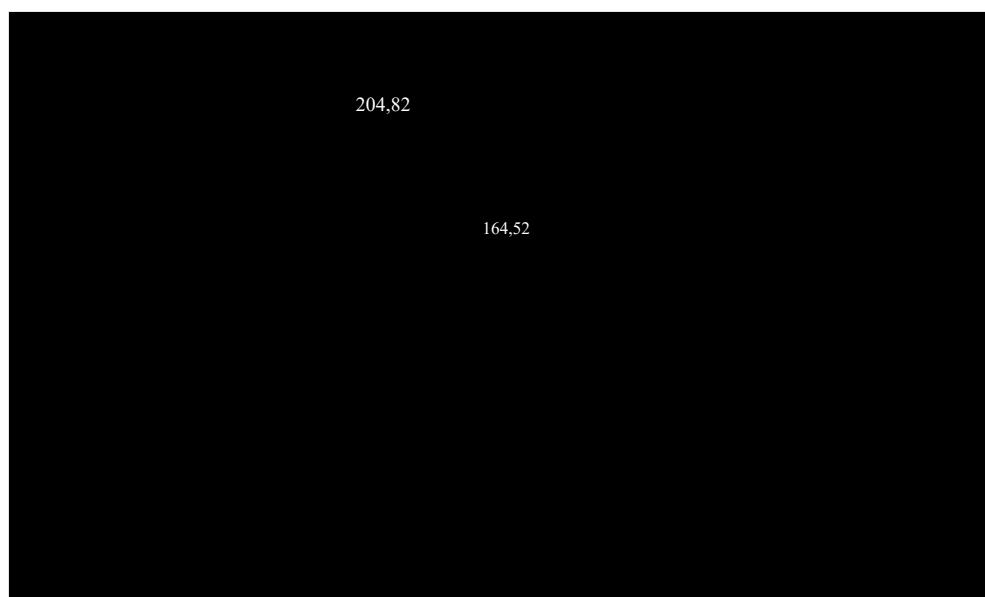


Figura 15 - Representação gráfica dos resultados obtidos no ensaio de resistência à flexão da resina PBH (termopolimerizável) e PBC (autopolimerizável).

Para realizar a análise comparativa dos valores de resistência à flexão foi utilizado o teste paramétrico T para amostras independentes, que depende da normalidade das amostras, assim como da homogeneidade das variâncias. Assim, as amostras são independentes, resultantes da confecção de 10 unidades, cuja distribuição foi aleatória pelos 2 grupos de estudo. A dimensão da amostra é inferior a 30 e, por isso, é necessário verificar se a variável segue uma distribuição normal. Para isso recorreu-se à aplicação do teste de Shapiro-Wilk. Os resultados deste teste, para um nível de significância de 95%, demonstraram que todos os grupos são normais, apresentando valores de significância superiores a 0,05, como demonstrado na Tabela 12.

Tabela 12 Resultados obtidos com a aplicação do teste de normalidade Shapiro-Wilk

Shapiro-Wilk				
		N	Estatística	Significância
Resistência à Flexão	PBH	5	0,896	0,390
	PBC	5	0,928	0,586

Com o intuito de verificar se existe homogeneidade de variâncias dos grupos, recorreu-se ao teste de Levene e obtiveram-se os resultados apresentados na Tabela 13, onde se verifica que a significância obtida é superior a 0,05, o que nos permite confirmar que as amostras não são homogêneas.

Tabela 13 Resultados obtidos com a aplicação do teste de homogeneidade de variâncias de Levene

Estatística de Levene	gl1	gl2	Significância
5,641	1	8	0,045

Por fim, e cumprindo os pressupostos para aplicação de testes paramétricos, para analisar se as médias dos grupos diferem significativamente entre si, aplicou-se o teste paramétrico T para amostras independentes. Como não existe homogeneidade de variâncias, a análise do teste paramétrico T foi realizada a partir da segunda linha deste teste (Tabela 14) e, a partir dos resultados obtidos, foi possível constatar que a $\text{sig.} < 0,05$, pelo o que se rejeita a hipótese H_0 .

Tabela 14 Resultados obtidos com a aplicação do teste paramétrico T

Teste paramétrico T para igualdade de médias

		df	Sig. (2 extremidades)	Diferença média
Resistência à Flexão	Variâncias iguais assumidas	8	0,000	-183,04000
	Variâncias iguais não assumidas	4,003	0,000	-183,04000

Atendendo aos valores da análise descritiva, concluímos que a resina PBH apresenta valores médios de resistência à flexão (204,82 MPa) significativamente superiores ($p < 0,0005$) aos da resina PBC (164,52 MPa).

IV. DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a capacidade de resistência à flexão de duas resinas acrílicas, com diferentes métodos de polimerização, utilizadas na confecção de bases protéticas: a resina acrílica termopolimerizável, ProBase® Hot, e a resina acrílica autopolimerizável, ProBase® Cold. Para isso, foi utilizado o ensaio de resistência à flexão em três pontos que, de acordo com a ISO 20795-1, é o teste mais utilizado para determinar propriedades de flexão (ISO 20759-1:2013), tal como Anne, Mukarla, Manne, Anne Muvya & Krishna (2017), Nahata et al. (2019) e de Ozkir et al. (2018) preconizaram nos seus estudos.

No presente trabalho, o ensaio de resistência à flexão em três pontos foi utilizado para determinar a resistência à flexão das amostras de resina acrílica, uma vez que pode simular o tipo de força aplicada na prótese, através da mastigação (Sakaguchi & Powers, 2012). Este teste não avalia apenas a resistência do material, como também fornece uma estimativa da rigidez do mesmo (Yunus, Rashid, Azmi & Abu-Hassan, 2005).

A resistência à fratura das próteses acrílicas depende da resistência à flexão e, por isso, torna-se importante estudar esta propriedade (Khalid, 2018), já que a fratura da base protética é uma das principais complicações das próteses acrílicas. (Anne et al., 2017).

As próteses acrílicas podem fraturar em virtude do desgaste prolongado e degradação do material, ou pela carga mastigatória excessiva, ultrapassando a resistência plástica do material. Posto isto, para evitar fraturas, é fundamental conhecer o desempenho clínico das diferentes resinas acrílicas e, assim, evitar custos potencialmente desnecessários, referentes ao reparo ou confecção de novas próteses (Bahrani et al., 2012; Fernandes et al., 2012).

Nos estudos de Venus, Boening & Peroz (2011) e de Abby, Kumar, Shibu & Chakravarthy (2011) as propriedades físicas das bases protéticas foram avaliadas por meio da confecção de diferentes corpos de prova, com diferentes formatos. Contudo, à semelhança dos estudos de de Ragher et al. (2016) e Zidan et al. (2019), e de acordo com a norma ISO 20759-1:2013, para a realização deste trabalho foram confeccionados corpos de prova com formato paralelepípedo, pelo facto de, assim, as variáveis forma, tamanho e espessura das amostras serem controladas e, deste modo, as propriedades físicas estarem diretamente relacionadas com a própria resina em estudo.

A decisão da utilização destas resinas acrílicas, com diferentes métodos de polimerização, teve por base o facto de estes serem os materiais mais utilizados para confecção de bases protéticas (Camacho et al., 2014; McCabe, & Walls, 2013).

As próteses são sujeitas a forças mastigatórias repetitivas que induzem fadiga à flexão da base acrílica. Assim sendo, a prótese deve ser confeccionada com material de alta resistência à flexão para suportar essas cargas (Pahuja et al., 2013) e, por isso, para evitar qualquer comprometimento da resistência, o material de base da prótese deve ter um valor de resistência à flexão não inferior a 60 MPa (ISO 20759-1:2013). A partir dos resultados deste estudo é possível concluir que a resistência à flexão dos dois métodos de polimerização testados foi superior à exigida pela ISO 20759-1:2013, pelo que ambas as resinas podem ser consideradas como adequadas para uso clínico.

As fraturas das amostras pelo ensaio de resistência à flexão em três pontos podem ser classificadas em frágeis se, aquando da reposição na linha de fratura, os dois fragmentos da amostra fraturada apresentarem uma superfície lisa, ou em dúcteis, caso os fragmentos apresentem uma superfície áspera (Faot, Costa, Del Bel Cury & Rodrigues Garcia, 2006). No nosso estudo constatou-se que os locais de fratura das amostras submetidas ao ensaio de flexão apresentavam uma superfície rugosa e, como tal, ambos os materiais em estudo podem-se classificar de dúcteis, ilustrado na figura 14 anteriormente apresentada.

