



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

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

Trabalho submetido por  
**Sara Filipa Conceição Neves**  
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 MICRODUREZA DE  
RESINAS ACRÍLICAS USADAS EM PRÓTESE REMOVÍVEL**

Trabalho submetido por  
**Sara Filipa Conceição Neves**  
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Sérgio Félix**  
e coorientado por  
**Prof. Doutora Sofia Oliveira / Mestre Joana Carvalho**

**setembro de 2021**



## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor Sérgio Félix, meu orientador, pela orientação e apoio durante esta última fase do meu percurso académico.

À Prof. Doutora Sofia Oliveira, minha coorientadora, pelo apoio nesta etapa percorrida.

À Mestre Joana Carvalho, minha coorientadora, professora que me acompanhou neste percurso, por vezes difícil, e a quem só tenho a agradecer toda a ajuda incansável, toda a disponibilidade ininterrupta e toda a dedicação constante. Muito obrigada por tudo.

A todos os professores do Mestrado Integrado de Medicina Dentária e a todos os funcionários do Instituto Universitário Egas Moniz, pelo apoio e ensinamentos contantes e por sempre me terem feito sentir em casa.

Aos meus pais, por todo o amor e apoio incondicional, pela presença constante na minha vida, por nunca terem duvidado das minhas capacidades, por sempre terem impulsionado o meu sucesso académico e por serem aqueles a quem devo simplesmente tudo.

Ao meu namorado Delfim, por todo o amor, por todo o apoio e por toda a ajuda que sempre me deu nesta fase tão importante na minha vida e por diariamente permitir a minha realização profissional e acima de tudo pessoal. Sabes o que significas para mim.

Aos meus avós Selina, Rosa e João, aos meus tios Tânia, Guida, Márcio e César e aos meus primos Ary, Rafael e Adelino pelo amor inestimável e pela felicidade que sempre demonstraram em toda e cada uma das minhas conquistas, sabem que vão estar sempre no meu coração.

Aos meus amigos pela amizade e apoio incondicional que sempre demonstraram. Em especial, a ambas as minhas colegas de box: à Marta, amiga de sempre e para sempre, companheira de todas as aventuras, com quem posso sempre contar; e à Constança, amiga que a faculdade me deu e que a vida nunca me irá tirar, sempre disponível, sempre amiga.

Aos meus companheiros e colegas de casa Andreia, Pequeneza, Junika, André e Miguel por todas as brincadeiras, diversão e companheirismo, mas também por todo o apoio em tudo o que sempre precisei.



## RESUMO

**Introdução:** Dependendo do tipo de polimerização, as resinas acrílicas utilizadas em bases de próteses removíveis podem apresentar algumas fragilidades mecânicas que podem resultar na sua fratura e levar ao fracasso da prótese. Visto que a capacidade de resistência à fratura é um fator que determina sua aplicabilidade, é de extrema importância avaliar esse parâmetro, especificamente por meio de testes como os que avaliam a microdureza.

**Objetivo:** Avaliar *in vitro* a microdureza de Knoop de duas resinas acrílicas, com diferentes métodos de polimerização (térmica e química), utilizadas em próteses removíveis.

**Métodos:** Os espécimes de cada tipo de resina foram preparados respeitando as normas do fabricante e de acordo com a norma ISO nº 20795-1:2013. A microdureza de cada espécime foi determinada com recurso ao teste de microdureza de Knoop, por meio de uma ponta indentadora Knoop conectada a uma máquina de testes de Knoop. Em cada espécime foram realizadas cinco indentações aleatórias na sua superfície superior, num total de 25 indentações por cada tipo de resina acrílica.

**Resultados:** A análise estatística dos resultados revelou existir diferenças estatisticamente significativas em relação à média dos valores de microdureza entre os dois tipos de resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold ( $p < 0.001$ ). Deste modo, a resina acrílica termopolimerizável (PBH) revelou apresentar valores de microdureza significativamente superiores à autopolimerizável (PBC), o que demonstra que o método de polimerização pode influenciar a microdureza.

**Conclusão:** A resina acrílica termopolimerizável apresenta valores de microdureza de Knoop significativamente superiores aos da resina acrílica autopolimerizável. O tipo de polimerização parece ter influência na propriedade mecânica de microdureza das resinas acrílicas. Em casos clínicos mais desafiantes do ponto de vista mecânico, deve ser preferida a utilização de uma resina acrílica termopolimerizável para a confecção da base protética da prótese removível.

**Palavras-Chave:** Resinas Acrílicas, Polimerização, Microdureza, Prótese Removível



## ABSTRACT

**Introduction:** Depending on the type of polymerization, acrylic resins may present some mechanical weaknesses that may result in its fracture and lead to the failure of the prosthesis. As the ability to resist fracture is a factor that determines its applicability, it is extremely important to evaluate this parameter, specifically through tests such as those that assess microhardness.

**Objective:** Evaluate the *in vitro* Knoop microhardness of two acrylic resins, with different polymerization methods (thermal and chemical), used in removable dentures.

**Methods:** The specimens of each type of resin were prepared in compliance with the manufacturer's standards and in accordance with ISO standard No. 20795-1:2013. The microhardness of each specimen was determined using the Knoop microhardness test, using a Knoop indenter tip connected to a Knoop testing machine. In each specimen, five random indentations were performed on its upper surface, in a total of 25 indentations for each type of acrylic resin.

**Results:** The statistical analysis of the results revealed that there are statistically significant differences in relation to the mean of microhardness values between the two types of acrylic resins ProBase® Hot and ProBase® Cold ( $p < 0.001$ ). Thus, the thermopolymerizable acrylic resin (PBH) revealed to present microhardness values significantly higher than the self-curing resin (PBC), which demonstrates that the polymerization method may influence the microhardness.

**Conclusion:** The heat-polymerized acrylic resin has Knoop microhardness values significantly higher than the self-cure acrylic resin. The type of polymerization seems to influence the mechanical microhardness property of acrylic resins. In clinical cases that are more challenging from a mechanical point of view, the use of a heat-polymerized acrylic resin should be preferred for making the prosthetic base of the removable prosthesis.

**Keywords:** Acrylic Resins, Polymerization, Microhardness, Removable Prosthesis



## ÍNDICE GERAL

|          |                                                         |    |
|----------|---------------------------------------------------------|----|
| I.       | INTRODUÇÃO .....                                        | 15 |
| 1.       | Reabilitação Oral.....                                  | 15 |
| 1.1.     | Edentulismo .....                                       | 15 |
| 1.1.1.   | Desdentado Total.....                                   | 18 |
| 1.1.2.   | Desdentado Parcial .....                                | 21 |
| 1.2.     | Prótese Removível.....                                  | 24 |
| 1.2.1.   | Conceito.....                                           | 24 |
| 1.2.2.   | Tipos de Próteses .....                                 | 25 |
| 1.2.2.1. | Prótese Parcial Removível.....                          | 26 |
| 1.2.2.2. | Prótese Total Removível .....                           | 29 |
| 1.3.     | Resinas acrílicas .....                                 | 33 |
| 1.3.1.   | Composição .....                                        | 34 |
| 1.3.2.   | Reação de polimerização .....                           | 36 |
| 1.3.3.   | Tipos de polimerização.....                             | 37 |
| 1.3.4.   | Propriedades .....                                      | 41 |
| 2.       | Princípios Biomecânicos .....                           | 44 |
| 2.1.     | Dureza.....                                             | 44 |
| 2.1.1.   | Definição .....                                         | 44 |
| 2.1.2.   | Testes de Microdureza.....                              | 45 |
| 2.1.2.1. | Teste de Microdureza de Knoop.....                      | 48 |
| 3.       | Objetivos e Hipóteses em Estudo.....                    | 52 |
| 3.1.     | Objetivo geral .....                                    | 52 |
| 3.2.     | Objetivos específicos.....                              | 52 |
| 3.3.     | Hipóteses em Estudo .....                               | 52 |
| II.      | MATERIAIS E MÉTODOS.....                                | 53 |
| 1.       | Materiais.....                                          | 53 |
| 1.1.     | Resinas.....                                            | 53 |
| 1.2.     | Equipamento laboratorial .....                          | 54 |
| 2.       | Métodos.....                                            | 55 |
| 2.1.     | Preparação dos espécimes .....                          | 55 |
| 2.2.     | Teste de microdureza.....                               | 55 |
| 3.       | Análise Estatística .....                               | 57 |
| III.     | RESULTADOS .....                                        | 59 |
| 1.       | Estatística Descritiva: ProBase Hot e ProBase Cold..... | 59 |
| 2.       | Análise comparativa: ProBase Hot vs ProBase Cold.....   | 60 |

|       |                    |    |
|-------|--------------------|----|
| IV.   | DISCUSSÃO .....    | 61 |
| V.    | CONCLUSÃO.....     | 67 |
| VI.   | PUBLICAÇÕES.....   | 69 |
| VII.  | BIBLIOGRAFIA ..... | 71 |
| VIII. | ANEXOS             |    |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 1.</b> Tipos de Prótese Removível. (A) Prótese Parcial Removível (Ziglam, 2017); (B) Prótese Total Removível (Iegami, Lopes, Nakamae, Uehara & Tamaki, 2016).....                                                                                                                                                                                                                      | 25 |
| <b>Figura 2.</b> Tríade de Housset. (A) Retenção; (B) Suporte; (C) Estabilidade (Phoenix, Cagna & DeFreest, 2003).....                                                                                                                                                                                                                                                                           | 26 |
| <b>Figura 3.</b> Lesões na mucosa oral mais recorrentes. (A) Estomatite protética (Neves, 2015); (B) Hiperplasia papilomatosa inflamatória (Azenha & Handem, 2008); (C) Úlceras traumáticas (Sebastián, 1999); (D) Queilite angular (Sharon & Fazel, 2010); (E) Hiperplasia fibrosa inflamatória (Batista, Batista, Pavan, Matheus & Silva, 2013); (F) Rebordo flácido (Marin et al., 2014)..... | 31 |
| <b>Figura 4.</b> Unidade química de repetição do polimetilmetacrilato (PMMA) (António, 2007).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 33 |
| <b>Figura 5.</b> Reação de polimerização por adição ( $R^*$ - espécie reativa; M - monómero) (McCabe & Walls, 2008).....                                                                                                                                                                                                                                                                         | 36 |
| <b>Figura 6.</b> Fórmula para o cálculo da dureza (Callister & Rethwisch, 2014).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 44 |
| <b>Figura 7.</b> Representação esquemática dos testes de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop (em cima – forma da ponta do indentador; em baixo – forma da indentação) (Anusavice et al., 2013).....                                                                                                                                                                                               | 46 |
| <b>Figura 8.</b> Ilustração de uma indentação produzida num teste de microdureza de Knoop e respetiva indentação (Leta et al., 2004).....                                                                                                                                                                                                                                                        | 48 |
| <b>Figura 9.</b> Ensaio de microdureza visto num microscópico ótico. (A) Teste de microdureza de Vickers (Amaral, 2015); (B) Teste de microdureza de Knoop.....                                                                                                                                                                                                                                  | 49 |
| <b>Figura 10.</b> Equação para o cálculo do número de microdureza de Knoop (Anusavice et al., 2003).....                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 50 |
| <b>Figura 11.</b> Resinas acrílicas. (A) PBH (Ivoclar Vivadent, 2021); (B) PBC (Ivoclar Vivadent, 2021).....                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 53 |

|                                                                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 12.</b> Máquina de teste de microdureza de Knoop (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark)..... | 54 |
| <b>Figura 13.</b> Esquema representativo das dimensões do espécime.....                                             | 55 |
| <b>Figura 14.</b> Ensaio de microdureza de Knoop visto num microscópico ótico.....                                  | 56 |
| <b>Figura 15.</b> Plataforma da máquina de testes de Knoop.....                                                     | 56 |

## ÍNDICE DE TABELAS

|                                                                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1.</b> Fatores etiológicos para o edentulismo (baseada em Kisely et al., 2011; Kaye et al., 2010; Starr & Hall, 2010).....                                                      | 16 |
| <b>Tabela 2.</b> Prevalência de edentulismo na população idosa, em alguns países (baseada em Peterson, 2013; DGS, 2015) .....                                                             | 18 |
| <b>Tabela 3.</b> Classificação do edentulismo total (PDI) (baseada em Knoemchild, 2020)...                                                                                                | 20 |
| <b>Tabela 4.</b> Classificação de Kennedy (baseada em Carreiro & Batista, 2013; Kaiser, 2010).....                                                                                        | 22 |
| <b>Tabela 5.</b> Regras de Applegate (baseada em Carreiro & Batista, 2013).....                                                                                                           | 23 |
| <b>Tabela 6.</b> Classificação da PPR de acordo com a via de transmissão de forças mastigatórias (baseada em Carreiro, Bezerra, Amaral, Piuvezam & Seabra, 2008; Fiori et al., 2010)..... | 27 |
| <b>Tabela 7.</b> Fatores físicos e fatores fisiológicos que influenciam a retenção e a estabilidade de uma Prótese Total (baseada em Ribeiro, 2007).....                                  | 30 |
| <b>Tabela 8.</b> Problemas originados pela utilização de PT (baseada em Volpato et al., 2012).....                                                                                        | 32 |
| <b>Tabela 9.</b> Fases da mistura (dissolução do polímero no monómero) (baseada em Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).....                                                     | 35 |
| <b>Tabela 10.</b> Fases da polimerização (baseada em Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013; McCabe & Walls, 2008).....                                                             | 36 |
| <b>Tabela 11.</b> Classificação das resinas acrílicas consoante o tipo de polimerização (baseada em McCabe & Walls, 2008).....                                                            | 38 |
| <b>Tabela 12.</b> Ciclos de polimerização das resinas termopolimerizáveis (baseada em McCabe & Walls, 2008).....                                                                          | 39 |
| <b>Tabela 13.</b> Requisitos das resinas acrílicas para serem utilizadas como base de prótese (baseada em McCabe & Walls, 2008).....                                                      | 41 |

|                                                                                                                               |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 14.</b> Diferenças técnicas entre o teste de Vickers e do teste de Knoop (baseada em Wang et al., 2003).....        | 47 |
| <b>Tabela 15.</b> Vantagens e Desvantagens do teste de Knoop (baseada em Leta et al., 2004).....                              | 51 |
| <b>Tabela 16.</b> Resinas acrílicas utilizadas neste estudo comparativo.....                                                  | 53 |
| <b>Tabela 17.</b> Significância dos Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e Teste de Homogeneidade de Variância de Levene..... | 57 |
| <b>Tabela 18.</b> Estatística descrita da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC.....                                    | 59 |

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

**Gráfico 1.** Representação gráfica da estatística descrita da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC.....60

**Gráfico 2.** Representação gráfica da média dos valores de microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC.....60

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

**A** – Área de indentação

**ACP** – American College of Prosthodontics (Colégio Americano de Prostodontia)

**ADA** – American Dental Association

**APOE ε4** – Apoliproteína E tipo 4

**d** – Comprimento da maior diagonal da indentação

**DGS** – Direção Geral de Saúde

**EGDMA** – Dimetacrilato de Etilenoglicol

**F** – Indentação

**g** – Grama

**H** – Valor da Dureza

**HK ou KHN** – Valor de microdureza de Knoop

**ISO** – International Organization for Standardization

**Kg** – Quilograma

**mm** – Milímetros

**MMA** – Metilmetacrilato

**mN** – Milinewton

**N** – Newton

**NBS** – National Bureau of Standards

**NNDPT** – N N'- dimetil-p-toluidina

**OMS** – Organização Mundial da Saúde

**PBC** – ProBase® Cold

**PBH** – ProBase® Hot

**PDI** – Prosthodontic Diagnostic Index (Índice de Diagnóstico Prostodôntico)

**Pmax** – Força exercida na superfície do material

**PMMA** – Polimetilmetacrilato

**PPR** – Prótese Parcial Removível

**PT** – Prótese Total

**SPSS** – Statistical Package for the Social Sciences

**°** – Grau

**°C** – Grau Celsius

® – Marca registrada

μm – Micrómetros

% – Percentagem



## **I. INTRODUÇÃO**

### **1. Reabilitação Oral**

#### **1.1. Edentulismo**

O edentulismo pode ser definido como a perda de dentes permanentes numa arcada dentária, podendo ser superior ou inferior, ou em ambas (Agostinho, Campos & Silveira, 2015).

A perda dentária pode ser considerada como uma limitante ao bem-estar de um indivíduo, ou mesmo comprometer a sua sobrevivência. Quanto à sua etiologia, esta pode residir em diversas causas, por vezes complexas e muitas vezes relacionadas entre si (Kisely et al., 2011) (Tabela 1). A maioria dos autores é unânime em afirmar que as principais causas de edentulismo são a doença periodontal e a cárie dentária (Kaye et al., 2010; Starr & Hall, 2010).

