

**Lília Sofia Vieira e Castro do Amaral**

Mestrado em Reabilitação Oral da FMDUP

[liliamaral@msn.com](mailto:liliamaral@msn.com)

# **Resistência à Fratura de Coroas Temporárias Diretas**

Dissertação no Âmbito do Mestrado em Reabilitação Oral da Faculdade de  
Medicina Dentária da Universidade do Porto

Orientador

Professor Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Professor Associado com Agregação da FMDUP

Coorientador

Professor Doutor José Carlos Reis Campos

Professor Associado com Agregação da FMDUP



## **Membros do Conselho Científico**

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira

Prof. Doutor António Cabral de Campos Felino

Prof. Doutor António Marcelo Azevedo Miranda

Prof. Doutora Ana Paula Coelho Macedo Augusto

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra

Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha

Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz

Prof. Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho (Vice-Presidente)

Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes

Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas

Prof. Doutora Maria Benedita Almeida Garrett de Sampaio Maia Marques

Prof. Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann

Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes

Prof. Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva

Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto (Presidente)

Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo

Prof. Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita

Prof. Doutor Pedro de Sousa Gomes

Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida

## **Docentes Jubilados**

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira (Professor Associado)†

Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Professor Associado)†

Prof. Dr Artur Rego Alves Pinho (Professor Auxiliar Convidado)

Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Professor Associado com Agregação)

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas (Professor Catedrático)

Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado)†

Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Professor Associado Convidado)†

Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Professor Associado)

## **Docentes Aposentados**

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas (Professor Auxiliar)

Prof. Dr. Artur Manuel Osório de Araújo (Professor Associado Convidado)

Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres (Professor Catedrático)†

Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo (Professor Associado com Agregação)

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo (Professor Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo (Professor Catedrático)

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas (Professora Associada)†

Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares (Professora Catedrática)

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Professor Catedrático)

## **AGRADECIMENTOS**

A elaboração deste trabalho científico e académico é o resultado do empenho de uma equipa de profissionais que não posso deixar de agradecer pela ajuda e apoio prestados.

Ao Prof Doutor César Fernando Coelho Leal Silva, orientador deste trabalho, agradeço pelo apoio e simpatia constantes.

Ao Prof Doutor José Carlos Reis Campos, coorientador deste trabalho, agradeço pela ajuda fundamental no decorrer da investigação apresentada pela boa disposição a que tanto nos habituou.

Ao Prof Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes, agradeço o estímulo para iniciar esta investigação e acima de tudo a ajuda paciente e a amizade que me dedicou ao longo da tese. Com um contributo crucial para este trabalho, não posso deixar de reconhecer o rigor científico e todas as sugestões essenciais ao longo de todo o processo.

Ao Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz, agradeço a receptividade e fácil integração no departamento por ele dirigido (LOME/INEGI).

Ao Engenheiro Nuno Viriato Ramos, do LOME/INEGI, agradeço pelo trabalho crucial no início desta investigação no desenho e fabrico dos materiais utilizados, bem como, pela paciência e disponibilidade para a resolução dos problemas que foram surgindo.

À Engenheira Andreia Durães, do LOME/INEGI, agradeço pela amabilidade e empenho na realização dos testes mecânicos e tratamento de dados.

Ao Prof. Doutor Jaime Pereira Fontes de Almeida Portugal, agradeço o auxílio prestado no tratamento estatístico dos dados.

À empresa 3M ESPE, agradeço o fornecimento das resinas e cimentos utilizados durante a investigação.

Aos meus familiares e amigos, agradeço o estímulo e apoio que demonstraram ao longo do meu percurso académico.

Muito Obrigada!

## RESUMO

**Introdução:** O *Protemp<sup>TM</sup> 4 Temporization Material (3M ESPE)* e o *Protemp<sup>TM</sup> Crown Temporization Material (3M ESPE)* são dois materiais indicados para restaurações provisórias bastante utilizados na prática clínica, mas pouco se sabe sobre a influência da espessura oclusal e do cimento utilizado na resistência à fratura de coroas temporárias elaboradas com estes materiais.

