



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**CARACTERIZAÇÃO POR HPLC DOS MONÓMEROS DE DUAS  
RESINAS UTILIZADAS EM PRÓTESE REMOVÍVEL: PROBASE®  
HOT E PROBASE® COLD**

Trabalho submetido por  
**Cátia Alexandra Almeida Fernandes Pina**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**outubro de 2017**





**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**CARACTERIZAÇÃO POR HPLC DOS MONÓMEROS DE DUAS  
RESINAS UTILIZADAS EM PRÓTESE REMOVÍVEL: PROBASE®  
HOT E PROBASE® COLD**

Trabalho submetido por  
**Cátia Alexandra Almeida Fernandes Pina**  
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Sérgio Félix**

e coorientado por  
**Prof. Doutor Jorge Caldeira/ Mestre Joana Carvalho**

**outubro de 2017**



## **DEDICATÓRIA**

Para a minha mãe

Um dia estavas aqui e tudo era perfeito

Um dia partiste e ficou um aperto no peito

Um dia fui uma criança perdida, à tua procura

Um dia descobri que a saudade não tem cura

Um dia prometi um dia ser como a minha mãe

Um dia percebi que como tu não há ninguém

Hoje sou mulher, a tua Joquinha cresceu

Mais uma etapa concluída, mais um triunfo meu e teu.



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Doutor Sérgio Félix, meu orientador, pelo apoio durante esta última fase do meu percurso académico e pelos ensinamentos que levarei para a vida.

Ao meu coorientador, Prof. Doutor Jorge Caldeira, pelo bom humor, paciência e disponibilidade, e por me incentivar, sempre, a fazer mais e melhor.

À mestre Joana Carvalho, coorientadora, professora e amiga para toda a vida. Obrigada pela enorme paciência, pela constante disponibilidade, por tudo o que me ensinou ao longo dos últimos três anos. Obrigada por me ter ajudado a crescer, não só como aluna, mas, principalmente, como pessoa. Obrigada por ser a pessoa fantástica que é.

Ao Instituto e todos os seus professores e funcionários, por me terem acolhido tão bem ao longo dos últimos cinco anos.

Ao meu pai, por acreditar sempre em mim, pela amizade e compreensão e por ajudar a tornar este sonho possível. Ao meu irmão e amigo, presente em todos os momentos desta caminhada; à minha irmã, que mesmo longe, nunca deixa de estar perto; e à Sofia, sempre pronta a ouvir as peripécias da minha vida académica. A toda a minha família que fez parte deste percurso.

À Sofia Eusébio, vizinha, amiga e companheira de muitas aventuras e gargalhadas. Obrigada por me teres ensinado que, de uma coisa má, podem surgir mil e uma coisas boas.

À Mónica, à Inês Vieira e à Cavacas, que guardarei para sempre no meu coração. À Lúcia, à Filipa, à Calapez, ao Ângelo, ao André, à Susana, à Ana Ferro e à Mariana Viola, colegas e amigos que alegraram o meu dia a dia. À Soraia Pereira, parceira de box e amiga, por me aturar e partilhar comigo uma das experiências mais importantes deste curso.

Aos meus amigos de sempre, por compreenderem e aceitarem todas as minhas ausências e pelo apoio incondicional nesta fase tão importante da minha vida.



## RESUMO

**Introdução:** As resinas acrílicas utilizadas em bases protéticas libertam monómeros residuais resultantes de uma reação de polimerização incompleta. Tendo em conta o seu poder citotóxico e constante contacto com as mucosas orais, é importante analisar a composição destas resinas.

**Objetivo:** Identificar e comparar os monómeros libertados por duas resinas acrílicas com diferentes métodos de polimerização, utilizadas em Prótese Removível.

**Métodos:** Os espécimes de cada resina foram preparados segundo as instruções do fabricante e colocados em contacto com um solvente orgânico, pelo método *sink-in*. Através da Cromatografia de Elevada Eficiência (HPLC), foi avaliada a eluição dos monómeros Hidroxietil Metacrilato (HEMA), Metil Metacrilato (MMA), Trietilenoglicol Dimetacrilato (TEGDMA) e Dimetacrilato de Uretano (UDMA), nos tempos 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias após colocação das amostras numa estufa a 37°C.

**Resultados:** Ambas as resinas têm na sua constituição os quatro monómeros estudados. A resina autopolimerizável ProBase® Cold libertou maiores concentrações de monómeros residuais em comparação com a resina termopolimerizável ProBase® Hot ( $p=0.021$ ). O HEMA foi o monómero mais libertado pela resina ProBase® Cold, tendo sido observado no tempo 7 dias. Na resina termopolimerizável ProBase® Hot, o monómero libertado em maior concentração foi o MMA, no tempo de estudo 0 horas. A eluição de monómeros não foi cumulativa ao longo dos 14 dias em estudo.

**Conclusão:** A resina autopolimerizável ProBase® Cold liberta maiores quantidades de monómeros residuais em comparação com a resina termopolimerizável ProBase® Hot. Em termos de libertação, o HEMA foi o monómero libertado em maiores concentrações, seguido do MMA, UDMA e, por último, o TEGDMA.

**Palavras-chave:** Prótese Removível, Resinas Acrílicas, Monómeros Residuais, HPLC



## **ABSTRACT**

**Introduction:** Denture base acrylic resins release residual monomers as a result of an incomplete polymerization. Due to its cytotoxic effects and constant contact with the oral mucosa, it is important to analyze the composition of these resins.

**Objective:** To identify and compare the monomers released by two acrylic resins with different polymerization methods, used in Removable Prosthodontics.

**Methods:** Specimens of both resins were prepared according to the manufacturer's instructions and placed in contact with an organic solvent by the sink-in method. The elution of Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA), Methyl Methacrylate (MMA), Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA) and Urethane Dimethacrylate (UDMA) monomers was evaluated by High Performance Chromatography (HPLC), 0 hours, 24 hours, 7 days and 14 days after placing the samples in an oven at 37°C.

**Results:** The four studied monomers can be found in both resins' structures. Self-cured resin ProBase®Cold released higher concentrations of residual monomers compared to heat-polymerized ProBase® Hot ( $p=0.021$ ). HEMA was the monomer released in highest concentrations by ProBase®Cold acrylic resin on the 7th day. Heat-polymerized resin ProBase® Hot released mainly MMA at study time 0 hours. Monomer elution was not cumulative during the 14 days of investigation.

**Conclusion:** ProBase®Cold self-cured acrylic resin releases larger amounts of residual monomers compared to heat-polymerized acrylic resin ProBase® Hot. Regarding monomers release, HEMA was the monomer released at higher concentrations, followed by MMA, UDMA and TEGDMA.

**Keywords:** Removable Denture, Acrylic Resins, Residual Monomers, HPLC



## ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO.....	15
1. Reabilitação Oral .....	15
1.1. Edentulismo .....	15
1.1.1. Desdentado total .....	16
1.1.2. Desdentado parcial .....	17
1.2. Prótese Removível .....	21
1.2.1. Definição .....	21
1.2.2. Tipos de próteses .....	22
1.3. Resinas acrílicas.....	26
1.3.1. Composição .....	27
1.3.2. Propriedades .....	31
1.3.3. Reação de polimerização .....	31
1.3.4. Tipos de polimerização.....	34
1.3.5. Contração de polimerização .....	38
1.3.6. Monómeros residuais.....	40
2. Métodos instrumentais de caracterização quantitativa e qualitativa molecular .....	42
3. Objetivos e Hipóteses em Estudo .....	44
3.1. Objetivo geral .....	44
3.2. Objetivos específicos .....	44
3.3. Hipóteses experimentais .....	44
II. MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
1. Materiais .....	47
1.1. Resinas .....	47
1.2. Reagentes .....	47
1.3. Equipamento laboratorial.....	47
2. Métodos .....	49
2.1. Preparação dos espécimes.....	49
2.2. Preparação das soluções padrão.....	50
2.3. Análise comparativa dos resultados.....	50
III. RESULTADOS .....	51
1. Cromatogramas das soluções padrão.....	51
2. Cromatogramas da resina acrílica ProBase® Hot .....	53
2.1. T0.....	53
2.2. T24.....	54
2.3. T7.....	55

2.4. T14.....	56
3. Cromatogramas da resina acrílica ProBase® Cold .....	57
3.1. T0.....	57
3.2. T24.....	58
3.3. T7.....	59
3.4. T14.....	60
4. Retas de calibração e concentrações das resinas em estudo .....	61
5. Taxas de libertação dos monómeros.....	63
IV. DISCUSSÃO.....	65
V. CONCLUSÃO .....	73
VI. FUTURAS LINHAS DE INVESTIGAÇÃO .....	75
VII. BIBLIOGRAFIA .....	77

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Tipos de Edentulismo. (A) Desdentado Parcial; (B) Desdentado Total (Nagle & Sears, 1958) .....	15
<b>Figura 2</b> – Linha cronológica dos sistemas de classificação de desdentados parciais (adaptada de Galagli & Mahoorkar, 2010) .....	18
<b>Figura 3</b> – Classificação de Kennedy (adaptada de Carr & Brown, 2012) .....	19
<b>Figura 4</b> – Tipos de próteses dentárias (baseada em Lakshmi, 2010) .....	22
<b>Figura 5</b> – Próteses Removíveis. (A) Prótese Parcial; (B) Prótese Total (Lakshmi, 2010) .....	22
<b>Figura 6</b> – Classificação das PPR. (A) PPR dento-suportada (B) PPR dento-muco-suportada (Fiore, 2010) .....	24
<b>Figura 7</b> – Prótese em marfim ( <a href="https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/">https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/</a> ) .....	26
<b>Figura 8</b> – Prótese em osso ( <a href="https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/">https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/</a> ) .....	26
<b>Figura 9</b> – Prótese em madeira ( <a href="http://noticias.r7.com/economia/fotos/veja-os-avancos-da-protese-dentaria-20110917-2.html#fotos">http://noticias.r7.com/economia/fotos/veja-os-avancos-da-protese-dentaria-20110917-2.html#fotos</a> ) .....	26
<b>Figura 10</b> – Estruturas do monómero MMA e do polímero PMMA (Ali et al., 2015) .....	28
<b>Figura 11</b> – Forma molecular do peróxido de benzoílo (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013) .....	29
<b>Figura 12</b> – Forma molecular do MMA (Hilton et al., 2013) .....	29

<b>Figura 13</b> – Forma molecular do EGDMA (Hilton et al., 2013).....	30
<b>Figura 14</b> – Forma molecular das hidroquinonas (Hilton et al., 2013) .....	30
<b>Figura 15</b> – Forma molecular da amina terciária N, N' dimetil-potoluidina (Hilton et al., 2013).....	30
<b>Figura 16</b> – Propriedades ideais das resinas acrílicas (baseado em Anusavice, Rawls & Shen, 2013).....	31
<b>Figura 17</b> – Reação de adição simplificada; R* – espécie reativa; M – monómero (McCabe & Walls, 2008).....	32
<b>Figura 18</b> – Reação do radical peróxido de benzoílo com o monómero MMA, dando origem a uma nova espécie reativa (McCabe & Walls, 2008) .....	33
<b>Figura 19</b> – Mufla utilizada para a polimerização das PPR (Kaiser, 2010) .....	36
<b>Figura 20</b> – Ciclos de polimerização das resinas termopolimerizáveis (adaptado de Camacho et al., 2014).....	36
<b>Figura 21</b> – (A) Porosidade de contração; (B) Porosidade gasosa numa prótese inferior (Wilson, Mansfield, Heath, & Spence, 1987).....	40
<b>Figura 22</b> – Estufa utilizada para armazenamento das amostras .....	47
<b>Figura 23</b> – Cromatógrafo Merck Hitachi LaChrom utilizado neste trabalho de investigação .....	48
<b>Figura 24</b> – Espécimes das duas resinas em soluções de 1.5 ml de água e etanol (25/75%). (A) ProBase® Cold; (B) ProBase® Hot.....	49
<b>Figura 25</b> – Cromatograma correspondente às diluições do monómero HEMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000 .....	51

<b>Figura 26</b> – Cromatograma correspondente às diluições do monómero MMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000 .....	51
<b>Figura 27</b> – Cromatograma correspondente às diluições do monómero TEGDMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000 .....	52
<b>Figura 28</b> – Cromatograma correspondente às diluições do monómero UDMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000 .....	52
<b>Figura 29</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T0 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	53
<b>Figura 30</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T24 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	54
<b>Figura 31</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T7 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	55
<b>Figura 32</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T14 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	56
<b>Figura 33</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Cold T0 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	57
<b>Figura 34</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Cold T24 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor).....	58
<b>Figura 35</b> – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Cold T7 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	59
<b>Figura 36</b> – Cromatograma da resina ProBase® Cold T14 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor) .....	60
<b>Figura 37</b> – Reta de calibração do monómero MMA.....	61

<b>Figura 38</b> – Reta de calibração do monómero HEMA .....	61
<b>Figura 39</b> – Reta de calibração do monómero TEGDMA.....	62
<b>Figura 40</b> – Reta de calibração do monómero UDMA.....	62
<b>Figura 41</b> – Representação gráfica da libertação de monómeros residuais da resina acrílica ProBase® Hot .....	64
<b>Figura 42</b> – Representação gráfica da libertação de monómeros residuais da resina acrílica ProBase® Cold .....	64

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Regras de Applegate (adaptada de Carr & Brown, 2012) .....	20
<b>Tabela 2.</b> Diferenças entre próteses totais e sobredentaduras (adaptada de Basker & Davenport, 2002).....	25
<b>Tabela 3.</b> Composição das resinas acrílicas para bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008) .....	28
<b>Tabela 4.</b> Classificação das resinas acrílicas para bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008) .....	34
<b>Tabela 5.</b> Requisitos dos polímeros utilizados na confecção de bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008) .....	35
<b>Tabela 6.</b> Limites aceitáveis de concentração de monómeros residuais nas resinas acrílicas, segundo a norma ISO 20795-1:2013.....	41
<b>Tabela 7.</b> Tipos de HPLC (adaptada de Thammana, 2016).....	44
<b>Tabela 8.</b> Reagentes utilizados neste trabalho de investigação .....	47
<b>Tabela 9.</b> Equipamento laboratorial comum utilizado neste trabalho de investigação .	48
<b>Tabela 10.</b> Concentrações dos monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA, após cada diluição .....	50
<b>Tabela 11.</b> Concentrações de HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertadas pela resina ProBase® Hot nos tempos de estudo 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias .....	63
<b>Tabela 12.</b> Concentrações de HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertadas pela resina ProBase® Cold nos tempos de estudo 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias .....	63



## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AcN – Acetonitrilo

EGDMA – Etilenoglicol Dimetacrilato

HEMA – Hidroxietil Metacrilato

HPLC – Cromatografia de Elevada Eficiência

MMA – Metil Metacrilato

PMMA – Polimetil Metacrilato

PPR – Prótese Parcial Removível

SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*)

TEGDMA – Trietilenoglicol Dimetacrilato

UDMA – Dimetacrilato de Uretano

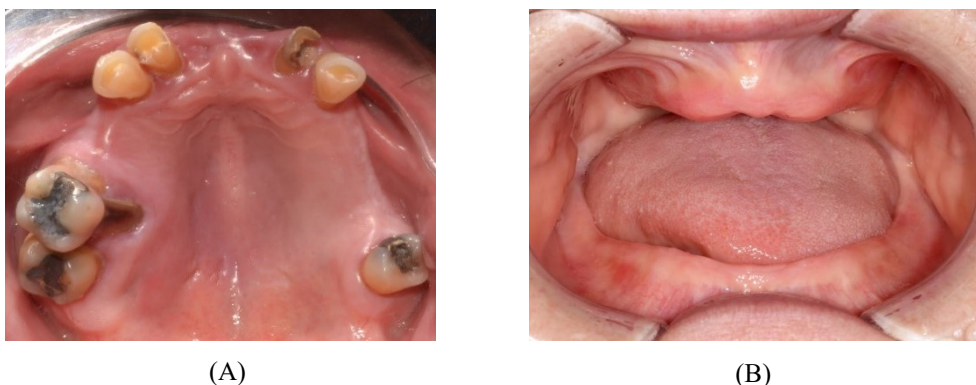


## I. INTRODUÇÃO

### 1. Reabilitação Oral

#### 1.1. Edentulismo

Os espaços resultantes da ausência de um ou mais dentes de uma arcada dentária são denominados de edentulismo. Este pode ser classificado como parcial ou total, dependendo da existência de dentes remanescentes (Abdel-Rahman, Tahir, & Saleh, 2013) (Figura 1).



**Figura 1** – Tipos de Edentulismo. (A) Desdentado Parcial; (B) Desdentado Total (Nagle & Sears, 1958)

O edentulismo é um reflexo do estado de saúde oral de um indivíduo e pode surgir como consequência de condições fisiológicas e/ou comportamentais, tais como a doença periodontal e a cárie (predominantemente), iatrogenia, traumas dentários, o tabagismo e lesões neoplásicas e/ou traumáticas. Do ponto de vista socioeconômico e cultural, fatores como as baixas condições socio-econômicas, a baixa periodicidade de consultas dentárias e a inexistência de um sistema de saúde favorável, podem influenciar a perda de peças dentárias (Abdel-Rahman et al., 2013; Brown, 2009; Cooper, 2009; Mardan, Preoteasa, Imre, Tancu, & Preoteasa, 2013). Sendo um problema de saúde pública, deve ser entendido como uma condição oral crônica, que pode estar relacionada com doenças sistêmicas, nomeadamente a doença cardiovascular e acidentes vasculares isquêmicos (Divaris, Ntounis, Marinis, Polyzois, & Polychronopoulou, 2010; Holm-Pedersen, Schultz-Larsen, Christiansen, & Avlund, 2008).

Segundo Brown (2009), a qualidade de vida de um indivíduo é gravemente afetada pela perda de peças dentárias pois esta é uma condição que acarreta consequências:

- Funcionais: alterações anatómicas a nível dos maxilares, perda de gengiva queratinizada e, conseqüentemente, uma maior suscetibilidade ao desenvolvimento de lesões nas mucosas orais;
- Estéticas: alteração das características faciais, como o suporte labial e a altura facial do indivíduo;
- Psicológicas: influência nos níveis de autoestima do indivíduo e na sua participação social;
- Nutricionais: perda de peso.

De acordo com Cooper (2009) “o edentulismo não desapareceu nem tem vindo a desaparecer”. O número de indivíduos edêntulos em todo o mundo tem-se mantido, muito graças aos hábitos alimentares, que incluem dietas ricas em açúcares. Tendo em conta o impacto do edentulismo, é perceptível a necessidade de prevenção deste problema, levada a cabo através de campanhas de promoção de saúde oral, manutenção de níveis de flúor adequados no sistema público de abastecimento de água, planos de saúde mais abrangentes, principalmente no que diz respeito aos idosos, iniciativas de cessação tabágica e um mais amplo acesso aos serviços dentários (Cooper, 2009).

### **1.1.1. Desdentado total**

O edentulismo total define-se como a perda de todos os dentes definitivos, afetando entre 7-69% da população adulta em todo o mundo (Felton et al., 2011).