**Tabela 1**  
**Fatores etiológicos para o edentulismo**  
*(baseada em Kisely et al., 2011; Kaye et al., 2010; Starr & Hall, 2010)*

|                 |                                               |                       |                                |                                 |            |
|-----------------|-----------------------------------------------|-----------------------|--------------------------------|---------------------------------|------------|
| Orais           | Patologia periodontal                         | Patologia endodôntica | Cárie dentária                 | Trauma dentário                 | Iatrogenia |
| Sistêmicos      | Patologias cardiovasculares                   |                       | Patologias respiratórias       | Patologias musculares           |            |
| Comportamentais | Tipo de dieta                                 | Hábitos tabágicos     |                                | Não procura de cuidados médicos |            |
| Socioeconómicos | Baixas condições económicas                   |                       | Baixo nível de escolaridade    |                                 |            |
| Culturais       | Sistema de saúde desfavorável                 |                       | Hábitos culturais prejudiciais |                                 |            |
| Genéticos       | Alelo para a apoliproteína E tipo 4 (APOE ε4) |                       |                                |                                 |            |
| Psicológicos    | Depressão                                     | Ansiedade             |                                | Stress                          |            |

Apesar dos diversos fatores etiológicos que poderão estar envolvidos na gênese da perda precoce dentária, o edentulismo pode, no entanto, ser considerado como uma inevitável consequência do envelhecimento, visto ocorrerem alterações fisiológicas, ou por vezes patológicas, no organismo, que levam a um processo degenerativo dos órgãos e tecidos. Com o avançar da idade, aumentam também a incidência de doenças crônicas e patologias que poderão exercer alguma influência na saúde oral do indivíduo. Porém, apesar do edentulismo ser considerado um fenômeno natural, sabe-se que este poderá estar associado também a cuidados de saúde, geral e oral, deficitários (Noble, Scarneas & Papapanou, 2013; Avlund, Holm-Pedersen, Morse, Viitanen & Winblad, 2004; Stein, Kryscio, Desrosiers, Donegan & Gibbs, 2010).

O edentulismo é considerado um problema de saúde pública e, por isso, reflete a qualidade da saúde oral de uma determinada população, bem como as suas condições socioculturais. Tendo uma elevada prevalência em algumas populações, pode levar a consequentes impactos funcionais e estéticos na qualidade de vida dos indivíduos, visto que, uma vez perdidas as peças dentárias, ocorre uma diminuição na função do sistema estomatognático. Deste modo, ocorre uma redução da capacidade mastigatória e da fonação, importantes para uma vida normal (Kassebaum et al., 2014). Além destes aspetos estéticos e funcionais que o edentulismo acarreta, também é relevante o impacto psicológico que a perda dentária pode trazer (Vargas & Paixão, 2005).

Apesar dos avanços científicos e tecnológicos que têm vindo a ser alcançados na Medicina, e também na Medicina Dentária, e à concomitante melhoria das condições socioeconómicas das populações, a taxa de edentulismo não tem vindo a diminuir. Estando presente em todos os estratos socioeconómicos, é nas populações mais desfavorecidas que esta taxa é mais elevada. Esta realidade poderá ser explicada pelos rendimentos mais baixos, pelo menor grau de escolaridade, pela desvalorização de comportamentos promotores de saúde oral, muitas vezes enraizados nos hábitos e rotinas destas populações, associado a uma baixa procura de cuidados de saúde oral (Elsig et al., 2015; Seerig, Nascimento, Peres, Horta & Demarco, 2015). Muitas vezes, também a escolha dos tratamentos dentários a realizar pode estar toldada por limitações económicas. Assim, indivíduos com mais dificuldades financeiras tendem a optar por extrações dentárias, em detrimento de consultas de rotina ou tratamentos mais conservadores, comparativamente a indivíduos economicamente mais favorecidos (Grabe et al., 2009).

O edentulismo pode ser classificado em total, aquando da perda de todos os dentes, ou parcial, quando ocorre a perda de um ou mais dentes na arcada (Agostinho et al., 2015).

### 1.1.1. Desdentado Total

O edentulismo total pode ser definido como a ausência completa dos dentes naturais em ambas as arcadas dentárias, afetando maioritariamente a população idosa. A nível mundial, a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que aproximadamente 30% da população entre os 65 e os 74 anos de idade é desdentada total, não tendo, por isso, qualquer dente em boca. Esta percentagem varia consideravelmente entre países (Peterson, 2013). Em Portugal, e segundo o III Estudo Nacional de Prevalência das Doenças Orais de 2015, elaborado pela Direção Geral de Saúde (DGS), a percentagem de edentulismo total na faixa etária dos 65 aos 74 anos atinge os 14% (DGS, 2015) (Tabela 2).

**Tabela 2**  
**Prevalência de edentulismo na população idosa, em alguns países**  
(baseada em Peterson, 2013; DGS, 2015)

| <b>Região (Europa)</b> | <b>Edentulismo (%)</b> | <b>Idades (anos)</b> |
|------------------------|------------------------|----------------------|
| Itália                 | 13                     | 65-74                |
| Portugal               | 14                     | 65-74                |
| Lituânia               | 14                     | 65-74                |
| Áustria                | 15                     | 65-74                |
| Hungria                | 27                     | 65-74                |
| Dinamarca              | 27                     | 65-74                |
| Finlândia              | 41                     | 65+                  |
| Inglaterra             | 46                     | 65+                  |
| Bulgária               | 53                     | 65+                  |
| Albânia                | 69                     | 65+                  |
| Bósnia                 | 78                     | 65+                  |

Com a perda de todos os dentes na cavidade oral, surgem limitações para o indivíduo, sejam elas funcionais, psicológicas ou sociais, com repercussões na sua qualidade de vida e bem-estar. Efetivamente, o edentulismo total apresenta-se com uma

barreira para uma comunicação eficaz, essencial para a vida em sociedade (Polzer, Schimmel, Müller & Biffar, 2010).

A estética facial fica comprometida nestes casos, na medida em que há ausência dos próprios dentes naturais, aliada à perda de suporte facial. Como consequência, a pele tende a ficar flácida e o rosto tende a ficar mais envelhecido. A perda dos dentes naturais acarreta consigo uma reabsorção óssea subsequente. Ambas, contribuem para o comprometimento da estética facial visto fazerem diminuir a altura facial do terço inferior da face, importante para uma harmonização facial (Hewlett et al., 2015).

O processo de reabsorção óssea apresenta-se como crônico, cumulativo e progressivo, sendo inevitável nos indivíduos desdentados totais. Este processo tem a sua maior taxa de progressão durante o primeiro ano após a perda dos elementos dentários, mesmo com a utilização de prótese. É na mandíbula que se verifica a redução mais acentuada da altura óssea, que consequentemente leva à sua rotação ântero-superior e a uma tendência para favorecer o prognatismo mandibular (Turano, Turano & Turano, 2019). Como fatores que podem contribuir para a reabsorção óssea, apresentam-se não só o género, a idade e a duração de edentulismo, mas também a higiene oral, a nutrição, a saúde sistémica, o uso de medicação por exemplo para o tratamento de osteoporose e a quantidade de próteses já utilizadas (Turano et al., 2019; Tallgren, 2003; Devlin & Ferguson, 1991).

Em 1999, o Colégio Americano de Prostodontia (ACP) desenvolveu um sistema de classificação para o edentulismo completo, publicado por McGarry (McGarry et al., 1999). Em 2005, esta classificação foi renomeada e passou a ser designada por Índice de Diagnóstico Prostodôntico (PDI). Este sistema foi desenvolvido com vista a auxiliar no diagnóstico destes doentes, cuja falta de critérios pode revelar-se num obstáculo ao seu tratamento (Ashy & Sukotjo, 2013; Divaris, Ntounis, Marinis, Polyzois & Polychronopoulou, 2012; Sadighpour, Geramipannah & Nikzad, 2009; Mazurat & Mazurat, 2003; Ntala, Niarchou, Polyzois & Frangou, 2010; Thongthammachat-Thavornthanasarn, 2007; Felton, 2005). Deste modo, a classificação é baseada em alguns critérios específicos de diagnóstico, com fim a permitir uma rápida categorização dos pacientes em quatro classes distintas (Knoemchild, 2020) (Tabela 3).

**Tabela 3**  
**Classificação do edentulismo total (PDI)**  
(baseada em Knoemchild, 2020)

|                                         | <b>Classe I</b>               | <b>Classe II</b>                                                           | <b>Classe III</b>                                                                   | <b>Classe IV</b>                                                                                                                |
|-----------------------------------------|-------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Estruturas anatômicas de suporte</b> | Pouco comprometidas           | Moderadamente comprometidas                                                | Substancialmente comprometidas                                                      | Severamente comprometidas                                                                                                       |
| <b>Condição Clínica</b>                 | Todos os critérios favoráveis | Aparecimento precoce de manifestações orais ligeiras de doenças sistêmicas | Por vezes, é necessária uma revisão cirúrgica das estruturas que suportam a prótese | Indicada reconstrução cirúrgica. Contudo, muitas vezes não é possível devido à saúde geral do doente e história dentária prévia |

Segundo McGarry et al. (1999) e Mazurat & Mazurat (2003), os objetivos subjacentes ao PDI são:

- Estabelecer uma base para um bom diagnóstico e posterior tratamento;
- Permitir a elaboração de um correto plano de tratamento;
- Possibilitar a previsão da complexidade do tratamento;
- Facilitar a comunicação entre profissionais e entre o médico e o paciente;
- Permitir a gestão das expectativas do paciente consoante os resultados esperados para o tratamento a ser realizado;
- Criar uma base de dados para uma avaliação posterior do tratamento;

A reabilitação protética nestes indivíduos pode passar pelo recurso a próteses totais removíveis muco suportadas ou a próteses totais fixas ou removíveis implanto-suportadas, mediante cada caso. A utilização destas próteses vai permitir restaurar o osso alveolar reabsorvido. Não obstante, a sua utilização pode levar a complicações, como, por exemplo, a estomatite protética, úlceras devido ao trauma, hiperplasia mucogengival ou candidíase oral (Felton, 2009).

### **1.1.2. Desdentado Parcial**

O edentulismo parcial pode ser definido como a ausência de um ou mais dentes, contíguos ou não contíguos, mas não a totalidade das peças dentárias presentes na cavidade oral (McGarry et al., 2002).

Quando à prevalência das perdas dentárias, no que diz respeito à arcada mais afetada, a literatura não é consensual. Deste modo, Jeyapalan & Krishnan (2015), Shubita (2015) e Niarchou, Ntala, Karamanoli, Polyzois & Frangou (2011) afirmam, nos seus estudos, que é a mandíbula, enquanto que Ehikhamenor et al. (2010) refere que é a maxila.

No que diz respeito à localização do edentulismo, a literatura torna-se mais consensual relatando que é no setor posterior da cavidade oral onde ocorre mais frequentemente as perdas dentárias. Os caninos são, na maioria dos casos, os dentes remanescentes mais frequentes (Khalifa, Allen, Abu-Bakr & Rahman, 2012; Moreira et al., 2013). Relativamente aos dentes mais afetados, estes são o primeiro e o segundo molar. Pensa-se que a perda do primeiro molar esteja mais relacionada com a cárie dentária e, em contrapartida, que a perda do segundo molar esteja mais associada à doença periodontal (Yoshino et al., 2015).

Segundo Beaumont (1989), existem cerca de 65534 combinações possíveis numa arcada parcialmente desdentada entre os dentes presentes e os espaços edêntulos. Face a esta enorme possibilidade de combinações, torna-se imperativo e importante classificar o edentulismo parcial (Ehikhamenor et al., 2010). As classificações para o edentulismo parcial podem ser categorizadas como biomecânicas ou, por outro lado, como topográficas. A classificação biomecânica baseia-se na forma como os esforços mecânicos são transmitidos à prótese e recebidos pelas estruturas biológicas. Já a classificação topográfica tem em conta como os dentes remanescentes e os espaços edêntulos ou protéticos se encontram distribuídos (McGarry et al., 2002).

Ao longo do tempo, foram surgindo várias classificações, mais ou menos consensuais. Primeiramente, em 1920, surgiu a Classificação de Cummer, constituindo um exemplo de uma classificação biomecânica. Em 1923, Edward Kennedy apresentou a sua classificação, a Classificação de Kennedy, sendo um exemplo de uma classificação

topográfica. Ao longo dos anos, outros autores, como Bailyn, Neurohr, Mauk, Wild ou Godfrey, expuseram a suas próprias classificações. Atualmente, a classificação amplamente mais aceita é a Classificação de Kennedy-Applegate (Ehikhamenor et al., 2010; McGarry et al., 2002).

No que concerne à Classificação de Kennedy, que tem em consideração os dentes remanescentes e os espaços protéticos existentes, esta divide o edentulismo parcial em 4 classes, representadas com algarismos romanos (Carreiro & Batista, 2013; Kaiser, 2010) (Tabela 4).

**Tabela 4**  
**Classificação de Kennedy**  
(baseada em Carreiro & Batista, 2013; Kaiser, 2010)

|                   |                                                |                                                                                       |
|-------------------|------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Classe I</b>   | Edentulismo posterior bilateral                |   |
| <b>Classe II</b>  | Edentulismo posterior unilateral               |  |
| <b>Classe III</b> | Edentulismo intercalar aos dentes naturais     |  |
| <b>Classe IV</b>  | Edentulismo anterior, envolvendo a linha média |  |

A Classificação de Kennedy pode, ainda, apresentar subclasses, designadas por modificações. Estas referem-se aos espaços edêntulos acessórios, que não determinam a classe, e são representadas por um número árabe. Estas modificações só existem perante uma Classe I, II ou III, ou seja, a Classe IV não admite modificações (Volpato, Garbelotto, Zani & Vasconcellos, 2012).

Em 1954, Applegate apresentou 8 regras para complementar a Classificação de Kennedy (Tabela 5). Assim, surgiu a Classificação de Kennedy-Applegate, a mais aceite atualmente para classificar o edentulismo parcial (Carreiro & Batista, 2013).

**Tabela 5**  
**Regras de Applegate**  
(baseada em Carreiro & Batista, 2013)

| <b>Regra</b>   |                                                                                                               |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1 <sup>a</sup> | A classificação deve ser feita após quaisquer extrações de dentes que possam alterar a classificação original |
| 2 <sup>a</sup> | Na ausência de um terceiro molar, que não será substituído, este não é considerado na classificação           |
| 3 <sup>a</sup> | Na presença de um terceiro molar, que servirá como dente pilar, este é considerado na classificação           |
| 4 <sup>a</sup> | Na ausência de um segundo molar, que não será substituído, este não é considerado na classificação            |
| 5 <sup>a</sup> | A área (ou áreas) edêntula mais posterior determina sempre a classificação                                    |
| 6 <sup>a</sup> | As áreas edêntulas, com exceção daquelas que determinam a classificação, são denominadas de modificações      |
| 7 <sup>a</sup> | Apenas é considerado o número de áreas edêntulas adicionais, e não a extensão das mesmas                      |
| 8 <sup>a</sup> | Áreas de modificação não são incluídas em casos de classes IV                                                 |

## **1.2.Prótese Removível**

### **1.2.1. Conceito**

Uma prótese pode ser definida como um dispositivo mecânico que tem por objetivo a reposição de uma parte ou da totalidade de uma estrutura ausente no corpo humano. Por conseguinte, uma prótese dentária tem como finalidade a restituição das estruturas ausentes da cavidade oral, como os dentes, a mucosa e o rebordo alveolar. Mas, na realidade, a sua função principal passa pelo restabelecimento da função oral como um todo (Carreiro & Batista, 2013; Fiori, Fiori & Fiori, 2010).

Como vantagens de uma prótese removível comparativamente a uma prótese fixa denota-se o menor custo e a facilidade de higienização, uma vez que estas são passíveis de serem colocadas e removidas da boca sempre que necessário. Porém, em relação às desvantagens é possível salientar a menor eficácia mastigatória, a interferência com a fala, a possível dor ou desconforto decorrentes da sua utilização e uma estética inferior (Carr & Brown, 2017; Fiori et al., 2010).

A colocação de uma prótese dentária na cavidade oral irá ocasionar uma alteração na placa microbiana tanto quantitativa, como qualitativa. Por conseguinte, esta alteração irá promover o aumento do risco para o aparecimento e desenvolvimento de patologias, como, por exemplo, cáries, periodontopatias ou processos inflamatórios na mucosa. Posto isto, torna-se evidente a necessidade da higiene para o sucesso deste tipo de reabilitação (Fonseca, Areias & Figueiral, 2007; Carr, Brown & Cooper, 2012).

### 1.2.2. Tipos de Próteses

No que concerne às próteses removíveis, em contraste com as próteses fixas na medida em que podem ser inseridas e desinseridas na cavidade oral quando pretendido, estas podem ser parciais ou totais (Bird & Robinson, 2013) (Figura 1).



**Figura 1 – Tipos de Prótese Removível. (A) Prótese Parcial Removível (Ziglam, 2017); (B) Prótese Total Removível (Iegami, Lopes, Nakamae, Uehara & Tamaki, 2016)**

A principal diferença entre a prótese removível parcial e total reside na quantidade de elementos dentários que pretendem substituir. Assim, a prótese parcial tem como propósito reabilitar parte de uma arcada, ou seja, substituir algumas peças dentárias perdidas, enquanto a prótese total tem como finalidade reabilitar toda a arcada, ou seja, substituir todos os dentes perdidos (Bird & Robinson, 2013).

Independentemente da opção protética que se possa adotar, todas as reabilitações de um paciente totalmente ou parcialmente desdentado devem cumprir determinados objetivos (Souza, 2008):

- Restabelecimento das funções: mastigatória, fonética e estética;
- Recuperação da harmonia muscular e articular no complexo orofacial;
- Preservação das peças dentárias remanescentes;
- Prevenção da migração e/ou inclinação das peças dentárias remanescentes;
- Estabilização dos dentes debilitados;
- Cumprimento dos princípios de biomecânica, estabilidade, retenção, reciprocidade e fixação;
- Contribuição para a saúde oral e geral do paciente;
- Melhoramento da qualidade de vida do paciente.