**Objetivo:** Avaliar a resistência à fratura das coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4* e das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* em função da espessura oclusal; Avaliar a resistência à fratura das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* de acordo com o tipo de cimento; Comparar a resistência à fratura das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* em relação às coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4* efetuadas por pré-impressão.

**Métodos:** As coroas de *Protemp<sup>TM</sup> 4* e de *Protemp<sup>TM</sup> Crown* foram confeccionadas sobre cotos implantares em aço e dentro de caixas acrílicas especificamente desenhadas e fabricadas, com a mesma largura axial e três alturas diferentes (8,8 mm; 8,3 mm e 7,8 mm) para permitir alturas oclusais de 2 mm; 1,5 mm e 1 mm respectivamente. Foram elaboradas 30 coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4*, divididas em três grupos de 10 com três espessuras oclusais diferentes (2 mm; 1,5 mm e 1 mm) e cimentadas com *RelyX<sup>TM</sup> Temp NE*; e 40 coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown*, divididas em quatro grupos diferentes (2 mm, 1,5 mm e 1 mm rebasadas com *Protemp<sup>TM</sup> 4*; 1 mm sem rebasamento) e cimentadas com *RelyX<sup>TM</sup> Temp NE*. Posteriormente foram feitas mais 20 coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* com 1 mm com rebasamento e com 1 mm sem rebasamento (SR), cimentadas com *Ketac<sup>TM</sup> Cem Plus Automix*. A resistência à fratura das 90 coroas foi testada na máquina *TIRA test 2705* após um período de 24 h em água destilada a 37°C. Os dados foram transferidos para o Microsoft Excel e sujeitos a análise estatística no programa SPSS.

**Resultados:** As médias da resistência à fratura das coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4* cimentadas com *RelyX<sup>TM</sup> Temp NE* foram: 2 mm (1540,88 N); 1,5 mm (1519,38 N) e 1 mm (2139,73 N); as das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* cimentadas com *RelyX<sup>TM</sup> Temp NE* foram: 2 mm (1263,50 N); 1,5 mm (1333,96 N); 1 mm (970,09 N); 1 mm sem rebasamento (1084,52 N); as das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* cimentadas com *Ketac<sup>TM</sup> Cem Plus Automix* foram: 1 mm com rebasamento (1242,64 N) e 1 mm sem rebasamento (1301,50 N). As coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4* apresentaram uma resistência à fratura significativamente superior à das coroas

*Protemp™ Crown* em todas as espessuras oclusais ( $p < 0,05$ ), exceto na espessura oclusal de 1,5mm ( $p > 0,05$ ). Observou-se que as coroas *Protemp™ 4* com 1 mm apresentaram maior resistência à fratura do que as mesmas coroas com espessuras superiores ( $p < 0,05$ ). As coroas *Protemp™ Crown* com espessura oclusal de 1,5 mm demonstraram maior resistência à fratura do que os restantes grupos do mesmo material, no entanto só com o grupo de espessura oclusal de 1 mm com rebasamento é que essa diferença foi estatisticamente significativa ( $p = 0,006 < 0,05$ ). O rebasamento das coroas *Protemp™ Crown* não evidenciou influência na resistência à fratura ( $p > 0,05$ ), mas a cimentação com *Ketac™ Cem Plus Automix* fez com que esta aumentasse, contudo não foi um aumento significativo ( $p > 0,05$ ).

**Conclusões:** Os resultados sugerem a possibilidade das coroas *Protemp™ 4* serem indicadas em casos de espessura oclusal reduzida (1 mm) e das coroas *Protemp™ Crown* deverem ser utilizadas em espessuras oclusais superiores a 1 mm. O rebasamento das coroas *Protemp™ Crown* não demonstrou influência na resistência à fratura o que indica que usar a coroa *Protemp™ Crown* sem rebasamento não diminui a resistência da restauração provisória. A cimentação das coroas *Protemp™ Crown* com *Ketac™ Cem Plus Automix* aumentou a resistência à fratura, embora esse aumento não tenha significado estatístico.