Hoje em dia, é possível afirmar-se que a perda total de peças dentárias não está diretamente relacionada com o envelhecimento (Cooper, 2009). Esta é uma condição de etiologia multifatorial, efetivamente com maior prevalência em faixas etárias mais avançadas e que pode acarretar, para o indivíduo, consequências como deficiências mastigatórias, asma, diabetes, artrite reumatóide e subnutrição, bem como o desenvolvimento de alguns tumores (Mardan et al., 2013).

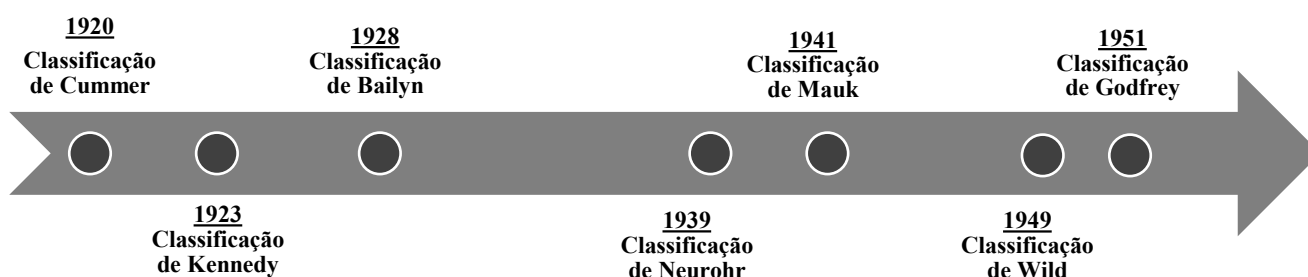
A perda de todos os dentes da cavidade oral compromete todo o sistema estomatognático, uma vez que vai afetar o suporte e posicionamento muscular, a função mastigatória, a dimensão vertical e a estética facial do indivíduo (Assaoka, Cesar, & Oliveira, 2014).

De entre os problemas associados ao edentulismo, a reabsorção do rebordo residual, provocada por fatores locais e sistêmicos, surge como um dos mais relevantes. Esta reabsorção é verificada com maior frequência na mandíbula e afeta, em maior escala, indivíduos do sexo masculino (Divaris et al., 2010). A utilização de próteses totais vai permitir a restauração do osso alveolar reabsorvido, no entanto, pode favorecer o desenvolvimento de problemas como a estomatite protética, presente em cerca de 14-72% das populações idosas, juntamente com o aparecimento de úlceras traumáticas, disfunção temporomandibular, alterações das papilas gustativas e hiperplasia dos tecidos (Assaoka et al., 2014; Cooper, 2009; Divaris et al., 2010).

### **1.1.2. Desdentado parcial**

O edentulismo parcial pode ser definido como a ausência de alguns dentes naturais de uma arcada dentária (Al-Johany & Andres, 2015). A perda de peças dentárias é mais comum na maxila do que na mandíbula, tendo, geralmente, origem no setor posterior, ao nível do primeiro e segundo molares (Carr & Brown, 2011).

Numa arcada dentária parcialmente desdentada, estima-se que possa existir um total de cerca de 65534 combinações entre os dentes remanescentes e os espaços desdentados, desde casos em que é verificada a perda de um único dente, até situações nas quais existe a presença de apenas um dente remanescente. Perante uma diversidade tão grande, foram criadas várias classificações que dividiram as diferentes possibilidades de edentulismo parcial (Kliemann & Oliveira, 1999a). A primeira classificação aceite foi a classificação de Cummer em 1920, seguida das classificações de Kennedy, Bailyn, Mauk, Neurohr, Wild e Godfrey (Galagali & Mahoorkar, 2010).



**Figura 2** – Linha cronológica dos sistemas de classificação de desdentados parciais (adaptada de Galagli & Mahoorkar, 2010)

Um sistema de classificação de desdentados parciais deve abranger diversos critérios, tais como (Al-Johany & Andres, 2015):

- O número e posição dos dentes pilares;
- A relação entre os espaços edêntulos e os dentes remanescentes;
- O tipo de suporte da prótese;
- A qualidade e o grau de suporte dados à prótese através dos dentes remanescentes e do rebordo alveolar;
- O número, distribuição e posição dos espaços edêntulos;
- O número e posição dos dentes remanescentes;
- A localização, extensão e limites dos espaços edêntulos.

Independentemente do critério utilizado, o sistema de classificação deverá ser simples e lógico e universalmente aceite entre Médicos Dentistas e profissionais da área (Kliemann & Oliveira, 1999a).

Todos estes critérios podem ser agrupados em dois grupos: topográficos e biomecânicos. A base topográfica abrange, apenas, a distribuição dos dentes remanescentes e dos espaços desdentados; enquanto que a base biomecânica é relativa à transmissão de forças pela Prótese Parcial Removível (PPR) e distribuição pelas estruturas biológicas (Kliemann & Oliveira, 1999a).

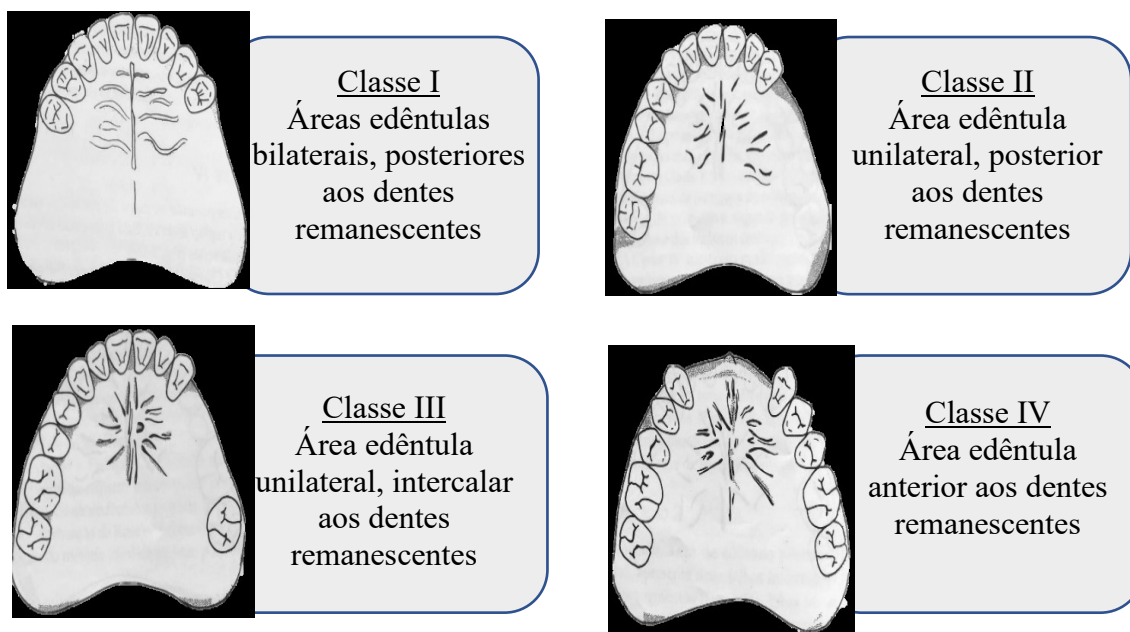
De entre as várias classificações existentes, a mais aceite e utilizada é a Classificação de Kennedy-Applegate (Kliemann & Oliveira, 1999a).

### ✓ Classificação de Kennedy

Proposta por Edward Kennedy, e, tendo por base a frequência de arcadas dentárias desdentadas observadas pelo mesmo, a classificação de Kennedy é a mais utilizada em todo o mundo, a mais objetiva em termos de ensino e aprendizagem dos princípios bioprotéticos das próteses removíveis e, ainda, a que possibilita um melhor planejamento da reabilitação adequada para um paciente parcialmente edêntulo (Fiori, 1993; Kliemann & Oliveira, 1999b).

Este método tem em conta os espaços protéticos e os dentes remanescentes de cada indivíduo, e não a dimensão e número dos mesmos, sendo, por conseguinte, uma classificação com base topográfica e assente na presença ou ausência de um dente pilar posterior, uni e/ou bilateral (Fiori, 1993; Kliemann & Oliveira, 1999b). Cada classe de Kennedy é representada através de algarismos romanos (Kliemann & Oliveira, 1999b).

Assim, a classificação de Kennedy divide os tipos de desdentados parciais em quatro classes (Al-Johany & Andres, 2015):



**Figura 3** – Classificação de Kennedy (adaptada de Carr & Brown, 2012)

Cada classe de Kennedy, com exceção da classe IV, pode englobar subclasses, denominadas de modificações (Fiori, 1993). As modificações são áreas edêntulas para

além das que definem a classe, representadas através de numeração arábica (Al-Johany & Andres, 2015).

As classes I, II e III podem incluir várias modificações, contudo, situações nas quais se verifiquem mais de 3 ou 4 modificações não são tão frequentes (Fiori, 1993).

Sempre que uma classificação é mencionada, sem referências ao autor, assume-se que a classificação em questão seja a de Kennedy (Kliemann & Oliveira, 1999b).

- **Regras de Applegate**

A aplicação da Classificação de Kennedy foi alterada por Applegate, em 1954, com a introdução de 8 regras que vieram complementá-la, de forma a facilitar a sua aplicação, criando o sistema de classificação Applegate-Kennedy para desdentados parciais (Al-Johany & Andres, 2015) (Tabela 1).

**Tabela 1.***Regras de Applegate (baseada em Carr & Brown, 2012)*

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

## **1.2. Prótese Removível**

### **1.2.1. Definição**

A prótese removível é definida, segundo o *Glossário de Termos Protodônticos*, como: “área da prótese responsável pela substituição de dentes e estruturas contíguas, em indivíduos totalmente ou parcialmente desdentados, através de substitutos artificiais, prontamente removidos da cavidade oral pelo indivíduo”.

Quando comparadas com as próteses fixas, as próteses removíveis apresentam as vantagens de serem menos dispendiosas e de mais fácil higienização, estando o seu sucesso dependente, não só do Médico Dentista, mas também do paciente, que deverá dedicar especial atenção à sua higiene oral e comparecer às consultas de controlo periódicas, uma vez que, sendo portador de prótese, cada indivíduo terá maior propensão à formação e adesão de biofilme (Cosme et al., 2006).

### 1.2.2. Tipos de próteses

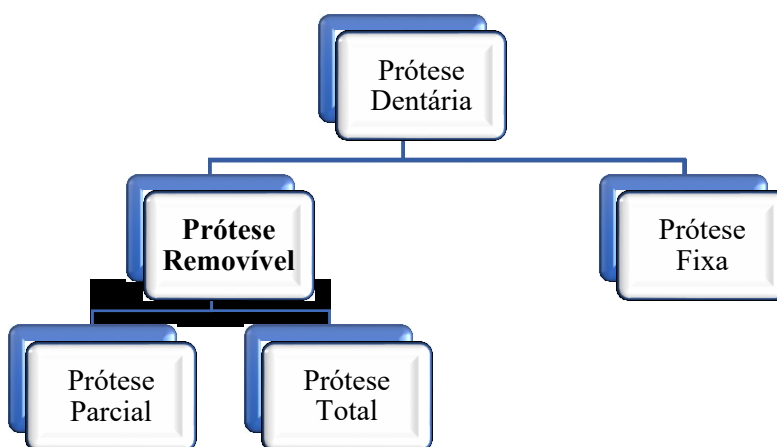


Figura 4 – Tipos de próteses dentárias (baseada em Lakshmi, 2010)

A diferença entre as próteses parciais e as próteses totais está relacionada com número de elementos pelos quais são compostas, visto que o objetivo de uma prótese parcial é a substituição de alguns dentes ausentes, enquanto que a prótese total visa a substituição de todos os dentes de uma, ou das duas arcadas (Lakshmi, 2010).



(A)



(B)

Figura 5 – Próteses Removíveis. (A) Prótese Parcial; (B) Prótese Total (Lakshmi, 2010)

A escolha da prótese correta na reabilitação de um paciente desdentado deve ser o resultado de um planejamento criterioso e bem pensado, uma vez que, para o mesmo paciente, podem estar indicados diferentes tipos de soluções protéticas (Carr & Brown, 2011). Qualquer que seja a opção, a prótese escolhida deve respeitar os objetivos da reabilitação protética (Carr & Brown, 2011):

- Eliminação, na maior escala possível, da doença oral;
- Preservação dos dentes e estruturas intra-orais e extra-orais;
- Restauração das funções orais, preservando a estética e conforto do paciente e não interferindo com a fonética.

#### ✓ **Prótese Parcial Removível**

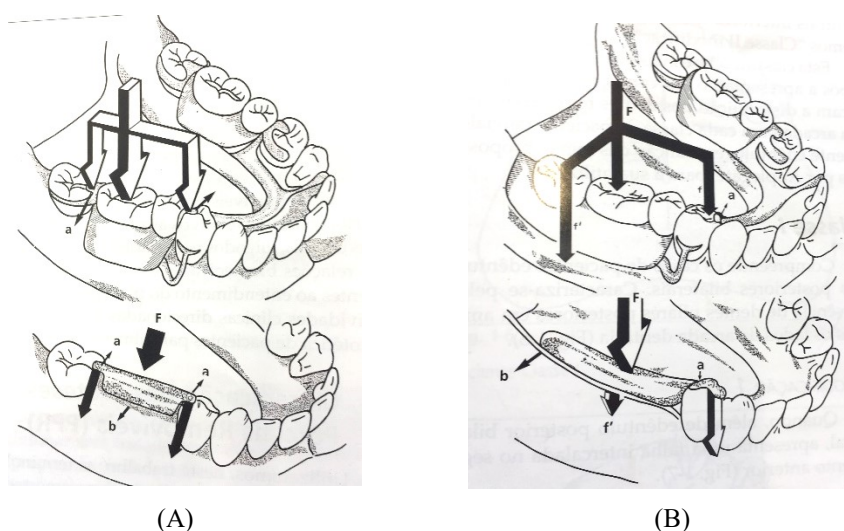
A prótese parcial removível (PPR) é “a responsável pela reposição, funcional e estética, de dentes e suas estruturas adjacentes em pacientes parcialmente edêntulos, através de substitutos artificiais que podem ser removidos da cavidade oral, sem causar danos na sua estrutura ou nos elementos biológicos com os quais se relacionam diretamente: dentes pilares e rebordo residual” (Fiori, 1993).

Para além do preenchimento de espaços edêntulos, a PPR procura preservar e proteger as estruturas remanescentes e restabelecer o equilíbrio do sistema estomatognático, restabelecendo no paciente fatores como a estética e a fonética e proporcionando-lhe saúde e conforto (Kliemann & Oliveira, 1999; Batista & Carreiro, 2013).

Geralmente indicadas em situações nas quais a reabilitação fixa não é possível, as PPR estão contra-indicadas em casos de pacientes com má higiene oral e com problemas mentais e motores (Todescan, Silva, & Silva, 1996).

As PPR são classificadas, de acordo com a via de transmissão das forças mastigatórias, como: próteses parciais removíveis dento-suportadas, próteses parciais

removíveis dento-muco-suportadas (Figura 6) ou próteses parciais removíveis muco-dento-suportadas (Fiore, 1993). Nas PPR dento-suportadas, as fibras do ligamento periodontal transmitem as forças mastigatórias ao osso alveolar. No caso das PPR dento-muco-suportadas, o ligamento periodontal é responsável pela transmissão, ao osso alveolar, das forças de tração, enquanto que as forças de compressão são transmitidas ao mesmo através da fibromucosa (Fiore, 1993). As PPR muco-dento-suportadas são próteses de transição, cujas forças mastigatórias são transmitidas ao osso, quase na sua totalidade, pela fibromucosa (Fiore, 1993).



**Figura 6** – Classificação das PPR. (A) PPR dento-suportada (B) PPR dento-muco-suportada (Fiore, 2010)

### ✓ **Próteses Totais e Sobredentaduras**

A prótese total é uma prótese que se destina a devolver a função mastigatória, a partir da substituição de todos os dentes da maxila ou mandíbula; a restaurar o osso alveolar reabsorvido pelas perdas dentárias e a restabelecer a estética e fonética do paciente, proporcionando-lhe conforto (Assaoka et al., 2014). Apesar de esta reabilitação poder suscitar algumas queixas por parte dos pacientes totalmente edêntulos, a reabilitação com próteses totais convencionais continua a ser o método mais escolhido (Nogueira, Dias, & Leles, 2017). Segundo Paulino et al. (2015), “devido ao custo das próteses e à falta de acesso a cuidados de saúde, a maioria dos pacientes

continuará a utilizar próteses totais, em detrimento de outras opções de tratamento”. Sendo uma prótese mucossuportada, a sua eficácia mastigatória é afetada pela ausência de dentes remanescentes (Assaoka et al., 2014).

Ao contrário das próteses totais, nas quais se verifica a ausência de peças dentárias, as sobredentaduras podem ser suportadas por estrutura dentária remanescente. Assim, podem ser definidas como “próteses removíveis que cobrem e estão apoiadas sobre um ou mais dentes, raízes remanescentes ou implantes e podem apresentar componentes retentivos associados” (Volpato, Garbelotto, Zani, & Vasconcellos, 2012). As sobredentaduras podem ser consideradas próteses de transição, representando uma fase de preparação do paciente para a possível perda de todas as peças dentárias e consequente necessidade de utilização de próteses totais convencionais (Basker & Davenport, 2002).

Quando comparadas com as próteses totais, as sobredentaduras apresentam vantagens a diversos níveis (Tabela 2).

**Tabela 2.**

*Diferenças entre próteses totais e sobredentaduras (adaptada de Basker & Davenport, 2002)*

	<b>Próteses Totais</b>	<b>Sobredentaduras</b>
<b>Eficácia Mastigatória</b>	Menor	Maior
<b>Reabsorção do rebordo alveolar</b>	Maior	Menor
<b>Retenção</b>	Menor	Maior
<b>Aceitação psicológica</b>	Menor	Maior
<b>Estabilidade e retenção</b>	Menor	Maior
<b>Consciência Oclusal</b>	Não preservada	Preservada

Apesar das vantagens anteriormente referidas, as sobredentaduras apresentam como desvantagens: a necessidade de tratamento endodôntico das raízes que servirão de pilares e a promoção do aparecimento de lesões de cárie e/ou de doença periodontal associadas aos dentes pilares, devido a um maior risco de colonização bacteriana (Basker & Davenport, 2002; Budtz-Jørgensen, 1996).

A reabilitação de arcadas inferiores com sobredentaduras, cujo suporte, retenção e estabilidade estão garantidos quer pela mucosa, quer pelos implantes, é um procedimento simples, minimamente invasivo, e menos dispendioso e complexo do que as próteses totalmente implanto-suportadas, uma vez que são utilizados menos implantes – no mínimo dois – em combinação com uma PPR (Burns, 2000). Apesar de garantirem maior retenção e menor preenchimento do palato em relação às próteses totais convencionais, as sobredentaduras implanto-suportadas superiores, têm uma menor taxa de sucesso do que as inferiores, uma vez que a sua colocação é dificultada por fatores como o grau de atrofia maxilar, a estética, fonética e função e a possível localização dos implantes (Dudley, 2013).