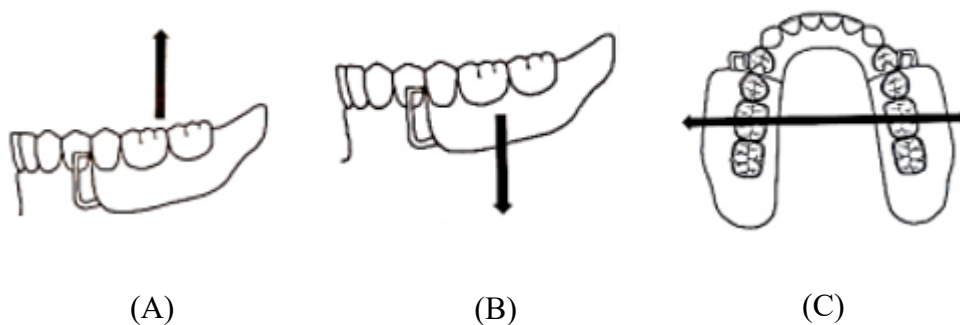
### **1.2.2.1. Prótese Parcial Removível**

Desde o seu aparecimento até aos dias de hoje, a reabilitação de um paciente desdentado parcial é realizada, na sua grande maioria, à custa de uma prótese parcial removível (PPR) (Carreiro & Batista, 2013). Mesmo atualmente, apesar da existência de outros tipos de reabilitações e dos avanços na área da Implantologia, a PPR continua a ser a opção mais frequentemente escolhida devido a um conjunto de características como, por exemplo, “a sua natureza não invasiva, a sua rápida confecção, o seu baixo preço e a sua fácil manutenção” (Siqueira, Santos, Santos & Marchini, 2013).

A PPR tem por finalidade a substituição, tanto funcional como estética, dos dentes naturais ausentes na cavidade oral. Mas, esta reabilitação não deverá ser causadora de danos na estrutura ou nos elementos biológicos ainda remanescentes e com os quais contactam diretamente, ou seja, dos dentes pilares, da mucosa e do rebordo residual ósseo (Fiori et al., 2010).

De modo a ser funcionalmente eficaz, a PPR deve respeitar três princípios biomecânicos: retenção, suporte e estabilidade - Triade de Housset (Niarchou et al., 2011) (Figura 2):

- Retenção - “resistência às forças que atuam sobre uma prótese no sentido cervico-oclusal”;
- Suporte - “resistência às forças que atuam sobre uma prótese no sentido ocluso-cervical”;
- Estabilidade - “resistência às forças que atuam sobre uma prótese no plano horizontal”.



**Figura 2 – Triade de Housset. (A) Retenção; (B) Suporte; (C) Estabilidade**

*(Phoenix, Cagna & DeFreest, 2003)*

Segundo Todescan, Silva & Silva (1996), as PPR podem ser classificadas, de acordo a via de transmissão de forças mastigatórias, como “dento-suportados, dento-muco-suportados ou muco-dento-suportados e são aparelhos destinados a substituir um ou mais dentes em um ou em ambos os maxilares, podendo ser removidos da boca com relativa facilidade, tanto pelo profissional quanto pelo paciente” (Tabela 6).

**Tabela 6**  
**Classificação da PPR de acordo com a via de transmissão de forças mastigatórias**  
*(baseada em Carreiro, Bezerra, Amaral, Piuvezam & Seabra, 2008; Fiori et al., 2010)*

|                                                              | <b>Dento-Suportada</b>          | <b>Dento-Muco-Suportada</b>                           | <b>Muco-Dento-Suportada</b>           |
|--------------------------------------------------------------|---------------------------------|-------------------------------------------------------|---------------------------------------|
| <b>Suporte da Prótese</b>                                    | Dentes                          | Dentes<br>(principalmente);<br>Mucosa                 | Mucosa<br>(principalmente);<br>Dentes |
| <b>Transmissão das forças mastigatórias ao osso alveolar</b> | Fibras do ligamento periodontal | Fibras do ligamento periodontal<br>(forças de tração) | Fibromucosa<br>(quase na totalidade)  |
|                                                              |                                 | Fibromucosa<br>(forças de compressão)                 |                                       |

No que diz respeito à aplicabilidade de uma PPR, esta está, em geral, indicada nos casos de edentulismo parcial, em que não seja possível a reabilitação com prótese fixa. Assim, as principais indicações de uma PPR são (Todescan et al., 1996):

- Espaços edêntulos sem extremidade posterior, designando-se a prótese de extremidade livre, bi ou unilateral;
- Espaços edêntulos extensos;
- Dentes pilares com sustentação periodontal reduzida pela perda óssea;
- Excessiva perda óssea na zona do espaço edêntulo;
- Necessidade de substituição imediata de dentes anteriores, funcionando a prótese como provisória;

- Em casos de cirurgia bucodentoalveolar ou bucomaxilofacial, onde poderão ter uma função de terapêutica auxiliar da cicatrização;
- Para pacientes psicologicamente comprometidos, onde procedimentos demorados poderiam representar um desgaste muito grande;
- Como reabilitação temporária ou orientadores de reabilitação oral em reabilitações muito extensas;
- Como protetores de implantes, durante um período de 4 a 6 meses enquanto se aguarda o processo de osteointegração;
- Na perda precoce de dentes decíduos, funcionando como mantenedores de espaço enquanto se aguarda a erupção dos dentes permanentes.

Relativamente às contraindicações de uma PPR, estas são limitadas aos pacientes com problemas motores, devido às frequentes inserções e desinserções requeridas, aos pacientes com debilidade mental ou aos pacientes com má higiene oral, na medida em que pode potenciar-se o aparecimento de patologias orais, como a cárie e doença periodontal (Volpato et al., 2012).

Porém, torna-se importante salientar que, tanto as indicações, como as contraindicações, não têm em carácter absoluto, sendo importante considerar cada paciente individualmente. Por exemplo, há a possibilidade de reeducação do paciente quanto aos seus hábitos de higiene oral, passando, deste modo, a poder ser um utilizador de uma PPR (Volpato et al., 2012; Todescan et al., 1996).

### 1.2.2.2. Prótese Total Removível

A prótese total (PT) corresponde a uma reabilitação protética que tem como propósito restituir todos os dentes de uma arcada totalmente edêntula, bem como restaurar o volume alveolar e a região gengival. O intuito desta reabilitação passa por restabelecer a função, a estética, bem como a harmonia facial. No que diz respeito à função, a prótese total pretende restaurar a mastigação, a fonética e a deglutição (Volpato et al., 2012).

Com o edentulismo total, a mastigação sofre forçosamente várias alterações, na medida em que ocorre dessensibilização do periodonto e da mucosa. Apesar do restabelecimento da mastigação com a colocação da PT, esta será diferente pois a força de trituração e o tônus muscular estarão afetados e reduzidos. Como consequência, poderá ocorrer (Felício, 2005):

- Movimentos de báscula;
- Entrada de alimentos para o espaço entre a prótese e a mucosa;
- Deslocamento da prótese;
- Lesões na mucosa.

A função fonética está bastante diminuída nos pacientes desdentados totais, principalmente pela perda dos próprios dentes, mas também pela atrofia do rebordo e mucosa. Desta forma, com o restabelecimento dos elementos dentários através da PT, a fonética, a pronúncia e os sons melhoram substancialmente (Broka, Vidzis, Grigorjevs, Sokolovs & Zigurs, 2013).

Para que a deglutição ocorra, é necessário que haja um contacto entre a língua e o palato. Num paciente totalmente edêntulo, a deglutição volta a ser normalmente realizada após a colocação da PT, de modo a que possa haver a substituição do rebordo alveolar e a regularização da oclusão. Assim, tanto a língua, como a mandíbula podem novamente realizar os seus movimentos naturais. Nestes casos, a prótese superior também servirá de apoio ao osso hioide, visto que promove a sua elevação (Furuya et al., 2015).

A retenção de uma PT corresponde à sua capacidade de resistir ao deslocamento vertical durante os movimentos de mastigação, fonética e deglutição. Em contraste, a estabilidade corresponde à sua capacidade de resistir ao deslocamento horizontal durante

estes mesmos movimentos. Ambas, dependem de fatores físicos e fatores fisiológicos (Ribeiro, 2007) (Tabela 7).

**Tabela 7**  
**Fatores físicos e fatores fisiológicos que influenciam a retenção e a estabilidade de uma Prótese Total (baseada em Ribeiro, 2007)**

|                     | <b>Fatores Físicos</b>                                                                    | <b>Fatores Fisiológicos</b>                                              |
|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|
| <b>Retenção</b>     | <i>Adesão</i> - entre saliva e mucosa e<br>entre saliva e base da prótese                 |                                                                          |
|                     | <i>Coesão</i> - integridade da prótese                                                    |                                                                          |
|                     | <i>Tensão superficial</i> – saliva impede entrada de ar durante as forças de deslocamento | <i>Tipo de rebordo residual:</i><br>- duro<br>- compressível<br>-flácido |
|                     | <i>Diferença de pressão</i> – entre o filme salivar e a atmosfera externa                 | <i>Morfologia do rebordo residual:</i><br>- paralelo                     |
| <b>Estabilidade</b> | Cobertura correta da área basal                                                           | - ascendente para mesial<br>- ascendente para distal                     |
|                     | Condição dos rebordos alveolares                                                          | - côncavo                                                                |
|                     | Relação entre os maxilares                                                                |                                                                          |
|                     | Oclusão                                                                                   |                                                                          |

Apesar desta solução protética apresentar como vantagens o baixo custo e procedimentos clínicos e laboratoriais relativamente rápidos, apresenta algumas desvantagens. Entre as desvantagens descritas na literatura é possível enumerar (Suzuki et al., 2012; Thomason, Kelly, Bendkowski & Ellis, 2012):

- Falta de retenção e estabilidade;
- Alterações na fonética;
- Alterações na mucosa oral;

- Dor e desconforto;
- Má nutrição.

No que concerne às alterações na mucosa oral, os portadores de PT apresentam frequentemente lesões (Volpato et al., 2012), verificando-se uma correlação entre o tempo de utilização da prótese e a sua prevalência (Dallanora et al., 2012). Assim, as lesões na mucosa mais recorrentes, por ordem decrescente, são (Martori, Ayuso-Montero, Martinez-Gomis, Viñas & Peraire, 2014) (Figura 3):

- Estomatite protética;
- Hiperplasia papilomatosa inflamatória;
- Úlceras traumáticas;
- Queilite angular;
- Hiperplasia fibrosa inflamatória;
- Rebordo flácido.



(A)



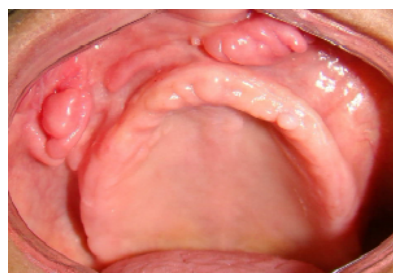
(B)



(C)



(D)



(E)



(F)

**Figura 3 – Lesões na mucosa oral mais recorrentes. (A) Estomatite protética (Neves, 2015); (B) Hiperplasia papilomatosa inflamatória (Azenha & Handem, 2008); (C) Úlceras traumáticas (Sebastián, 1999); (D) Queilite angular (Sharon & Fazel, 2010); (E) Hiperplasia fibrosa inflamatória (Batista, Batista, Pavan, Matheus & Silva, 2013); (F) Rebordo flácido (Marin et al., 2014)**

Com a colocação de uma PT, podem surgir problemas a nível oclusal ou relativamente à base da prótese (Volpato et al., 2012) (Tabela 8):

**Tabela 8**  
**Problemas originados pela utilização de PT**  
(baseada em Volpato et al., 2012)

|                                    | <b>Causa</b>                           | <b>Consequência</b>                                                                |
|------------------------------------|----------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Problema Oclusal</b>            | Dimensão vertical de oclusão diminuída | Lesões nas comissuras labiais                                                      |
|                                    | Dimensão vertical de oclusão aumentada | Dor generalizada na crista do rebordo alveolar                                     |
|                                    | Trespasse horizontal inadequado        | Traumatismos na mucosa jugal                                                       |
| <b>Problema na base da prótese</b> | Sobre-extensão da base da prótese      | Lesões nos freios e no fundo do vestíbulo                                          |
|                                    | Selamento periférico inadequado        | Entrada de saliva e alimentos entre a prótese e a mucosa                           |
|                                    | Pressão na região do buraco mentoniano | Dor e sensação de ardor na região inferior do rebordo alveolar e no lábio inferior |

De acordo com Assaoka, Cesar & Oliveira (2012), o material utilizado na confeção de uma PT deverá possuir algumas características convenientes, tais como:

- Biocompatibilidade;
- Resistência à solubilidade dos fluidos presentes na cavidade oral;
- Boas propriedades físicas, mecânicas e térmicas;
- Ausência de odor e sabor;
- Facilidade de higienização, manutenção e reparação;
- Aparência natural.

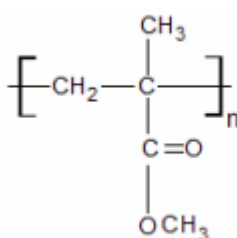
Deste modo, e por possuir todas estas características, atualmente o acrílico é o material de eleição para a confeção de bases protéticas (Assaoka et al., 2012).

### 1.3. Resinas acrílicas

Os monómeros de resina utilizados nos dias de hoje têm o seu início em 1843, quando Josef Redtenbacher descobriu o ácido acrílico. No ano de 1900, o ácido metacrílico já havia sido sintetizado e alguns dos seus ésteres, como o metilmetacrilato (MMA), tinham sido produzidos (Peutzfeldt, 1997).

As resinas de MMA vieram suceder os cimentos de silicato que apresentam um tempo de vida curto, aproximadamente 5 anos. Todavia, este novo material apresentava algumas desvantagens como o alto coeficiente de expansão térmica, a elevada contração de polimerização ou a incidência de cáries secundárias (Anusavice, Shen & Rawls, 2013).

Em 1936, surgiu o polimetilmetacrilato (PMMA), que corresponde a um polímero sintético derivado do monómero MMA (Anusavice et al., 2013) (Figura 4). Este começou, quase de imediato, a ser utilizado em inlays, coroas ou próteses (Ali, Karim & Buang, 2015).



**Figura 4 – Unidade química de repetição do polimetilmetacrilato (PMMA)**

(António, 2007)

Um polímero consiste, de um modo geral, numa cadeia longa, de alto peso molecular, que tem a sua origem em monómeros, moléculas de baixo peso molecular, que se ligam entre si através de várias reações químicas (Anusavice et al., 2013).

As resinas acrílicas correspondem a materiais poliméricos baseados no PMMA, que resultam de uma reação de polimerização com radicais livre (Bettencourt et al., 2010). Estas resinas são utilizadas para diferentes fins na área da Medicina Dentária, particularmente para a confeção de bases de próteses, moldeiras individuais, aparelhos ortodônticos ou coroas provisórias. Esta versatilidade de aplicações deve-se a algumas

das suas propriedades como a biocompatibilidade, o manuseamento fácil, a estabilidade funcional, as propriedades físicas, mecânicas e térmicas, o manuseamento fácil, estética aceitável e baixo custo (Camacho, Svidzinski, Furlaneto, Lopes & Corrêa, 2014; Goiato, Freitas, Santos, Medeiros & Sonego, 2015).

### **1.3.1. Composição**

As resinas acrílicas, usadas na confecção das bases de próteses, são comercializadas na forma de pó e líquido, que deverão ser misturados posteriormente. Ao misturar o pó e o líquido ocorre a reação de polimerização, formando-se o polímero multifásico. Este é obtida à custa da formação de interconexões, o que irá promover o aumento da resistência à deformação (Çelebi, Yüzügüllü, Canay & Yücel, 2008; Camacho et al., 2014).

O pó contém o polímero, ou seja, partículas esféricas de PMMA pré-polimerizado. Adicionalmente, este contém peróxido de benzoílo (cerca de 0,5%), que tem um papel fundamental visto ser o iniciador da reação de polimerização. Além destes, o pó possui dibutilftalato, um agente plastificante. Por fim, podem ser adicionados também opacificadores e pigmentos, de cor rosa, que podem apresentar-se na forma de sais de ferro ou cádmio e permitem que a resina acrílica se assemelhe ao máximo aos tecidos da cavidade oral (Camacho et al., 2014; Gautam et al., 2012; Leggat & Kedjarune, 2003).

O líquido inclui os monómeros de MMA, a hidroquinona (cerca de 0,006%) e dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA) (cerca de 1 a 2%). A hidroquinona é um inibidor da reação de polimerização que serve para impedir que esta ocorra durante o armazenamento, além de tornar a polimerização mais demorada, o que se apresenta como uma vantagem pois permite aumentar o tempo de trabalho do material. O EGDMA corresponde a um agente de ligação cruzada, adicionado para melhorar as propriedades físicas da resina, como a resistência e dureza. Este, só é passível de ser incorporado no líquido devido à sua semelhança química e estrutural com o MMA. No caso das resinas autopolimerizáveis, a estes componentes poderá ser adicionado um ativador, N N'-dimetil-p-toluidina (NNDPT) (cerca de 1%) (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2008).

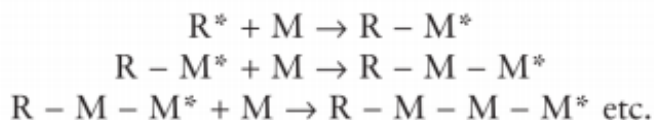
A proporção de pó e líquido que é misturada é importante para permitir a formação de uma resina acrílica com as propriedades desejáveis. Deste modo, a proporção polímero-monómero indicada é de 3:1, ou seja, três partes de pó para uma parte de líquido (Camacho et al., 2014). Durante a dissolução do polímero no monómero, a mistura vai alterando a sua consistência, passando por 5 fases, até ser formado um polímero (Tabela 9). Este polímero corresponde a uma matriz heterogênea, formada pelos novos polímeros e pelo PMMA pré-polimerizado (Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014).