**Palavras-chave:** Temporary crown, interim restorations, Bis-GMA, Bis-EMA, bis-acryl resin

## ABSTRACT

**Introduction:** The *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* and the *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* are materials indicated for interim restorations very commonly used in daily practice, but little is known about the influence of the occlusal thickness and the cement used when it comes to resistance to fracture of temporary crowns built with these materials.

**Aims:** To evaluate the fracture resistance of the *Protemp™ 4* crowns and *Protemp™ Crown* in relation to their occlusal thickness; To evaluate the fracture resistance of *Protemp™ Crown* according to the type of cement used; To compare the fracture resistance of the *Protemp™ Crown* in relation to the *Protemp™ 4* crowns.

**Methods:** The *Protemp™ 4* crowns and *Protemp™ Crown* were made over steel implant preparations inside acrylic boxes, specifically designed with the same axial width and 3 different heights (8.8 mm; 8.3 mm and 7.8 mm) to allow occlusal space of 2 mm; 1.5 mm e 1mm respectively. 30 *Protemp™ 4* crowns were built and divided in 3 groups of 10 with 3 different occlusal spaces (2 mm; 1.5 mm and 1 mm) and cemented with *RelyX™ Temp NE*; 40 *Protemp™ Crown*, were divided in 4 different groups (2 mm, 1.5 mm and 1 mm relined with *Protemp™ 4*; 1 mm without relining) and cemented with *RelyX™ Temp NE*. Following this, 20 other *Protemp™ Crown* were made with 1 mm and 1 mm without relining, cemented with *Ketac™ Cem Plus Automix*. The fracture resistance of the 90 crowns was tested in the *TIRA test 2705* machine after being immersed in distilled water 37°C over 24 hours. Data was transferred to Microsoft Excel and analysed with SPSS.

**Results:** The mean fracture resistance of *Protemp™ 4* crowns cemented with *RelyX™ Temp NE* was: 2 mm (1540.88 N); 1.5 mm (1519.38 N) and 1 mm (2139.73 N); for the *Protemp™ Crown* cemented with *RelyX™ Temp NE* it was: 2 mm (1263.50 N); 1.5 mm (1333.96 N); 1 mm (970.09 N); 1 mm without relining (1084.52 N); for the *Protemp™ Crown* cemented with *Ketac™ Cem Plus Automix* it was: 1 mm with relining (1242.64 N) and 1 mm without relining (1301.50 N). The *Protemp™ 4* crowns had higher resistance to fracture compared with *Protemp™ Crown* in all the occlusal thicknesses ( $p < 0.05$ ), except with 1.5 mm occlusal thickness ( $p > 0.05$ ). The *Protemp™ 4* crowns with 1 mm of occlusal thickness showed higher resistance to fracture when compared with the same crowns with higher occlusal

thickness ( $p < 0.05$ ). The *Protemp<sup>TM</sup> Crown* with occlusal thickness of 1.5 mm showed higher resistance to fracture when compared with the other groups of the same material, but that difference was statistically significant only with 1 mm with relining group ( $p = 0.006 < 0.05$ ). The relining of the *Protemp<sup>TM</sup> Crown* had no influence on the resistance to fracture ( $p > 0.05$ ) but the cementing with *Ketac<sup>TM</sup> Cem Plus Automix* increased it; however, this was not significant ( $p > 0.05$ ).

**Conclusions:** The results suggest the possibility that *Protemp<sup>TM</sup> 4* crowns are indicated in cases where there is reduced occlusal thickness (1 mm) and of the *Protemp<sup>TM</sup> Crown* being utilized in occlusal thicknesses higher than 1 mm. The relining of the *Protemp<sup>TM</sup> Crown* did not show to be influential in the resistance to fracture which indicates that using the *Protemp<sup>TM</sup> Crown* without relining does not decrease the resistance of the interim restoration. The cementing of the *Protemp<sup>TM</sup> Crown with Ketac<sup>TM</sup> Cem Plus Automix* increased the resistance to fracture, although this was not statistically significant.