### 1.3. Resinas acrílicas

Antes do século XVIII d.C., materiais como osso, marfim ou madeira, eram utilizados para a confecção de próteses dentárias, posteriormente colocadas na cavidade oral e mantidas na arcada dentária através de parafusos, que as uniam aos dentes naturais (Francis, Shetty, Shenoy, & Somaraj, 2016).



**Figura 7 – Prótese em osso**  
(<https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/>)



**Figura 8 – Prótese em marfim**  
(<https://incrivelhistoria.com.br/mais/curiosidades/dentes-waterloo-dentadura-defunto/>)



**Figura 9 – Prótese em madeira**  
(<http://noticias.r7.com/economia/fotos/veja-os-avancos-da-protese-dentaria-20110917-2.html#fotos>)

A utilização de resinas acrílicas na área da Medicina Dentária remonta ao ano de 1946, altura em que eram aplicadas, essencialmente, na confeção de bases protéticas (Nik, Shahroudi, Eraghihzhadeh, & Aghajani, 2014).

Por definição “as resinas acrílicas são compostos orgânicos produzidos sinteticamente, classificados como polímeros” (Camacho, Svidzinski, Furlaneto, Lopes & Corrêa, 2014). Na área da Reabilitação Oral são indicadas para o fabrico de próteses totais e de próteses removíveis, sendo a maioria destas resinas composta por polimetil metacrilatos (PMMA), um polímero que possui um melhor conjunto de propriedades físicas e químicas quando comparado com outros polímeros como as poliamidas, os poliestirenos ou a borracha vulcanizada, anteriormente utilizados (Ayaz, Durkan, Koroglu, & Bagis, 2014; Ivkovi, Božovi, & Risti, 2013).

### **1.3.1. Composição**

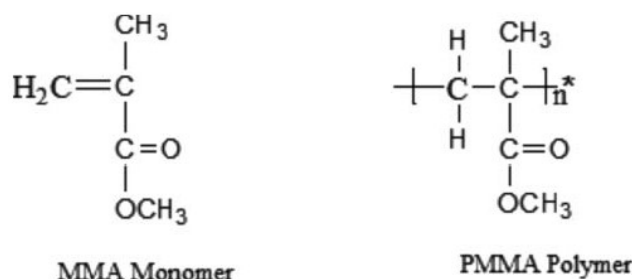
As resinas acrílicas utilizadas para o fabrico de próteses estão disponíveis sob a forma pó/líquido. O pó é composto por microesferas pré-polimerizadas de PMMA, peróxido de benzoílo, dibutilftalato (plastificantes), opacificadores e pigmentos; o líquido tem na sua composição metacrilatos, plastificantes, hidroquinonas e dimetacrilatos de glicol (Camacho, Svidzinski, Furlaneto, Lopes, & Corrêa, 2014; Singh et al., 2013).

**Tabela 3.**

*Composição das resinas acrílicas para bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008)*

<b>Pó</b>	Polímero	Pó de polimetilmetacrilato
	Iniciador	Peróxido de benzoílo (cerca de 0.5%)
	Pigmentos	Sais de cádmio ou ferro
<b>Líquido</b>	Monómero	Metilmetacrilato
	Agente de ligação	Dimetacrilato de etilenoglicol (cerca de 10%)
	Inibidor	Hidroquinonas
	Ativador (apenas em resinas autopolimerizáveis)	<i>NN'</i> - dimetil-p-toluidina (cerca de 1%)

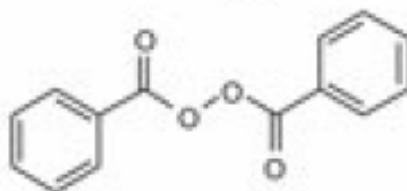
O PMMA é definido como “um polímero sintético do MMA” (Ali, Karim, & Buang, 2015).



**Figura 10** – Estruturas do monómero MMA e do polímero PMMA (Ali et al., 2015)

No que diz respeito às suas propriedades físicas, este é um polímero amorfo, transparente e com alta estabilidade térmica, suportando temperaturas que variam entre os -70°C e os 100°C (Ali et al., 2015).

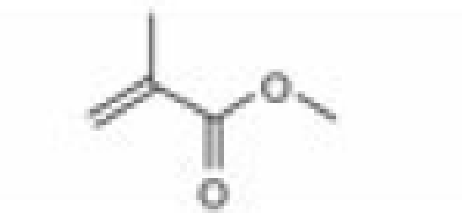
O peróxido de benzoílo é um iniciador da reação de polimerização, bastante utilizado em polímeros dentários (McCabe & Walls, 2008).



**Figura 11** – Forma molecular do peróxido de benzoílo (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013)

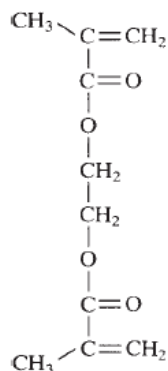
Na confecção de bases protéticas são utilizados pigmentos e opacificantes para que as mesmas se assemelhem, o máximo possível, aos tecidos da cavidade oral. Esses pigmentos, de cor rosa, são geralmente sais de cádmio, substâncias que apresentam boa estabilidade cromática e cuja libertação, por parte das próteses, é reduzida (McCabe & Walls, 2008).

O monómero é composto, essencialmente, por metil metacrilatos (MMA), bastante suscetíveis a reações de polimerização por adição (McCabe & Walls, 2008). Este é um líquido transparente, com uma temperatura de ebulição de cerca de 100.8°C, calor de polimerização de 12,9 Kcal/mol e densidade de 0,945 g/ml, a 20°C (Camacho et al., 2014). Apresenta, também, um odor intenso, intensificado quando exposto a altas pressões de vaporização, à temperatura ambiente (McCabe & Walls, 2008).



**Figura 12** – Forma molecular do MMA (Hilton et al., 2013)

De forma a melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas, são adicionados ao líquido agentes de união. O mais utilizado é o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA) (McCabe & Walls, 2008). Estando presente no líquido em concentrações de 1-2% em volume, o EGDMA pode ser incorporado no crescimento da cadeia polimérica, devido à sua semelhança, química e estrutural, com o MMA (Camacho et al., 2014).



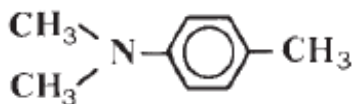
**Figura 13** – Forma molecular do EGDMA (Hilton et al., 2013)

Os inibidores são substâncias que permitem que, quando armazenadas à temperatura ambiente e/ou a temperaturas mais baixas, as resinas acrílicas não iniciem o processo de polimerização (McCabe & Walls, 2008). As hidroquinonas (0,006%) são as substâncias mais utilizadas para garantir a estabilidade do líquido (Camacho et al., 2014).



**Figura 14** – Forma molecular das hidroquinonas (Hilton et al., 2013)

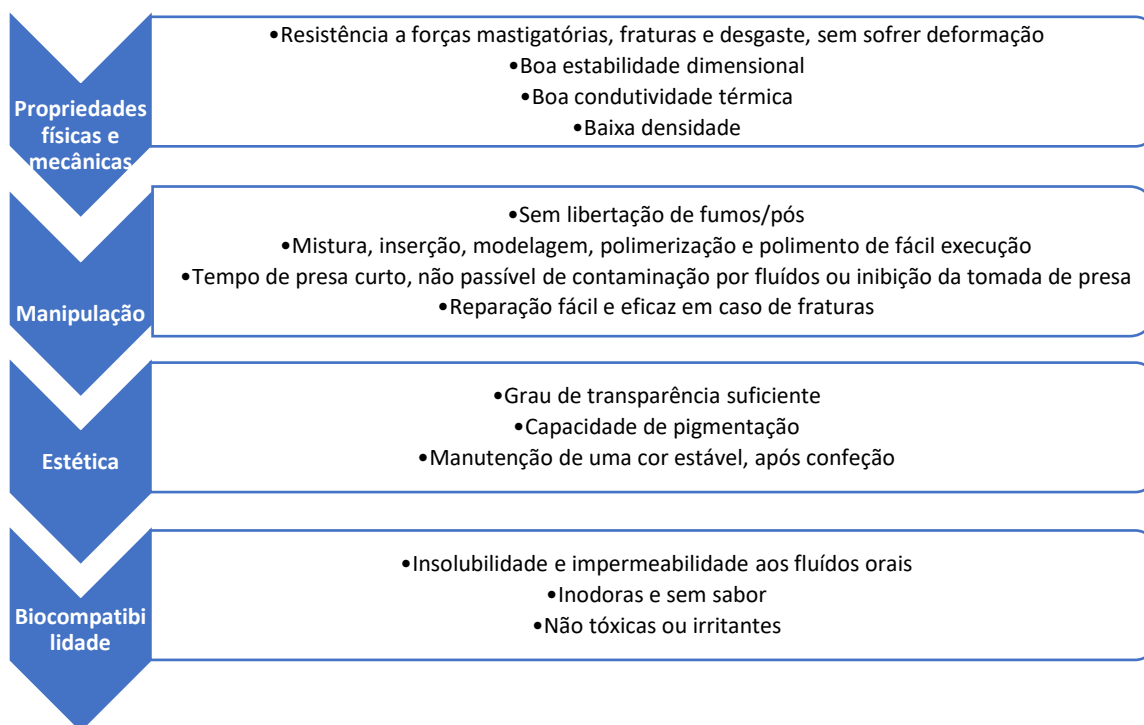
Presentes apenas nas resinas foto e autopolimerizáveis, os ativadores são responsáveis pela produção de radicais livres – resultado da sua ligação com o peróxido de benzoílo – e consequente início da reação de polimerização (McCabe & Walls, 2008). Os ativadores mais utilizados são as aminas terciárias, como a N, N' dimetil-p-toluidina (McCabe & Walls, 2008).



**Figura 15** – Forma molecular da amina terciária N, N' dimetil-potoluidina (Hilton et al., 2013)

### 1.3.2. Propriedades

Tendo em conta a sua aplicabilidade na cavidade oral, as resinas acrílicas devem reunir um conjunto de características que favoreça a sua utilização (Anusavice, Rawls & Shen, 2013). Idealmente, as suas propriedades incluem:



**Figura 16** – Propriedades ideais das resinas acrílicas (baseado em Anusavice, Rawls & Shen, 2013)

### 1.3.3. Reação de polimerização

A polimerização é o processo através do qual os monómeros são convertidos em polímeros (Rashid, Sheikh, & Vohra, 2015). Segundo McCabe & Walls (2008), “os polímeros são moléculas de alto peso molecular, organizadas em cadeias” formadas a partir da repetição de alguns grupos de monómeros. Estes monómeros, inicialmente sob a forma líquida ou gasosa, transformam-se, após o processo de polimerização, em sólidos cristalinos ou amorfos. “Quanto maior for o peso molecular de um polímero, originado a partir de um único monómero, maior será o seu grau de polimerização”, assim como a sua resistência e estabilidade (Craig & Powers, 2002).

Fatores como o método de ativação, o tipo e concentração de iniciador, a pureza e a temperatura, vão influenciar o grau de polimerização das resinas e, conseqüentemente, a sua resistência e estabilidade (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

A reação de polimerização das resinas acrílicas é uma reação de adição (Figura 17), que envolve mecanismos de ativação, iniciação, propagação e terminação (Nik et al., 2014). Esta é uma reação na qual a formação de polímeros pode desenvolver-se através de um radical livre, ou de um composto iônico, sendo que a mais comum na área da Medicina Dentária é a que envolve radicais livres (McCabe & Walls, 2008). Durante o processo de polimerização, estes radicais livres vão funcionar como espécies reativas, que, ao se ligarem aos monómeros, vão formar espécies reativas ainda maiores, que, sucessivamente, ligar-se-ão a outros monómeros, formando longas cadeias moleculares (McCabe & Walls, 2008).

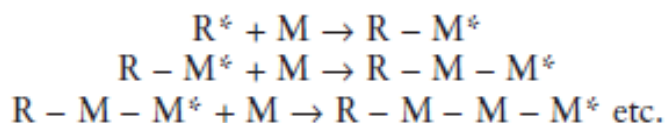


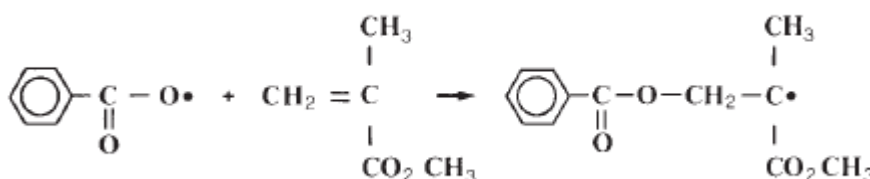
Figura 17 – Reação de adição simplificada; R\* – espécie reativa; M – monómero (McCabe & Walls, 2008)

#### ✓ Ativação

O mecanismo de ativação consiste na decomposição de um iniciador – sendo o peróxido de benzoílo o mais utilizado – mediada por estímulos térmicos (calor) ou químicos (permitem que a polimerização aconteça a baixas temperaturas), ou através de radiação (quando as características do iniciador o permitem), que vai culminar na formação de dois radicais livres semelhantes. Na presença de peróxidos (iniciadores), os ativadores utilizados são, geralmente, aminas aromáticas terciárias, como por exemplo, a N, N' dimetil-p-toluidina. Outros iniciadores podem ser ativados através de radiação ultravioleta (McCabe & Walls, 2008).

### ✓ Iniciação

Os iniciadores são moléculas que possuem ligações relativamente fracas, tornando-se suscetíveis ao processo de decomposição levado a cabo pelos ativadores e, por conseguinte, à produção de radicais livres. Uma vez formados, os radicais livres vão reagir com os monómeros (a referida reação de adição), dando-se início à reação de polimerização (Figura 18) (McCabe & Walls, 2008).



**Figura 18** – Reação do radical peróxido de benzoílo com o monómero MMA, dando origem a uma nova espécie reativa (McCabe & Walls, 2008)

### ✓ Propagação

Uma vez formado, o radical livre vai reagir, sucessivamente, com os monómeros disponíveis, formando novas espécies reativas. O processo de propagação pode durar enquanto houver monómero disponível, ou ser interrompido por outras reações (McCabe & Walls, 2008).

### ✓ Terminação

Simultaneamente ao processo de propagação, decorrem reações que podem levar à terminação das cadeias e formação de polímeros, nomeadamente a ligação de duas cadeias em formação, dando origem a uma cadeia só, incapaz de continuar o processo de adição ou então a ligação de cadeias em formação com impurezas, solventes, moléculas iniciadoras ou polímeros já formados (McCabe & Walls, 2008). Moléculas como o oxigénio, as hidroquinonas e o eugenol podem inibir a reação de polimerização (Craig & Powers, 2002).

### 1.3.4. Tipos de polimerização

As resinas acrílicas são classificadas – de acordo com o seu tipo de polimerização – e, segundo a norma ISO nº 1567 em:

**Tabela 4.**

*Classificação das resinas acrílicas para bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008)*

<b>Tipo</b>	<b>Classe</b>	<b>Descrição</b>
1	1	Polímeros de processamento térmico, pó e líquido
1	2	Termopolimerizáveis “plastic cake”
2	1	Polímeros autopolimerizáveis, pó e líquido
2	1	Polímeros autopolimerizáveis, pó e líquido derramável
3	-	Pó termoplástico
4	-	Materiais fotopolimerizáveis
5	-	Polimerização através de microondas

De acordo com a norma ISO nº 20795-1:2013, estas resinas devem apresentar as seguintes características:

**Tabela 5**

*Requisitos dos polímeros utilizados na confecção de bases protéticas (adaptada de McCabe & Walls, 2008)*

Tipo	Resistência à flexão (MPa) mínimo	Módulo de flexão (GPa) mínimo	Absorção de água ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) máximo	Solubilidade ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) máximo
1, 3, 4, 5	65	2.0	32	1.6
2	60	1.5	32	8.0

As resinas acrílicas mais utilizadas são as do tipo 1 e 2, termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, respetivamente (McCabe & Walls, 2008).

#### ✓ **Resinas Termopolimerizáveis**

As resinas acrílicas termopolimerizáveis são as mais utilizadas no fabrico de bases protéticas (Bural, Aktaş, Deniz, Ünlüçerçi, & Bayraktar, 2011). Estas são resinas de fácil processamento, estéticas, passíveis de serem reparadas e/ou rebasadas, com estabilidade dimensional, não corrosivas, toleradas pelos tecidos orais, resistentes ao impacto e economicamente acessíveis, não podendo, no entanto, ser esterilizadas (Camacho et al., 2014). O calor gerado pelo ciclo de polimerização vai ser extremamente importante no que diz respeito a uma correta polimerização e ao aparecimento de porosidades (Camacho et al., 2014).

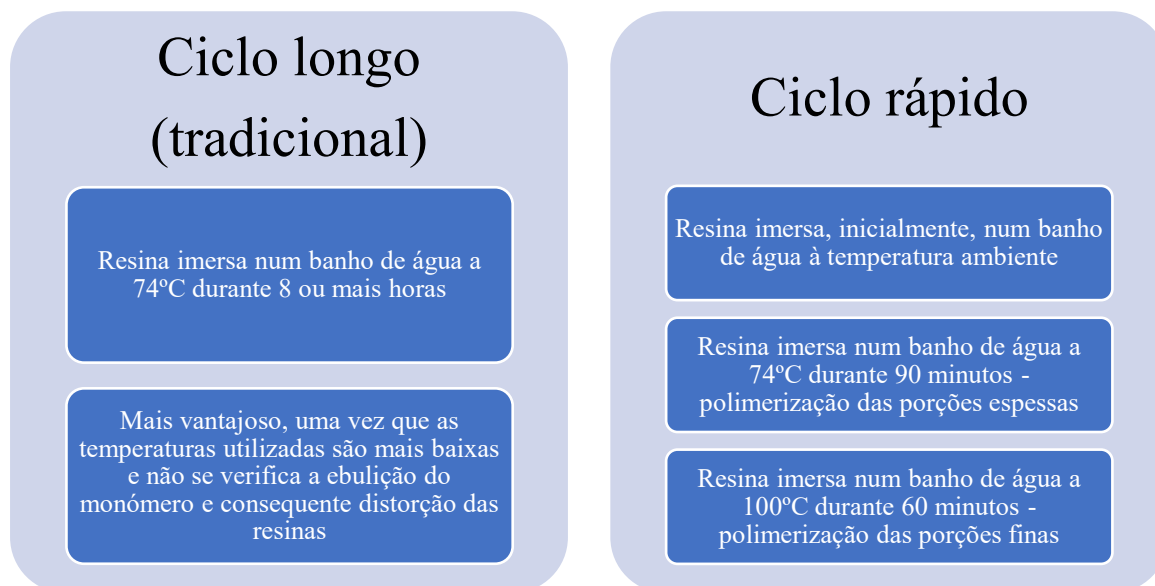
#### ▪ **Ciclo de polimerização**

O aquecimento das resinas acrílicas termopolimerizáveis é denominado por tempo de cura ou ciclo de polimerização (Camacho et al., 2014). Este ciclo de polimerização pode ser iniciado através de banhos de água quente ou por radiação proveniente de microondas (Gautam et al., 2012). Quando polimerizada em água quente, a resina, no interior de uma mufla (Figura 19), é imersa num banho de água e sujeita a temperaturas que, acima dos 60°C, vão ativar o peróxido de benzoílo que se decompõe, formando radicais livres (Camacho et al., 2014).