**Tabela 9**  
**Fases da mistura (dissolução do polímero no monómero)**  
(baseada em Anusavice et al., 2013; Camacho et al., 2014)

|                      |                         |                                                                                                                              |
|----------------------|-------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>1<sup>a</sup></b> | <b>Fase Arenosa</b>     | Monómero envolve completamente as esferas do polímero;<br>Interação molecular escassa;<br>Massa com aspeto de areia molhada. |
| <b>2<sup>a</sup></b> | <b>Fase Pegajosa</b>    | Monómero dissolve o polímero;<br>Formação de fios durante a manipulação;<br>Massa com textura viscosa.                       |
| <b>3<sup>a</sup></b> | <b>Fase Plástica</b>    | Condições ideais para a manipulação (Fase de Trabalho);<br>Massa escoa homogeneamente.                                       |
| <b>4<sup>a</sup></b> | <b>Fase Borrachóide</b> | Evaporação dos monómeros residuais;<br>Massa adquire características elásticas.                                              |
| <b>5<sup>a</sup></b> | <b>Fase Rígida</b>      | Mistura seca e endurecida;<br>Não é possível deformar o material mecanicamente.                                              |

### 1.3.2. Reação de polimerização

A polimerização das resinas acrílicas é definida como o processo através do qual os monómeros se unem, por intermédio de uma série de reações químicas de adição, formando um polímero (Camacho et al., 2014) (Figura 5).



**Figura 5 – Reação de polimerização por adição (R\* - espécie reativa; M - monómero)**  
(McCabe & Walls, 2008)

As reações de polimerização por adição podem ser divididas em fases que ocorrem a partir da união dos monómeros até à formação das cadeias poliméricas (Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013; McCabe & Walls, 2008) (Tabela 10):

**Tabela 10**  
**Fases da polimerização**  
(baseada em Camacho et al., 2014; Anusavice et al., 2013; McCabe & Walls, 2008)

|           |                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
|-----------|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>1ª</b> | <b>Ativação</b>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ O ativador físico ou químico quebra o iniciador (sendo o peróxido de benzoílo o mais utilizado), formando dois radicais livres;</li> <li>▪ Quando os iniciadores utilizados são peróxidos, os ativadores utilizados são, geralmente, aminas aromáticas terciárias (NNDPT);</li> </ul> |
|           | <b>Indução</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Outros iniciadores podem ser ativados através de radiação ultravioleta.</li> </ul>                                                                                                                                                                                                    |
|           | <b>Iniciação</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Uma vez formados, os radicais livres rompem a dupla ligação do MMA, ligando-se ao monómero;</li> <li>▪ Ocorre a transferência do estado de excitação dos radicais livres para a nova molécula formada.</li> </ul>                                                                     |

---

|                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>2ª Propagação</b>              | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ O novo radical livre rompe a dupla ligação de outro MMA, ligando-se a este e transferindo o seu estado excitatório à nova molécula;</li> <li>▪ A cadeia cresce e aumenta o seu peso molecular;</li> <li>▪ O processo prolonga-se até haver monómero disponível, podendo parar por outras reações.</li> </ul> |
| <b>3ª Transferência de cadeia</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ O radical ativo de uma cadeia é transportado para outra molécula, formando-se um novo radical livre para continuar com o crescimento da cadeia.</li> </ul>                                                                                                                                                   |
| <b>4ª Terminação</b>              | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Pode ocorrer por acoplamento direto de duas extremidades de cadeia com radicais livres, pela troca de um átomo de hidrogénio de uma cadeia em crescimento para outra ou, mais raramente, por transferência de cadeia.</li> </ul>                                                                             |

---

### 1.3.3. Tipos de polimerização

A polimerização das resinas acrílicas pode ser desencadeada através de diferentes ativadores consoante o tipo de resina. As resinas acrílicas podem ser classificadas em autopolimerizáveis, termopolimerizáveis ou fotopolimerizáveis. Por um lado, a resina autopolimerizável é ativada de forma química, através de um ativador químico, como por exemplo, o NNDPT. De outra forma, a polimerização das resinas termopolimerizáveis inicia-se com o calor, através de um banho de água ou com a energia de micro-ondas. Já as resinas fotopolimerizáveis são ativadas através da luz visível (McCabe & Walls, 2008; Camacho et al., 2014; Zarb et al., 2014; Gautam et al., 2012).

De acordo com a norma da *International Organization for Standardization* (ISO) nº 1567:1999, as resinas acrílicas podem ser classificadas consoante o seu tipo de polimerização, como é possível observar na tabela 11 (McCabe & Walls, 2008):

**Tabela 11**  
**Classificação das resinas acrílicas consoante o tipo de polimerização**  
(baseada em McCabe & Walls, 2008)

| <b>Tipo</b> | <b>Classe</b> |                                                 |
|-------------|---------------|-------------------------------------------------|
| 1           | 1             | Polimerização Térmica (Pó e líquido)            |
| 1           | 2             | Polimerização Térmica (“Plastic cake”)          |
| 2           | 1             | Polimerização Química (Pó e líquido)            |
| 2           | 1             | Polimerização Química (Pó e líquido derramável) |
| 3           | -             | Polímero termoplástico                          |
| 4           | -             | Polimerização ativada por luz                   |
| 5           | -             | Polimerização ativada por micro-ondas           |

Atualmente, as resinas acrílicas mais utilizadas para a confecção de bases de próteses são as de polimerização térmica (tipo 1) e de polimerização química (tipo 2) (McCabe & Walls, 2008).

▪ **Polimerização Térmica (Resinas Termopolimerizáveis)**

Para que a polimerização ocorra nas resinas termopolimerizáveis, é necessário atingir uma temperatura de 60°C. Deste modo, é o calor, o responsável pela ativação e decomposição do peróxido de benzoílo, dando origem aos radicais livres. O aquecimento destas resinas é denominado por ciclo de polimerização ou tempo de cura. A fonte de calor utilizada poderá ser banhos de água quente ou, por outro lado, a energia de micro-ondas (Camacho et al., 2014; Zarb et al., 2014).

Se a polimerização da resina acrílica ocorrer num banho de água quente, esta acontece no interior de uma mufla, contendo a resina no seu interior. O ciclo de polimerização pode corresponder a ciclos longos (tradicionais) ou a ciclos curtos (McCabe & Walls, 2008) (Tabela 12).

**Tabela 12**  
**Ciclos de polimerização das resinas termopolimerizáveis**  
(baseada em McCabe & Walls, 2008)

|                    |                                                                              | Mais vantajoso                                                                                   |
|--------------------|------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Ciclo Longo</b> | 1º) Inicialmente, a resina é imersa num banho de água à temperatura ambiente | ↓                                                                                                |
|                    | 2º) Durante 8 ou mais horas, a resina é imersa num banho de água a 74°C      | A temperatura é mais baixa, não ocorrendo ebulição do monómero e consequente distorção da resina |
| <b>Ciclo Curto</b> | 1º) Inicialmente, a resina é imersa num banho de água à temperatura ambiente |                                                                                                  |
|                    | 2º) Durante 1 hora e 30 minutos, a resina é imersa num banho de água a 74°C  | → Polimerização das porções espessas                                                             |
|                    | 3º) Durante 1 hora, a resina é imersa num banho de água a 100°C              | → Polimerização das porções finas                                                                |

Após ocorrer a polimerização no interior da mufla, segue-se o arrefecimento da resina, que ocorre numa primeira fase dentro da água onde ocorreu o aquecimento durante 30 minutos e posteriormente é deixada chegar à temperatura ambiente. O propósito deste arrefecimento lento e progressivo é a redução da tensão interna na resina, por forma a evitar possíveis distorções nas bases protéticas (Camacho et al., 2014).

Se a fonte de calor utilizada para a polimerização da resina acrílica termopolimerizável for a energia de micro-ondas, a resina deverá ser aquecida durante 3 minutos. O processo exige um maior cuidado e controlo, de modo a garantir que a

polimerização é completa e que não se desenvolvem porosidades. Este método é mais eficiente e rápido, todavia tem um custo mais elevado devido aos equipamentos necessários serem mais dispendiosos (Gautam et al., 2012).

As resinas acrílicas termopolimerizáveis apresentam diversas vantagens que justificam o facto destas constituírem o material de eleição na confeção de bases de próteses removíveis. Assim, é possível assinalar uma boa estética, a possibilidade de serem reparadas ou rebasadas, uma boa estabilidade dimensional, não serem corrosivas, serem toleradas pelos tecidos orais, serem resistentes ao impacto e serem economicamente acessíveis (Camacho et al., 2014).

#### ▪ **Polimerização Química (Resinas Autopolimerizáveis)**

A polimerização das resinas acrílicas autopolimerizáveis ocorre à temperatura ambiente, através de um ativador, a amina terciária, que decompõe o peróxido de benzoílo em radicais livres. Estes ligam-se a novos monómeros dando início à formação da cadeia de polímeros (McCabe & Walls, 2008).

No que concerne ao grau de polimerização nas resinas autopolimerizáveis, este não é completo, existindo uma percentagem de monómero livre de 3 a 5 %. Deste modo, o monómero livre libertado é maior do que nos outros tipos de resina, sendo justificado pela quantidade inicial de MMA mais elevada e por apresentarem mais porosidades na sua estrutura (Camacho et al., 2014).

O tempo de trabalho das resinas autopolimerizáveis é curto, uma vez que atingem rapidamente a consistência viscosa, ou seja, a velocidade de polimerização e a temperatura aumentam, levando ao endurecimento da resina. Estas resinas possuem, ainda, um risco aumentado de distorção da prótese e propriedades mecânicas inferiores aos outros tipos de resina, como, por exemplo, uma resistência mais baixa. Por conseguinte, as resinas acrílicas autopolimerizáveis tornam-se mais indicadas para o conserto ou rebasamento de próteses removíveis (McCabe & Walls, 2008).

As resinas autopolimerizáveis podem, também, ser utilizadas na construção de bases protéticas. Contudo, a mistura deverá ser mais fluída, conseguida através de uma

menor proporção pó/líquido. O aumento da fluidez da mistura, irá reduzir o tempo de polimerização e a necessidade de acabamentos da resina, todavia irá resultar em maiores quantidades de monômero residual, piores propriedades mecânicas e elevado risco de distorções da prótese (McCabe & Walls, 2008).

Segundo Camacho et al. (2014), comparando as resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, as resinas autopolimerizáveis apresentam um módulo de elasticidade igual ou superior, contudo apresentam uma resistência e rigidez inferior.

As resinas acrílicas, de acordo com a norma ISO nº 20795-1:2013, devem apresentar certos requisitos de modo a poderem ser utilizados como bases de próteses (McCabe & Walls, 2008) (Tabela 13).

**Tabela 13**  
**Requisitos das resinas acrílicas para serem utilizadas como base de prótese**  
(baseada em McCabe & Walls, 2008)

|            | <b>Resistência<br/>à flexão<br/>(MPa)<br/>(mínimo)</b> | <b>Módulo<br/>de flexão<br/>(MPa)<br/>(mínimo)</b> | <b>Monómero<br/>residual MMA<br/>(% massa)<br/>(máximo)</b> | <b>Absorção<br/>de água<br/>(<math>\mu\text{g}/\text{mm}^3</math>)<br/>(máximo)</b> | <b>Solubilidade<br/>(<math>\mu\text{g}/\text{mm}^3</math>)<br/>(máximo)</b> |
|------------|--------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|
| 1, 3, 4, 5 | 65                                                     | 2000                                               | 2,2                                                         | 32                                                                                  | 1.6                                                                         |
| 2          | 60                                                     | 1500                                               | 4,5                                                         | 32                                                                                  | 8.0                                                                         |

#### 1.3.4. Propriedades

As resinas acrílicas apresentam algumas propriedades específicas não somente inerentes à sua composição, mas também à manipulação, grau de polimerização ou até às condições presentes na cavidade oral onde irá ser inserida (Phillips, 1993).

Durante a polimerização ocorre uma aproximação entre as várias moléculas de monómeros, o que origina uma alteração dimensional volumétrica, designada por contração de polimerização. Apesar desta contração, ocorre uma expansão quando a resina acrílica é imersa em água ou saliva, mas que é apenas uma compensação parcial (Patras, Naka, Doukoudakis & Pissiotis, 2012). Segundo Deb (1998), “a contração de polimerização do MMA puro é de 21% por volume. No entanto, dois terços da mistura polimerizável de resina são constituídos por PMMA pré-polimerizado, o que faz com que a percentagem real de contração de polimerização seja reduzida para aproximadamente 7%”.

A solubilidade da resina acrílica em água é baixa, uma vez que a maioria dos seus componentes é hidrofóbica. Esta baixa solubilidade pode ser devida aos componentes solúveis da mistura, ou seja, os iniciadores, os plastificantes e os monómeros não incorporados. Comparativamente às resinas termopolimerizáveis, as resinas autopolimerizáveis apresentam níveis de solubilidade superiores, uma vez que apresentam maior quantidade de monómero residual. Como consequência, a solubilização de alguns componentes da resina, concretamente o peróxido de benzoílo, hidroquinona, pigmentos ou monómero residual, pode provocar reações alérgicas ou tóxicas (Camacho et al., 2014).

A alteração da cor de um material dentário é um indicativo de deterioração e envelhecimento (Camacho et al., 2014). Segundo Hong, Murata, Li, Sadamori & Hamada (2009), “a estabilidade da cor das bases de próteses acrílicas, é influenciada pelo tipo de polimerização e pelo tipo de produtos utilizados para higienização da prótese”. Assim, a alteração da cor das resinas acrílicas aumenta com a imersão nos produtos de higienização da prótese, alterações na matriz da resina, pigmentação com pigmentos externos, solubilidade, sorção de água, rugosidade de superfície e degradação química (Camacho et al., 2014).

A radiopacidade é uma característica desejável nas próteses dentárias, mas nas resinas acrílicas não é fácil de alcançar visto que a grande maioria dos sais inorgânicos são incompatíveis com o PMMA. Atualmente, é utilizado o sulfato de bário, mas apenas uma pequena quantidade pode ser adicionada, sob pena das propriedades mecânicas

poderem ser enfraquecidas. Deste modo, pode ser obtida uma resina acrílica com um contraste não tão satisfatório quanto seria desejável (Deb, 1998).

Relativamente às propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas, é possível referir a baixa resistência à tensão, à fadiga e ao impacto e a sua baixa flexibilidade. Estas características apresentam-se como uma desvantagem, na medida em que possibilitam a ocorrência de fraturas com mais facilidade (Camacho et al., 2014). Ademais, estas resinas apresentam uma baixa condutividade térmica, provocando assim uma dessensibilização nas zonas da mucosa oral subjacentes à prótese dentária, o que pode causar lesões na cavidade oral do paciente uma vez que ocorre perda da percepção de estímulos, como o frio e o quente (Deb, 1998).

## **2. Princípios Biomecânicos**

### **2.1. Dureza**

#### **2.1.1. Definição**

Apesar de não possuir uma definição absoluta, o conceito de dureza de um material pode ser considerado como a sua resistência à deformação plástica local, indentação ou penetração permanente na superfície (Yeh et al., 2011), podendo, também, ser definido como a resistência ao corte ou abrasão do material (Shahdad, McCabe, Bull, Rusby & Wassell, 2007). Em geral, o valor da dureza ( $H$ ) pode ser mensurado pela razão entre a carga máxima aplicada, ou seja, a força exercida na superfície do material ( $P_{max}$ ) e a área de indentação resultante ( $A$ ), representado na fórmula seguinte (Callister & Rethwisch, 2014) (Figura 6):

$$H = \frac{P_{max}}{A}$$

**Figura 6 – Fórmula para o cálculo da dureza** (Callister & Rethwisch, 2014)

A dureza não é uma propriedade intrínseca dos materiais, porém é considerada um dos parâmetros mais importantes para a sua avaliação e comparação. De facto, os testes de dureza são incluídos em variadas especificações da American Dental Association (ADA) no que diz respeito aos estudos e características dos materiais utilizados em Medicina Dentária (Anusavice et al., 2013; Low, Duraman & Mahmood, 2008).

Segundo Condon & Ferracane (1997), “a microdureza é uma propriedade que influencia de forma direta a longevidade clínica de um material resinoso uma vez que existe uma relação direta entre esta propriedade e a resistência ao desgaste desses materiais”.

A microdureza de um material pode ser determinada através de testes laboratoriais, não destrutivos e especificamente localizados, que permitem aferir acerca da sua resistência mecânica e resistência ao desgaste (Zogheib, Lombardo, Pavanelli & Barca, 2009).

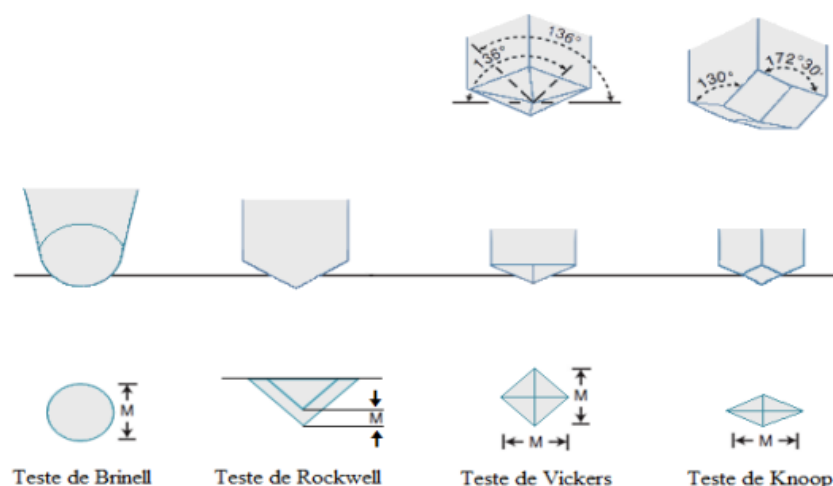
### 2.1.2. Testes de Microdureza

Os testes *in vitro*, particularmente os testes de microdureza, são dos testes mais frequentemente utilizados para estudar materiais resinosos, na medida em que esta propriedade é indicativa da sua durabilidade e do seu sucesso clínico (Shahdad et al., 2007). Comparativamente a outros testes mecânicos, os testes de microdureza são amplamente utilizados devido às suas vantagens. Efetivamente, estes são fáceis, rápidos, relativamente baratos e requerem apenas uma pequena área na superfície de um espécime para ser estudado (Wegehaupt, Betschart & Attin, 2010).