Com base nos resultados obtidos neste trabalho, verificou-se que a técnica de polimerização afeta a capacidade de resistência à flexão da resina acrílica visto que, a resina acrílica termopolimerizável apresentou resultados significativamente superiores para a resistência à flexão, em comparação com a resina acrílica autopolimerizável, rejeitando-se, assim, a hipótese nula. O mesmo foi verificado nos estudos de Fernandes et al. (2012) e Neera et al. (2021). Por outro lado, os resultados do estudo realizado por Silva et al. (2021) refutam os obtidos neste trabalho já que estes encontraram diferenças estatisticamente significativas entre as resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Também os resultados obtidos por Berge (1983), que afirma que a resistência à flexão nas resinas autopolimerizáveis é maior do que nas resinas termopolimerizáveis, contrariam os deste estudo.

A reação de polimerização das resinas acrílicas pode resultar de uma ativação térmica ou química. Assim, as resinas acrílicas termopolimerizáveis são termicamente ativadas, enquanto as resinas acrílicas autopolimerizáveis são quimicamente ativadas e, por isso,

necessitam de um ativador químico (Camacho et al., 2014). Segundo a literatura, o método de polimerização desta última resina não é tão eficiente, o que resulta na criação de cadeias poliméricas curtas, de baixo peso molecular (Consani, de Paula, Fugolin & Pfeifer, 2020; Hamanaka, Iwamoto, Lassila, Vallittu & Takahashi, 2016), levando à maior liberação de monómero residual (Van Noort, 2012) e, consequentemente, dando origem a estruturas mais porosas. Como resultado, reduz a qualidade física e mecânica das estruturas acrílicas (Kostic et al., 2014).

As diferenças observadas entre as resinas acrílicas estudadas podem, então, dever-se ao facto de as resinas acrílicas autopolimerizáveis apresentarem menor grau de conversão que as termopolimerizáveis (Alla et al., 2015) que, em última instância, diminui as propriedades mecânicas destes materiais (Nasution, Kamonkhantikul, Arksornnukit & Takahashi, 2018; Tuna, Rohlig, Sancakli, Evlioglu & Gencay, 2013). Os valores inferiores de resistência à flexão da resina autopolimerizável podem ser atribuídos à quantidade de monómero residual, que atua como plastificante, e reduz as forças intercadeias e a temperatura de transição vítrea (O'Brien, 2008).

Com base nos resultados obtidos considera-se que a utilização da resina acrílica termopolimerizável, ProBase® Hot, possa ser mais vantajosa comparativamente à resina acrílica autopolimerizável, ProBase® Cold, quando pretendemos confeccionar próteses removíveis com resina acrílica. Assim, a seleção de resinas acrílicas termopolimerizáveis, em casos clínicos mecanicamente mais desafiantes, deve ser preferida, como por exemplo, em indivíduos com hábitos parafuncionais de apertamento ou, até mesmo, em situações clínicas em que a força de mordida é elevada, assim como em pacientes em que a reabilitação oral carece de mudanças na dimensão vertical. Nestes casos, as propriedades mecânicas, como a resistência à flexão, desempenham um papel crítico, sendo importante a escolha do material reabilitador (Kadiyala et al., 2016).

V. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos deste estudo pode-se concluir que:

- √ A capacidade de resistência à flexão da resina acrílica termopolimerizável (ProBase® Hot) é superior à resina autopolimerizável (ProBase® Cold);
- √ O método de polimerização tem influência na resistência à flexão das resinas acrílicas.

VI. FUTURAS LINHAS DE INVESTIGAÇÃO

Em investigações futuras será relevante:

- Avaliar *in vitro* a resistência à flexão das resinas acrílicas, utilizadas em Prótese Removível, com a adição de uma malha metálica dado que, os resultados obtidos no estudo realizado por Anne et al. (2017), indicam que a adição de uma malha metálica aumenta a resistência à flexão das próteses acrílicas comparativamente às próteses sem reforço metálico.
- Avaliar *in vitro* a resistência à flexão das resinas acrílicas, utilizadas em Prótese Removível, confeccionadas com técnicas de processamento diferentes e, assim, verificar se os resultados estão de acordo com os obtidos por Gharechachi et al. (2014), que sugerem que a moldagem por injeção apresenta maior resistência à flexão.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Abdelhamid, A., Ashour, M., & Abdelrahman, A. M. (2016). Evaluation of a Newly Formulated Thermoplastic Monomer Free Complete Denture Base Material (Microbiological Study). *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 5(2), 656-662. <https://doi.org/10.21275/v5i2.nov161141>
- Abdel-Rahman, H., Tahir, C., & Saleh, M. (2013). Incidence of partial edentulism and its relation with age and gender. *Zanco Journal of Medical Sciences*, 17(2), 463-470. <https://doi.org/10.15218/zjms.2013.0033>
- Abby, A., Kumar, R., Shibu, J., & Chakravarthy, R. (2011). Comparison of the linear dimensional accuracy of denture bases cured the by conventional method and by the new press technique. *Indian J Dent Res*, 22(2), 200-204. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.84282>
- Ahmed, M. A., El-Shennawy, M., Althomali, Y. M., & Omar, A. A. (2016). Effect of titanium dioxide nano particles incorporation on mechanical and physical properties on two different types of acrylic resin denture base. *World J Nano Sci Eng*, 6(3), 111-119. <https://doi.org/10.4236/wjnse.2016.63011>
- Akin, H., Tugut, F., & Polat, Z. A. (2015). In vitro comparison of the cytotoxicity and water sorption of two different denture base systems. *Journal of Prosthodontics*, 24(2), 152-155. <https://doi.org/10.1111/jopr.12162>
- Albrecht, K., & Manfred, S. T. (2013). *Ullman's Encyclopedia of Industrial Chemistry*, 2nd ed. Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- Al Hamdan, E., & Fahmy, M. M. (2014). Socioeconomic factors and complete edentulism for female patients at King Saud University. *Tanta Dent J.*, 11(3), 169-173. <https://doi.org/10.1016/j.tdj.2014.09.002>
- Al-Harbi, F. A., Abdel-Halim, M. S., Gad, M. M., Fouda, S. M., Baba, N. Z., AlRumaih, H. S., & Akhtar, S. (2019). Effect of Nanodiamond Addition on Flexural Strength, Impact Strength, and Surface Roughness of PMMA Denture Base. *J Prosthodont*, 28(1), e417-e425. <https://doi.org/10.1111/jopr.12969>
- Alhareb, A. O., Akil, H. M., & Ahmad, Z. A. (2015). Mechanical Properties of PMMA Denture Base Reinforced by Nitrile Rubber Particles with Al₂O₃/YSZ Fillers.

- Procedia Manufacturing*, 2(2015), 301-306.
<https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.053>
- Ali, U., Karim, K., & Buang, N. (2015). A Review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate) (PMMA). *Polym. Rev.*, 55(4), 678-705.
<https://doi.org/10.1080/15583724.2015.1031377>
- Al-Johany, S. S., & Andres, C. (2015). Ick classification system for partially edentulous arches. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 17(6), 1-9.
<https://doi.org/10.1002/9781119115397.ch01>
- Alla, R. K., Swamy, K. N., Vyas, R., & Konakanchi, A. (2015). Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I – Overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Scie*, 1(4), 82-89.
- Almutairy, A., & Mohan, M. (2017). Prevalence of partial edentulism among young Saudi women of Qassim and their perception of early tooth loss. *International Journal of Dental Research*, 5(2), 172. <https://doi.org/10.14419/ijdr.v5i2.8224>
- Andrade, R. A., Cunha, M. D., & Reis, A. M. (2017). Morphofunctional analysis of stomatognathic system in conventional complete dentures users from the Integrated Health Center. *Rev CEFAC*, 19(5), 712-725.
<https://doi.org/10.1590/1982-021620171955817>
- Anne, G., Mukarla, N. P., Manne, P., Anne, R., Muvya, S. B., & Krishna, G. P. (2017). Comparative evaluation of flexural strength of conventional and reinforced heat cure acrylic resins: An in vitro study. *J Dent Res Rev*, 4(1), 9-12.
https://doi.org/10.4103/jdrr.jdrr_7_17
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawels, H. R. (2013). *Phillips Science of Dental Materials* (12nd ed.) St. Louis, Missouri: Saunders.
- Arora, S. J., Arora, A., Upadhyaya, V., & Goyal, A. (2017). Evaluation of the mechanical properties of high impact denture base resin with different polymer to monomer ratios: an in vitro study. *Indian J Dent Sci*, 9(2), 67-72.
https://doi.org/10.4103/IJDS.IJDS_26_17
- Asar, N. V., Albayrak, H., Korkmaz, T., & Turkyilmaz, I. (2013). Influence of various metal oxides on mechanical and physical properties of heat-cured polymethyl