**Figura 19** – Mufla utilizada para a polimerização das PPR (Kaiser, 2010)

O ciclo de polimerização destas resinas pode ser longo ou rápido, e a escolha do mesmo deve ter em conta fatores como a temperatura de ebulição do monómero – cerca de 100,3°C – e o facto de se tratar de uma reação altamente exotérmica (McCabe & Walls, 2008).



**Figura 20** – Ciclos de polimerização das resinas termopolimerizáveis (adaptado de Camacho et al., 2014)

Uma vez terminado o ciclo de polimerização, é recomendado o arrefecimento da mufla durante 30 minutos na mesma água na qual se deu o processo, e, posteriormente,

à temperatura ambiente. Este arrefecimento tem como objetivo reduzir a tensão interna da resina, evitando possíveis distorções das bases protéticas (Camacho et al., 2014).

Quando polimerizada através de energia microondas, a resina acrílica é sujeita a radiações eletromagnéticas, durante 3 minutos, após a mistura do pó com um líquido modificado, tendo em conta a temperatura de ebulição do monómero (Zarb et al., 2004). Este é um processo auto-regulável que exige um maior cuidado e controlo da temperatura para que seja assegurada uma polimerização completa e não sejam desenvolvidas porosidades (McCabe & Walls, 2008; Suvarna, Raghav, & Kumar, 2014). Este tipo de polimerização apresenta a vantagem de ser mais eficiente e rápido, no entanto, é mais dispendioso, devido ao preço dos equipamentos (Zarb et al., 2004). No que diz respeito às propriedades físicas e mecânicas, as resinas ativadas por microondas são muito semelhantes às convencionais, contudo podem apresentar maior estabilidade dimensional, uma vez que há um grande controlo da temperatura, que é distribuída, equitativamente à resina e à mufla (Zarb et al., 2004).

#### ✓ **Resinas Autopolimerizáveis**

Também designadas por resinas de autocura, de polimerização a frio ou quimicamente ativadas, as resinas autopolimerizáveis diferem das resinas termopolimerizáveis no que diz respeito ao mecanismo de polimerização, que pode desencadear-se à temperatura ambiente, através de um ativador – por exemplo, uma amina terciária – que, após a mistura do pó com o líquido, vai decompor o peróxido de benzoílo (Camacho et al., 2014). As resinas autopolimerizáveis possuem um tempo de trabalho curto, uma vez que atingem, rapidamente, uma consistência viscosa levando a um aumento da velocidade de polimerização e da temperatura, que resulta no endurecimento do material (McCabe & Walls, 2008). Estas características, juntamente com a maior libertação de monómero residual e as suas propriedades mecânicas, fazem com que estas resinas estejam indicadas para rebasamentos e/ou consertos de próteses removíveis (McCabe & Walls, 2008). Em situações nas quais são utilizadas na construção de bases protéticas, a sua mistura deverá ser mais fluída, conseguida através de uma menor proporção pó/líquido (McCabe & Walls, 2008). A utilização desta resina autopolimerizável com maior fluidez reduz o tempo de polimerização e a necessidade de acabamentos da resina, porém, resulta em maiores quantidades de monómero

residual, piores propriedades mecânicas e elevado risco de distorções da prótese (McCabe & Walls, 2008).

Quando comparadas com as resinas termicamente ativadas, as resinas autopolimerizáveis apresentam menor resistência e rigidez, mas um módulo de elasticidade igual ou maior (Camacho et al., 2014).

### ✓ **Resinas Fotopolimerizáveis**

As resinas acrílicas fotopolimerizáveis são compostas por dimetacrilatos de uretano, partículas de sílica, polimetilmetacrilatos, pequenas quantidades de iniciadores fotossensíveis, ativadores (aminas) e, ainda, compostos que vão prevenir a inibição da polimerização por parte do oxigênio, como é exemplo a carboximetil celulose (McCabe & Walls, 2008). Estas resinas são disponibilizadas sob a forma de placas flexíveis pré-misturadas e armazenadas em sacos à prova de luz (McCabe & Walls, 2008). Uma vez que não possuem metil metacrilatos, as resinas fotopolimerizáveis têm a vantagem de poderem ser utilizadas na confecção de próteses para pacientes alérgicos aos mesmos (Zarb et al., 2004). As suas propriedades físicas e mecânicas são semelhantes às das resinas termopolimerizáveis (Zarb et al., 2004).

#### ▪ **Ciclo de polimerização**

A reação de polimerização das resinas fotopolimerizáveis é um processo cujo tempo é controlado e que é realizado em fornos especializados, que emitem luz a uma pressão atmosférica normal (Camacho et al., 2014; Zarb et al., 2004). Este processo tem início quando as canforoquinonas (moléculas iniciadoras) absorvem a luz visível, num comprimento de onda de 400-500 nm, durante cerca de 10 minutos, reagem com agentes redutores e produzem radicais livres. O produto desta reação é uma matriz polimérica com ligações cruzadas (Camacho et al., 2014; Zarb et al., 2004).

#### **1.3.5. Contração de polimerização**

As centenas de reações de adição que ocorrem durante a polimerização, transformam duas espécies reativas numa só e diminuem o espaço disponível, levando à

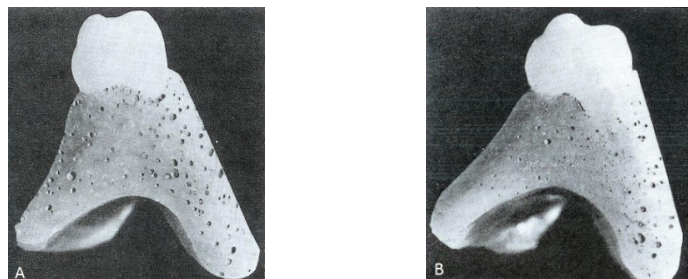
chamada contração de polimerização, por vezes bastante acentuada (McCabe & Walls, 2008). Ao longo do processo de polimerização, verificam-se algumas alterações físicas do material. O monómero, inicialmente no estado líquido, forma, em conjunto com os pós de PMMA, uma pasta facilmente manipulável. Assim, há um aumento da viscosidade devido ao aumento do peso molecular e um aumento da temperatura do material devido à exotermia da reação de polimerização. Por outro lado, verifica-se uma redução das dimensões do material (McCabe & Walls, 2008).

A percentagem de contração de polimerização das resinas acrílicas está diretamente ligada com o rácio entre a quantidade de partículas pré-polimerizadas e de monómero (McCabe & Walls, 2008). Assim, em comparação com a contração de polimerização do MMA puro – que é aproximadamente 21% – a contração de polimerização destas resinas é de, aproximadamente, 7% (Camacho et al., 2014; Mojon, Oberholzer, Meyer, & Belser, 1990). Esta diferença no grau de contração é conseguida, geralmente, através da mistura de monómeros de MMA com partículas pré-polimerizadas de PMMA, numa proporção pó/líquido de 2,5:1 (McCabe & Walls, 2008).

Tendo em conta o seu método de polimerização, as resinas acrílicas apresentam diferentes valores de contração. As resinas termopolimerizáveis apresentam uma contração de polimerização na ordem dos 7%, valor superior ao verificado nas resinas autopolimerizáveis, cuja estabilidade dimensional é maior, e ao das resinas fotopolimerizáveis, nas quais se verifica uma redução para metade, dos níveis de contração (Zarb et al., 2004). Importa, ainda, salientar que, dentro do grupo das resinas termopolimerizáveis, as resinas ativadas através de microondas apresentam maior estabilidade dimensional (Zarb et al., 2004).

Uma das consequências da contração de polimerização das resinas acrílicas é o aparecimento de porosidades que levam ao enfraquecimento e distorção das bases protéticas e aumentam a sua suscetibilidade ao desenvolvimento de manchas, depósitos de cálculo e colonização por parte de bactérias, como a *Candida albicans*, num processo conhecido como porosidade de contração (Figura 21-A) (Kasina et al., 2014). Estas porosidades podem, também, derivar da volatilização do monómero quando sujeito a temperaturas acima da sua temperatura de ebulição, sendo nesse caso denominada de

porosidade gasosa (Figura 21-B), cuja aparência é a de esferas uniformes, localizadas nas porções mais espessas da resina (Kasina et al., 2014; Zarb et al., 2004).



**Figura 21** – (A) Porosidade de contração; (B) Porosidade gasosa numa prótese inferior (Wilson, Mansfield, Heath, & Spence, 1987)

Dada a sua capacidade de absorção de água, por difusão, as propriedades mecânicas e a estabilidade dimensional das resinas acrílicas vão ser afetadas, através de um processo que se sobrepõe à contração de polimerização (Oliveira, Nogueira, & Mattos, 2014). Ao penetrarem na rede polimérica, as moléculas de água vão afastar os polímeros, causando uma expansão volumétrica de cerca de 1% e uma expansão linear de aproximadamente 0,3%, resultantes na formação de microporosidades na resina (Oliveira et al., 2014).

### **1.3.6. Monómeros residuais**

Durante a reação de polimerização das resinas acrílicas não é verificada uma total conversão dos monómeros em polímeros (Danesh et al., 2012). “A taxa de conversão monómero-polímero indica o número ligações duplas insaturadas que são transformadas em ligações simples saturadas” (Gautam, 2012). Os monómeros, aditivos e produtos da reação presentes na resina que não são incorporados na rede polimérica após este processo, são denominados monómeros residuais (Gautam, 2012). Estes monómeros – principalmente o MMA – juntamente com outros produtos libertados pelas resinas, tais como formaldeído, ácido metacrílico, ácido benzoico, ftalatos, entre outros, são libertados para a saliva, provocando efeitos citotóxicos nos tecidos orais (Goiato, Freitas, Dos Santos, De Medeiros, & Sonogo, 2015; Rashid et al., 2015). A vitalidade das células que interagem com os monómeros residuais é afetada, uma vez que estes

elementos induzem alterações morfológicas e funcionais nas mesmas (Goiato et al., 2015).

O monómero residual está presente em todas as resinas acrílicas em quantidades variáveis, que dependem do método de ativação das resinas, do rácio pó/líquido, do seu ciclo de polimerização e de tratamentos pós-polimerização, afetando as propriedades mecânicas e físicas das mesmas (Ayaz et al., 2014; Gautam et al., 2012). Assim, e segundo a norma ISO nº 20795-1:2013, os limites aceitáveis de concentração de monómero residual nas resinas acrílicas são referidos na Tabela 6.

**Tabela 6.**

*Limites aceitáveis de concentração de monómeros residuais nas resinas acrílicas, segundo a norma ISO 20795-1:2013*

<b>Resinas Autopolimerizáveis (% de fração em massa)</b>	<b>Resinas Termopolimerizáveis (% de fração em massa)</b>	<b>Resinas Fotopolimerizáveis (% de fração em massa)</b>
2.2%	4.5%	2.2%

Por serem compostas por maiores quantidades iniciais de MMA na sua mistura e apresentarem um menor grau de conversão de monómeros em polímeros, as resinas acrílicas autopolimerizáveis contêm maiores concentrações de monómeros residuais (Camacho, 2014 & Suvarna et al., 2014). No entanto, está provado que, quando sujeitas a uma polimerização adicional num banho de água a 60°C seguida da sua imersão, durante 24 horas, em água à temperatura ambiente, o seu conteúdo em monómeros residuais diminui (Rashid, 2015).

As temperaturas elevadas às quais as resinas termopolimerizáveis são sujeitas, promovem a movimentação das suas cadeias, favorecendo a polimerização. Por este motivo, as quantidades de monómero residual destas resinas são menores do que as verificadas nas resinas autopolimerizáveis (Goiato, 2015).

Métodos como a polimerização adicional dos locais da resina onde se verifica a presença de radicais livres ou a difusão das moléculas que não reagiram para fora da resina vão diminuir as concentrações de monómero residual, diminuindo a probabilidade de desenvolvimento de reações alérgicas e aumentando a longevidade e estética das próteses (Ayaz et al., 2014).

Sendo um irritante primário, o monómero residual pode provocar reações alérgicas na mucosa oral e na pele, pois o contacto entre a resina acrílica e a saliva promove o afastamento das cadeias poliméricas, o que facilita a difusão do monómero e a sua libertação para a o exterior, concretamente a cavidade oral (Ayaz et al., 2014; Rashid et al., 2015). Entre estas reações, destaca-se o síndrome da boca ardente, que afeta palato, mucosas, língua e orofaringe, sendo o mais relatado por portadores de próteses dentárias (Rashid et al., 2015). Dependendo da concentração de monómero residual presente na cavidade oral, a saliva e mucosa altamente vascularizada podem desempenhar um papel protetor, funcionando como barreiras (Rashid et al., 2015).

Para além dos pacientes reabilitados com próteses, também os técnicos de laboratório podem ser afetados pelos efeitos adversos do MMA (Rashid et al., 2015). Em casos em que se verifica a vaporização deste monómero, o mesmo pode afetar os pulmões e o sistema nervoso central, por inalação, causando dispneia, asma ou tosse (Rashid et al., 2015). Quando penetra na pele, o MMA pode mesmo provocar neuropatias e, por este motivo, recomenda-se que os protésicos trabalhem em ambientes ventilados e manipulem as resinas acrílicas com luvas (Rashid et al., 2015).

## **2. Métodos instrumentais de caracterização quantitativa e qualitativa molecular**

A avaliação das concentrações de monómero residual presente nas próteses confeccionadas com resinas acrílicas é indispensável, uma vez que estas próteses são mantidas em função, sobre os tecidos orais, durante muito tempo (Sofou, Tsoupi, Emmanouil, & Karayannis, 2005). Métodos como a espetrometria de massa, a espectroscopia e a cromatografia podem ser utilizados para a determinação de compostos orgânicos, como os monómeros residuais (McMurry, 2011).

### ✓ **Espetrometria de massa**

Esta é uma técnica que analisa moléculas em fase gasosa, com carga elétrica obtida por ionização e que permite detetar, com grande rigor, a massa molecular da molécula inteira e/ou dos seus fragmentos, o que permite uma identificação química, quase inequívoca, das moléculas (excepto isómeros) (McMurry, 2011).

### ✓ **Espetroscopia**

A espectroscopia engloba um conjunto vasto de técnicas que permitem determinar e caracterizar a estrutura das moléculas (McMurry, 2011). Todas as técnicas espectroscópicas baseiam-se na interação com radiação ultravioleta, infravermelha ou radio (em ressonância magnética nuclear) permitindo quantificar ou determinar a estrutura tridimensional das moléculas (McMurry, 2011).

### ✓ **Cromatografia líquida de elevada eficiência (HPLC)**

A cromatografia é definida como “uma técnica que separa os compostos presentes numa mistura” (Thammana, 2016). Com origem nos termos gregos “*chroma*” (cor) e “*graphein*” (escrever), esta é uma técnica bastante utilizada, que tem em conta os coeficientes de partição de duas fases: uma fase estacionária e uma fase móvel (Thammana, 2016).

O HPLC é uma variante da cromatografia líquida – dependente da gravidade – distinguindo-se da mesma pela utilização de altos valores de pressão para separar, identificar e quantificar os constituintes de uma mistura (Thammana, 2016). Este método consiste no bombeamento da amostra, juntamente com a chamada fase móvel – geralmente uma mistura de solventes como água e acetonitrilo (AcN) – que irá passar por uma coluna com partículas adsorventes, como a sílica ou alumina (Thammana, 2016). A separação é, então, baseada na afinidade existente entre estas partículas e os compostos presentes na mistura (Thammana, 2016).

Na Tabela 7, encontram-se os diferentes tipos de HPLC.

**Tabela 7.**

*Tipos de HPLC (baseada em Thammana, 2016)*

<b>Cromatografia</b>	<b>Descrição</b>
Fase normal	Fase estacionária é polar
Fase reversa	Fase móvel é polar
Exclusão molecular	Separação baseada no tamanho molecular dos constituintes da amostra
Permuta iónica	Fase estacionária com carga iónica oposta à da amostra

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

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

Avaliar a concentração de monómeros residuais libertados por duas resinas acrílicas utilizadas em Prótese Parcial Removível.

#### **3.2. Objetivos específicos**

- Identificar e quantificar os monómeros residuais HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertados pela resina acrílica ProBase® Hot
- Identificar e quantificar os monómeros residuais HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertados pela resina acrílica ProBase® Cold
- Comparar os monómeros residuais HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertados pelas resinas acrílicas e avaliar a presença de alterações decorrentes do tipo de polimerização

#### **3.3. Hipóteses experimentais**

##### **✓ Hipótese 1**

**H<sub>1</sub>:** As resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold libertam os monómeros residuais HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA

**H<sub>0</sub>:** As resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold não libertam os monómeros residuais HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA

✓ **Hipótese 2**

**H<sub>1</sub>:** Há diferenças nas concentrações de monómeros residuais libertadas pelas resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold

**H<sub>0</sub>:** Não há diferenças nas concentrações de monómeros residuais libertadas pelas resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold



## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### 1. Materiais

#### 1.1. Resinas

Para a realização deste trabalho de investigação foram estudadas duas resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases protéticas:

- ProBase® Hot – resina acrílica termopolimerizável
- ProBase® Cold – resina acrílica autopolimerizável

#### 1.2. Reagentes

Os reagentes utilizados nesta investigação estão presentes na tabela seguinte:

**Tabela 8.**

*Reagentes utilizados neste trabalho de investigação*

HEMA
MMA
TEGDMA
UDMA
Acetonitrilo 99,9%
Água desionizada; R= 18,2 MΩ.cm
Etanol Absoluto

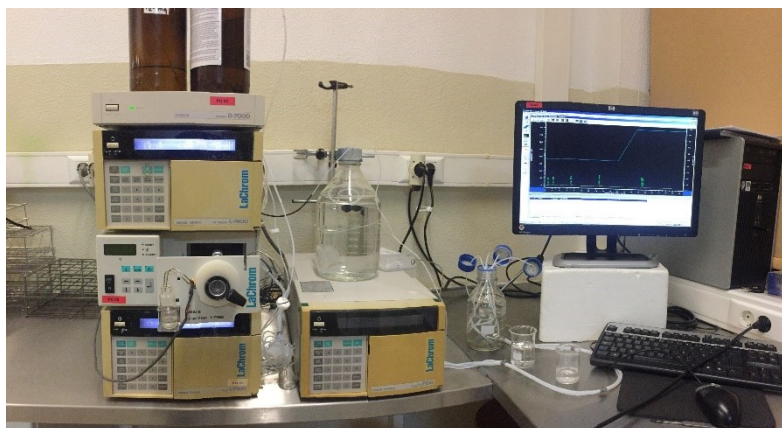
#### 1.3. Equipamento laboratorial

- Estufa *Memmert* UM500 a 37°C



**Figura 22** – Estufa utilizada para armazenamento das amostras

- Cromatógrafo Merck Hitachi LaChrom (Figura 2), com interface D-700, uma bomba L-7000, um detetor UV por vetor de díodos D-7400 e um forno de coluna D-7350. A separação dos componentes de cada solução foi conseguida através de uma coluna RP-18 Merck LiChrospher® 250-4 (250x4mm, 5µm, 250 bar) de fase reversa e de uma pré coluna Merck (Darmstadt, Alemanha). A informação foi registada pelo *software laChrome*.