A avaliação da microdureza de um material pode ser realizada de diversas formas consoante a metodologia com que é conduzida. Assim, os ensaios de microdureza podem ser classificados em ensaios por choque, ensaios por risco ou ensaios por penetração. Na área da Medicina Dentária, o ensaio mais comumente utilizado é o ensaio por penetração (Anusavice et al., 2013).

Nos ensaios por penetração, é utilizado um material de dureza superior, nomeadamente uma ponta diamantada ou uma esfera de aço, que aplica uma carga fixa específica, de modo a superar a resistência, contra a superfície da amostra. Deste modo, é produzida uma impressão permanente, ou seja, uma indentação, na superfície do material a ser testado. Esta impressão, concretamente as diagonais da indentação, é medida utilizando um microscópico e posteriormente convertida num valor de dureza, sendo que uma maior área de impressão corresponde a um valor menor de dureza do material (Callister & Rethwisch, 2014; Chuenarrom, Benjakul & Daosodsai, 2009).

De entre os diversos testes de penetração para determinar a dureza de materiais dentários destacam-se os testes de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop (Anusavice et al., 2013) (Figura 7). Estes métodos diferenciam-se pelo material de que é feito o indentador, pela geometria da indentação e pela carga fixa aplicada. Deste modo, a seleção do teste é baseada no material a ser avaliado (Wang, D'Alpino, Lopes & Pereira, 2003).



**Figura 7 – Representação esquemática dos testes de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop (em cima – forma da ponta do indentador; em baixo – forma da indentação) (Anusavice et al., 2013)**

Os testes de Brinell e de Rockwell fornecem valores de dureza médios em grandes áreas, não podendo, por isso, ser utilizados para a medição da dureza de materiais mais frágeis (Anusavice et al., 2013).

O teste de Brinell é o mais antigo para medir a dureza de superfície de um material. Frequentemente usado para medir a dureza de metais e ligas metálicas, consiste em penetrar o material com uma esfera de aço ou tungstênio de 10 mm de diâmetro, aplicando uma força de 500 a 3000 kg (Callister & Rethwisch, 2014).

O teste de Rockwell é útil para medir a dureza de cerâmicas, metais pesados ou outros metais. Neste teste, a ponta do indentador pode ser um cone diamantado ou uma esfera de aço com diâmetro de 1,588 mm, de 3,175 mm, de 6,350 mm ou de 12,70 mm. O valor da dureza é conseguido através da profundidade da indentação, e não através do diâmetro da mesma. Podem ser aplicadas forças de 10 a 150 kg ou 3 a 45 kg, consoante se pretenda medir a dureza ou a dureza superficial de um material, respetivamente (Wang et al., 2003).

Os testes de Vickers e Knoop são classificados como testes de microdureza visto que a medição é realizada em pequenas áreas e com pouca profundidade, ou seja, são passíveis de serem utilizados em amostras com uma espessura fina. A força utilizada nestes testes é inferior a 9,8 N e as indentações resultantes tem uma profundidade até aos

19  $\mu\text{m}$  (Anusavice et al., 2013; Souza, Victor & Migliorini, 2009). Estes testes são os mais frequentemente utilizados pelos investigadores para testar a microdureza dos materiais dentários como, por exemplo, as resinas acrílicas. Para a escolha do teste, é necessário ter em consideração algumas diferenças técnicas entre os testes (Shahdad et al., 2007; Wang et al., 2003) (Tabela 14).

**Tabela 14**  
**Diferenças técnicas entre o teste de Vickers e do teste de Knoop**  
*(baseada em Wang et al., 2003)*

|                                | <b>Teste de Vickers</b>         | <b>Teste de Knoop</b>                                                  |
|--------------------------------|---------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| <b>Indentador</b>              | Penetra 2X mais em profundidade | Penetra 1/2 da profundidade                                            |
| <b>Indentação</b>              | Diagonal tem 1/3 do comprimento | Diagonal tem 3X mais comprimento                                       |
| <b>Condições da superfície</b> | Menos sensível                  | Mais sensível                                                          |
| <b>Erros de medição</b>        | Mais sensível                   | Menos sensível                                                         |
| <b>Indicação</b>               | Pequenas áreas curvas           | Pequenas áreas alongadas;<br>Materiais de difícil quebra e secção fina |

O teste de Vickers é adequado para determinar a dureza de resinas, cerâmicas, metais pesados e outros materiais metálicos. A ponta do indentador possui a forma de uma pirâmide de base quadrada e a força aplicada varia entre 1 a 1000 g. A área da indentação corresponde à média das duas diagonais formadas. O valor da dureza é obtido pelo quociente da força pela área (Anusavice et al., 2013). Segundo Chang et al. (2013), este teste é considerado um indicador do grau de polimerização das resinas.

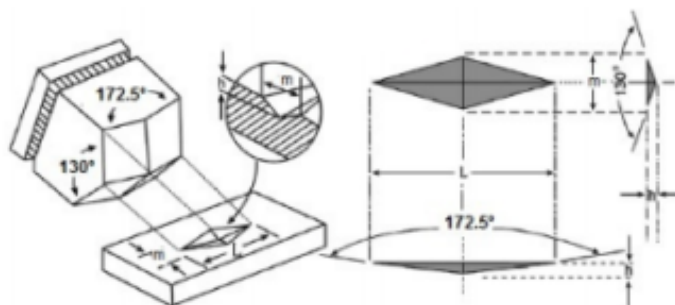
O teste de Knoop permite determinar a microdureza de resinas, cerâmicas, metais pesados ou outros metais. A ponta indentadora é diamantada em forma de pirâmide

romboide, o que produz um recorte em forma de diamante. À semelhança do teste de Vickers, este emprega uma força que varia entre 1 a 1000 g. A forma do cálculo da dureza é também semelhante, contudo, devido à ponta ser romboide ocorre uma recuperação elástica do material após a aplicação da carga, assim, deve-se desprezar a diagonal de menor comprimento (Wang et al., 2003). Segundo Chang et al. (2013), este teste é o mais indicado na avaliação de materiais polimerizáveis, como as resinas acrílicas, uma vez que minimiza o efeito da recuperação elástica, frequentemente observada nestes materiais.

### **2.1.2.1. Teste de Microdureza de Knoop**

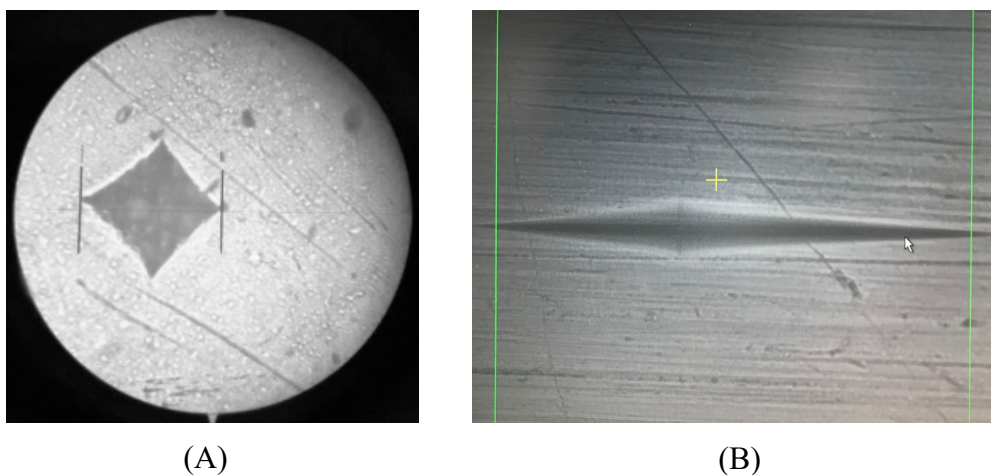
Em 1939, Frederick Knoop, Chauncey Peters e Walter Emerson publicaram no *Journal of Research of the National Bureau of Standards (NBS)* um artigo técnico onde apresentam um novo método de ensaio de dureza por penetração, que já havia sido desenvolvido em 1937. Este método, atualmente conhecido como teste de microdureza de Knoop, utiliza um princípio de medição semelhante ao usado no teste de microdureza de Vickers, contudo a ponta indentadora possui uma geometria diferente (Craig & Powers, 2002; Wang et al., 2003).

A ponta indentadora é diamantada e apresenta uma forma piramidal, capaz de gerar uma impressão no material em forma de losango. Esta impressão é composta por uma diagonal maior e uma diagonal menor, com uma relação aproximada de 7:1, em vez de 1:1 existente no teste de Vickers. Relativamente aos ângulos entre arestas opostas da ponta indentador, estes correspondem a  $172.5^\circ$  e  $130^\circ$  (Leta, Mendes & Mello, 2004) (Figura 8).



**Figura 8 – Ilustração de uma indentação produzida num teste de microdureza de Knoop e respectiva indentação (Leta et al., 2004)**

Segundo Martins (2012), “a ponta indentadora utilizada no teste de microdureza de Knoop, à semelhança de Vickers, é piramidal de base quadrangular, porém no de Knoop a base é em forma de losango e no de Vickers é quadrada. Assim, para o mesmo valor de carga, a indentação de Knoop é menos profunda e mais alongada do que a Vickers” (Figura 9). É, assim, devido a esta diferença na forma da ponta indentadora que no teste de Knoop é possível minimizar o efeito da recuperação elástica dos materiais, visto que esta ocorre na direção transversal à indentação, e não na direção longitudinal, uma vez que a medição da microdureza é feita através do comprimento da maior diagonal da indentação. Esta recuperação elástica ocorre frequentemente nos materiais polimerizáveis, como as resinas acrílicas, após serem submetidos a uma deformação plástica. Como consequência, a ponta indentadora de Knoop torna-se a mais adequada para a realização de ensaios de dureza em materiais frágeis, finos e com possibilidade de ocorrência de recuperação elástica (Chang et al., 2013).



**Figura 9 – Ensaio de microdureza visto num microscópio ótico.**

**(A) Teste de microdureza de Vickers (Amaral, 2015); (B) Teste de microdureza de Knoop**

No teste de microdureza de Knoop, a ponta indentadora exerce pressão na superfície da amostra, de força determinada e controlada, durante um período de tempo estabelecido. Após a sua remoção, é, assim, deixada uma impressão na superfície da amostra, que possui vértices, que definem diagonais, uma maior e uma menor. A dimensão da impressão é medida oticamente, através de um microscópio ótico, sendo que o valor da dureza é alcançado pela relação entre a força aplicada e o comprimento da maior diagonal, desprezando-se assim a menor diagonal (Chuenarrom et al., 2009). Nos estudos para avaliação da microdureza de matérias é necessário a realização de várias

indentações, de modo a ser determinada a média do valor de microdureza de cada amostra (Arrais, Kasaz, Albino, Rodrigues & Reis, 2010).

O valor de microdureza de Knoop, HK ou KHN, é definido pela relação entre a força da indentação e a área da impressão. Na equação, existe um valor constante, que é calculado a partir da forma geométrica específica do indentador; o valor da força com que é feita a indentação (F), em gramas ou Newton; e o comprimento da maior diagonal da indentação (d), em milímetros (Anusavice et al., 2013) (Figura 10).

$$KHN = \frac{\text{Constante} \times \text{Força da indentação}}{\text{Comprimento da maior diagonal da indentação}^2}$$

⟨=⟩

$$KHN = 1,451 (F/d^2)$$

**Figura 10 – Equação para o cálculo do número de microdureza de Knoop**  
(Anusavice et al., 2003)

O teste de microdureza de Knoop apresenta algumas vantagens e desvantagens, inerentes às características do próprio teste (Leta et al., 2004) (Tabela 15).

**Tabela 15**  
**Vantagens e Desvantagens do teste de Knoop**  
*(baseada em Leta et al., 2004)*

| Vantagens                                                                                                                                                                                                                    | Desvantagens                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Facilidade</li> <li>▪ Rapidez</li> <li>▪ Requer apenas uma pequena área de superfície da amostra</li> <li>▪ Pode ser utilizado em materiais muito duros, frágeis e finos</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Existência de fatores que podem influenciar os resultados:               <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Força aplicada</li> <li>✓ Tempo de aplicação da carga</li> <li>✓ Polimento da amostra</li> <li>✓ Forma geométrica do indentador</li> <li>✓ Método para medição da indentação</li> <li>✓ Resolução ótica do sistema</li> <li>✓ Percepção do operador</li> </ul> </li> </ul> |

### **3. Objetivos e Hipóteses em Estudo**

#### **3.1. Objetivo geral**

Comparar a microdureza de duas resinas acrílicas usadas em Prótese Removível.

#### **3.2. Objetivos específicos**

1. Avaliar *in vitro* a microdureza da resina acrílica termopolimerizável ProBase® Hot (PBH);
2. Avaliar *in vitro* a microdureza da resina acrílica autopolimerizável ProBase® Cold (PBC);
3. Comparar *in vitro* os resultados obtidos dos valores de microdureza em ambas as resinas acrílicas (PBH e PBC), por forma a compreender se existe uma relação entre o tipo de polimerização e a propriedade mecânica da microdureza destas resinas.

#### **3.3. Hipóteses em Estudo**

- $H_0$ : Não existem diferenças na microdureza entre as resinas acrílicas PBH e PBC;
- $H_1$ : Existem diferenças na microdureza entre as resinas acrílicas PBH e PBC.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### 1. Materiais

#### 1.1. Resinas

Neste estudo comparativo foram utilizadas duas resinas acrílicas, da Ivoclar Vivadent AG, usadas na confecção das bases de próteses (Tabela 16; Figura 11):

**Tabela 16**  
Resinas acrílicas utilizadas neste estudo comparativo

|                      | Polimerização                                      | Composição                  |                |
|----------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------|----------------|
|                      |                                                    | Pó                          | Líquido        |
| <b>ProBase® Hot</b>  | Térmica<br>(Resina Acrílica<br>Termopolimerizável) | Polímero (PMMA)             |                |
|                      |                                                    | Peróxido de benzoílo        | Monómero (MMA) |
|                      |                                                    | Dibutilftalato              | Hidroquinona   |
|                      |                                                    | Opacificadores<br>Pigmentos | EGDMA          |
| <b>ProBase® Cold</b> | Química<br>(Resina Acrílica<br>Autopolimerizável)  | Polímero (PMMA)             | Monómero (MMA) |
|                      |                                                    | Peróxido de benzoílo        | Hidroquinona   |
|                      |                                                    | Dibutilftalato              | EGDMA          |
|                      |                                                    | Opacificadores<br>pigmentos | NNDPT          |



**Figura 11 – Resinas acrílicas. (A) PBH; (B) PBC (Ivoclar Vivadent, 2021)**

## **1.2. Equipamento laboratorial**

Para a execução deste estudo comparativo, foram utilizados:

- Estufa (Memmert, UM500);
- Micrómetro (Digimatic caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan);
- Máquina de teste de microdureza de Knoop, nº de série 565587 (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark), com o software Duramin II, localizada no Laboratório BioMAT da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa (Figura 12).



**Figura 12 – Máquina de teste de microdureza de Knoop (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark)**

## 2. Métodos

### 2.1. Preparação dos espécimes

As resinas acrílicas foram adquiridas ao fornecedor e recebidas novas, em embalagens fechadas.

Para a realização deste estudo, a manipulação das resinas foi feita respeitando as normas do fabricante e de acordo com a norma ISO nº 20795-1:2013. Deste modo, foram confeccionadas um total de 20 espécimes, tendo sido eliminados 10 que não cumpriam os requisitos e utilizados os restantes ( $n=10$ ), sendo 5 correspondentes à resina PBH e 5 correspondentes à resina PBC. Estes, possuíam a forma de um paralelepípedo retangular, conseguido através da utilização de um molde metálico, com dimensões de 64mm de comprimento, 10mm de largura e 3,3mm de espessura, confirmadas através de um micrómetro (Figura 13).

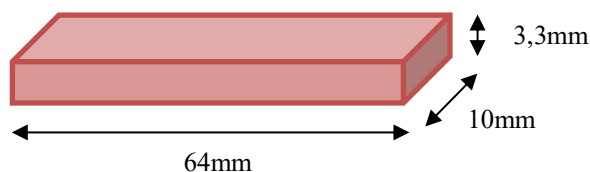


Figura 13 – Esquema representativo das dimensões do espécime

Após a sua polimerização, os espécimes foram polidos com lixa de carbetto de silício de 500 e 100 grãos, e de seguida arrefecidos à temperatura ambiente. Os espécimes foram armazenados em água e incubados numa estufa à temperatura de  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , por  $48 \pm 2$  horas.

### 2.2. Teste de microdureza

A microdureza de cada espécime foi determinada com recurso ao teste de microdureza de Knoop, por meio de uma ponta indentadora Knoop conectada a uma máquina de testes de Knoop.

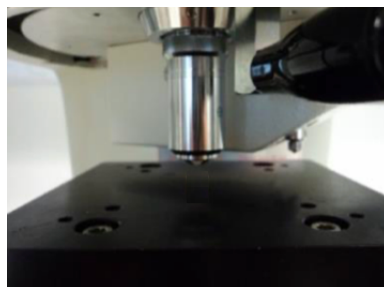
Em cada espécime foram realizadas cinco indentações aleatórias na sua superfície superior, num total de 25 indentações por cada tipo de resina acrílica (Figura 14). A carga aplicada foi de 490,6 mN durante 15 segundos.