- methacrylate denture base resins. *J. Adv. Prosthodont*, 5(3), 241-247. <http://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.241>
- Ayaz, E. A., Durkan, R., Koroglu, A., & Bagis, B. (2014). Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl Biomater Funct Mater*, 12(3), 228-233. <https://doi.org/10.5301/jabfm.5000199>
- Aziz, A., Saba, E., & Mesallati, S. A. (2015). Masticatory Efficiency of Complete Dentures Constructed by different Denture Base Materials. *Int J Dent Sci Res*, 5(6), 1292-1299. <https://doi.org/10.21275/v5i6.NOV164376>
- Baba, K. (2014). Paradigm shifts in prosthodontics. *J. Prosthodont. Res.*, 58(1), 1-2. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.12.003>
- Bahrani, F., Vojdani, M., Safari, A., & Karampoor, G. (2012). Comparison of Hardness and Surface Roughness of Two Denture bases Pol-ymerized by Different Methods. *World J. Dent*, 3(2), 171-175. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1151>
- Barochia, J., & Kamath, S. (2018). Evaluation of the Effect of Denture Cleansers on the Surface roughness of hard denture base material: an in vitro study. *Indian J Dent Res*, 29(5), 657-662. https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_810_16
- Barzyk, M., Smardz, J., & Wieckiewicz, W. (2018). Spectrophotometric evaluation of 5-layer acrylic teeth hyperpigmentation caused by selected food colors: In vitro study. *Dent Med Probl*, 55(2), 167-171. <https://doi.org/10.17219/dmp/87116>
- Basnyat, K. C., Sapkota, B., & Shrestha, S. (2014). Epidemiological Survey on Edentulousness in Elderly Nepalese Population. *Kathmandu Univ Med J (KUMJ)*, 12(48), 259-263. <https://doi.org/10.3126/kumj.v12i4.13731>
- Beloni, W. B., Vale, H. F., & Takahashi, J. M. (2014). Avaliação do grau de satisfação e qualidade de vida dos portadores de prótese dental. *RFO*, 18(2), 160-164. <https://doi.org/10.5335/rfo.v18i2.3255>
- Berge, M. (1983). Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta Odontol Scand*, 41(3), 187-191. <https://doi.org/10.3109/00016358309162322>
- Bharathi, M., Babu, K. R., Reddy, G., Gupta, N., Misuriya, A., & Vinod, V. (2014). A Partial Edentulism based on Kennedy's classification: An epidemiological study.

- J Contemp Dent Pract*, 15(2), 229-231. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1520>
- Bohnenkamp, D. M. (2014). Removable Partial Dentures: Clinical Concepts. *Dental Clinics of North America*, 58(1), 69-89. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2013.09.003>
- Bohra, P. K., Ganesh, P. R., Reddy, M. M., Ebenezar, A. V., & Sivakumar, G. (2015). Colour stability of heat and cold cure acrylic resins. *J Clin Diagn Res*, 9(1), ZC12-15. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/11620.5400>
- Camacho, D. P., Svidzinski, T. I. E., Furlaneto, M. C., Lopes, M. B., & Corrêa, G. O. (2014). Acrylic resins for dental use based polymethylmethacrylate. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research (BJSCR)*, 6(3), 63-72. Disponível em <http://www.mastereditora.com.br/bjscr>
- Campos, C. H., Gonçalves, T. M., & Garcia, R. C. (2015). Implant-supported removable partial denture improves the quality of life of patients with extreme tooth loss. *Braz Dent J*, 26(5), 463-467. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300097>
- Carr, A., & Brown, D. (2012). *McCracken: Prótese Parcial Removível* (12nd ed.) São Paulo: Mosby Elsevier Ltd.
- Carson, S. J., & Burns, J. (2016). Impact of smoking on tooth loss in adults. *Evid Based Dent*, 17(3), 73-74. <https://doi.org/10.1038/sj.ebd.6401182>
- Cervino, G., Cicciù, M., Herford, A. S., Germanà, A., & Fiorillo, L. (2020). Biological and Chemo-Physical Features of Denture Resins. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(15), 3350. <https://doi.org/10.3390/ma13153350>
- Charasseangpaisarn, T., & Wiwatwarrapan, C. (2015). The effect of various frequencies of ultrasonic cleaner in reducing residual monomer in acrylic resin. *Ultrasonics*, 63, 163-167. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2015.07.005>
- Cheng, F., Zhang, M., Wang, Q., Xu, H., Dong, X., Gao, Z., Chen, J., Wei, Y., & Qin, F. (2018). Tooth loss and risk of cardiovascular disease and stroke: A dose-response metaanalysis of prospective cohort studies. *PLoS One*, 13(3), e0194563. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196563>
- Chiu, S. H., Wicaksono, S. T., Chen, K. T., & Pong, S. H. (2014). Morphology and properties of photopolymer/clay nanocomposite prepared by a rapid prototyping

- system. *Sci Eng Compos Mater*, 21(2), 205-210. <https://doi.org/10.1515/secm-2012-0041>
- Chugh, N., Sheriger, P., Balakrishnan, D., & Narayan, A. I. (2020). To Compare the Flexural Properties of Three Commercially Available Heat Cure Denture Base Resins After Water Immersion Over a Period of Three Months: An in Vitro Study. *Indian Journal of Public Health Research & Development*, 11(1), 256-260. <https://doi.org/10.37506/v11/il/2020/ijphrd/193825>
- Cierech, M., Osica, I., Kolenda, A., Wojnarowicz, J., Szmigiel, D., Lojkowski, W., Kurzydowski, K., Ariga, K., & Mierzwinska-Nastalska, E. (2018). Mechanical and Physicochemical Properties of Newly Formed ZnO-PMMA Nanocomposites for Dentures Bases. *Nanomaterials (Basel, Switzerland)*, 8(5), 305. <https://doi.org/10.3390/nano8050305>
- Consani, R. L., Folli, B. L., Nogueira, M. C., Correr, A. B., & Mesquita, M. F. (2016). Effect of polymerization cycles on gloss, roughness, hardness and impact strength of acrylic resins. *Braz Dent J*, 27(2), 176-180. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600733>
- Consani, R., de Paula, A., Fugolin, A., & Pfeifer, C. (2019). Effect of the combination of a crosslinking agent and a thiourethane additive on the properties of acrylic denture bases processed with microwave energy. *J Mech Behav Biomed Mater*, 98, 90-95. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.06.009>
- Consani, R., de Paula, A., Fugolin, A., & Pfeifer, C. (2020). Strategies for Potential Toughening of Acrylic Denture Bases Polymerized With Microwave Energy. *Brazilian Dental Journal*, 31(5), 523-531. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202003772>
- Daniel, A. Y., Mehdiratta, S., Talwar, H., & Daniel, S. (2018). Regaining esthetics with unconventional complete denture: clinical case series. *Chrismed J Health Res*, 5(1), 60-62. https://doi.org/10.4103/cjhr.cjhr_46_17
- Dhole, R. L., Srivatsa, G., Shetty, R., Huddar, D., Sankeshwari, B., & Chopade, S. (2017). Reinforcement of Aluminum Oxide Filler on the Flexural Strength of Different Types of Denture Base Resins: An In vitro Study. *J Clin Diagn Res*, 11(4), ZC101-ZC104. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/23893.9735>

- Digholkar, S., Madhav, V. N., & Palaskar, J. (2016). Evaluation on the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(4), 328-334. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191288>
- D'Souza, K. M., & Aras, M. (2014). Association between socio-demographic variables and partial edentulism in the Goan population: An epidemiological study in India. *Indian J Dent Res*, 25(4), 434-438. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.142519>
- Elani, H. W., Harper, S., Thomson, W. M., Espinoza, I. L., Mejia, G. C., Ju, X., Jamieson, L. M., Kawachi, I., & Kaufman, J. S.(2017). Social inequalities in tooth loss: a multinational comparison. *Community Dent Oral Epidemiol*, 45(3), 266-274. <https://doi.org/10.1111/cdoe.12285>
- Elboraey, A. N., Dehis, W. M., & Moussa, M. K. (2016). Flexural and Tensile Strength of Acrylic Resin Denture Base Materials Processed by Three Different Methods. *Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences*, 7(4), 2556-2563.
- Emami, E., de Souza, R. F., Kabawat, M., & Feine, J. S. (2013). The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent*, 2013, 498305. <https://doi.org/10.1155/2013/498305>
- Faot, F., Costa, M. A., Del Bel Cury, A. A., & Rodrigues Garcia, R. C. (2006). Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 96(5), 367-373. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.08.001>
- Farhood, I. K., & Rafeeq, A. K. (2014). Effect of incorporation of Silver Nitrate on Transverse Strength and Impact Strength of Autopolymerizing Acrylic Resin. *Karbala J Med*, 7(2), 1992-1999.
- Fernandes, M. S., Fonseca, P., Figueiral, M. H., & Ribeiro, R. (2012). Avaliação das propriedades mecânicas das resinas acrílicas. *Ver. Pot. Estomatol. Med. Dentária Cir. Maxilofac*, 53(1), e13-e14. [https://doi.org/10.1016/S1646-2890\(12\)60034-X](https://doi.org/10.1016/S1646-2890(12)60034-X)
- Francis, J., Shetty, R., Shenoy, K., & Somaraj, V. (2016). Comparative evaluation on the influence of different curing cycles on the mechanical properties of three commercially available denture base resins: An in-vitro study. *J Appl Dent & Med Sci*, 2(3), 23-30.