**Keywords:** Temporary crown, interim restorations, Bis-GMA, Bis-EMA, bis-acryl resin

# ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	11
1.1. Técnicas de confecção de coroas temporárias.....	12
1.2. Materiais temporários.....	13
1.2.1. Resinas acrílicas à base de metacrilatos .....	17
1.2.2. Resinas compostas .....	18
1.3. Objetivos .....	28
2. MATERIAL E MÉTODOS.....	30
2.1. Materiais .....	30
2.2. Métodos .....	33
2.2.1. Fabrico das Peças .....	33
2.2.2. Fabrico da base para as peças.....	36
2.2.3. Fabrico das Coroas <i>Protemp<sup>TM</sup> 4 Temporization Material (3M ESPE)</i> .....	37
2.2.4. Fabrico das Coroas <i>Protemp<sup>TM</sup> Crown Temporization Material (3M ESPE)</i> .....	39
2.2.5. Envelhecimento das amostras .....	42
2.2.6. Testes mecânicos .....	43
2.2.7. Análise estatística.....	45
3. RESULTADOS.....	47
4. DISCUSSÃO.....	60
5. CONCLUSÕES .....	69
BIBLIOGRAFIA .....	72
6. ANEXOS	

# **1. INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

De acordo com o Glossário de Termos Protodônticos, uma restauração provisória pode ser definida como “uma prótese fixa concebida para garantir estética, estabilidade e função por um período limitado de tempo, depois disso é substituída por uma prótese definitiva”.(1)

No passado, muitos profissionais não davam importância ao uso de restaurações provisórias, embora forneçam ao paciente a primeira impressão sobre as competências do clínico. Se as restaurações temporárias não forem confortáveis, estéticas e retentivas, o paciente pode rapidamente perder a confiança no médico, mesmo que o resultado final seja excelente.(2, 3)

Atualmente sabe-se que as restaurações provisórias são uma parte essencial no tratamento reabilitador e desempenham funções de extrema importância para o sucesso final do mesmo.(2)

As próteses provisórias são utilizadas durante o intervalo entre a preparação dentária e a colocação da prótese definitiva e devem satisfazer necessidades biológicas, estéticas e mecânicas. Devem permitir o conforto do paciente, a manutenção da saúde periodontal e da posição dentária, a proteção pulpar, a função mastigatória, bem como alcançar uma correta higienização, estética, fonética, resistência e retenção.(2, 4-10)

Para além do valor protetor, funcional e de estabilização, as próteses provisórias funcionam como uma ferramenta de diagnóstico usada para avaliar a resposta dos pacientes à alteração da estética (forma, comprimento incisal, largura vestibulo-lingual, dimensão vertical) e à alteração da oclusão, antes de incorporar essas mudanças na prótese definitiva.(2, 3, 5, 6)

Também têm um papel importante na gestão psicológica dos pacientes, visto permitirem um conhecimento mútuo dos resultados e das limitações do tratamento, o que conduz a uma aceitação e satisfação maiores.(2, 11) Ocasionalmente, o tratamento provisório pode ter que providenciar uma proteção e estabilização durante um longo período, enquanto o tratamento cirúrgico, endodôntico, ortodôntico ou oclusal é realizado.(2, 5)

## 1.1. Técnicas de confecção de coroas temporárias

Muitas técnicas de fabrico das próteses provisórias têm sido descritas na literatura. Podem ser fabricadas usando dois métodos: fabrico personalizado ou fabrico com materiais pré-formados. Cada uma destas técnicas pode ser realizada de forma indireta (laboratório), direta (consultório) ou uma combinação das duas.(3, 4, 11, 12)

A maioria das restaurações provisórias são confeccionadas por técnica direta. A técnica direta tem como vantagem o custo mais baixo e a redução do número de consultas, contudo, uma vez que a manipulação dos materiais é intraoral, estes podem libertar monómeros residuais e ter uma reacção de polimerização exotérmica que são prejudiciais para a polpa.(13) Podem ser elaboradas através de coroas pré-formadas (metal, policarbonato ou resina composta Bis-GMA), utilizando matrizes (pré-impressão, moldeira termoformável ou matrizes de acetato) ou colocando material provisório em seringa directamente sobre o coto.(6)