**Figura 23** – Cromatógrafo Merck Hitachi LaChrom utilizado neste trabalho de investigação

- Equipamento laboratorial comum (Tabela 9).

**Tabela 9.**

*Equipamento laboratorial comum utilizado neste trabalho de investigação*

- Micropipetas
-Eppendorfs
- Gobelés
- Pipetas de <i>Pasteur</i>
- Balança
-Balões volumétricos
- Provetas

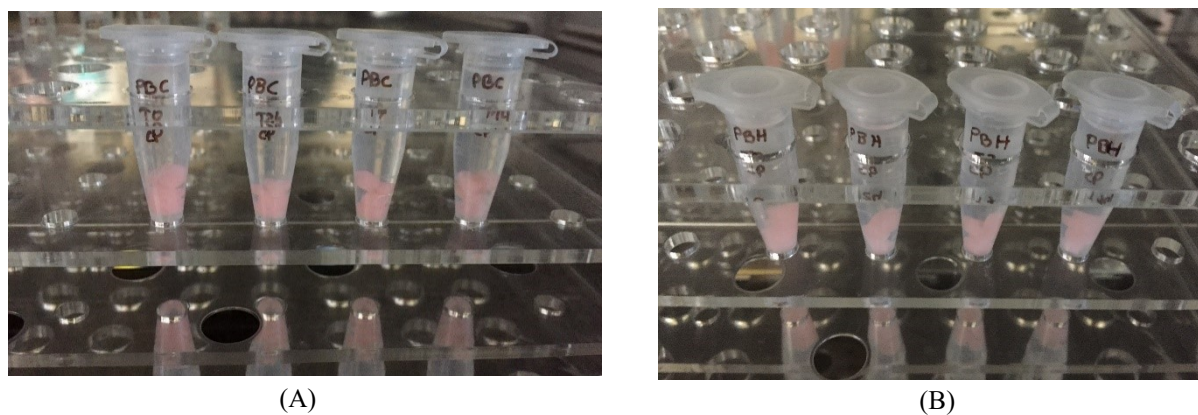
## 2. Métodos

### 2.1. Preparação dos espécimes

A manipulação das resinas foi efetuada segundo as instruções do fabricante e os espécimes foram preparados de acordo com o processo laboratorial normal de confecção de próteses removíveis em resina acrílica. Para a preparação destes espécimes, foi confeccionado um molde metálico cilíndrico com 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura.

Foram preparados quatro espécimes de cada resina (n= 32), à semelhança do que foi realizado por Catrau (2015), para cada tempo de estudo: 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias. Uma vez polimerizados, os espécimes foram polidos de acordo com a norma ISO 20795-1:2013. Após a preparação dos espécimes, estes foram transportados e processados até 48 horas, de forma a simular os tempos comuns na prática do dia a dia, nas consultas de Prótese Removível.

Os espécimes foram selecionados aleatoriamente e identificados em *ependorfs* (método *sink-in*) (Figura 24), com uma solução de 1.5 mL, composta por 75% de etanol e 25% de água.



**Figura 24** – Espécimes das duas resinas em soluções de 1.5 mL de água e etanol (25/75%). (A) ProBase® Cold; (B) ProBase® Hot

De seguida, os espécimes foram colocados numa estufa a 37°C, de acordo com os tempos de estudo 0h, 24h, 7 dias e 14 dias. Decorridos os tempos, as amostras foram retiradas da estufa e os espécimes foram removidos de cada *eppendorf*. Os *eppendorfs* contendo apenas a solução, foram armazenados no frigorífico a uma temperatura de -21°C para posterior análise por HPLC de fase reversa.

Retiraram-se 20µl de cada amostra, que foram injetados no HPLC, dando origem aos respectivos cromatogramas.

## 2.2. Preparação das soluções padrão

Após a pesagem das soluções puras dos monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA, foram preparadas soluções em concentrações de 1:20 (v/v), posteriormente diluídas em água e AcN, obtendo-se as seguintes soluções: 1:10, 1:100 e 1:1000 para cada um dos monómeros (Tabela 10). Essas soluções foram analisadas, individualmente, por HPLC de fase reversa.

**Tabela 10.**

*Concentrações dos monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA após cada diluição*

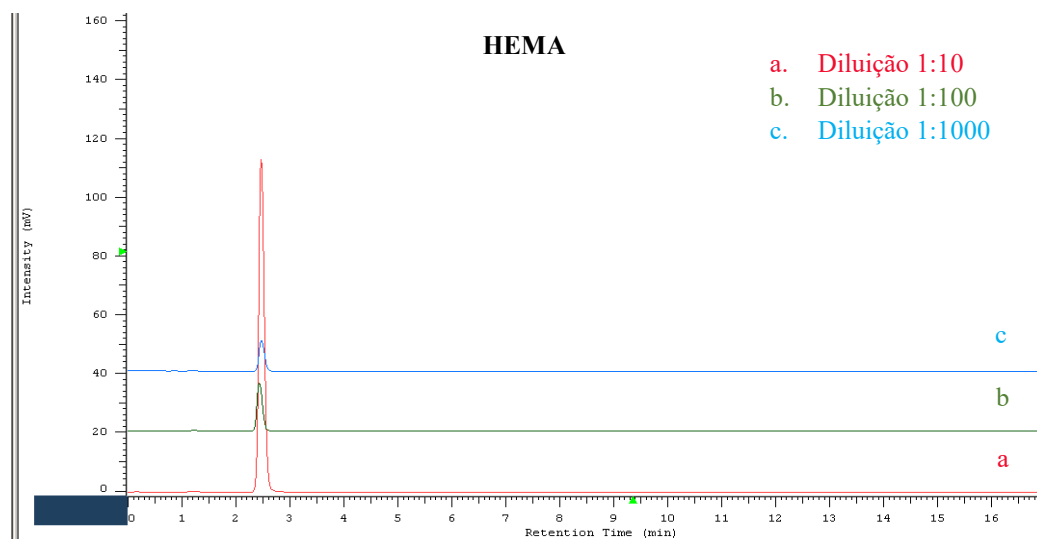
MONÓMERO	DILUIÇÃO	CONCENTRAÇÃO
HEMA	1:10	2.13 mg/mL
	1:100	0.21 mg/mL
	1:1000	0.02 mg/ mL
MMA	1:10	1.64 mg/mL
	1:100	0.16 mg/mL
	1:1000	0.02 mg/mL
TEGDMA	1:10	1.59 mg/mL
	1:100	0.16 mg/mL
	1:1000	0.02 mg/mL
UDMA	1:10	1.99 mg/mL
	1:100	0.20 mg/mL
	1:1000	0.02mg/mL

## 2.3. Análise comparativa dos resultados

Foi realizada uma análise estatística comparativa através do SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*). Utilizaram-se os testes de Kruskal-Wallis e de Wilcoxon para um nível de significância de 5%.

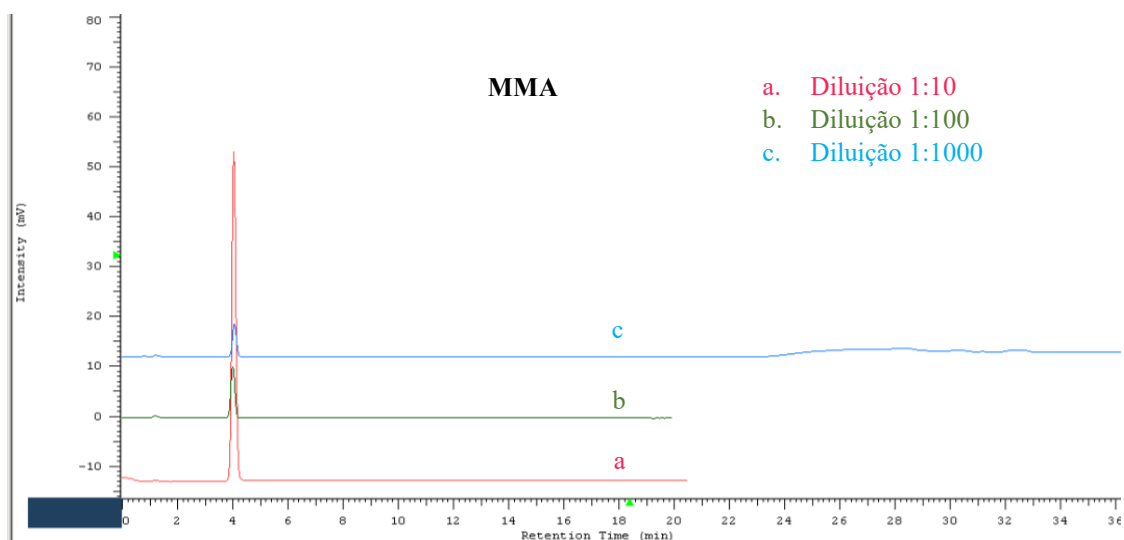
### III. RESULTADOS

#### 1. Cromatogramas das soluções padrão



**Figura 25** – Cromatograma correspondente às diluições do monómero HEMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000

Através dos picos obtidos nos cromatogramas da solução padrão em diferentes concentrações, definiu-se que o tempo de retenção do monómero HEMA corresponde, em média, a 2.46 minutos.



**Figura 26** – Cromatograma correspondente às diluições do monómero MMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000

Através dos picos obtidos nos cromatogramas da solução padrão em diferentes concentrações, definiu-se que o tempo de retenção do monómero MMA corresponde, em média, a 4.07 minutos.

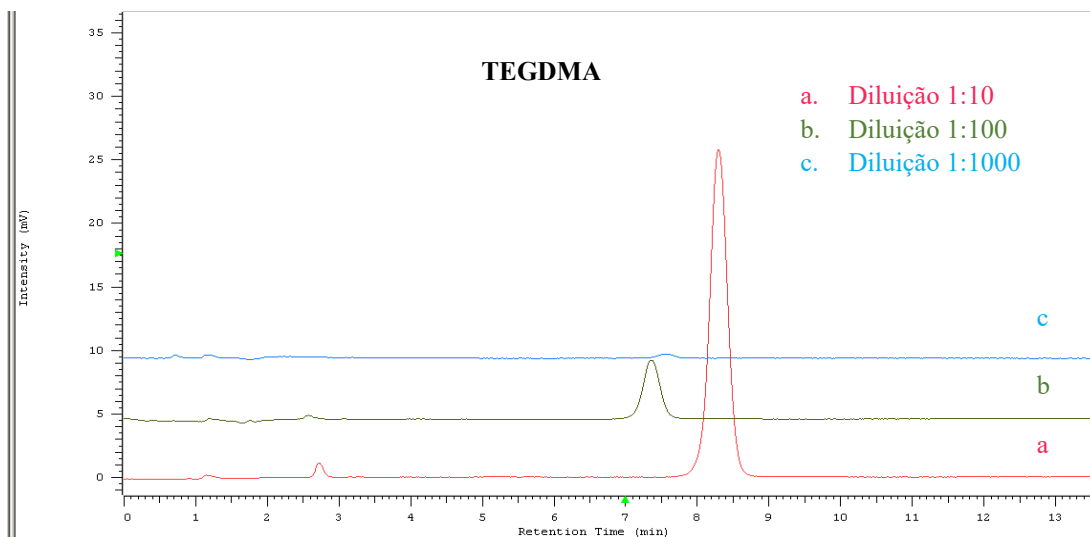


Figura 27 – Cromatograma correspondente às diluições do monómero TEGDMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000

Através dos picos obtidos nos cromatogramas da solução padrão em diferentes concentrações, definiu-se que o tempo de retenção do monómero TEGDMA corresponde, em média, a 7.74 minutos.

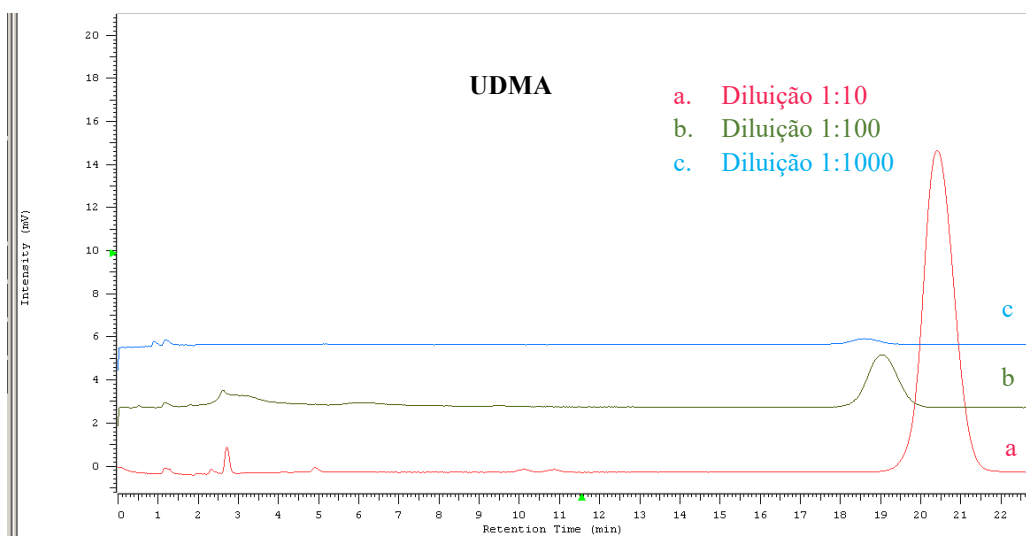
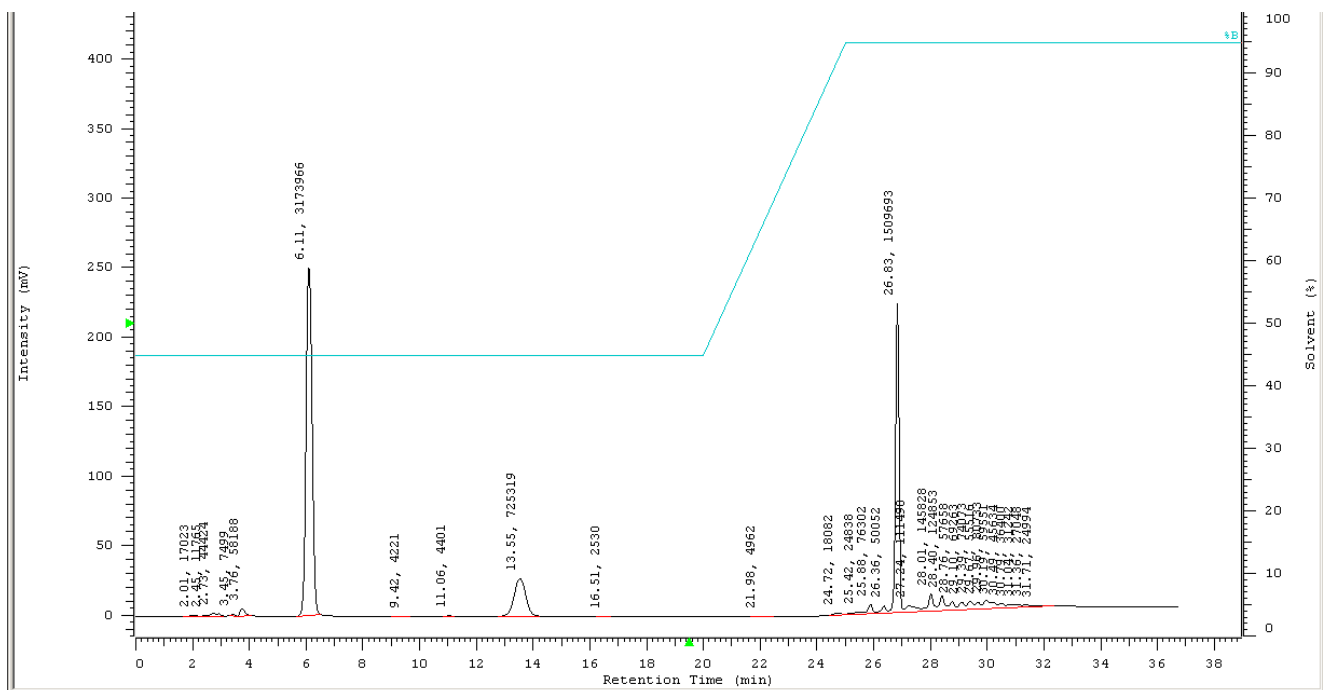


Figura 28 – Cromatograma correspondente às diluições do monómero UDMA. (a) Diluição 1:10; (b) Diluição 1:100; (c) Diluição 1:1000

Através dos picos obtidos nos cromatogramas da solução padrão em diferentes concentrações, definiu-se que o tempo de retenção do monómero UDMA corresponde, em média, a 19.35 minutos.

## 2. Cromatogramas da resina acrílica ProBase® Hot

### 2.1. T0



**Figura 29** – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T0 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respectivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.45$  min e Área = 11765 e MMA  $T_{ret.} = 3.76$  min e Área = 58188.