- Friedman, P. K., Kaufman, L. B., & Karpas, S. L. (2014). Oral health disparity on older adults: dental decay and tooth loss. *Dent Clin North Am*, 58(4), 757-770. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.06.004>
- Friel, T., & Waia, S. (2020). Removable Partial Dentures for Older Adults. *Prim Dent J*, 9(3), 34-39. <https://doi.org/10.1177/2050168420943435>
- Fueki, K., Ohkubo, C., Yatabe, M., Arakawa, I., Arita, M., Ino, S., Kanamori, T., Kawai, Y., Kawara, M., Komiyama, O., Suzuki, T., Nagata, K., Hosoki, M., Masumi, S., Yamauchi, M., Aita, H., Ono, T., Kondo, H., Tamaki, K., ... Matsuka, Y. (2014). Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin – Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res*, 58(2), 71-84. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2014.03.002>
- Gad, M., Abualsaud, R., Rahoma, A., Al-Thobity, A. M., Al-Abidi, K.S., & Akhtar, S. (2018). Effect of zirconium oxide nanoparticles addition on the optical and tensile properties of polymethylmethacrylate denture base material. *Int J. Nanomed*, 13, 283-292. <https://doi.org/10.2147/IJN.S152571>
- Gad, M. M., Al-Thobity, A. M., Shahin, S. Y., AlSaquer, B. T., & Ali, A. (2017). Inhibitory effect of zirconium oxide nanoparticles on Candida albicans adhesion to repaired polymethyl methacrylate denture bases and interim removable prosthesis: A new approach for denture stomatitis prevention. *Int. J. Nanomed*, 12, 5409-5419. <https://doi.org/10.2147/IJN.S142857>
- Gad, M. M., Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Napankangas, M., & Raustia, A. (2017). PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomed*, 12, 3801-3812. <https://doi.org/10.2147/IJN.S130722>
- Gad, M. M., & Abualsaud, R. (2019). Behavior of PMMA Denture Base Materials Containing Titanium Dioxide Nanoparticles: A Literature Review. *Int J Biomater*, 2019, 6190619. <https://doi.org/10.1155/2019/6190610>
- Gautam, R., Singh, R., Sharma, V., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research*, 100(5), 1444-1450. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32673>

- Gettleman, L., Phoenix, R. D., & Rawls, H. R. (2013). Prosthetic polymers and resins. In J. K. Anusavice, C. Shen & H. R. Rawls (Eds), *Phillips' Science of Dental Materials* (pp. 474-498). St. Louis, Missouri: Saunders.
- Gil-Montoya, J. A., de Mello, A. L., Barrios, R., Gonzalez-Moles, M. A., & Bravo, M. (2015). Oral health in the elderly patient and its impact on general well-being: A nonsystematic review. *Clin Interv Aging*, 10, 461-467. <https://doi.org/10.2147/CIA.S54630>
- Gomes, S. G., & Cury, A. A. (2015). Flexible resins: an esthetic option for partially edentulous patients. *RGO*, 63(1), 81-86. <https://doi.org/10.1590/1981-8637201500010000121750>
- Goodall, W. A., & Greer, A. C. (2017). Unilateral removable partial dentures. *Br Dent J*, 222(2), 79-84. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.70>
- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 116(2), 249-256. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.017>
- Gungor, H., Gundogdu, M., Alkurt, M., & Yesil Duymus, Z. (2017). Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials. *Dent Mater J*, 36(2), 168-173. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-023>
- GPT-9 (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*, 117(5S): e1-e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>.
- Hamanaka, I., Iwamoto, M., Lassila, L., Vallittu, P., & Takahashi, Y. (2016). Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 2(1), 31-37. <https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1135747>
- Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). Thermoset Polymethacrylate-Based Materials for Dental Applications. In V. Grumezescu & A. Grumezescu (1st ed.), *Materials for Biomedical Engineering* (pp. 273-308). Elsevier.

- Hoshi, N., Arai, Y., Kawanishi, N., Kumasaka, T., Tanaka, K., & Kimoto, K. (2017). The effects of Prosthetic Treatment on Oral Candidiasis. *Biol Med*, 9(3), 397. <https://doi.org/10.4172/0974-8369.1000397>
- Huang, N. C., Bottino, M. C., Levon, J. A., & Chu, T. G. (2017). The Effect of Polymerization Methods and Fiber Types on the Mechanical Behavior of Fiber-Reinforced Resin-Based Composites. *J Prosthodont*, 26(3), 230-237. <https://doi.org/10.1111/jopr.12587>
- Im, S. M., Huh, Y. H., Cho, L. R., & Park, C. J. (2017). Comparison on the fracture resistances of glass fiber mesh- and metal mesh-reinforced maxillary complete denture under dynamic fatigue loading. *J Adv Prosthodont*, 9(1), 22-30. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.1.22>
- ISO 20795-1: 2013. Dentistry – Base polymers – Part 1: Denture base polymers. (2013). Suíça. Disponível em www.iso.org.
- Jang, D. E., Lee, J. Y., Jang, H. S, Lee, J. J., & Son, M. K. (2015). Color stability, water sorption and cytotoxicity of thermoplastic acrylic resin for non-metal clasp denture. *J Adv Prosthodont*, 7(4), 278-287. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.4.278>
- Jeyapalan, V., & Krishnan, C. S. (2015). Partial Edentulism and its Correlation to Age, Gender, Socio-economic Status and Incidence of Various Kennedy's classes - A Literature Review. *Journal of clinical and diagnostic research*, 9(6), ZE14-ZE15. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13776.6124>
- Kadiyala, K. K., Badisa, M. K., Anne, G., Anche, S. C., Chiramana, S., Muvya, S. B., Zakkula, S., & Jyothula, R. R. (2016). Evaluation of Flexural Strength of Thermocycled Interim Resin Materials Used in Prosthetic Rehabilitation – An In-vitro Study. *J Clin Diagn Res*. 10(9), ZC91-ZC95. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/20020.8566>
- Kaushik, K., Dhawan, P., Tandan, P., & Jain, M. (2018). Oral Health Related Quality of Life among patients after complete denture rehabilitation: A 12 moth follow up study. *Intl J of Applied and Basic Medical Research*, 8(3), 169-173. https://doi.org/10.4103/ijabmer.IJABMR_171_18