Quando não existe estrutura dentária as coroas pré-formadas são, muitas vezes, a melhor solução. Podem ser de policarbonato, metal ou resina composta Bis-GMA, e existem em vários tamanhos embora num limite de tamanhos possíveis. Estas normalmente são escolhidas segundo a anatomia de cada dente, adaptadas à linha marginal e depois são rebasadas para permitir uma adaptação personalizada antes da cimentação.(2, 11)

O modo mais fácil de fazer uma matriz para servir de guia para a elaboração de uma coroa temporária é fazer uma impressão com alginato ou silicone *putty*, antes da preparação dentária. O alginato é o melhor a absorver o calor libertado pela resina metacrilato, enquanto o elastómero tem a vantagem de poder ser guardado e reutilizado, pois é estável a longo prazo.(6)

Na técnica da pré-impressão o guia pode reproduzir o dente existente em boca ou o dente alterado por enceramento de diagnóstico. Depois da preparação dentária a impressão é preenchida por material provisório escolhido e é de seguida colocada sobre o coto preparado. Esta técnica só permite o uso de resina *selfcure* visto o alginato ou a maioria dos silicone não serem transparentes.(7, 11) As moldeiras termoformáveis e as

matrizes de acetato têm a vantagem de permitir utilizar materiais provisórios fotopolimerizáveis.

A elaboração de uma prótese provisória com coroa pré-formada é mais suscetível à ocorrência de má adaptação marginal ou contactos oclusais e contorno inapropriados do que com a técnica da pré-impressão.(2, 11)

Quando não existem coroas pré-formadas nem matrizes pode-se elaborar o provisório diretamente sobre o coto, utilizando material provisório em seringa. O material mais apropriado é o polietilmetacrilato porque tem viscosidade suficiente para não escorrer.(6)

A técnica indireta implica um custo de laboratório mas reduz o tempo gasto em consulta, principalmente em casos de restaurações múltiplas e aumentos da dimensão vertical de oclusão (DVO). Quando são necessárias alterações estéticas (forma ou posição) e alterações oclusais, as próteses provisórias necessitam de serem feitas no articulador pelo técnico. Esta técnica permite uma melhor manipulação do material e é vantajosa em casos mais complexos, em que é necessária temporização de longo prazo visto o material ser mais resistente e mais duradouro, o que confere melhoria nas propriedades mecânicas.(6, 14) Para além disso, tem como grande vantagem evitar a reação exotérmica associada à polimerização dos materiais bem como a libertação de monómero residual. O técnico pode fazer as coroas provisórias através de uma impressão dos preparos dentários ou então pode fazer através do modelo de estudo antes da preparação dentária (“provisórios casca de ovo”). Nesta última, os provisórios são rebasados pelo médico com material provisório após finalizar os preparos e terminados intraoralmente, sendo assim uma combinação da técnica indireta com a técnica direta.(6, 11)

## **1.2. Materiais temporários**

Os materiais utilizados para a confeção de coroas provisórias pertencem a dois grandes grupos que se distinguem pela sua natureza química. O primeiro grupo inclui as Resinas Acrílicas à base de Metacrilatos tais como o polimetilmetacrilato (PMMA), o

polietilmetacrilato (PEMA), o polivinilmetacrilato (PVEMA) e o polibutilmetacrilato e o segundo grupo inclui as Resinas Compostas (Bis-GMA, bis-acrílicas e dimetacrilato de uretano).(2, 7, 12-16)

Os materiais provisórios podem ainda ser classificados segundo a sua reação de polimerização, ou seja, com base no modo como passam da fase plástica para a fase sólida. Existem resinas ativadas quimicamente (autopolimerizáveis), resinas ativadas pelo calor (termopolimerizáveis), resinas ativadas pela luz (fotopolimerizáveis) e resinas ativadas quimicamente e com luz (polimerização *dual*). (17, 18)