## 2.2. T24

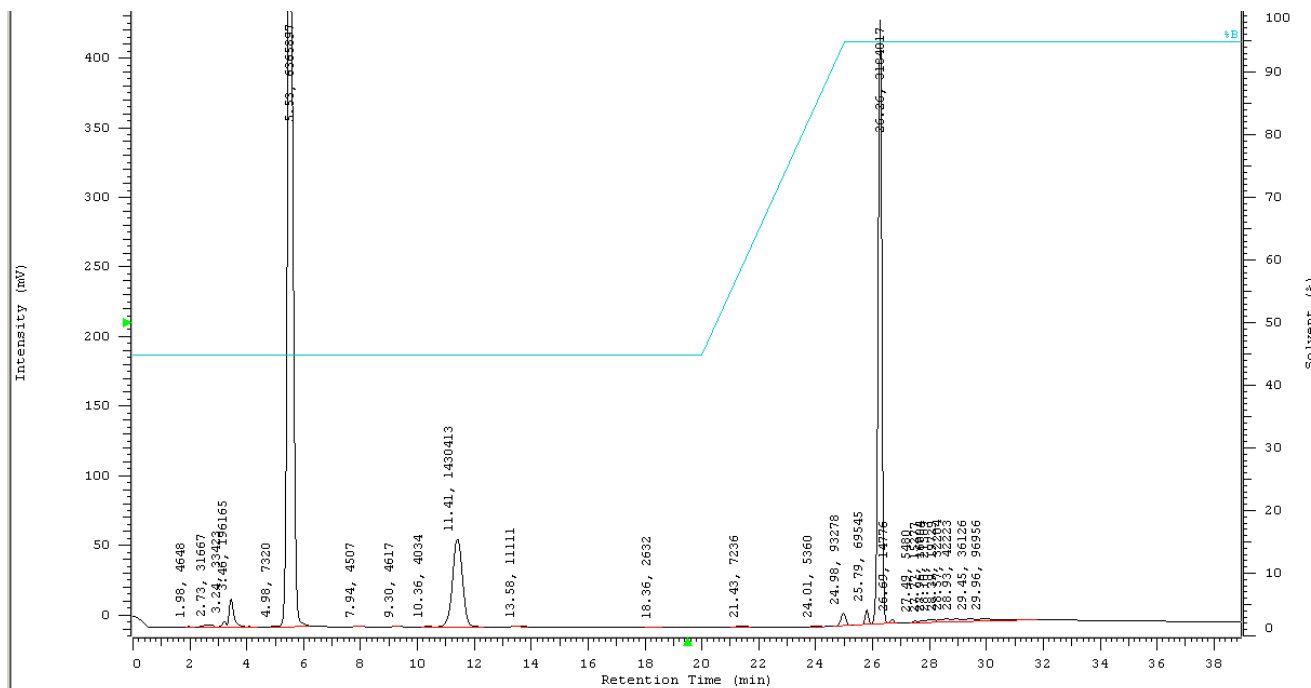
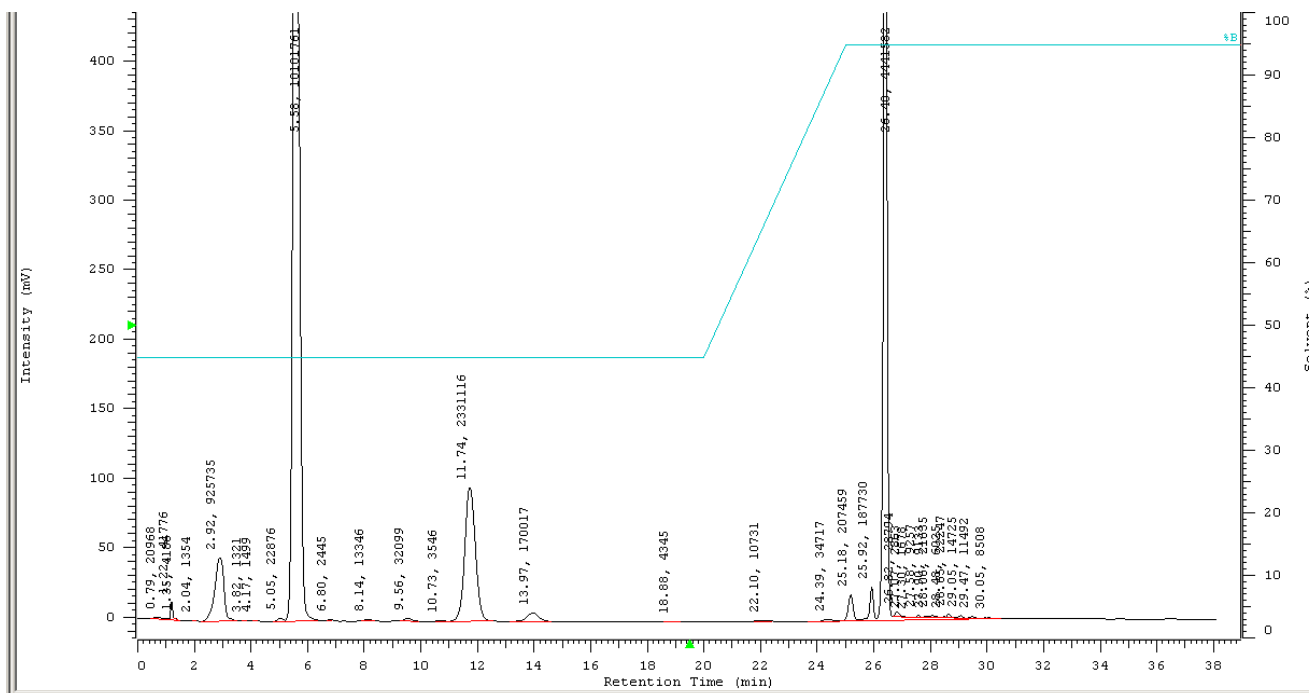


Figura 30 – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T24 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respectivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.73$  min e Área = 31667; MMA  $T_{ret.} = 3.46$  min e Área = 196165; TEGDMA  $T_{ret.} = 7.94$  min e Área = 4507 e UDMA  $T_{ret.} = 18.36$  min e Área = 2632.

## 2.3. T7



**Figura 31** – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T7 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respetivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.04$  min e Área = 1354; MMA  $T_{ret.} = 4.17$  min e Área = 1499; TEGDMA  $T_{ret.} = 8.14$  min e Área = 13346 e UDMA  $T_{ret.} = 18.88$  min e Área = 4345.

## 2.4. T14

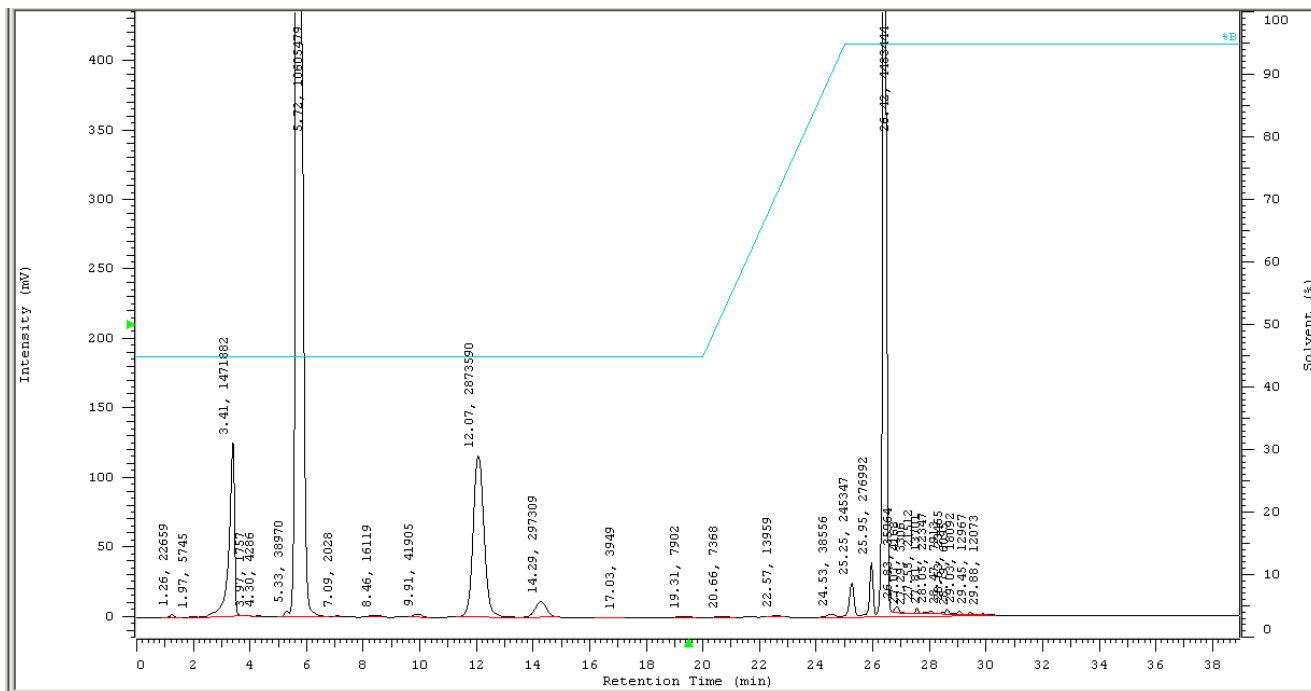
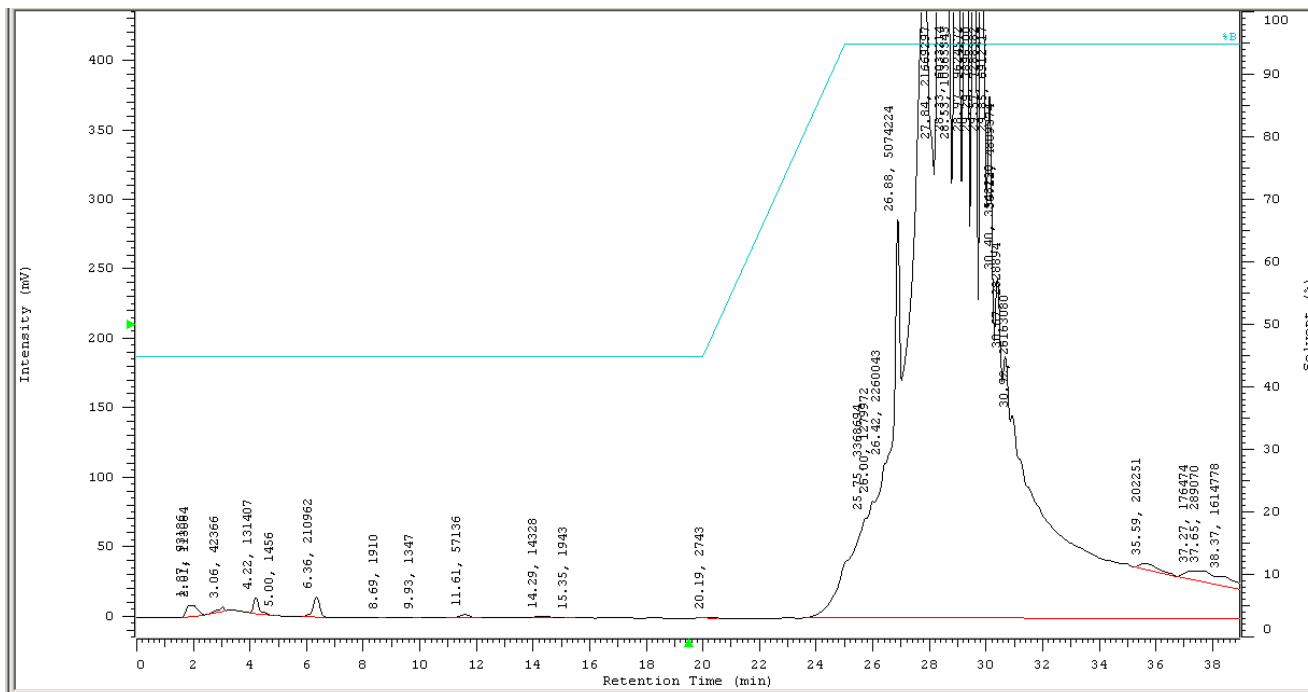


Figura 32 – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Hot T14 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respectivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 1.97$  min e Área = 5745; MMA  $T_{ret.} = 3.97$  min e Área = 1757; TEGDMA  $T_{ret.} = 7.09$  min e Área = 2028 e UDMA  $T_{ret.} = 19.31$  min e Área = 7902.

### 3. Cromatogramas da resina acrílica ProBase® Cold

#### 3.1. T0



**Figura 33** – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Cold T0 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respetivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.01$  min e Área = 113084; MMA  $T_{ret.} = 4.22$  min e Área = 131407; TEGDMA  $T_{ret.} = 8.69$  min e Área = 1910 e UDMA  $T_{ret.} = 20.19$  min e Área = 2743.

### 3.2. T24

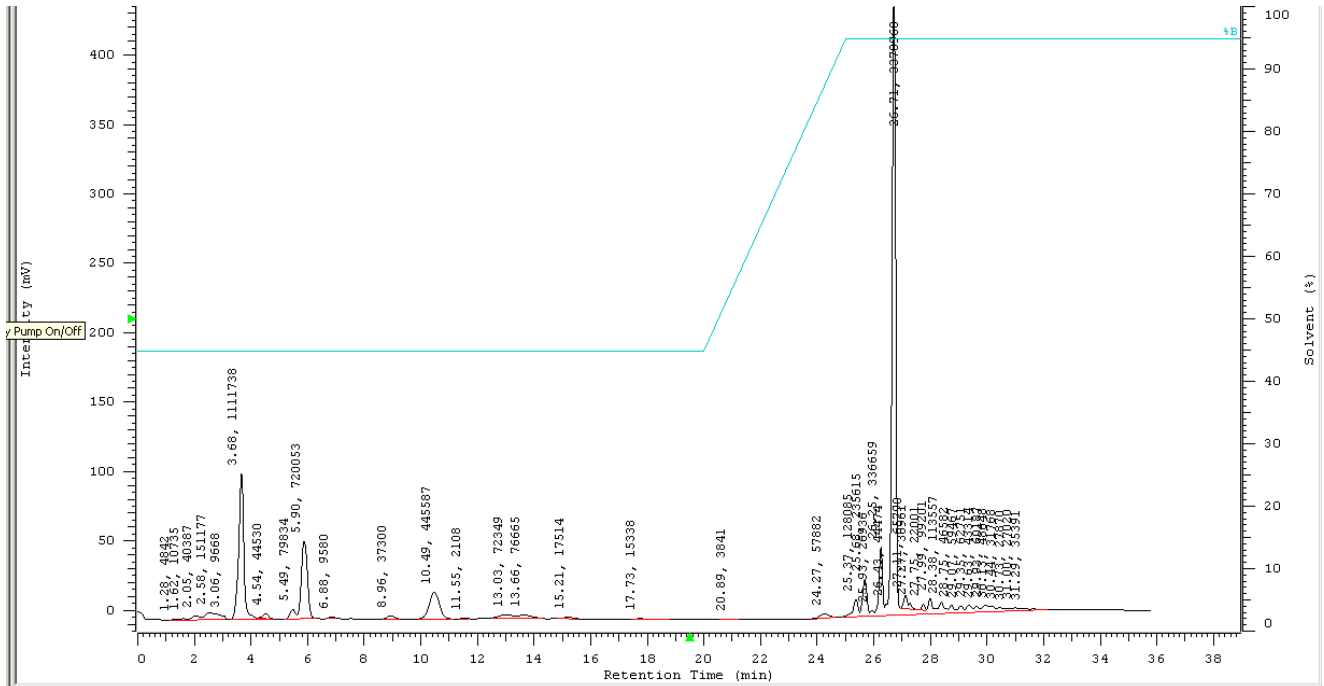


Figura 34 – Cromatograma da resina acrílica ProBase® Cold T24 horas, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respetivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.58$  min e Área = 151177; MMA  $T_{ret.} = 3.68$  min e Área = 1111738 e TEGDMA  $T_{ret.} = 6.88$  min e Área = 9580.



### 3.4. T14

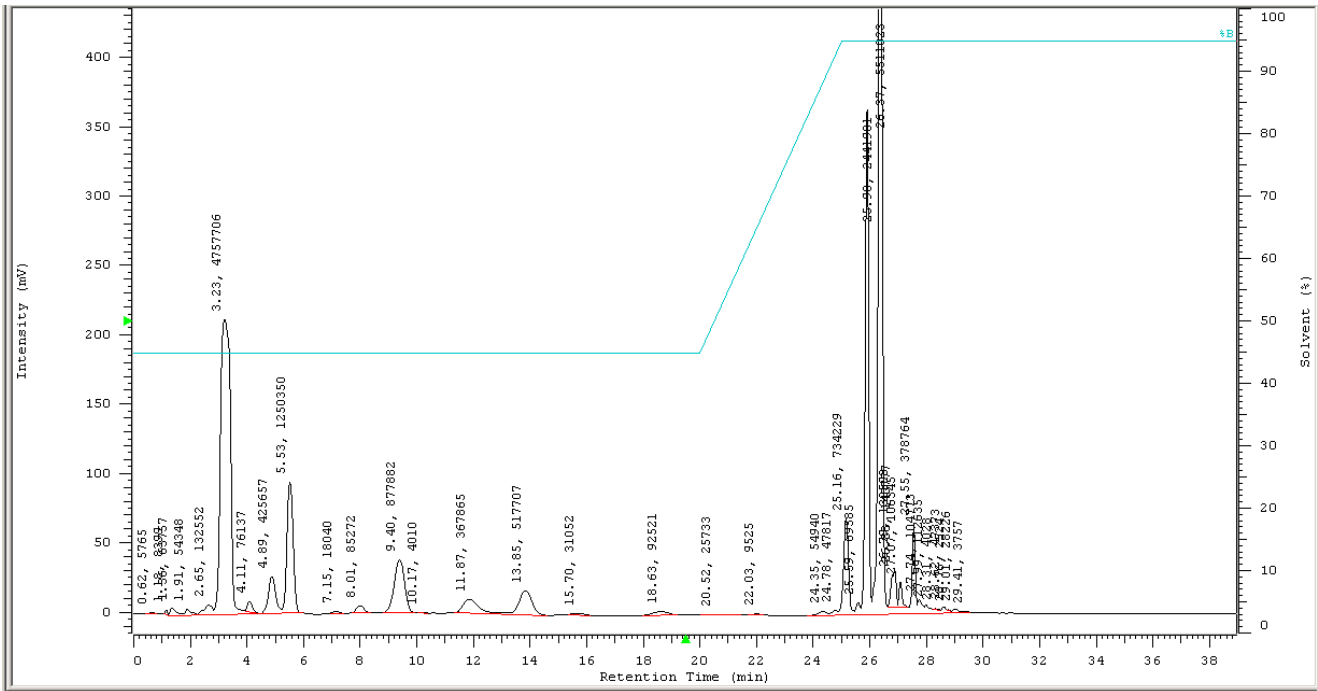


Figura 36 – Cromatograma da resina ProBase® Cold T14 dias, com os valores de tempo de retenção (1º valor) e área de cada pico (2º valor)

Através da análise dos picos do cromatograma e respectivos tempos de retenção foi verificada a libertação dos monómeros HEMA  $T_{ret.} = 2.65$  min e Área = 132552; MMA  $T_{ret.} = 4.11$  min e Área = 76137; TEGDMA  $T_{ret.} = 8.01$  min e Área = 85272; e UDMA  $T_{ret.} = 18.63$  min e Área = 92521.

#### 4. Retas de calibração e concentrações das resinas em estudo

A partir dos valores de concentração e área dos picos de cada solução padrão, foram construídas retas de calibração (Figuras 37 a 40), a partir das quais foram calculadas as concentrações dos monómeros libertados pelas resinas em estudo (Tabelas 11 e 12). A partir do coeficiente de regressão ( $R^2$ ), determinou-se a linearidade de cada monómero.