- Khalid, H. (2018). Causes and types of complete denture fracture. *Zanco J Med Sci*, 15(3), 36-40. <https://doi.org/10.15218>
- Kim, J. J. (2019). Revisiting the removable partial denture. *Dent Clin North Am*, 63(2), 263-278. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.007>
- Kossioni, A. E. (2018). The Association of Poor Oral Health Parameters with Malnutrition in Older Adults: A Review Considering the Potential Implications for Cognitive Impairment. *Nutrients*, 10(11), 1709. <https://doi.org/10.3390/nu10111709>
- Kostic, M., Petrovic, M., Krunic, N., Igic, M., & Janosevic, P. (2014). Comparative analysis of water sorption by different acrylic materials. *Acta Medica Mediannae*, 53(2), 5-9. <https://doi.org/10.5633/amm.2014.0201>
- Kurata, S., Morishita, K., Kawase, T., & Umemoto, K. (2012). Cytotoxic effects of acrylic acid, methacrylic acid, their corresponding saturated carboxylic acids, HEMA, and hydroquinone on fibroblasts derived from human pulp. *Dent Mater J*, 31(2), 219-225. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-085>
- Kutkut, A., Bertoli, E., Frazer, R., Pinto-Sinai, G., & Hidalgo, R. F. (2018). A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *J Prosthodont Res*, 62(1), 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.06.004>
- Lee, D. J., & Saponaro, P. C. (2019). Management of edentulous patients. *Dent Clin North Am*, 63(2), 249-261. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.006>
- Lee, H. H., Lee, C. J., & Asaoka, K. (2012). Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J*, 31(1), 157-164. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-205>
- Lee, M. J., Kim, M. J., Oh, S. H., & Kwon, J. S. (2020). Novel Dental Poly (Methyl Methacrylate) Containing Phytoncide for Antifungal Effect and Inhibition of Oral Multispecies Biofilm. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(2), 371. <https://doi.org/10.3390/ma13020371>
- Maiorana, C., Poli, P. P., Deflorian, M., Testori, T., Mandelli, F., Nagursky, H., & Vinci, R. (2017). Alveolar socket preservation with demineralised bovine bone minelar

- and a collagen matrix. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 47(4), 194-210.
<https://doi.org/10.5051/jpis.2017.47.4.194>
- Madhankumar, S., Mohamed, K., Natarajan, S., Kumar, V. A., Athiban, T. V., & Padmanabhan, T. V. (2015). Prevalence of partial edentulousness among the patients reporting to the Department of Prosthodontics Sri Ramachandra University Chennai, India: An epidemiological study. *J Pharm Bioall Sci*, 7(6), 643-647. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.163580>
- Machado, A. L., Puckett, A. D., Breeding, L. C., Wady, A. F., & Vergani, C. E. (2012). Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerontology*, 29(2), e318-e323.
<https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2011.00474.x>
- McCabe, J. F., & Walls, A. (2013). *Applied Dental Materials* (9th ed.) Blackwell Oxford, UK: Willey.
- Medina-Solis, C. E., Pontigo-Loyola, A. P., Pérez-Campos, E., Hernández-Cruz, P., Ávila-Burgos, L., Kowolik, M. J., & Maupomé, G. (2014). Association between edentulism and angina pectoris in Mexican adults aged 35 years and older: A multivariate analysis of a population-based survey. *J Periodontol*, 85(3), 406-416.
<https://doi.org/10.1902/jop.2013.130186>
- Mei, M. L., So, S. Y., Li, H., & Chu, C. (2015). Effect of Heat Treatment on the Physical Properties of Provisional Crowns during Polymerization: An in Vitro Study. *Materials (Basel)*, 8(4), 1766-1777. <https://doi.org/10.3390/ma8041766>
- Mody, P. V., Kumar, G., Kumar, M., & Shetty, B. (2012). Liquid supported denture-management of flabby ridges. *Contemp Clin Dent*, 3(3), 323-325.
<https://doi.org/10.4103/0976-237X.103628>
- Moosazadeh, M., Akbari, M., Tabrizi, R., Ghorbani, A., Golkari, A., Banakar, M., Sekhavati, E., Kavari, S. H., & Lankarani, K. B. (2016). Denture Stomatitis and Candida Albicans in Iranian Population: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Dent.*, 17(3 suppl), 283-292.
- Moussa, A. R., Dehis, W. M., Elboraey, A. N., & ElGabry, H. S. (2016). A Comparative Clinical Study of the Effect of Denture Cleansing on the Surface Roughness and

- Hardness of Two Denture Base Materials. *Open Access Maced J of Med Sci*, 4(3), 476-481. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2016.089>
- Muneeb, A., Khan, B. M., & Jamil, B. (2013). Causes and pattern of partial edentulism/exodontia and its association with age and gender: semi rural population. *International Dental Journal of Students Research*, 1(3), 13-18.
- Nahata, N., Das, R. D., Sampat, S. C., Banga, P., Dole, V., & Murkey, S. N. (2019). Effect of adding aluminum oxide on the flexural strength of heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prev Clin Dent Res*, 6(3), 56-58. https://doi.org/10.4103/INPC.INPC_48_19
- Naji, S. A., Kashi, J. T., Behroozibakhsh, M., Hajizamani, H., & Habibzadeh, S. (2018). Recent advances and future perspectives of poly(methyl methacrylate) denture base materials: a literature review. *J Dent Biomater*, 5(1), 490-502.
- Naji, S. A., Behroozibakhsh, M., Kashi, T. S., Eslami, H., Masaali, R., Mahgoli, H., Tahriri, M., Lahiji, M., & Rakhsjan, V. (2018). Effects of incorporation of 2,5 and 5wt TiO₂ nanotubes on fracture toughness, flexural strength, and microhardness of denture base poly methyl methacrylate (PMMA). *J Adv Prosthodont*, 10(2), 113-121. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.2.113>
- Nassani, M. Z., Tarakji, B., Baroudi, K., & Sakka, S. (2013). Reappraisal of the removable denture as a treatment option for the shortened dental arch. *Eur J Dent*, 7(2), 251-256. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.110119>
- Nasution, H., Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., & Takahashi, H. (2018). Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *J Prosthodont Res*, 62(1), 44-49. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.05.001>
- Natale, V., Souza, F. A., Vedovatto, E., Nishioka, R. S., Poli, P. P., & Carvalho, P. S. (2018). Preservation of dental sockets filled with composite bovine bone. A single-blind randomized clinical trial. *Brazilian Dental Journal*, 29(6), 583-591. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201802064>
- Nejatian, T., Nathwani, N., Taylor, L., & Sefat, F. (2020). Denture Base Composites: Effect of Surface Modified Nano- and Micro-Particulates on Mechanical

- Properties of Polymethyl Methacrylate. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(2), 307. <https://doi.org/10.3390/ma13020307>
- Nejatian, T., Sefat, F., & Johnson, T. (2015). Impact of packing and processing technique on mechanical properties of acrylic denture base materials. *Materials*, 8(5), 2093-2109. <https://doi.org/10.3390/ma8052093>
- Neeraj, M., Khosla, A., Mattoo, K., Singla, I., Maini, A. P., & Manzoor, S. (2021). Effect of Storage Media on the Flexural Strength of Heat and Self Cure Denture Base Acrylic Resins – An in vitro Study. *Annals of the Romanian Society for Cell Biology*, 25(4), 11743-11750.
- Neves, C. B., Lopes, L. P., Ferrão, H. F., Miranda, J. P., Castro, M. F., & Bettencourt, A. F. (2013). Ethanol postpolymerization treatment for improving the biocompatibility of acrylic reline resins. *Biomed Res Int*, 2013, 485246. <https://doi.org/10.1155/2013/485246>
- Neves, M. (2012). *Insights on the Oral Biodegradation of Acrylic Reline Resins* [Doctoral dissertation, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa]. <https://hdl.handle.net/10451/6774>
- Nik, T. H., Shahroudi, A. S., Eraghihzadeh, Z., & Aghajani, F. (2014). Comparison of residual monomer loss from cold-cure orthodontic acrylic resins processed by different polymerization techniques. *Journal of Orthodontics*, 41(1), 30–7. <https://doi.org/10.1179/1465313313Y.00000000078>
- Nirupama, R., Shetty, M., & Prasad, D. K. (2017). Partial edentulousness and its correlation on the educational status of population in the southwest coastal region of India. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research*, 3(1), 1-4. <https://doi.org/10.15713/ins.idmjar.63>
- Nisar, S., Moeen, F., & Hasan, U. (2015). Effect of varying curing regimes and powder-liquid ratios on the flexural strength and surface porosities of heat cure acrylic: an in-vitro experiment. *Int J Dent Sci Res*, 3(3), 64-71. <https://doi.org/10.12691/ijdsr-3-3-6>
- Nisar, S., Moeen, F., & Khan, Y. H. (2016). Effect of curing regimens on physical properties of heat cure acrylic resin. *Pakistan Oral Dent. J.*, 36(1), 156-160.