**Figura 14 – Ensaio de microdureza de Knoop visto num microscópico ótico**

O valor de dureza Knoop (KHN) é calculado através da fórmula  $KHN = 1,451 (F/d^2)$ , onde “F” representa a carga, em Newtons, e “d” representa o comprimento da indentação, em mm.

Cada espécime foi colocado na plataforma da máquina de testes de Knoop (Figura 15), de forma perpendicular à ponta indentadora. A objetiva selecionada foi de 40X, procedendo-se à focagem da área a realizar a indentação e, de seguida, à indentação.



**Figura 15 – Plataforma da máquina de testes de Knoop**

Seguidamente, procedeu-se à medição da maior diagonal da indentação, que o programa converte para valores de microdureza Knoop, expressos em  $Kg/mm^2$ .

### 3. Análise Estatística

A análise estatística deste estudo foi realizada através do programa de software SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 19.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Para verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores de microdureza das duas resinas acrílicas testadas (PBH e PBC), foram utilizados o Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e o Teste de Homogeneidade de Variância de Levene para um grau de confiança de 95%, ou seja, um nível de significância de 5% (Tabela 17). Foi realizado um Teste Paramétrico T uma vez que se cumpriam os pressupostos para a realização do mesmo.

**Tabela 17**  
Significância dos Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e  
Teste de Homogeneidade de Variância de Levene

|                      | Teste de Shapiro-Wilk | Teste de Levene |
|----------------------|-----------------------|-----------------|
| <b>ProBase® Hot</b>  | 0,921                 | 1,068           |
| <b>ProBase® Cold</b> | 0,704                 |                 |



### III. RESULTADOS

#### 1. Estatística Descritiva: ProBase Hot e ProBase Cold

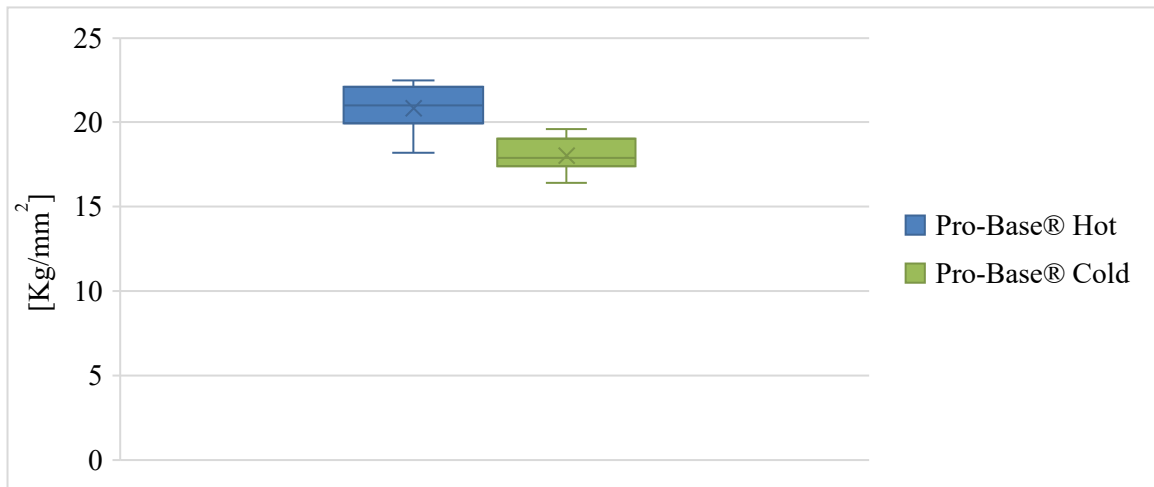
Na tabela 18 encontra-se representada a estatística descritiva da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC. Nela, para cada tipo de resina acrílica, estão presentes os valores médios de microdureza, a mediana, os valores mínimo e máximo, e o desvio-padrão correspondente.

**Tabela 18**  
Estatística descrita da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC

|                      | <b>ProBase® Hot</b> | <b>ProBase® Cold</b> |
|----------------------|---------------------|----------------------|
| <b>Média</b>         | 20,848              | 18,040               |
| <b>Mediana</b>       | 21,040              | 17,980               |
| <b>Mínimo</b>        | 19,860              | 17,340               |
| <b>Máximo</b>        | 21,780              | 18,560               |
| <b>Desvio-Padrão</b> | 0,728               | 0,472                |

No gráfico 1 encontra-se a representação gráfica da estatística descritiva da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC.

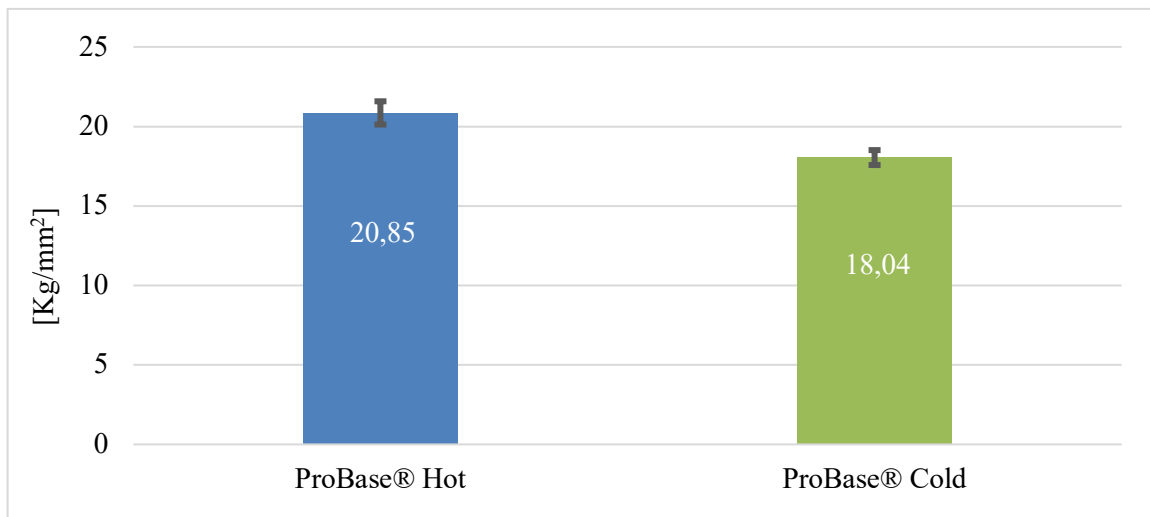
**Gráfico 1**  
**Representação gráfica da estatística descrita da microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC**



## 2. Análise comparativa: ProBase Hot vs ProBase Cold

No gráfico 2 encontra-se a representação gráfica relativa às médias dos valores de microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC.

**Gráfico 2**  
**Representação gráfica da média dos valores de microdureza das resinas acrílicas PBH e PBC**



A análise estatística, através do Teste Paramétrico T para um grau de confiança de 95%, revelou existir diferenças estatisticamente significativas em relação à média dos valores de microdureza entre os dois tipos de resinas acrílicas PBH e PBC ( $p < 0.001$ ). Deste modo, a hipótese nula é rejeitada.

## IV. DISCUSSÃO

O presente estudo comparativo pretendeu avaliar, *in vitro*, a microdureza de duas resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de próteses, com métodos diferentes de polimerização. Ambas da Ivoclar Vivadent AG, a resina acrílica ProBase® Hot apresenta uma polimerização térmica (termopolimerizável), enquanto a resina acrílica ProBase® Cold tem uma polimerização química (autopolimerizável). A seleção destas resinas acrílicas baseou-se no facto destas apresentarem os dois tipos de polimerização mais comumente utilizados na prática clínica para a confecção de bases protéticas (McCabe & Walls, 2008). Por outro lado, visto serem pertencentes à mesma marca comercial, possuem uma constituição base idêntica, o que permite reduzir o efeito da variável composição nos resultados da microdureza.

Dependendo do tipo de polimerização, as resinas acrílicas podem apresentar algumas fragilidades mecânicas que podem resultar na sua fratura e, consequentemente, levar ao fracasso da prótese. Dado que a capacidade de resistência à fratura é um fator que determina sua aplicabilidade, é de extrema importância avaliar esse parâmetro, especificamente por meio de testes como os que avaliam a microdureza (Mohamed, Zhou, Ibrahim, Ammar & Essawy, 2018).

Segundo Chang et al. (2013), o teste de microdureza de Knoop é o mais indicado na avaliação de materiais polimerizáveis, como as resinas acrílicas, uma vez que minimiza o efeito da recuperação elástica, frequentemente observada nestes materiais. Esta minimização é possível devido à ponta indentadora utilizada no teste de Knoop ser piramidal de base quadrangular, à semelhança de Vickers, mas em forma de losango, em vez de quadrada como a de Vickers. Visto que a recuperação elástica ocorre na diagonal transversal à indentação e uma vez que no teste de Knoop apenas é medida a diagonal de maior comprimento, desprezando-se a de menor comprimento, é possível minimizar este efeito (Mohamed et al., 2018). Deste modo, o teste de microdureza de Knoop foi o selecionado para a realização do presente trabalho.

Embora o teste de microdureza de Knoop seja considerado um método válido para a avaliação da microdureza em polímeros rígidos, este pode apresentar algumas limitações como, por exemplo, a medição microscópica das indentações ou a experiência

do operador (Anusavice et al., 2013). Estas, podem constituir-se limitações ao presente estudo. Contudo, no sentido de as minimizar, o observador foi sempre o mesmo e previamente calibrado.

A manipulação das resinas acrílicas em estudo foi feita respeitando as normas do fabricante e de acordo com a norma ISO nº 20795-1:2013. Num total de 10 espécimes confeccionados (n=10), 5 correspondentes à resina PBH e 5 correspondentes à resina PBC, estes possuíam a forma de paralelepípedos retangulares, dimensionados com 64mm de comprimento, 10mm de largura e 3,3mm de espessura. Estas dimensões foram igualmente utilizadas nos estudos de Neves (2012) e Ribeiro, Pavarina, Machado, Giampaolo & Vergani (2008), tendo sido adaptadas de outros autores como Farina et al. (2010), Jo, Shenoy & Shetty (2011), Tornavoi et al. (2012) e Gungor, Gundogdu, Alkurt & Yesil Duymus (2017).

Após a sua polimerização, o polimento dos espécimes ocorreu de acordo com as recomendações da norma ISO nº 20795-1:2013. Segundo a literatura, o polimento parece não ter influência nos resultados de microdureza de Knoop nas resinas acrílicas, na medida em que, de acordo com o autor Braun, Mello, Rached & Del Bel Cury (2003), independentemente da técnica de polimento utilizada, química ou mecânica, os resultados da resina termopolimerizável são sempre estatisticamente superiores aos da autopolimerizável, sendo que o polimento mecânico comparativamente ao químico apresenta sempre valores superiores de microdureza. Ainda assim, no presente estudo optou-se por aplicar o mesmo protocolo de polimento em todos os espécimes, visto que, segundo Vallittu, Ruyter & Buykuilmaz (1998), permite minimizar a quantidade de monómeros residuais presentes na superfície dos espécimes, o que se sabe ter influência na microdureza. De forma semelhante à nossa, também os autores Neves (2012) e Ribeiro et al. (2008) aplicaram o mesmo protocolo de polimento em todos os espécimes testados nos seus estudos.

Os espécimes foram arrefecidos à temperatura ambiente e, seguidamente, foram armazenados em água e incubados à temperatura de  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ , por  $48 \pm 2$  horas, com o objetivo de simular o ambiente intra-oral, como recomendado pela ISO 20759-1:2013. É sugerido na literatura que o armazenamento em água de resinas acrílicas pode levar à ocorrência do fenómeno de sorção da água, que diminui as suas propriedades mecânicas,

como a microdureza, e, por outro lado, pode levar a uma polimerização adicional nas resinas, que poderá melhorar essas propriedades (Braun et al., 2003). Deste modo, para evitar variações inter-resinas, todos os espécimes foram armazenados nas mesmas condições e pelo mesmo período de tempo, tal como preconizado por Neves (2012).

De forma semelhante ao realizado em outros estudos (Neves, 2012; Ribeiro et al., 2008), no presente estudo foram realizadas 5 indentações em cada espécime, perfazendo um total de 25 indentações em cada tipo de resina acrílica, e respectivas medições da microdureza de Knoop convertidas para Kg/mm<sup>2</sup>.

Após a análise estatística dos resultados, através do Teste Paramétrico T com um intervalo de confiança de 95%, no que concerne à média dos valores de microdureza entre os dois tipos de resinas acrílicas PBH e PBC, o presente estudo revelou existirem diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0.001$ ), pelo que a hipótese nula é rejeitada. Deste modo, a resina acrílica termopolimerizável (PBH) apresentou valores de microdureza significativamente superiores à autopolimerizável (PBC), o que demonstra que o método de polimerização tem influência na microdureza. Estes resultados estão em concordância com os resultados obtidos num estudo semelhante de Dayan, Kiseri, Gencel, Kurt & Tuncer (2019), que comparava a microdureza, através de testes de Knoop de resinas acrílicas, e concluiu que as autopolimerizáveis apresentavam valores médios de microdureza inferiores aos das termopolimerizáveis.

Os resultados obtidos num estudo de Tornavoi et al. (2012) encontram-se também de acordo com os obtidos na presente investigação, uma vez que ao avaliar a microdureza de Knoop de resinas acrílicas, de entre elas as termopolimerizáveis e as autopolimerizáveis, antes e após um envelhecimento artificial acelerado, verificou que antes do envelhecimento, ou seja, em condições normais após a polimerização da resina, a resina autopolimerizável também apresentava valores de microdureza mais baixos quando comparada com a termopolimerizável. De forma similar e também em concordância com os resultados deste estudo, um outro trabalho de Braun et al. (2003), que pretendeu avaliar o efeito do polimento químico e mecânico na textura superficial e em algumas propriedades, entre elas a microdureza, através de testes de Knoop, de duas resinas acrílicas, uma autopolimerizável e outra termopolimerizável, concluiu que

independentemente da técnica de polimento utilizada, a resina termopolimerizável apresenta valores de microdureza estatisticamente superiores aos da autopolimerizável.

Também o mesmo foi observado por Jo et al. (2011), que avaliou a microdureza, através de testes de microdureza de Knoop, de cinco resinas acrílicas, sendo duas delas autopolimerizáveis, uma termopolimerizável e uma fotopolimerizável, e concluiu existirem diferenças significativas entre os valores de microdureza, tendo a resina termopolimerizável o maior valor. Num outro estudo equiparável de Farina et al. (2010), que, da mesma forma, pretendeu comparar a microdureza, recorrendo a testes de microdureza de Vickers, de cinco tipos de resinas acrílicas usadas em bases protéticas, sendo três deles termopolimerizáveis, uma autopolimerizável e uma com polimerização através de micro-ondas, também concluiu que todas as resinas acrílicas termopolimerizáveis apresentavam valores de microdureza superiores aos apresentados pela autopolimerizável e a autopolimerizável era a que de todos os tipos de resina apresentava o valor médio de microdureza mais baixo.

O grau de conversão de monómero em polímero varia de acordo com o processo de polimerização das resinas acrílicas. Assim, diferentes métodos de polimerização dão origem a diferentes quantidades de monómero residual, o que pode justificar as diferenças encontradas nos valores de microdureza entre as duas resinas acrílicas estudadas (Camacho et al., 2014).

Alguns autores constataram que as resinas autopolimerizáveis, utilizadas na confecção de bases protéticas, possuem níveis superiores de monómeros residuais comparativamente às resinas termopolimerizáveis (Bayraktar, Guvener, Bural & Uresin, 2006). O MMA é o monómero residual predominante após ocorrer a polimerização das resinas acrílicas (Tuna, Rohlig, Sancakli, Evlioglu & Gencay, 2013). A literatura é consensual no que concerne à libertação de MMA nas resinas acrílicas, sendo que as resinas autopolimerizáveis apresentam quantidades mais elevadas deste monómero residual do que as termopolimerizáveis (Sy, Yl, Ts & Hsu, 2002; Mohamed, Al-Jadi & Ajaal, 2008).

A presença dos monómeros residuais no polímero leva ao aparecimento de porosidades na estrutura das resinas acrílicas, o que, por sua vez, influencia

negativamente as suas propriedades mecânicas. Este fenómeno poderá explicar o facto das resinas acrílicas termopolimerizáveis apresentarem melhores resultados de microdureza (Camacho et al., 2014).

Além da quantidade de monómero residual presente nas resinas acrílicas, as suas propriedades físico-mecânicas, nomeadamente a microdureza, são também determinadas pelo peso molecular das moléculas não polimerizadas, pelo grau de ramificação das cadeias, pelo comprimento da cadeia, bem como pela presença de agentes plastificantes, como, por exemplo, dibutilftalato (O'Brien, 2008; Von Fraunhofer, 2013). Os monómeros residuais atuam também como plastificantes na medida em que reduzem as forças intercadeias do polímero, o que confere mais flexibilidade à resina acrílica e, consequentemente, leva a variações a nível da microdureza (Azzarri, Cortizo & Alessandrini, 2003). Visto que estes fatores podem influenciar a microdureza será interessante aprofundar as variáveis que têm influência nestes resultados e, como tal, adicionar o estudo dos monómeros presentes neste tipo de materiais, por exemplo, como sugerido pelo autor McMurry (2011) através de técnicas de quantificação dos compostos químicos por HPLC, Espetrometria de massa ou Espetroscopia.