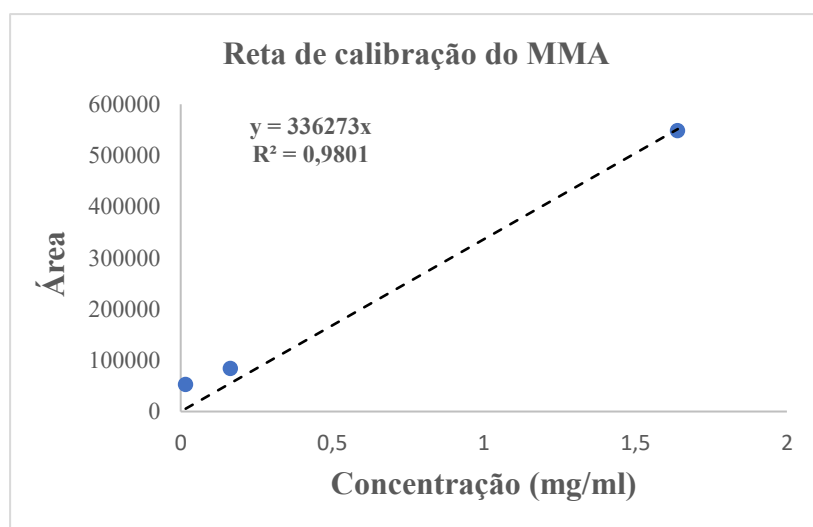


Figura 37 – Reta de calibração do monómero MMA

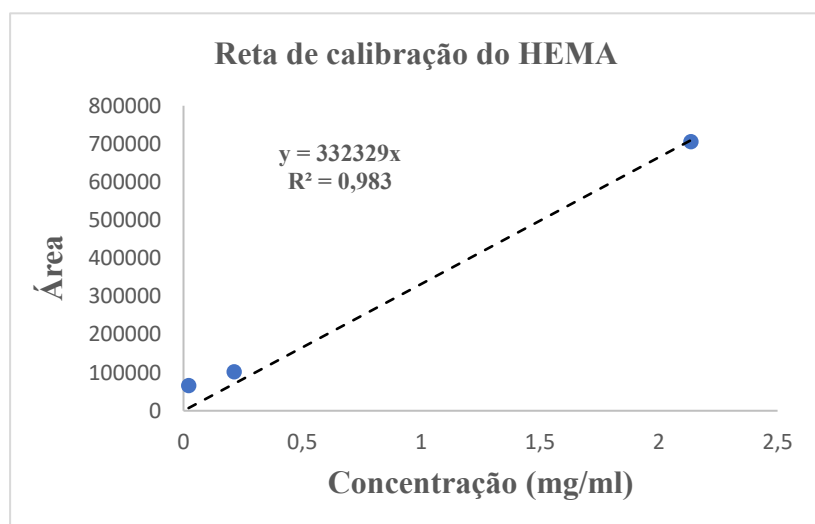
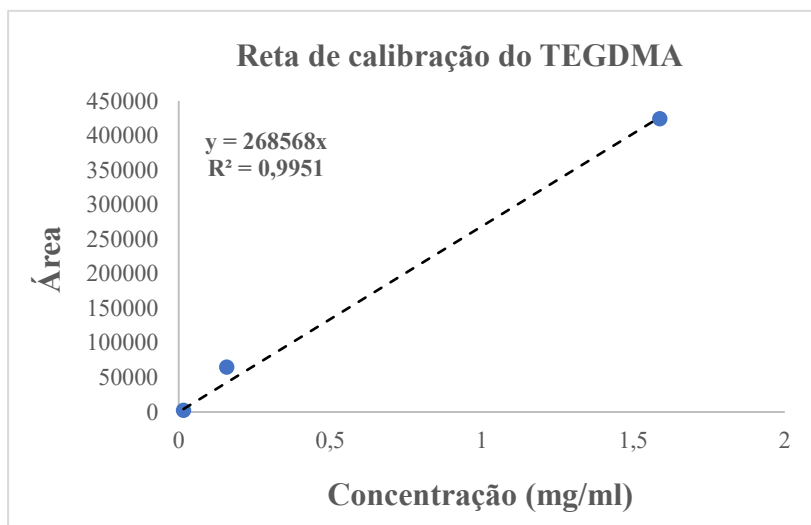
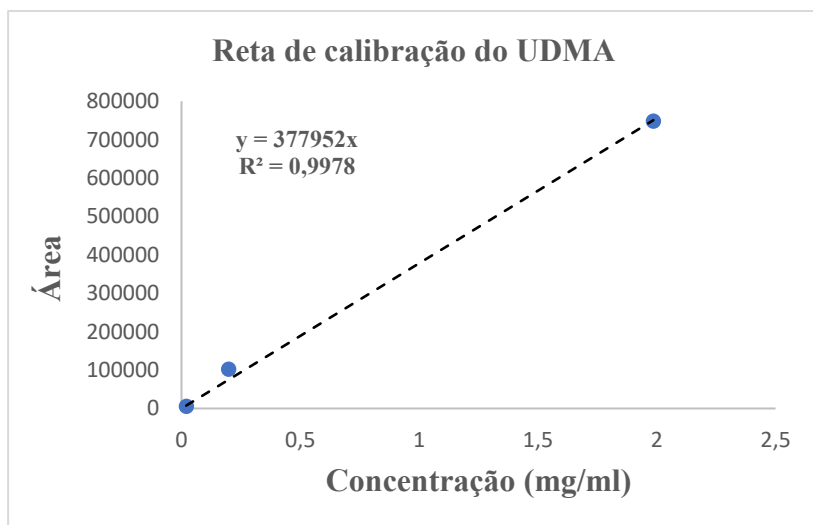


Figura 38 – Reta de calibração do monómero HEMA



**Figura 39** – Reta de calibração do monómero TEGDMA



**Figura 40** – Reta de calibração do monómero UDMA

**Tabela 11.**

*Concentrações de HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertadas pela resina ProBase® Hot nos tempos de estudo 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias*

	<b>T0</b>	<b>T24</b>	<b>T7</b>	<b>T14</b>
<b>HEMA</b>	3,54E-02 mg/mL	9,53E-02 mg/mL	4,07E-03 mg/mL	1,73E-02 mg/mL
<b>MMA</b>	1,73E-01 mg/mL	5,83E-02 mg/mL	4,46E-03 mg/mL	5,23E-03 mg/mL
<b>TEGDMA</b>	-	1,68E-02 mg/mL	4,97E-02 mg/mL	7,55E-03 mg/mL
<b>UDMA</b>	-	6,96E-03 mg/mL	1,15E-02 mg/mL	2,09E-02 mg/mL

**Tabela 12.**

*Concentrações de HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA libertadas pela resina ProBase® Cold nos tempos de estudo 0 horas, 24 horas, 7 dias e 14 dias*

	<b>T0</b>	<b>T24</b>	<b>T7</b>	<b>T14</b>
<b>HEMA</b>	3,40E-01 mg/mL	4,55E-01 mg/mL	5,12 mg/mL	3,99E-01 mg/mL
<b>MMA</b>	3,91E-01 mg/mL	3,31 mg/mL	1,42E-01 mg/mL	2,26E-01 mg/mL
<b>TEGDMA</b>	5,75E-03 mg/mL	3,57E-02 mg/mL	6,80E-03 mg/mL	3,18E-01 mg/mL
<b>UDMA</b>	7,26E-03 mg/mL	-	2,52E-01 mg/mL	2,45E-01 mg/mL

## 5. Taxas de libertação dos monómeros

A partir dos valores de concentração correspondentes a cada um dos monómeros libertados pelas duas resinas, foram construídos gráficos de concentração vs tempo (Figuras 41 e 42).

✓ ProBase® Hot

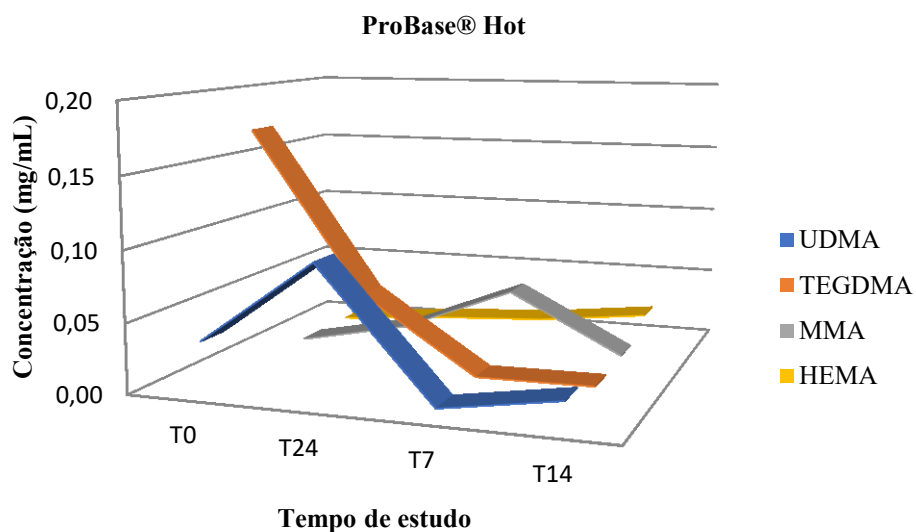


Figura 41 – Representação gráfica da liberação de monómeros residuais da resina acrílica ProBase® Hot

✓ ProBase® Cold

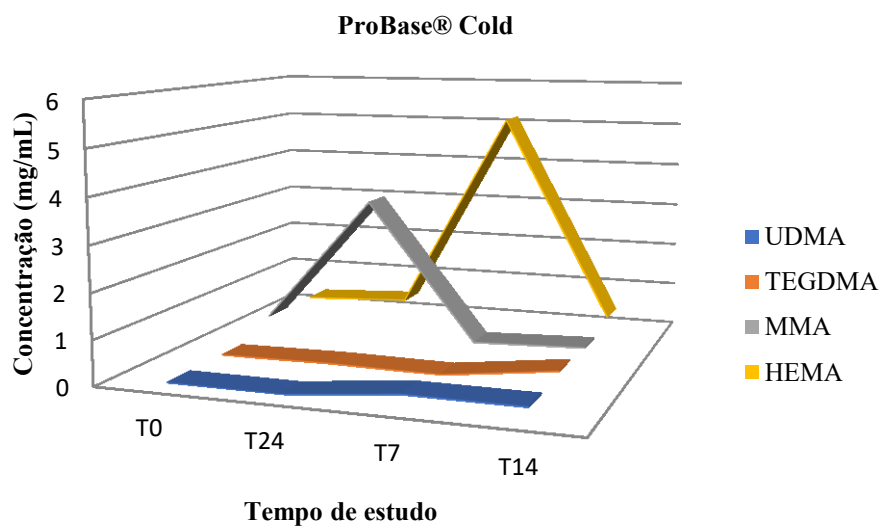


Figura 42 – Representação gráfica da liberação de monómeros residuais da resina acrílica ProBase® Cold

#### IV. DISCUSSÃO

Esta investigação teve como objetivo a identificação e quantificação, por HPLC, dos monómeros residuais libertados por duas resinas acrílicas, com diferentes métodos de polimerização, utilizadas na confeção de bases protéticas: a resina acrílica termopolimerizável ProBase® Hot e a resina acrílica autopolimerizável ProBase® Cold. A escolha destes dois tipos de polimerização – que diferem no mecanismo de ativação – deveu-se ao facto de os mesmos serem os mais frequentemente utilizados na confeção de bases protéticas (Camacho et al., 2014; McCabe & Walls, 2008). Kedjarune et al. (1999), compararam, também, a libertação de monómeros por parte de duas resinas acrílicas com estes métodos de polimerização.

As concentrações de monómeros residuais presentes nas próteses removíveis podem, não só, afetar as suas propriedades mecânicas, como também provocar efeitos citotóxicos e respostas inflamatórias nos tecidos da cavidade oral (Urban, Cass, Oliveira, Giampaolo, & Machado, 2006). Assim, torna-se fundamental o estudo dos constituintes das resinas acrílicas utilizadas para a confeção deste tipo de próteses.

Nos estudos realizados para avaliar a eluição de monómeros residuais por parte das resinas, são utilizados diversos meios contendo etanol, água ou uma mistura de ambos (Gautam et al., 2012). Esta avaliação pode ser efetuada através do HPLC, um método geralmente utilizado na separação de compostos, que permite uma análise precisa e não destrutiva dos mesmos, o que possibilita que a mesma amostra seja analisada mais do que uma vez (Altintas & Usumez, 2012; Urban et al., 2006).

Assim, para a realização deste trabalho foi confeccionado um molde metálico cilíndrico, a partir do qual foram preparados 16 espécimes de cada uma das resinas. Após a polimerização, os espécimes foram polidos, como indicado na norma ISO 20975-1:2013. Esta técnica, preconizada por Vallittu et al. (1998), de modo a minimizar a quantidade de monómeros residuais presente na sua superfície e consequente libertação dos mesmos, foi, também, utilizada por autores como Saravi et al. (2012) e Ata et al. (2009).

Passadas 48 horas desde a confecção dos espécimes – tempo normalmente decorrido entre a confecção da prótese e a sua colocação na cavidade oral – as amostras das resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold foram divididas aleatoriamente em quatro grupos, de acordo com os tempos de estudo. Em cada grupo, os espécimes foram colocados, pelo método *sink-in*, numa solução de etanol e água numa concentração de 75/25% (v/v), recomendada pela *Food and Drug Administration* (FDA) dos Estados Unidos da América (Altintas & Usumez, 2012). A escolha destes meios líquidos de extração de monómeros assenta na sua capacidade de mimetização da ação erosiva e ácida dos alimentos e bebidas normalmente ingeridos pelo indivíduo e de penetração na matriz polimérica das resinas (Altintas & Usumez, 2012). Ao penetrarem na matriz das resinas, estes solventes promovem a expansão das cadeias poliméricas, abrindo espaços, a partir dos quais os monómeros residuais, que aí se encontravam, são libertados (Altintas & Usumez, 2012). A difusão é, então, o método de libertação destes monómeros, libertação essa que está dependente de fatores como a morfologia da resina e a quantidade e distribuição de monómeros presentes na mesma (Sideridou & Achilias, 2005).

De acordo com a norma ISO 10993-5:2009, para que se verifique a libertação de monómeros, os espécimes devem permanecer, no mínimo, durante 24 horas em contacto com o solvente. No entanto, Bural et al. (2011), referem a importância da avaliação do poder citotóxico das resinas acrílicas em tempos de estudo inferiores a 1 dia. Segundo estes autores, considerámos quantificar, no nosso estudo, os produtos que são libertados antes das 24h, de forma a poder correlacioná-los com o seu efeito citotóxico. Considerando este dado, optámos por fazer uma avaliação em T0. A avaliação deste tempo teve, também, como objetivo, verificar o que acontece na prática clínica, logo após a colocação da prótese acrílica em boca.

Os tempos de estudo da presente investigação foram, então, T0 horas, T24 horas, T7 dias e T14 dias. Durante estes períodos de tempo as amostras foram mantidas numa estufa a 37°C, como forma de simular as condições de temperatura da cavidade oral. Filho et al. (2007) e Bural et al. (2011), aplicaram as mesmas condições de temperatura, em estudos que avaliaram a eluição de monómeros residuais de resinas acrílicas. Uma vez cumprido cada tempo de estudo, às amostras analisadas nos diferentes tempos de estudo e armazenadas na estufa foram retirados os discos de resina acrílica dos

*eppendorfs* e procedeu-se ao seu armazenamento em *eppendorfs* secos. Os *eppendorfs* com as soluções a analisar por HPLC foram mantidos a uma temperatura de -21°C uma vez que, segundo a norma ISO 20975-1:2013, as quantidades de monómero presentes nas amostras permanecem constantes durante vários dias quando submetidas a estas condições.

A análise por HPLC foi efetuada sob as condições consideradas ideais para o desenvolvimento da investigação: uma fase móvel composta por 55% de AcN e 45% de água, em método isocrático, a um fluxo de 1000  $\mu\text{L}/\text{min}$  e comprimento de onda de 254 nm (Catrau, 2015). Assim, a análise de todas as soluções padrão dos monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA, bem como das resinas em estudo, foi efetuada segundo estas condições. Com base nos tempos verificados nas soluções padrão, constatou-se que os 4 monómeros (HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA) foram libertados por ambas as resinas. Quando fomos verificar as taxas de libertação dos vários monómeros, encontramos picos máximos de libertação em tempos de estudo diferentes. Assim, as concentrações mais elevadas de monómeros eluídos, em cada uma das resinas foram: 5.12 mg/mL de HEMA na resina acrílica ProBase Cold em T7 e 0.17 mg/mL na resina acrílica ProBase® Hot em T0.

A quantidade de monómeros libertada não foi cumulativa, pois observámos que: na resina acrílica ProBase® Hot, as concentrações de monómeros residuais foram diminuindo ao longo dos 14 dias, tendo sido libertados 0.21 mg/mL em T0 e 0.05 mg/mL em T14. As quantidades de monómeros libertadas pela resina acrílica ProBase® Cold aumentaram até aos 7 dias de estudo, atingindo os 5.51 mg/mL, tendo depois diminuído para 1.19 mg/mL em T14. A diminuição destes valores pode não estar associada à diminuição de monómeros, mas sim às alterações químicas que estes foram sofrendo, o que os levou a passarem de monómeros a dímeros e trímeros, que podem corresponder aos vários picos presentes nos cromatogramas. Estas modificações vão traduzir-se na identificação destes compostos em tempos de retenção diferentes. As concentrações mais baixas libertadas pela resina acrílica ProBase® Hot foram 0.004 mg/mL de HEMA em T7, enquanto que, na resina acrílica ProBase® Cold, o monómero libertado em menores concentrações foi o TEGDMA, cuja concentração foi de 0.006 mg/mL em T0.

Com base nos valores das áreas, foram construídas retas de calibração, através das quais foram calculadas as concentrações de cada monómero libertadas pelas duas resinas analisadas.

A resina acrílica autopolimerizável ProBase® Cold libertou, durante os 14 dias em estudo, quantidades superiores de monómeros residuais comparativamente com a resina acrílica termopolimerizável ProBase® Hot. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Bayraktar et al. (2006), que afirmaram que as resinas autopolimerizáveis possuem maiores níveis de monómeros residuais do que as resinas termopolimerizáveis.

As concentrações de monómeros residuais encontradas nas bases protéticas acrílicas dependem, fundamentalmente, do grau de conversão verificado durante o processo de polimerização, sendo que, maiores concentrações de monómeros residuais resultam num maior poder citotóxico (Azzarri, Cortizo, & Alessandrini, 2003; Saravi et al., 2012). Assim, podemos considerar que a resina acrílica ProBase® Cold seja mais citotóxica do que a resina acrílica ProBase® Hot.

Os monómeros HEMA e MMA foram libertados em todos os tempos de estudo nas duas resinas. No entanto, os monómeros TEGDMA e UDMA não foram libertados em T0 na resina acrílica ProBase® Hot e não houve libertação de UDMA em T24 na resina acrílica ProBase® Cold. A partir destes resultados, podemos concluir que os monómeros HEMA e MMA são eluídos com maior facilidade, em comparação com os monómeros TEGDMA e UDMA.

Neste estudo, o MMA foi o monómero libertado em maiores concentrações pela resina acrílica ProBase® Hot, não se verificando o mesmo no caso da resina acrílica ProBase® Cold, que libertou predominantemente HEMA. Os resultados observados na resina acrílica ProBase® Cold contrariam os resultados obtidos por Bural et al. (2011), que afirmam que o MMA é o monómero residual mais frequentemente encontrado nas resinas acrílicas, como se verificou na resina acrílica ProBase® Hot. O MMA é um monómero que pode provocar a irritação das mucosas orais e reações alérgicas, sendo, ainda, responsável pela citotoxicidade e proliferação microbiana (Gautam et al., 2012). O HEMA é uma molécula de baixo peso molecular que pode interferir – em grandes concentrações – com a reparação do DNA. Esta alteração da molécula de DNA pode,

em certos casos, levar ao desenvolvimento de mutações e carcinomas (Krifka, Spagnuolo, Schmalz, & Schweikl, 2013).

O aumento das concentrações de MMA verificado entre T7 e T14, vai ao encontro dos resultados obtidos por Bural et al. (2011). Estes autores atribuem este aumento ao facto de, segundo eles, haver uma resistência à libertação do MMA. Neste estudo, verificou-se que o MMA tem uma libertação mais prolongada. Então, se considerarmos que ele continua a libertar-se, este facto pode ajudar a compreender o aparecimento de lesões orais tardias à colocação da prótese e a grande incidência de estudos acerca deste monómero.