- Nordenram, G., Davidson, T., Gynther, G., Helgesson, G., Hultin, M., Jemt, T., Lekholm, U., Nilner, K., Norlund, A., Rohlin, M., Sunnegardh-Gronberg, K., & Tranaeus, S. (2013). Qualitative studies of patients' perceptions of loss of teeth, the edentulous state and prosthetic rehabilitation: a systematic review with meta-synthesis. *Acta Odontol Scand*, 51(3-4), 937-951. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.734421>
- O'Brien, W. J. (2008). *Dental Materials and Their Selection* (4th ed.) Chicago: Quintessence.
- Ozkir, S. E., Yilmaz, B., Unal, S. M., Culhaoglu, A., & Kurkcuoglu, I. (2018). Effect of heat polymerization conditions and microwave on the flexural strength of polymethylmethacrylate. *Eur J Dent*, 12(1), 116-119. https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_199_17
- Paes-Junior, T. J., Carvalho, R. F., Cavalcanti, S. C., Saavedra, G. D., & Borges, A. L. (2013). Influence of plaster drying on the amount of residual monomer in heat-cured acrylic resins. *Braz J of Oral Sci*, 12(2), 84-89. <https://doi.org/10.1590/S1677-32252013000200003>
- Pahuja, R. K., Garg, S., Bansal, S., & Dang, R. H. (2013). Effect of denture cleansers on surface hardness of resilient denture liners at various time intervals-an in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 270-277. <https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.270>
- Patras, M., Naka, O., Doukoudakis, S., & Pissiotis, A. (2012). Management of provisional restorations deficiencies: a literature review. *J Esthet Restor Dent*, 24(1), 26-38. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00467.x>
- Peltzer, K., Hewlett, S., Yawson, A. E., Moynihan, P., Preet, R., Wu, F., Guo, G., Arokiasamy, P., Snodgrass, J. J., Chatterji, S., Engelstad, M. E., & Kowal, P. (2014). Prevalence of loss of all teeth (edentulism) and associated factors in older adults in China, Ghana, India, Medico, Russia and South Africa. *Int J Environ Res Public Health*, 11(11), 11308-11324. <https://doi.org/10.3390/ijerph111111308>
- Pereira, J. R., Volpato, E. J., Feltrin, M. C. G., Neto, D. J. R., Pamato, S., & Carli, J. P. (2014). Literature Review: Partial Denture Arches Main Classifications. *Jacobs Journal of Dentistry and Research*, 1(2), 1-5.

- Peres, M. A., Macpherson, L. M. D., Weyant, R. J., Daly, B., Venturelli, R., Mathur, M. R., Lista, S., Celeste, R. K., Guarnizo-Herreno, C. C., Kearns, C., Benzan, H., Allison, P., & Watt, R. (2019). Oral diseases: a global public health challenge. *Lancet*, 394(10194), 249-269. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)31146-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)31146-8)
- Polychronakis, N., Lagouvardos, P., Polyzois, G., Sykaras, N., & Zoidis, P. (2020). Color changes of polyetheretherketone (PEEK) and polyoxymethelene (POM) denture resins on single and combined staining/cleansing action by CIELab and CIEDE2000 formulas. *J. Prosthodont. Res*, 64(2), 159-166. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.06.005>
- Porwal, A., Khandelwal, M., Punia, V., & Sharma, V. (2017). Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *J Indian Prosthodont Soc*, 17(1), 61-67. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.197940>
- Ragher, M., Vinayakumar, G., Patil, S., Chatterjee, A., Mallikarjuna, D. M., Dandekeri, S., Swetha, V., & Pradeep, M. R. (2016). Variations in flexural strength of heat-polymerized acrylic resin after the usage of denture cleansers. *J Contemp Dent Pract.*, 17(4), 322-326. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1848>
- Rahman, M. M. U., Dwivedi, P., Tiwari, R. V. C., Virk, I., Lahoti, A., Kumar, S., & Pandey, P. R. (2020). Aesthetic in Complete Denture – A Review. *J. Adv. Med. Dent. Sci. Res*, 8(1), 187-189. <https://doi.org/10.21276/jamdsr>
- Ramsay, S. E., Whincup, P. H., Watt, R. G., Tsakos, G., Papacosta, A. O., Lennon, L. T., & Wannamethee, S. G. (2015). Burden of poor oral health in older age: findings from a population-based study of older British men. *BMJ Open*, 5(12), e009476. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2015-009476>
- Rashid, H., Sheikh, Z., & Vohra, F. (2015). Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *European journal of dentistry*, 9(4), 614-619. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.172621>
- Raszewski, Z., & Nowakowska, D. (2013). Mechanical Properties of Hot Curing Acrylic Resins after Reinforced with Different Kinds of Fibers. *International Journal of Biomedical Materials Research*, 1(1), 9-13. <https://doi.org/10.11648/j.ijbmr.20130101.12>

- Saad, E. M., Gebreel, A., & Sueco, M. (2014). Thermoplastic Distal Extension Removable Partial Dentures versus Vittalium ones Radiographic Evaluation. *Mansoura Journal of Dentistry*, 1(3), 20-23.
- Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., & Irfan, M. (2020). Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.*, 106, 110167. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110167>
- Safarabadia, M., Khansarib, N. M., & Rezaeic, A. (2014). An experimental investigation of HA/Al₂O₃ nanoparticles on mechanical properties of restoration materials. *Engineering Solid Mechanics*, 2(3), 173-182. <https://doi.org/10.5267/j.esm.2014.4.006>
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials-e-Book* (13rd ed.) Saint Louis: Elsevier Health Sciences.
- Salloum, A. M. (2019). Effect of adding basalt powder on flexural strength of a denture base acrylic resin. *Biomed J Sci & Tech Res*, 18(1), 13205-13210. <https://doi.org/10.26717/BJSTR.2019.18.003085>
- Sasaki, H., Hamanaka, I., Takahashi, Y., & Kawaguchi, T. (2016). Effect of long-term water immersion or thermal shock on mechanical properties of high-impact acrylic denture base. *Dent. Mater. J.*, 35(2), 204-209. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-291>
- Sasaki, H., Hamanaka, I., Takahashi, Y., & Kawaguchi, T. (2017). Effect of Reinforcement on the Flexural Properties of Injection-Molded Thermoplastic Denture Base Resins. *J Prosthodont*, 26(4), 302-308. <https://doi.org/10.1111/jopr.12419>
- Shah, R. J., & Parmar, P. (2014). Unconventional complete denture: innovate approach in prosthodontics. *Int J Healthc Biomed Res*, 2(2), 123-131.
- Shaghaghian, S., Taghva, M., Abduo, J., & Bagheri, R. (2015). Oral health-related quality of life of removable partial denture wearers and related factor. *J Oral Rehabil*, 42(1), 40-48. <https://doi.org/10.1111/joor.12221>
- Shakir, S., Jalil, H., Khan, M. A., Qayyum, B., & Qadeer, A. (2017). Causes and types of denture fractures. *Pakistan Oral & Dental J*, 37(4), 634-637.

- Sharma, A., & Shashidhara, H. S. (2014). A review: flexible removable partial dentures. *J Dent Med Sci*, 13(12), 58-62. <https://doi.org/10.9790/0853-131265862>
- Shi, J., Leng, W., Zhao, L., Deng, C., Xu, C., Wang, J., Wang, Y., & Peng, X. (2018). Tooth loss and cancer risk: a dose response metanalysis of prospective cohort studies. *Oncotarget*, 9(19), 15090-15100. <https://doi.org/10.18632/oncotarget.23850>
- Silva, A. S., Carvalho, A., Barreiros, P., de Sá, J., Aroso, C., & Mendes, J. M. (2021). Comparison of Fracture Resistance in Thermal and Self-Curing Acrylic Resins – An In Vitro Study. *Polymers*, 13(8), 1234. <https://doi.org/10.3390/polym13081234>
- Silva, C. R., Pellissari, C. V., Sanitá, P. V., Arbeláez, M. I., Massetti, O., & Jorge, J. H. (2015). Metabolism of L929 cells after contact with acrylic resins – Part 1: Acrylic denture base resins. *Int J Dent & Oral Sci*, 1(001), 1-5. <https://doi.org/10.19070/2377-8075-SI01001>
- Silva-Junior, M. F., Batista, M. J., & Sousa, M. (2017). Incidence of Tooth Loss in Adults: A 4-Year Population-Based Prospective Cohort Study. *International journal of dentistry*, 2017(2), 1-7. <https://doi.org/10.1155/2017/6074703>
- Similä, T., Auvinen, J., Timonen, M., & Virtanen, J. I. (2016). Long-term effects of smoking on tooth loss after cessation among middle-age finish adults: The Northern Finland Birth Cohort 1966 Study. *BMC Public Health*, 16(1), 867. <https://doi.org/10.1186/s12889-016-3556-1>
- Simon, L., Nalliah, R. P., & Seymour, B. (2015). Lack of dental insurance is correlated with edentulism. *J Mass Dent Soc*, 63(4), 28-31.
- Singh, A., & Garg, S. (2016). Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials- an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(8), ZC72-ZC77. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/19582.8291>
- Singh, K., Gupta, N., Kapoor, V., & Gupta, R. (2013). Hader bar and clip attachment retained mandibular complete denture. *BMJ Case Rep*, 2013, bcr2013010401. <https://doi.org/10.1136/bcr-2013-010401>