A norma ISO nº 20795-1:2013, que define os requisitos das resinas acrílicas de modo a poderem ser utilizados como bases de próteses dentárias, não faz referência aos valores mínimos de microdureza aceitáveis para estas poderem ser utilizadas como bases protéticas. Porém, faz menção ao limite máximo de monómero residual MMA, em percentagem de massa, que deverá ser de 2,2% e 4,5% para as termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, respetivamente (McCabe & Walls, 2008). Deste modo, destaca-se uma vez mais a importância de aprofundar o estudo dos monómeros presentes nas resinas acrílicas, por exemplo, através da quantificação dos compostos químicos (McMurry, 2011) e estabelecer um paralelismo com as propriedades mecânicas como a microdureza.

Após a revisão da literatura, é possível verificar alguma escassez de estudos que avaliam a microdureza de resinas acrílicas, nomeadamente através de testes de microdureza de Knoop, o que realça a importância da realização deste tipo de estudos.

Tendo por base os resultados deste estudo, é possível inferir que apesar de ambos os tipos de resina acrílica, autopolimerizável e termopolimerizável, serem aceites para a

confeção de bases de próteses removíveis, as resinas acrílicas termopolimerizáveis apresentam qualidades mecânicas superiores, nomeadamente no que concerne à microdureza, e, por isso, deverão ser as mais indicadas para as bases protéticas. Por outro lado, a importância das resinas acrílicas autopolimerizáveis não deve ser menosprezada, sendo bastante útil na realização de consertos e rebasamentos de próteses removíveis, principalmente em consultório.

O presente estudo comparativo apresenta algumas limitações na medida em que foram testados apenas um exemplar de cada método de polimerização. Outra limitação que pode ser apontada a este estudo *in vitro* é o facto dos espécimes utilizados serem comparativamente pequenos aos dispositivos protéticos que são colocados em função na cavidade oral, com a existência de formas mais complexas de bases protéticas. A variabilidade das formas das próteses irá, conseqüentemente, fazer variar a forma como as forças mastigatórias são aplicadas às bases protéticas, e, por conseguinte, condicionar a resposta do material. Contudo, em estudos *in vitro* é importante que as amostras sejam padronizadas para ser possível um melhor controlo das variáveis influenciadoras.

Assim, a realização de ensaios *in vitro* constituem-se como uma fase inicial nos estudos na área de prostodontia removível, nos quais inevitavelmente não são tidas em consideração as mudanças inerentes aos materiais após o contacto com o meio oral, o que leva a que pesquisas clínicas se mostrem necessárias. Desta forma, os estudos clínicos são a fase seguinte e muito importantes para uma melhor compreensão do comportamento mecânico destes materiais nas situações reais em que são utilizados.

## V. CONCLUSÃO

Com a realização do presente estudo comparativo *in vitro*, é possível concluir que:

- A resina acrílica termopolimerizável (ProBase® Hot) apresenta valores de microdureza de Knoop significativamente superiores aos da resina acrílica autopolimerizável (ProBase® Cold);
- O tipo de polimerização parece ter influência na propriedade mecânica de microdureza das resinas acrílicas;
- Em casos clínicos mais desafiantes do ponto de vista mecânico, deve ser preferida a utilização de uma resina acrílica termopolimerizável para a confecção da base protética da prótese removível.



## VI. PUBLICAÇÕES

No âmbito do presente trabalho, foram realizadas as seguintes publicações:

- Póster Científico “*In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures*”, apresentado no 5º Congresso Internacional do CiiEM, que decorreu entre 16 a 18 de junho de 2021, na Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz, no Monte de Caparica, Portugal (Anexo 1 e 2);
- Extended Abstract “*In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures*”, publicado a 28 de Julho de 2021, na Revista Medical Sciences Forum (5, 25). Disponível em <https://doi.org/10.3390/msf2021005045> (Anexo 3);
- Convite para participação na European Conference on Dental Health 2021 Webinar, como palestrante, na forma de Workshop de 40 minutos, que decorrerá entre 1 a 2 de Dezembro de 2021 (Anexo 4).



## VII. BIBLIOGRAFIA

- Agostinho, A., Campo, M., & Silveira, J. (2015). Edentulismo, uso de prótese e autopercepção de saúde bucal entre idosos. *Revista de odontologia da UNESP*, 44(2), 74-79. <https://doi.org/10.1590/1807-2577.1072>
- Ali, U., Karim, K., & Buang, N. (2015). A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews*, 55(4), 678–705. <https://doi.org/10.1080/15583724.2015.1031377>
- Amaral, I. (2015). *Estudo in vitro da microdureza Vickers de diferentes tipos de cimento de ionómero de vidro, antes e após envelhecimento artificial*. (Tese de Mestrado). Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, Portugal
- António, N. (2007). *Estudo dos mecanismos de despolimerização térmica do poli (metacrilato de metilo) - Escolha de solventes compatíveis com PMMA*. (Tese de Mestrado). Instituto Superior Técnico, Portugal.
- Anusavice, K., Shen, C., & Rawels, H. (2013). *Phillips Materiais Dentários*. 12ª edição. Filadélfia, EUA: Saunders Elsevier.
- Arrais, C., Kasaz, A., Albino, L., Rodrigues, J., & Reis, A. (2010). Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. *Brazilian Oral Research*, 24(2), 245–9. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242010000200019>
- Ashy, L., & Sukotjo, C. (2013). Prosthodontic and surgical management of a completely edentulous patient with a severe class III skeletal maxillomandibular relationship: a clinical report. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 22(6), 490-4. <http://doi.org/10.1111/jopr.12049>
- Assaoka, S., Cesar, E., & Oliveira, F. (2012). *Prótese dentária - princípios fundamentais - técnicas laboratoriais*. 2ª edição. Nova Odessa, Brasil: Napoleão Editora.
- Ata, S., & Yavuzyilmaz, H. (2009). In vitro comparison of the cytotoxicity of acetal resin, heat-polymerized resin, and auto-polymerized resin as denture base materials.

- Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 91(2), 905–909. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31473>
- Avlund, K., Holm-Pedersen, P., Morse, D., Viitanen, M., & Winblad, B. (2004). Tooth loss and caries prevalence in very old Swedish people: the relationship to cognitive function and functional ability. *Gerodontology*, 21. <https://doi.org/10.1046/j.1741-2358.2003.00003.x>
- Azenha, M., & Handem, R. (2008). Tratamento Clínico e Cirúrgico de Hiperplasia Palatina Causada por Câmara de Sucção. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 49(3), 145-147. [http://doi.org/10.1016/S1646-2890\(08\)70123-7](http://doi.org/10.1016/S1646-2890(08)70123-7)
- Azzarri, M., Cortizo, M., Alessandrini, J. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent*, 31, 463-468. [http://doi.org/10.1016/s0300-5712\(03\)00090-3](http://doi.org/10.1016/s0300-5712(03)00090-3)
- Batista, V., Batista, F., Pavan, A., Matheus, G., & Silva, M. (2013). Hiperplasia fibrosa inflamatória ocasionada por prótese total desadaptada. Relato de caso. *Revista Odontológica de Araçatuba*, 34(2), 70-72. Disponível em <https://apcdaracatuba.com.br/revista/2014/08/trabalho%2012.pdf>
- Bayraktar, G., Duran, O., & Guvener, B. (2003). Effect of glass fibre reinforcement on residual methyl methacrylate content of denture base polymers. *J Dent*, 31(4), 297-302. [http://doi.org/10.1016/s0300-5712\(03\)00026-5](http://doi.org/10.1016/s0300-5712(03)00026-5)
- Bayraktar, G., Guvener, B., Bural, C., & Uresin, Y. (2006). Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 76(2), 340–345. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30377>
- Beaumont, A. (1989). Microcomputer-aided removable partial denture design: the next evolution. *J Prosthet Dent*, 62(5), 551-6. [http://doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90078-4](http://doi.org/10.1016/0022-3913(89)90078-4)

- Bettencourt, A., Neves, C., Almeida, M., Pinheiro, L., Oliveira, S., Lopes, L., & Castro, M. (2010). Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dental Materials*, 26(5), 171–180. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.006>
- Bird, R., & Robinson, D. (2013). Próteses Removíveis. In *Fundamentos em Odontologia para TSB e ASB* (pp. 621-637). 10ª edição. Rio de Janeiro, Brasil: Elsevier Editora.
- Braun, K., Mello, J., Rached, R., & Del Bel Cury, A. (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil*, 30(1), 91-8. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.00997.x>.
- Broka, K., Vidzis, A., Grigorjevs, J., Sokolovs, J., & Zigurs, G. (2013). The influence of the design of removable dentures on patient's voice quality. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 15(1), 20-5. Disponível em <https://sbdmj.com/131/131-03.pdf>
- Callister, W., & Rethwisch, D. (2014). *Materials Science and Engineering*. 9ª edição. Danvers, EUA: Wiley
- Camacho, D., Svidzinski, T., Furlaneto, M., Lopes, M. & Corrêa, G. (2014). Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*, 6(3), 63–72. Disponível em [https://www.mastereditora.com.br/periodico/20140515\\_200125.pdf](https://www.mastereditora.com.br/periodico/20140515_200125.pdf)
- Carr, A., Brown, D., & Cooper, S. (2012). *McCracken's Prótese Parcial Removível*. 12ª edição. Rio de Janeiro, Brasil: Elsevier Editora.
- Carr, A., & Brown, D. (2017). *McCracken Prótese Parcial Removível*. 13ª edição. Rio de Janeiro, Brasil: Elsevier Editora
- Carreiro, A., Bezerra, C., Amaral, B., Piuvezam, G., & Seabra, E. (2008). Aspectos biomecânicos das próteses parciais removíveis e o periodonto de dentes suporte. *Revista de Periodontia*, 18 (1), 1-9. Disponível em <http://www.interativamix.com.br/SOBRAPE/arquivos/marco2008/artigo16.pdf>
- Carreiro, A., & Batista, A. (2013). *Prótese Parcial Removível Contemporânea*. 1ª edição. São Paulo, Brasil: Santos Editora.

- Çelebi, N., Yüzügüllü, B., Canay, S., & Yücel, U. (2008). Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. *Polymers for Advanced Technologies*, 19, 201–206. <http://doi.org/10.1002/pat.996>.
- Chang, A., Bertram, M., Ivanochko, T., Calvert, S., Dallimore, A., & Thomson, R. (2013). The molecular mechanism of a cis-regulatory adaptation in yeast. *PLoS Genet*, 9(9), e1003813. <https://doi.org/10.1371/journal.pgen.1003813>
- Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*, 12(4), 473–476. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392009000400016>
- Condon, J., & Ferracane, J. (1997). In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 76(7), 1405-1411. <http://doi.org/10.1177/00220345970760071101>
- Craig, R., & Powers, J. (2002). *Restorative dental materials*. 11º edição. St. Louis, Missouri: Mosby.
- Dallanora, A., Grasel, C., Heine, C., Demarco, F., Pereira-Cenci, T., Presta, A., & Boscatto, N. (2012). Prevalence of temporomandibular disorders in a population of complete denture wearers. *Gerodontology*, 29(2), e865-9. <http://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2011.00574.x>
- Dayan, C., Kiseri, B., Gencel, B., Kurt, H., & Tuncer, N. (2019). Wear resistance and microhardness of various interim fixed prosthesis materials. *J Oral Sci*, 61(3), 447-453. <http://doi.org/10.2334/josnusd.18-0323>
- Deb, S. (1998). Polymers in dentistry. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. *Journal of Engineering in Medicine*, 212(6), 453–464. <https://doi.org/10.1243/0954411981534213>
- Devlin, H., & Ferguson, M. (1991). Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *British dental journal*, 170(3), 101-4. <http://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807427>

- Direção Geral de Saúde (2015). *III Estudo Nacional de Prevalência das Doenças Orais 6, 12, 18, 35-44 e 65-74 anos*. Disponível em <http://academiadasaude.pt/wp-content/uploads/2018/03/estudo-nacional-de-preval%C3%Aancia-das-doen%C3%A7as-orais-2015.pdf>
- Divaris, K., Ntounis, A., Marinis, A., Polyzois, G., & Polychronopoulou, A. (2012). Loss of natural dentition: multi-level effects among a geriatric population. *Gerodontology*, 29(2), e192-9. <http://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00440.x>
- Ehikhamenor, E., Oboro, H., Onuora, O., Umanah, A., Chukwumah, N., & Aivboraye, I. (2010). Types of removable prostheses requested by patients who were presented to the University of Benin Teaching Hospital Dental Clinic. *Jornal of Dentistry and Oral Hygiene*, 2, 15–18. <http://doi.org/10.5897/JDOH.9000038>
- Elsig, F., Schimmel, M., Duvernay, E., Giannelli, S., Graf, C., & Carlier, S. (2015). Tooth loss, chewing efficiency and cognitive impairment in geriatric patients. *Gerodontology*, 32(2), 149-56. <http://doi.org/10.1111/ger.12079>
- Farina, A., Cecchin, D., Soares, R., Botelho, A., Takahashi, J., Mazzetto, M., & Mesquita, M. (2012). Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), e155-60. <http://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00435.x>
- Felício, C. (2005). Relações entre Condições Miofuncionais Orais e Adaptação de Próteses Totais. *PLC - Revista Ibero-Americana de Prótese Clínica e Laboratorial*, 7(36), 195-202. Disponível em <https://www.dtscience.com/wp-content/uploads/2015/11/Relações-entre-Condições-Miofuncionais-Orais-e-Adaptação-de-Próteses-Totais.pdf>
- Felton, D. (2005). Exactly What IS the Hold Up? *Journal of Prosthodontics*, 14(3), 155-7. <http://doi.org/10.11607/ijp.2021.1.e>
- Felton, D. (2009). Edentulism and comorbid factors. *Journal of prosthodontics. Journal of the American College of Prosthodontists*, 18(2), 88-96. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00437.x>

- Fiori, S., Fiori, M., & Fiori, A. (2010). *Atlas de Prótese Parcial Removeível*. 1ª edição. São Paulo, Brasil: Santos Editora.
- Fonseca, P., Areias, C., & Figueiral, M. (2007) Higiene de Próteses Removíveis. *Revista Portuguesa Estomatologia Cirurgia Maxilofacial*, 48, 141-146. [http://doi.org/10.1016/S1646-2890\(07\)70132-2](http://doi.org/10.1016/S1646-2890(07)70132-2)
- Furuya, J., Tamada, Y., Sato, T., Hara, A., Nomura, T., Kobayashi, T., Sakai, M., & Kondo, H. (2015). Wearing complete dentures is associated with changes in the three-dimensional shape of the oropharynx in edentulous older people that affect swallowing. *Gerodontology*, 33(4):513-521. <http://doi.org/10.1111/ger.12197>
- 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*, 100B, 1444–1450. <http://doi.org/10.1002/jbm.b.32673>.
- Goiato, M., Freitas, E., Santos, D., Medeiros, R. e Sonego, M. (2015). Acrylic Resin Cytotoxicity for Denture Base - Literature Review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 24(4), 679–686. <http://doi.org/10.17219/acem/33009>.
- Grabe, H., Schwahn, C., Volzke, H., Spitzer, C., Freyberger, H., & John, U. (2009). Tooth loss and cognitive impairment. *J Clin Periodontol*, 36(7), 550-7. <http://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01426.x>
- 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. <http://doi.org/10.4012/dmj.2016-023>.
- Hewlett, S., Yawson, A., Calys-Tagoe, B., Naidoo, N., Martey, P., & Chatterji, S. (2015). Edentulism and quality of life among older Ghanaian adults. *BMC oral health*, 15:48. <http://doi.org/10.1186/s12903-015-0034-6>
- Hong, G., Murata, H., Li, Y., Sadamori, S., & Hamada, T. (2009). Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *Journal*

- of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 205–213. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60032-9](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60032-9)
- Iegami, C., Lopes, D., Nakamae, A., Uehara, P., & Tamaki, R. (2016). Different Occlusal Schemes in a Persistent Protruding Complete Denture Wearer. *Case Reports In Dentistry*, 1-4. <https://doi.org/10.1155/2016/7418686>
- ISO 1567:1999. (1999). *Dentistry – Denture Base Polymers*. Suíça. Disponível em [www.iso.org](http://www.iso.org)
- ISO 20795-1:2013. (2013). *Dentistry – Base Polymers – Part 1: Denture Base Polymers*. Suíça. Disponível em [www.iso.org](http://www.iso.org)
- Ivoclar Vivadent. (2021). Brochures. Consultado a 27 de junho de 2021. Disponível em <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/en/download-center/brochures/#P>
- Jeyapalan, V., & Krishnan, C. (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, 14–17. <http://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13776.6124>
- Jo, L., Shenoy, K., Shetty, S. (2011). Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. *Indian J Dent Res*, 22(1), 71-6. <http://doi.org/10.4103/0970-9290.79992>.
- Kaiser, F. (2010). *PPR no laboratório*. 3ª edição. Hanover, Alemanha: Quintessence.
- Kassebaum, N., Bernabe, E., Dahiya, M., Bhandari, B., Murray, C., & Marcenes, W. (2014). Global Burden of Severe Tooth Loss: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res*, 93(7), 20-8. <http://doi.org/10.1177/0022034514537828>
- Kaye, E., Valencia, A., Baba, N., Spiro, A., Dietrich, T., & Garcia, R. (2010). Tooth loss and periodontal disease predict poor cognitive function in older men. *J Am Geriatr Soc*, 58(4), 713-8. <http://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.02788.x>
- Khalifa, N., Allen, P., Abu-Bakr, N., & Rahman, M. (2012). Factors associated with tooth loss and prosthodontic status among Sudanese adults. *Journal of Oral Science*, 4, 303–312. <http://doi.org/10.2334/josnusd.54.303>

- Kisely, S., Quek, L., Pais, J., Lalloo, R., Johnson, N., & Lawrence, D. (2011). Advanced dental disease in people with severe mental illness: systematic review and meta analysis. *BrJ Psychiatry*, 199(3), 187-93. <http://doi.org/10.1192/bjp.bp.110.081695>
- Knoemchild, K. (2020). Parameters of care for the specialty of prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), 3-147. <http://doi.org/10.1111/jopr.13176>
- Leggat, P., & Kedjarune, U. (2003). Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *International Dental Journal*, 53, 126–131. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2003.tb00736.x>
- Leta, F., Mendes, V., & Mello, J. (2004). Medição de indentações de dureza com algoritmos de visão computacional e técnicas de decisão com incertezas. *Engevista*, 6(2), 15–35. <https://doi.org/10.22409/engevista.v6i2.136>
- Low, L., Duraman, N., & Mahmood, U. (2008). Mapping the structure, composition and mechanical properties of human teeth. *Materials Science and Engineering*, 28(2), 243-247. <http://doi.org/10.1016/j.msec.2006.12.013>
- Malheiro, L. (2012). *Avaliação de propriedades mecânicas por meio da técnica de indentação instrumentada de revestimentos de carbono amorfo sobre aço*. (Tese de Mestrado). Universidade Federal do rio de Janeiro, Brasil.
- Marghalani, H. (2010). Post-irradiation vickers microhardness development of novel resin composites. *Materials Research*, 13(1), 81–87. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392010000100017>
- Marin, D., Paleari, A., Rodriguez, L., Leite, A., Pero, A., & Compagnoni, M. (2014). Reabilitação oral de paciente com Síndrome da Combinação: relato de caso. *Revista da Associação Paulista de Cirurgões Dentistas*, 68(1), 75-78. Disponível em <http://revodonto.bvsalud.org/pdf/apcd/v68n1/a11v68n1.pdf>
- Martins, A. (2012). *Estudo numérico do ensaio de dureza com indentador Knoop*. (Tese de Mestrado). Universidade de Coimbra, Portugal.