Após a reação de polimerização das resinas acrílicas, o MMA é o monómero residual predominantemente encontrado no polímero (Tuna, Rohlig, Sancakli, Evlioglu, & Gencay, 2013). No entanto, a escolha dos monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA para o desenvolvimento do presente estudo assentou, não só nas concentrações encontradas, mas também nas suas possíveis repercussões para o organismo.

O TEGDMA é um monómero com baixo peso molecular e com poder citotóxico, genotóxico e mutagénico. É, ainda, responsável por reações alérgicas e pela proliferação de microorganismos cariogénicos como o *Lactobacillus acidophilus* e o *Streptococcus sobrinus* (Lagocka, Jakubowska, Chlubek, & Buczkowska-Radlinska, 2015).

O UDMA, um monómero pouco viscoso e muito móvel, é, de entre os quatro monómeros em estudo, aquele que apresenta maior poder citotóxico (Altintas & Usumez, 2012; Polydorou, König, Hellwig, & Kümmerer, 2009), sendo, também, genotóxico (Lagocka et al., 2015).

No nosso estudo, quando analisámos as concentrações de cada monómero libertadas nos vários tempos estudados, constatámos não existirem diferenças estatisticamente significativas entre os monómeros das resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold ( $\rho=0.392$ ). As variações que ocorreram com o passar do tempo não são significativas entre si, no entanto, as resinas comportaram-se de forma diferente no que diz respeito às quantidades libertadas de monómeros.

Da mesma forma, se formos observar cada tempo de estudo, embora as concentrações de cada monómero sejam diferentes, essas diferenças não são significativas ( $\rho=0.391$ ). Estes resultados são diferentes dos obtidos por Kedjarune et al. (1999), que observaram diferenças estatisticamente significativas nas quantidades de MMA libertadas pelas resinas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis após as primeiras 24 horas de estudo. Os resultados obtidos no nosso estudo permitem constatar que, em cada tempo de estudo, as quantidades de monómeros que são libertadas são idênticas entre si, em ambas as resinas estudadas.

Comparando as resinas acrílicas em estudo, constatou-se que a resina acrílica ProBase® Cold libertou quantidades significativamente superiores de MMA ( $\rho=0.047$ ) e HEMA ( $\rho=0.009$ ), não se verificando diferenças nos monómeros TEGDMA ( $\rho=0.602$ ) e UDMA ( $\rho=0.344$ ). Os resultados referentes ao MMA vão ao encontro dos resultados observados por Sy et al. (2002) e Mohamed et al. (2008), que observaram diferenças estatisticamente significativas na libertação de MMA por parte de resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis.

No entanto, os estudos presentes na literatura são insuficientes no que diz respeito à libertação dos monómeros HEMA, TEGDMA e UDMA por parte das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases protéticas.

Todas estas análises estatísticas tiveram em atenção o reduzido tamanho da amostra, o que implicou a realização de testes não paramétricos. Avaliando o total de monómeros libertados, pôde verificar-se que a resina acrílica ProBase® Cold foi a que libertou maiores quantidades de monómeros ( $\rho=0.021$ ). Desta forma, e tendo em consideração a ação de cada monómero sobre o organismo humano, talvez possamos pressupor que, com base nas variáveis estudadas, a utilização da resina acrílica ProBase® Hot possa ser vantajosa, comparativamente com a resina acrílica ProBase® Cold, quando pretendemos confeccionar próteses removíveis com resina acrílica.

A polimerização incompleta das resinas acrílicas e a conseqüente libertação de monómeros residuais afeta, também, as propriedades mecânicas das próteses removíveis, tais como a resistência às forças de flexão (Yamamoto et al., 2009). Será,

assim, de esperar, que a resina ProBase® Cold – que liberta maiores quantidades de monómeros residuais – tenha menor resistência às forças de flexão.



## V. CONCLUSÃO

Com esta investigação podemos concluir que:

- Foram encontrados os monómeros HEMA, MMA, TEGDMA e UDMA nas resinas acrílicas ProBase® Hot e ProBase® Cold
- A resina acrílica ProBase® Cold libertou maior quantidade de monómeros residuais em comparação com a resina acrílica ProBase® Hot
- O monómero MMA foi o mais libertado pela resina acrílica ProBase® Hot, no entanto, o monómero HEMA foi o mais libertado pela resina ProBase® Cold
- O monómero UDMA foi o menos libertado pela resina acrílica ProBase® Hot
- O monómero TEGDMA foi o menos libertado pela resina acrílica ProBase® Cold
- Apesar de existirem diferenças estatisticamente significativas entre a libertação de monómeros pelas duas resinas, as diferenças entre os monómeros libertados em cada tempo, dentro da mesma resina, não foram significativas
- As duas resinas libertaram outros compostos para além dos monómeros estudados



## **VI. FUTURAS LINHAS DE INVESTIGAÇÃO**

- Estudar a libertação de monómeros residuais das resinas acrílicas em saliva natural
- Identificar as outras substâncias libertadas pelas resinas acrílicas



## VII. BIBLIOGRAFIA

- Abdel-Rahman, H. K., Tahir, C. D., & Saleh, M. M. (2013). Incidence of partial edentulism and its relation with age and gender. *J. Med. Sci.*, *17*(2), 463–470. <https://doi.org/10.15218/zjms.2013.0033>
- Al-Johany, S. S., & Andres, C. (2015). Ick classification system for partially edentulous arches. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, *17*, 1–9. <https://doi.org/10.1002/9781119115397.ch1>
- Ali, U., Karim, K. J. B. A., & Buang, N. A. (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>
- Altintas, S. H., & Usumez, A. (2012). Evaluation of TEGDMA leaching from four resin cements by HPLC. *European Journal of Dentistry*, *6*(3), 255–262. Disponível em <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3420832/>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12<sup>a</sup> Edição). St. Louis, Missouri: Saunders.
- Assaoka, S. K., Cesar, E. A., & Oliveira, F. de J. (2014). *Prótese Dentária Princípios Fundamentais Técnicas Laboratoriais*. (E. N. LTDA., Ed.) (3<sup>a</sup> Edição). São Paulo.
- Ata, S. O., & Yavuzylmaz, 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>
- Ayaz, E. A., Durkan, R., Koroglu, A., & Bagis, B. (2014). Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, *12*(3), 228–233. <https://doi.org/10.5301/jabfm.5000199>
- Azzarri, M. J., Cortizo, M. S., & Alessandrini, J. L. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *Journal of Dentistry*, *31*(7), 463–468. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(03\)00090-3](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(03)00090-3)
- Basker, R. M., & Davenport, J. C. (2002). *Prosthetic Treatment of the Edentulous Patient* (4<sup>a</sup> Edição). Blackwell Munksgaard.
- 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>
- Brown, D. W. (2009). Complete edentulism prior to the age of 65 years is associated with all-cause mortality. *Journal of Public Health Dentistry*, 69(4), 260–266. <https://doi.org/10.1111/j.1752-7325.2009.00132.x>
- Budtz-Jørgensen, E. (1996). Restoration of the partially edentulous mouth - a comparison of overdentures , removable partial dentures , fixed partial dentures and implant treatment \*, 24(4). [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00075-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00075-5)
- Bural, C., Aktaş, E., Deniz, G., Ünlüçerçi, Y., & Bayraktar, G. (2011). Effect of leaching residual methyl methacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 19(4), 306–12. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572011005000002>
- Burns, D. R. (2000). Mandibular Implant Overdenture Treatment: Consensus and Controversy, 9(1), 37–46. <https://doi.org/10.1053/jd.2000.6782>
- Camacho, D., Svidzinski, T., Furlaneto, M., Lopes, M., & Corrêa, G. (2014). Resinas Acrílicas de Uso Odontológico à base de polimetilmetacrilatos, 6, 63–72. Disponível em <http://www.mastereditora.com.br/bjscr>
- Carr, A. B., & Brown, D. T. (2011). *McCracken's Removable Partial Prosthodontics* (12ª Edição). St. Louis, Missouri.
- Catrau, M. (2015). *Caracterização dos monómeros de diferentes resinas por HPLC*. Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.
- Cooper, L. F. (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 116–122. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00441.x>
- Cosme, D. C., Baldisserotto, S. M., Fernandes, E. de L., Rivaldo, E. G., Rosing, C. K., & Shinkai, R. S. A. (2006). Functional evaluation of oral rehabilitation with removable partial dentures after five years, 14(2), 111–116. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572006000200009>
- Craig, R. G., & Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials* (11ª Edição). St. Louis, Missouri: Mosby.
- Danesh, G., Hellak, T., Reinhardt, K. J., Végh, A., Schäfer, E., & Lippold, C. (2012).

- Elution characteristics of residual monomers in different light- and auto-curing resins. *Experimental and Toxicologic Pathology*, 64(7–8), 867–872. <https://doi.org/10.1016/j.etp.2011.03.008>
- Divaris, K., Ntounis, A., Marinis, A., Polyzois, G., & Polychronopoulou, A. (2010). Loss of natural dentition: Multi-level effects among a geriatric population, (November). <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00440.x>
- Dudley, J. (2013). Maxillary implant overdentures : current controversies, 420–423. <https://doi.org/10.1111/adj.12116>
- Felton, D., Cooper, L., Duqum, I., Minsley, G., Guckes, A., Haug, S., ... Deal Chandler, N. (2011). Evidence-Based Guidelines for the Care and Maintenance of Complete Dentures: A Publication of the American College of Prosthodontists. *Journal of Prosthodontics*, 20(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00683.x>
- Filho, R. R., Paula, L. V. De, Costa, V. C., & Seraidarian, P. I. (2007). Avaliação de monômero residual em resinas acrílicas de uso ortodôntico e protético : análise por espectroscopia, 96–104. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S1415-54192007000200014>
- Fiore, S. R. (1993). *Atlas de Prótese Parcial Removível* (4ª Edição). São Paulo.
- Fiori, S. R. (1993). *Atlas de Prótese Parcial Removível*. (P. Editorial, Ed.) (4ª Edição). São Paulo.
- Francis, J., Shetty, R., Shenoy, K., & Somaraj, V. (2016). Comparative evaluation on the influence of different curing cycles on the mechanical properties of three commercially available denture base resins: an in-vitro study. *Journal Of Applied Dental and Medical Sciences*, 3(2), 23–30. Disponível em [https://www.researchgate.net/publication/311886409\\_Comparative\\_Evaluation\\_on\\_the\\_Influence\\_of\\_Different\\_Curing\\_Cycles\\_on\\_the\\_Mechanical\\_Properties\\_of\\_Three\\_Commercially\\_Available\\_Denture\\_Base\\_Resins\\_An\\_In-Vitro\\_Study](https://www.researchgate.net/publication/311886409_Comparative_Evaluation_on_the_Influence_of_Different_Curing_Cycles_on_the_Mechanical_Properties_of_Three_Commercially_Available_Denture_Base_Resins_An_In-Vitro_Study)
- Galagali, G., & Mahoorkar, S. (2010). Critical Evaluation of Classification Systems of Partially Edentulous Arches, 2(3), 45–52. Retrieved from [http://intjdc.org/index.php/intjdc/article/viewFile/2.3.8/pdf\\_1](http://intjdc.org/index.php/intjdc/article/viewFile/2.3.8/pdf_1)
- Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 100 B(5), 1444–1450. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32673>

- Goiato, M. C., Freitas, E., Dos Santos, D., De Medeiros, R., & Sonogo, M. (2015). Acrylic resin cytotoxicity for denture base - Literature review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 24(4), 679–686. <https://doi.org/10.17219/acem/33009>
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. C. (2013). *Summitts's fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. (B. Grysham, Ed.) (4ª Edição). Quintessence Publishing Co Inc.
- Holm-Pedersen, P., Schultz-Larsen, K., Christiansen, N., & Avlund, K. (2008). Tooth Loss and Subsequent Disability and Mortality in Old Age, 429–435. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01602.x>
- ISO 10993-5:2009. Biological evaluation of medical devices – Part 5: Tests for in vitro citotoxicity (2009). Suíça. Disponível em [www.iso.org](http://www.iso.org)
- ISO 20795-1:2013. Dentistry – Base Polymers – Part 1: Denture Base Polymers (2013). Suíça. Disponível em [www.iso.org](http://www.iso.org)
- Ivkovi, N., Božovi, D., & Risti, S. (2013). The Residual Monomer in Dental Acrylic Resin and Its Adverse Effects. *Contemporary Materials*, 1, 84–91. <https://doi.org/10.7251/COMEN1301084I>
- Kaiser, F. (2010). *PPR no Laboratório*. (Quintessence Editora Ltda., Ed.).
- Kasina, S. P., Ajaz, T., Attili, S., Surapaneni, H., Cherukuri, M., & Srinath, H. P. (2014). To evaluate and compare the porosities in the acrylic mandibular denture bases processed by two different polymerization techniques, using two different brands of commercially available denture base resins - an in vitro study. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(1), 72–7. Disponível em <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3959141&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Kliemann, C., & Oliveira, W. (1999a). *Manual de Prótese Parcial Removível*. (L. S. E. C. I. Ltda., Ed.) (1ª Edição). São Paulo.
- Kliemann, C., & Oliveira, W. (1999b). No Title. In L. S. E. C. I. Ltda. (Ed.), *Manual de Prótese Parcial Removível* (1ª edition, p. 16). São Paulo.
- Krifka, S., Spagnuolo, G., Schmalz, G., & Schweikl, H. (2013). A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials*, 34(19), 4555–4563. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2013.03.019>
- Lagocka, R., Jakubowska, K., Chlubek, D., & Buczkowska-Radlinska, J. (2015).

- Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDR Dentsply) using HPLC. *Advances in Medical Sciences*, 60(2), 191–198. <https://doi.org/10.1016/j.advms.2015.02.003>
- Lakshmi, S. (2010). *Preclinical Manual of Prosthodontics* (2<sup>a</sup> Edition). Elsevier India Pvt. Ltd.
- Mardan, N. A., Preoteasa, C. T., Imre, M., Tancu, A. M., & Preoteasa, E. (2013). SELF-REPORTED DENTURE SATISFACTION IN COMPLETELY EDENTULOUS PATIENTS, 5(4).
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. G. (2008). *Applied Dental Materials* (9<sup>a</sup> Edição). Blackwell Publishing Ltd.
- McMurry, J. (2011). *Organic Chemistry with Biological Applications 2e*. (C. Learning, Ed.) (2<sup>a</sup> Edição). Belmont: Mary Finch.
- Mohamed, S. H., Al-Jadi, A. M., & 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/>
- Mojon, P., Oberholzer, J.-P., Meyer, J.-M., & Belser, U. C. (1990). Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins, 64(6).
- Nik, T. H., Shahroudi, A. S., Eraghihzadeh, Z., & Aghajani, F. (2014). Comparison of residual monomer loss from cold-cure orthodontic acrylic resins processed by different polymerization techniques. *Journal of Orthodontics*, 41(1), 30–7. <https://doi.org/10.1179/1465313313Y.0000000078>
- Nogueira, T. E., Dias, D. R., & Leles, C. R. (2017). Mandibular complete denture versus single-implant overdenture: A systematic review of patient-reported outcomes. *Journal of Oral Rehabilitation*, (3). <https://doi.org/10.1111/joor.12550>
- Oliveira, R. E., Nogueira, F. N., & Mattos, B. S. C. (2014). Porosity, residual monomer and water sorption of conventional heat-cured, microwave-cured and cross-linked acrylic resins, 20(3), 137–144. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.11606/issn.2357-8041.clrd.2014.68723>
- Paulino, M. R., Alves, L. R., Gurgel, B. C. V., & Calderon, P. S. (2015). Simplified versus traditional techniques for complete denture fabrication: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 12–16. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.08.004>
- Polydorou, O., König, A., Hellwig, E., & Kümmerer, K. (2009). Uthethane

- dimethacrylate: A molecule that may cause confusion in dental research. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 91(1), 1–4. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31383>
- Rashid, H., Sheikh, Z., & Vohra, F. (2015). Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *European Journal of Dentistry*, 9(4), 614–619. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.172621>
- Saravi, M. E., Vojdani, M., & Bahrani, F. (2012). Evaluation of Cellular Toxicity of Three Denture Base Acrylic Resins, 9(4), 180–188. Disponível em <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3536452/>
- Sideridou, I. D., & Achilias, D. S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 74(1), 617–626. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30252>
- Singh, R. D., Gautam, R., Siddhartha, R., Singh, B. P., Chand, P., Sharma, V. P., & Jurel, S. K. (2013). High performance liquid chromatographic determination of residual monomer released from heat-cured acrylic resin: An in vivo study. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 358–361. <https://doi.org/10.1111/jopr.12004>
- Sofou, A., Tsoupi, I., Emmanouil, J., & Karayannis, M. (2005). HPLC determination of residual monomers released from heat-cured acrylic resins. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 381(7), 1336–1346. <https://doi.org/10.1007/s00216-005-3059-x>
- Suvarna, T. C., Raghav, D. S., & Kumar, S. S. (2014). Residual monomer content of repair autopolymerizing resin after microwave postpolymerization treatment, 2(1), 28–32. <https://doi.org/10.4103/2347-4610.122991>
- Sy, L., Yi, 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>
- Thammana, M. (2016). A Review on High Performance Liquid Chromatography ( HPLC ). *Research & Reviews: Journal of Pharmaceutical Analysis*, 5(2), 22–28.
- Todescan, R., Silva, E. E. B., & Silva, O. (1996). *Atlas de Prótese Parcial Removível*. (L. S. E. Ltda., Ed.) (1ª Edição). São Paulo.
- Tuna, E. B., Rohlig, B. G., Sancakli, E., Evlioglu, G., & Gencay, K. (2013). Influence of Acrylic Resin Polymerization Methods on Residual Monomer Release, 14(April), 259–264. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1310>

- Urban, V. M., Cass, Q. B., Oliveira, R. V., Giampaolo, E. T., & Machado, A. L. (2006). Development and application of methods for determination of residual monomer in dental acrylic resins using high performance liquid chromatography. *Biomedical Chromatography : BMC*, 20(4), 369–76. <https://doi.org/10.1002/bmc.575>
- Vallittu, P. K., Ruyter, I. E., & 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>
- Volpato, C. Â. M., Garbelotto, L. G. D., Zani, I. M., & Vasconcellos, D. K. (2012). *Próteses Odontológicas - Uma Visão Contemporânea - Fundamentos e Procedimentos*. (S. Editora, Ed.). São Paulo.
- Wilson, H. J., Mansfield, M. A., Heath, J. R., & Spence, D. (1987). *Dental Technology and Materials for Students* (8ª Edição). Blackwell Scientific Publications.
- Yamamoto, C., Toshio, E., Uemura, S., Bagni, A., Rosa, S., Destro, S. S., & De, A. (2009). Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 1.
- Zarb, G. A., Bolender, C. L., Eckert, S. E., Jacob, R. F., Fenton, A. H., & Mericske-Stern, R. (2004). *Materials Prescribed in the Management of Edentulous Patients* (12ª Edição). St. Louis, Missouri: Mosby.