- Singh, S., Palaskar, J. N., & Mittal, S. (2013). Comparative evaluation of surface porosities in conventional heat polymerized acrylic resin cured by microwave energy. *Contemp Clin Dent*, 4(2), 147-151. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.114844>
- Soares, C. J., Faria-E-Silva, A. L., Rodrigues, M. P., Vilela, A. B., Pfeifer, C. S., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2017). A Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? *Braz Oral Res*, 31(suppl 1), e62. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017>
- Spartalis, G. K., Cappelletti, L. K., Schoeffel, A. C., Michél, M. D., Pegoraro, T. A., Arrais, C. A., Neppelenbroek, K. H., & Urban, V. M. (2015). Effect of conventional water-bath experimental microwave polymerization cycles on the flexural properties of denture base acrylic resins. *Dent Mater J*, 34(5), 623-628. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-047>
- Swetha, B., Mathew, S., Murthy, B. V., Shurthi, N., & Bhandi, S. H. (2015). Determination of biocompatibility: a review. *Int Dent Med J Adv Res*, 1, 1-6. <https://doi.org/10.15713/ins.idmjar.2>
- Tada, S., Allen, P. F., Ikebe, K., Matsuda, K., & Maeda, Y. (2015). Impact of periodontal maintenance on tooth survival in patients with removable partial dentures. *J Clin Periodontol*, 42(1), 46-53. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12320>
- Takahashi, T., Gonda, T., Mizuno, Y., Fujinami, Y., & Maeda, Y. (2017). Reinforcement in removable prosthodontics: a literature review. *J Oral Rehabil*, 44(2), 133-143. <https://doi.org/10.1111/joor.12464>
- Tallarico, M., Cervino, G., Scrascia, R., Uccioli, U., Lumbau, A., & Meloni, S. M. (2020). Minimally Invasive Treatment of Edentulous Maxillae with Overdenture Fully Supported by a Cad/Cam Titanium Bar with a Low-Profile Attachment Screwed on Four or Six Implants: A Case Series. *Prosthesis*, 2(2), 53-64. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020006>
- Tallarico, M., Ortensi, L., Martinolli, M., Casucci, A., Ferrari, E., Malaguti, G., Montanari, M., Scrascia, R., Vaccaro, G., Venezia, P., Xhanari, E., & Baena, R. R. (2018). Multicenter Retrospective Analysis of Implant Overdentures Delivered with Different Design and Attachment Systems: Results Between One and 17 Years of Follow-Up. *Dent J (Basel)*, 6(4), 71. <https://doi.org/10.3390/dj6040071>

- Tuna, E. B., Rohlig, B. G., Sancakli, E., Evlioglu, G., & Gencay, K. (2013). Influence of acrylic resin polymerization methods on residual mono-mer release. *J Contemp Dent Pract*, 14(2), 259-264. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1310>
- Turagam, N., & Mudrakola, D. P. (2012). Effect of micro-additions of carbon nanotubes to polymethylmethacrylate on reduction in polymerization shrinkage. *J Prosthodont*, 22(2), 105-111. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00917.x>
- Ucar, Y., Akova, T., & Aysan, I. (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont*, 21(3), 173-176. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00804.x>
- Van de Rijt, L. J., Stoop, C. C., Weijenberg, R. A., de Vries, R., Feast, A. R., Sampson, E. L., & Lobbezoo, F. (2019). The influence of Oral Health Factors on the Quality of Life in Older People: A Systematic Review. *Gerontologist*, 60(5), e378-e394. <https://doi.org/10.1093/geront/gnz105>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Varsha, L. S., & Jayalakshmi, S. (2018). Restorative status and prevalence of caries in patients with removable denture. *Int J Life Sci & Rev*, 4(9), 151-154.
- Venus, H., Boening, K., & Peroz, I. (2011). The effect of processing methods and acrylic resins on the accuracy of maxillary dentures and toothless denture bases: an in vitro study. *Quintessence Int*, 42(8), 669-677.
- Wan, W. N., Sapon, M. S., Rosdi, N. M., Halib, N., & Mohamed, N. (2019). The two-dimensional effects of salvadora persica mechanical brushing on the surface of polymethyl methacrylate denture base material. *J Int Dent Med Res*, 12(2), 448.
- Watt, R. G., Daly, B., Allison, P., Macpherson, L. M., Venturelli, R., Listl, S., Weyant, R. J., Mathur, M. R., Guarnizo-Herreno, C. C., Celeste, R. K., Peres, M. A., Kearns, C., & Benzian, H. (2019). Ending the neglect of global oral health: time for radical action. *Lancet*, 394 (10194), 261-272. [https://doi.org/10.1016\(S0140-6736\(19\)31133-X](https://doi.org/10.1016(S0140-6736(19)31133-X)
- World Health Organization (Ed). (2013). Oral Health Surveys: Basic Methods (5thed.). World Health Organization: Switzerland.

- Wu, B., Fillenbaum, G. G., Plassman, B. L., & Guo, L. (2016). Association Between Oral Health and Cognitive Status: A Systematic Review. *J Am Geriatr Soc*, 64(4), 739-751. <https://doi.org/10.1111/jgs.14036>
- Xie, Q., Ding, T., & Yang, G. (2015). Rehabilitation of oral function with removable dentures--still an option? *J Oral Rehabil*, 42(3), 234-242. <https://doi.org/10.1111/joor.12246>
- Yoshida, K., Takahashi, Y., Sasaki, H., Hamanaka, I., & Kawaguchi, T. (2015). Flexural strengths of reinforced denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 2(1), 20-24. <https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1135745>
- Yu, S. H., Cho, H. W., Oh, S., & Bae, J. M. (2015). Effect of glass fiber mesh with different fiber content and structures on the compressive properties of complete dentures. *J. Prosthet Dent*, 113(6), 636-644. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.013>
- Yunus, N., Rashid, A. A., Azmi, L. L., & Abu-Hassan, M. I. (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil*, 32(1), 65-71. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01370.x>
- Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*, 12(10), 2299. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>
- Zarb, G. A., Hobbkirk, J., Eckert, S., & Jacob, R. (2013). *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients-E-Book: Complete Dentures and Implant—Supported Protheses* (13rd ed.) St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences.
- Zhang, Y., Chen, Y. Y., Huang, L., Chai, Z. G., Shen, L. J., & Xiao, Y. H. (2017). The antifungal effects and mechanical properties of silver bromide/cationic polymer nano-composite-modified Poly-methyl methacrylate-based dental resin. *Sci. Rep*, 7(1), 1547. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-01686-4>
- Zidan, S., Silikas, N., Alhotan, A., Haider, J., & Yates, J. (2019). Investigation the

VIII. ANEXOS

Anexo 1 – Publicação do póster “*In vitro* comparative study of microhardness and flexural strength of acrylic resins used in removable dentures” no 5th International Congress of CiiEM

45



Marta Costa ^{1,*}, Sara Neves ¹, Joana Carvalho ¹, Sofia Arantes-Oliveira ², Sérgio Félix ^{1,3}

¹ Instituto Universitário Egas Moniz, Caparica, Portugal; ² Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa; ³ Centro de Investigação Interdisciplinar Egas Moniz (CiiEM), Instituto Universitário Egas Moniz, Caparica, Portugal; * Corresponding author



In vitro comparative study of microhardness and flexural strength of acrylic resins used in removable dentures

Introduction: Acrylic resins based on polymethylmethacrylate (PMMA) can be divided into two large groups: “heat-cured” and “cold-cured” [1]. This polymer has some mechanical weaknesses that can lead to fracture, making its ability to resist to fracture a parameter very important to evaluate, specifically through microhardness and three-point bending tests [2,3].

Objective: Evaluate *in vitro* the microhardness and flexural strength of a thermopolymerizable resin, Probase® Hot (PBH), and a autopolymerizable resin, Probase® Cold (PBC).