- Martori, E., Ayuso-Montero, R., Martinez-Gomis, J., Viñas, M., & Peraire, M. (2014). Risk factors for denture-related oral mucosal lesions in a geriatric population. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111, 273-279. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.015>
- Mazurat, R., & Mazurat, N. (2003). Communicating complexity: using a diagnostic classification system for edentulous patients. *J Can Dent Assoc*, 69(8), 511-4. Disponível em <https://www.cda-adc.ca/jcda/vol-69/issue-8/511.pdf>
- McCabe, J., & Walls, A. (2008). *Applied Dental Materials*. 9ª edição. Nova Jersey, EUA: Blackwell Publishing.
- McGarry, T., Nimmo, A., Skiba, J., Ahlstrom, R., Smith, C., & Koumjian, J. (1999). Classification system for partial edentulism. The American College of Prosthodontics. *J Prosthodont*, 8(1), 27-39. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1999.tb00005.x>
- McGarry, T., Nimmo, A., Skiba, J., Ahlstrom, R., Smith, C., & Koumjian, J. (2002). Classification system for partial edentulism. *J Prosthodont*, 11, 181-193. <https://doi.org/10.1053/jopr.2002.126094>
- McMurry, J. (2011). *Organic Chemistry with Biological Applications*. 2ª edição. Belmont, USA: Cengage Learning
- Mohamed, M., Zhou, X., Ibrahim, H., Ammar, N., & Essawy, H. (2018). Grafting polymerization of acrylic acid onto chitosan-cellulose hybrid and application of the graft as highly efficient ligand for elimination of water hardness: Validation of high selectivity in presence of interfering ions. *Int J Biol Macromol*, 116, 530-536. <http://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2018.05.062>
- Mohamed, S., Al-Jadi, A., & Ajaal, T. (2008). Using of HPLC analysis for evaluation of residual monomer content in denture base material and their effect on mechanical properties. *Journal of Physical Science*, 19(2), 127-135. Disponível em <http://myais.fsktm.um.edu.my/5533/>
- Moreira, A., Maia, A., Reis, J., Fonseca, P., Mesquita, P., & Figueiral, M. (2013). Caracterização da desdentação parcial numa amostra populacional de uma

- Faculdade de Medicina Dentária. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 54(2), 60–67.  
<http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2012.11.006>
- Neves, I. (2015). *Abordagem do paciente com estomatite protética*. (Tese de Mestrado). Universidade Fernando Pessoa, Portugal.
- Neves, M. (2012) *Insights on the Biodegradation of Acrylic Reline Resins* (Tese de Doutoramento). Universidade de Lisboa: Faculdade de Medicina Dentária, Portugal.
- Niarchou, A., Ntala, P., Karamanoli, E., Polyzois, G., & Frangou, M. (2011). Partial edentulism and removable partial denture design in a dental school population : a survey in Greece. *Gerodontology*, 28, 177–183. <http://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00382.x>
- Noble, J., Scarneas, N., & Papapanou, P. (2013). Poor Oral Health as a Chronic, Potentially Modifiable Dementia Risk Factor: Review of the Literature. *Curr Neurol Neurosci Rep*, 13. <http://doi.org/10.1007/s11910-013-0384-x>
- Ntala, P., Niarchou, A., Polyzois, G., & Frangou, M. (2010). Screening of edentulous patients in a dental school population using the prosthodontic diagnostic index. *Gerodontology*, 27(2), 114-20. <http://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2009.00317.x>
- O'Brien, W. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4ª edição. Chicago, USA: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Patras, M., Naka, O., Doukoudakis, S., & Pissiotis, A. (2012). Management of Provisional Restorations' Deficiencies: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24, 26–39. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00467.x>
- Peterson, P. (2003). The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century – the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 31(1), 3-24. <http://doi.org/10.1046/j..2003.com122.x>

- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97–116. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>.
- Phillips, R. (1993). *Skinner Materiais Dentários*. 9ª edição. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Phoenix, R., Cagna, D., & DeFreest, C. (2003). *Stewart's clinical removable partial prosthodontics*. 3ª edição. Hanover, Alemanha: Quintessence.
- Polzer, I., Schimmel, M., Müller, F., & Biffar, R. (2010). Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *International dental jornal*, 60(3), 143-55. [https://doi.org/10.1922/IDJ\\_2184Polzer13](https://doi.org/10.1922/IDJ_2184Polzer13)
- Ribeiro, M. (2007). *Manual de Prótese Total Removível*. 1ª edição. São Paulo, Brasil: Santos Editora.
- Ribeiro, D., Pavarina, A., Machado, A., Giampaolo, E., & Vergani, C. (2008). Flexural strength and hardness of reline and denture base acrylic resins after different exposure times of microwave disinfection. *Quintessence Int*, 39(10), 833-40. Disponível em <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19093060/>
- Sadighpour, L., Geramipannah, F., & Nikzad, S. (2009). Fixed rehabilitation of an ACP PDI class III patient with amelogenesis imperfecta. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 18(1), 64-70. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00368.x>
- Saravi, M., Vojdani, M., & Bahrani, F. (2012). Evaluation of Cellular Toxicity of Three Denture Base Acrylic Resins. *J Dent (Tehran)*, 9(4), 180–188. Disponível em <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3536452/>
- Sebastián, J. (1999). *Atlas Clínico de Medicina Oral*. Disponível em <https://www.uv.es/medicina-oral/Docencia/atlas/atlas.htm>
- Seerig, L., Nascimento, G., Peres, M., Horta, B., & Demarco, F. (2015). Tooth loss in adults and income: Systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 43(9), 1051- 9. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.004>

- Shahdad, S., McCabe, J., Bull, S., Rusby, S., & Wassell, R. (2007). Hardness measured with traditional vickers and martens hardness methods. *Academy of Dental Materials*, 23(9), 1079– 85. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.10.001>
- Sharon, V., & Fazel, N. (2010). Oral candidiasis and angular cheilitis. *Dermatologic Therapy*, 23, 230-242. <http://doi.org/10.1111/j.1529-8019.2010.01320.x>
- Shubita, M. (2015). Evaluation of partial edentulism based on kennedy's classification and its relation with age and gender. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 35(4), 750-752. Disponível em [http://podj.com.pk/archive/Dec\\_2015/PODJ-44.pdf](http://podj.com.pk/archive/Dec_2015/PODJ-44.pdf)
- Siqueira, G., Santos, M., Santos, J., & Marchini, L. (2013). *Patients' expectation and satisfaction with removable dental prosthesis therapy and correlation with patients' evaluation of the dentists*, 71(1), 210-214. <http://doi.org/10.3109/00016357.2012.654612>
- Souza, M. (2008). *Manual de Prótese Parcial Removível*. Disponível em <https://portugues.free-ebooks.net/ebook/Manual-de-Protese-Parcial-Removivel>
- Souza, E., Victor, J., & Migliorini, V. (2009). Tratamento de superfície de cerâmica pura para cimentação com cimentos resinosos. *Rev. odontol. UNESP*, 38(3), 154–160. Disponível em <https://www.revodontolunesp.com.br/article/5880188f7f8c9d0a098b4cde/pdf/rou-38-3-154.pdf>
- Starr, J., & Hall, R. (2010). Predictors and correlates of edentulism in healthy older people. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, 13(1), 19-23. <http://doi.org/10.1097/MCO.0b013e328333aa37>
- Stein, P., Kryscio, R., Desrosiers, M., Donegan, S., & Gibbs, M. (2010). Tooth loss, apolipoprotein E, and decline in delayed word recall. *J Dent Res*, 89(5), 473-7. <http://doi.org/10.1177/0022034509357881>
- Suzuki, Y., Osada, H., Kobayashi, M., Katoh, M., Kokubo, Y., Sato, J., & Ohkubo, C. (2012). Long-term clinical evaluation of implant over denture. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(1), 32– 36. <http://doi.org/10.1016/j.jprior.2011.05.002>. Epub 2011 Jun 25

- Sy, L., Yl, L., Ts, H., & Hsu, T. (2002). Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin, (11), 179–183. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2002.11232.x>
- Tallgren, A. (2003). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(5), 427-35. [http://doi.org/10.1016/s0022-3913\(03\)00158-6](http://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00158-6)
- Thomason, J., Kelly, S., Bendkowski, A., & Ellis, J. (2012). Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*, 40(1), 22–34. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.08.017>
- Thongthammachat-Thavornthanasarn, S. (2007). Treatment of a patient with severely worn dentition: a clinical report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16(3), 219-25. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00175.x>
- Todescan, R., Silva, E., & Silva, O. (1996). *Atlas de Protese Removivel*. 1ª edição São Paulo, Brasil: Santos Editora.
- Tornavoi, D., Agnelli, J., Lepri, C., Mazzetto, M., Botelho, A., Soares, R., Dos Reis, A. (2012). Assessment of surface hardness of acrylic resins submitted to accelerated artificial aging. *Minerva Stomatol*, 61(6), 283-8. Disponível em <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22669058/>
- Tuna, E., Rohlig, B., Sancakli, E., Evlioglu, G., & Gencay, K. (2013). Influence of Acrylic Resin Polymerization Methods on Residual Monomer Release. *J Contemp Dent Pract*, 14(2), 259–264. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1310>
- Turano, J., Turano, L., & Turano, M. (2019). *Fundamentos da prótese total*. 10ª edição. São Paulo, Brasil: Santos Editora.
- Vallittu, P., Ruyter, I., & Buykuilmaz, S. (1998). Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *European*

- Journal of Oral Sciences*, 106(1), 588–593. <https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.1998.eos106109.x>
- Vargas, A., & Paixão, H. (2005). The loss of teeth and its meaning in the quality of life of adults who use the municipal oral health services of Boa Vista Health Center, in Belo Horizonte. *Cien Saude Colet*, 10, 1015-24. <https://doi.org/10.1590/S1413-81232005000400024>
- Volpato, C., Garbelotto, L., Zani, I., & Vasconcellos, D. (2012). *Próteses Odontológicas- Uma Visão Contemporânea - Fundamentos e Procedimentos*. 1ª edição. São Paulo, Brasil: Santos Editora.
- Von Fraunhofer, J. (2013). *Dental Materials at a Glance*. 2ª edição. Maryland, England: Wiley Blackwell.
- Wang, L., D'Alpino, P., Lopes, L., & Pereira, J. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–7. <http://doi.org/10.1590/s1678-77572003000300002>
- Wegehaupt, F., Betschart, J., & Attin, T. (2010). Effect of sodium hypochlorite contamination on microhardness of dental core build-up materials. *Academy of Dental Materials*, 29(4), 469– 474. <http://doi.org/10.4012/dmj.2010-007>
- Yeh, S., Wang, H., Liao, H., Su, S., Chang, C., Kao, H., & Lee, B. (2011). The roughness, microhardness, and surface analysis of nanocomposites after application of topical fluoride gels. *Academy of Dental Materials*, 27(2), 187–96. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.013>
- Yoshino, K., Ishizuka, Y., Watanabe, H., Fukai, K., Sugihara, N., & Matsukubo, T. (2015). Sex- and Age-based Differences in Single Tooth Loss in Adults. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 56(1), 63–67. <http://doi.org/10.2209/tdcpublish.56.63>
- Zarb, G., Bolender, C., Eckert, S., Jacob, R., Fenton, A., & Mericske-Stern, R. (2004). *Materials Prescribed in the Management of Edentulous Patients*. 12ª edição. St. Louis, Missouri: Mosby.

- Ziglam, A. (2017) *The Effect of Removable Partial Denture Material and Design on Load Distribution over the Supporting Structures* (Tese de Doutorado). Universidade de Sheffield, Inglaterra.
- Zogheib, L., Lombardo, G., Pavanelli, C., & Barca, D. (2009). Evaluation of Vickers hardness of direct and indirect composite resins. *Cienc Odontol Bras*, 12(1), 23–30. Disponível em file:///C:/Users/neves/Downloads/249-Article%20Text-930-1-10-20100811.pdf



## VIII. ANEXOS

### ANEXO 1



## ANEXO 2

45



Marta Costa <sup>1,\*</sup>, Sara Neves <sup>1</sup>, Joana Carvalho <sup>1</sup>, Sofia Arantes-Oliveira <sup>2</sup>, Sérgio Félix <sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Instituto Universitário Egas Moniz, Caparica, Portugal; <sup>2</sup>Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa; <sup>3</sup>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, Probace® Hot (PBH), and a autopolymerizable resin, Probace® 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.

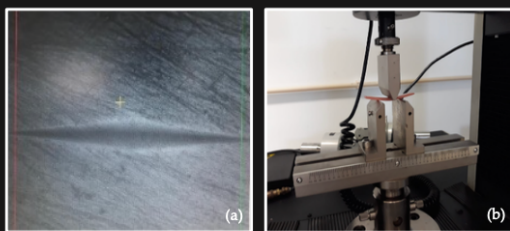


Figure 1. Tests: (a) Knoop indentation seen in an optical microscope; (b) Three-point bending test.

#### Results

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

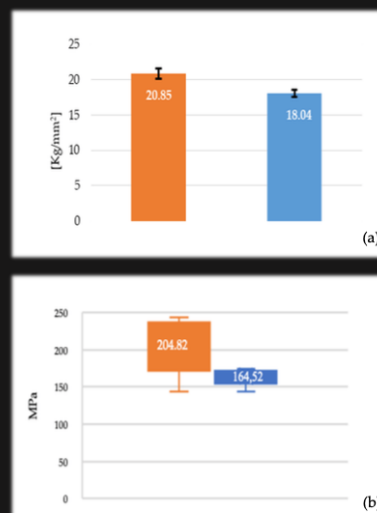


Figure 2. Mechanical characteristics of PBH (orange) and PBC (blue) acrylic resins as measured by (a) Knoop microhardness test and (b) Three-point bending test.

**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.; Cicciù, M.; Herford, A. S.; Germanà, A.; Florillo, L. Biological and Chemo-Physical Features of Denture Resin. *Materials* (2020), 13, 3350. DOI: 10.3390/ma13153350. 2. Ozkır, S. E.; Yılmaz, B.; Unal, S. M.; Culhaoglu, A.; Kurkuoglu, A. Effect of heat polymerization conditions and microwave on the flexural strength of polymethylmethacrylate. *Eur J Dent* (2018), 12, 116-119. DOI: 10.4103/ejod.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.; Krunić, N.; Igić, M.; Janosevic, P. Comparative analysis of water sorption by different acrylic materials. *Acta Medica Mediana* (2014), 53, 5-9. DOI: 10.1016/j.chemosphere.2009.11.052.

## ANEXO 3



## Article

# In Vitro Comparative Study of Microhardness and Flexural Strength of Acrylic Resins Used in Removable Dentures <sup>†</sup>

Marta Costa <sup>1,\*</sup>, Sara Neves <sup>1</sup>, Joana Carvalho <sup>1</sup>, Sofia Arantes-Oliveira <sup>2</sup> and Sérgio Félix <sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Reabilitação Oral, Instituto Universitário Egas Moniz, 2829-511 Almada, Portugal; nevsara98@gmail.com (S.N.); joanapcarvalho@gmail.com (J.C.); sfelix1050@gmail.com (S.F.)

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

<sup>3</sup> Centro de Investigação Interdisciplinar Egas Moniz (CiiEM), Instituto Universitário Egas Moniz, 2829-511 Almada, Portugal

\* Correspondence: marta.leonor@hotmail.com

<sup>†</sup> Presented at the 5th International Congress of CiiEM—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 (Probase Hot) and an autopolymerizable (Probase 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 Probase Hot (PBH) resin and 5 of Probase 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/mm<sup>2</sup>, 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 4

**conferenceseries LLC Ltd**

Abstract Ref. No: **101**  
Date: **09 AUGUST, 2021**  
Sara Neves  
Universitário Egas Moniz,  
Portugal  
Email : nevensara98@gmail.com  
Tel: 916397953

**Dear Dr. Sara Neves,**

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