Keywords: Denture
Acrylic resins
Polymerization
Microhardness
Flexural Strength

Materials & Methods

- 5 specimens (64x10x3.3mm) of each resin were prepared according to manufacturer's instructions and respecting ISO 20759-1: 2013 [4].
- Specimens were polished, cooled to room temperature, immersed in water and incubated 37±1°C for 48±2 hours.
- The microhardness of each sample was obtained using the Knoop test, through a Knoop indenter, connected to a microhardness machine (Figure 1-a).
- For flexural strength evaluation, the specimens were submitted to three-point bending test, performed on a universal servo-hydraulic testing machine (Figure 1-b).
- Statistical analysis of results using t-test on SPSS software.

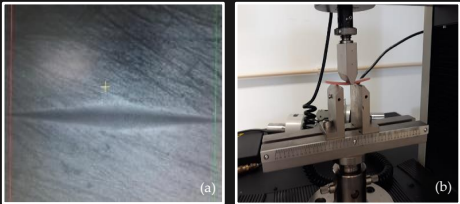


Figure 1. Tests: (a) Knoop indentation seen in an optical microscope; (b) Three-point bending test.

Results

PBH and PBC presented significant differences ($p<0.001$) both in microhardness (Figure 2-a) and in flexural strength (Figure 2-b).

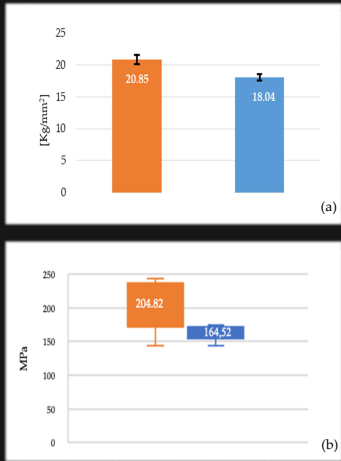


Figure 2. Mechanical characteristics of Probase Hot (orange) and Probase Cold (blue) acrylic resins as measured by (a) Knoop microhardness test and (b) Three-point bending test.

Discussion: PBH resin presents microhardness and flexural strength values higher than those yielded by the PBC resin. Scientific evidence demonstrates that autopolymerizable acrylic resins have less degree of polymerization, which results in more porous structures. Consequently, the physical and mechanical quality of resins is reduced [5]. Therefore, this may explain the lower microhardness and flexural strength of PBC.

Conclusion: In clinical cases with more mechanical challenges, thermopolymerizable resins should be preferred.

References: 1. Cervino, G.; Ciccio, M.; Herford, A. S.; Germanà, A.; Fiorillo, L. Biological and Chemo-Physical Features of Denture Resin. *Materials* (2020), 13, 3350. DOI: 10.3390/ma13153350. 2. Ozkır, S. E.; Yilmaz, B.; Unal, S. M.; Culhaoglu, A.; Kurucuoglu, A. Effect of heat polymerization conditions and microwave on the flexural strength of polymethylmethacrylate. *Eur J Dent* (2018), 12, 116-119. DOI: 10.4103/ej.d.ej.d_199_17. 3. 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(3), 63-72. DOI: 10.1155/2020/8941876. 4. ISO 20759-1. Dentistry – Base polymers – Part 1: Denture base polymers. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2013. 5. Kostic, M.; Petrovic, M.; Kronic, N.; Igic, M.; Janosevic, P. Comparative analysis of water sorption by different acrylic materials. *Acta Medica Medianae* (2014), 53, 5-9. DOI: 10.1016/j.chemosphere.2009.11.052.

Anexo 2 – Publicação do artigo “*In vitro* comparative study of microhardness and flexural strength of acrylic resins used in removable dentures” na revista Medical Sciences Forum



Article

In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures [†]

Marta Costa ^{1,*}, Sara Neves ¹, Joana Carvalho ¹, Sofia Arantes-Oliveira ² and Sérgio Félix ^{1,3}

¹ Departamento de Reabilitação Oral, Instituto Universitário Egas Moniz, 2829-511 Almada, Portugal; neversara98@gmail.com (S.N.); joanaps-carvalho@gmail.com (J.C.); sfelix1050@gmail.com (S.F.)

² Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa, Rua Professora Teresa Ambrósio, Cidade Universitária, 1600-277 Lisboa, Portugal; sofiaaol@fmd.ulisboa.pt

³ Centro de Investigação Interdisciplinar Egas Moniz (CiEIM), Instituto Universitário Egas Moniz, 2829-511 Almada, Portugal

* Correspondence: marta.leonor@hotmail.com

[†] Presented at the 5th International Congress of CiEIM—Reducing Inequalities in Health and Society, Online, 16–18 June 2021.

Abstract: Polymethylmethacrylate is the material of choice for prosthetic bases. Depending on the type of polymerization, acrylic resins may present some mechanical weaknesses that may lead to the failure of a prosthesis. The microhardness and flexural strength of a dental material determine its applicability. The objective of the present investigation was to evaluate the in vitro Knoop microhardness and flexural strength of a thermopolymerizable (Probace Hot) and an autopolymerizable (Probace Cold) resin, according to ISO 20759-1: 2013.

Keywords: denture; acrylic resins; polymerization; microhardness; flexural strength



Citation: Costa, M.; Neves, S.; Carvalho, J.; Arantes-Oliveira, S.; Félix, S. In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures. *Med. Sci. Forum* **2021**, *5*, 45. <https://doi.org/10.3390/msf2021005045>

Published: 28 July 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Acrylic resins based on polymethylmethacrylate (PMMA) are obtained by the polymerization of the methylmethacrylate monomer and can be divided into two large groups: “heat-cured” or thermopolymerizable, when polymerization starts with heat, and “cold-cured” or autopolymerizable, when they are chemically activated [1].

Despite some desirable characteristics, PMMA also has some mechanical weaknesses that can lead to fracture, making its ability to resist to fracture a very important parameter that must be evaluated, specifically, through microhardness and three-point bending tests [2,3].

2. Materials and Methods

Respecting the manufacturer's standards and in accordance with ISO 20759-1: 2013 [4], a total of 10 rectangular specimens of PMMA-based resin were made, i.e., 5 of Probace Hot (PBH) resin and 5 of Probace Cold (PBC) resin, with dimensions of 64 × 10 × 3.3 mm. The specimens were polished with 500 and 100 grain silicon carbide sandpaper and then cooled to room temperature. The specimens were stored in water and incubated at the temperature of 37 ± 1 °C for 48 ± 2 h. The microhardness of each sample was determined using the Knoop test through a Knoop indenter connected to a microhardness machine. In each sample, five indentations were made that the program converted to Knoop microhardness values expressed in kg/mm², obtaining the average values. For flexural strength evaluation, the specimens were submitted to the three-point bending test, performed on a universal servo-hydraulic testing machine. Each specimen was tested, applying a distance between the supports of 50 mm and a load to the center of each specimen, using a cross speed of 5 mm/min. Then, the values of the individual measurements (width and thickness) for each specimen were entered into the machine software. Finally, the load was applied,

Anexo 3 – Convite para a apresentação do artigo “*In vitro* comparative study of microhardness and flexural strength of acrylic resins used in removable dentures” na European Conference on Dental Health



Christina Lynch <conferencedentalhealth@gmail.com>

seg, 02/08/2021 04:26

Para: Você



Dear Dr. Costa, Marta,

I followed your research works which were of an extremely high standard. I would like to invite you to the [European Conference on Dental Health](#). Which aims to accelerate scientific discoveries and major milestones in the field of Dental Health. The conference will be held during **December 01-02** as a **webinar**.

Please let me know your interest so that we can discuss further.

To learn more: <https://dentalhealth.conferenceseries.com/>

You can also reach us on WhatsApp: +447481355358

Looking forward to hearing from you soon. Have a nice day ahead!

Sincerely,
Christina Lynch
Program Director | Dental Health 2021
Whatsapp Number : +447481355358

Dear Dr. Marta Costa,

Thank you for submitting your abstract entitled “*In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures*” to present at the “**European Conference on Dental Health**” which will be held from **December 01-02, 2021** as a **Webinar**.

The Scientific Committee of the conference is very pleased to inform you that your abstract has been accepted for **Workshop Presentation**. Abstracts of extremely high standard were submitted for the conference, and we believe we have selected an excellent mix of abstracts to address the conference theme and objectives. We very much look forward to your presentation.

The aim of this international conference is to provide a forum for all those closely connected with Dental Health” to share their experience and expertise in creating an innovative and successful learning, teaching, research and outreach environments fit for Dental Health” in the 21st century.

It is a condition of abstract acceptance that, you or a nominated presenting co-author has to register before deadline of **AUGUST 16, 2021**.

We look forward to your participation at the conference and seeing you on December 01-02, 2021.

Sincerely,

Christina Lynch
Program Director | DENTAL HEALTH 2021