As resinas acrílicas são na sua maioria autopolimerizáveis e as resinas compostas autopolimerizáveis ou *dual*. (16)

As características das resinas são dadas pelo tipo de polimerização mas também pelos monómeros que as constituem. A seleção destes monómeros vai influenciar a viscosidade, contração de polimerização e a absorção de água por parte dos materiais dentários. (19) Para além disso, a resistência à flexão e o módulo de elasticidade dos materiais também podem ser influenciados pela composição do monómero. (20)

Os monómeros presentes nas resinas podem ser divididos em monometacrilatos: metil metacrilato (MMA), hidroxietil metacrilato (HEMA), etil metacrilato (EMA) e isobutilmetacrilato (i-BMA), entre outros; e dimetacrilatos: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA), entre outros. (6, 21)

As PMMA e PEMA são constituídas essencialmente por monometacrilatos e as resinas compostas por dimetacrilatos. (22)

Numa tentativa de reduzir a dureza das resinas PMMA, os fabricantes introduziram os monómeros Bis-GMA ou Bis-EMA como monómeros base das resinas para aumentar a flexibilidade das mesmas. (22) No entanto, para diminuir a viscosidade destes materiais e a facilidade no seu manuseamento, também existem na sua constituição monómeros que funcionam como diluentes, tais como o TEGMA ou o HEMA. (20, 23-26) Apesar da sua função como diluente, a presença de TEGMA faz aumentar a contração de polimerização, a libertação de monómeros residuais e a absorção de água por parte destas resinas, o que aumenta a formação de espaços vazios e diminui as propriedades da mesma. (24, 25, 27, 28) Por sua vez, o HEMA, para além de funcionar como diluente,

facilita a penetração de moléculas como o Bis-GMA e UDMA em ambientes hidrofílicos.(23)

O Bis-GMA é um dimetacrilato preparado a partir de bisfenol A (BPA) e metacrilato de glicidil (GMA) que apresenta uma viscosidade elevada devido à formação de uma ligação de hidrogénio entre os grupos hidroxilo presentes no anel aromático.(2, 25, 28-30) O Bis-GMA é uma molécula com maior peso molecular que o MMA tornando-se menos volátil, menos tóxico e sofre menor contração de polimerização.(30)

O Bis-GMA e o Bis-EMA são análogos, diferenciando-se apenas em dois grupos hidroxilo presentes nas extremidades do Bis-EMA, o que lhe permite formar ligações de hidrogénio mais fortes e, conseqüentemente, ser menos viscoso.(24) Assim sendo, como o Bis-EMA é menos viscoso não necessita da associação ao monómero TEDMA, o que, apesar de dificultar o manuseamento da resina, favorece as propriedades físicas da mesma.(31)

O UDMA surge como uma alternativa à utilização de resinas à base de associações de Bis-GMA e TEGMA. Tem um peso molecular semelhante ao Bis-GMA mas como tem poucas ligações de hidrogénio é menos viscoso que este último, o que faz com que não necessite de estar associado ao TEGMA.(21) Contudo, a presença de grupos uretano na sua constituição, para além de conferir uma maior rigidez e flexibilidade às resinas, torna-o mais viscoso do que o Bis-EMA ou TEGMA.(20, 24, 25, 32)

Segundo Sideridou *et al.*(33) as resinas com copolimerização de Bis-GMA/UDMA ou de Bis-GMA/Bis-EMA absorvem menos água e são mais flexíveis que as de Bis-GMA/TEGDMA, mas libertam maior quantidade de monómero do que este último.

O Bis-GMA contém grupos polares hidroxilo e o UDMA contém ligações ao grupo uretano, que tendem a formar ligações de hidrogénio com a água, o que os torna

polímeros hidrofílicos. Esta tendência à absorção de água conduz a uma diminuição das propriedades mecânicas destes materiais.(22)

Apesar de tanto as resinas compostas à base de UDMA como as resinas compostas à base de Bis-GMA terem tendência à absorção de água, vários estudos *in vitro* sugerem que as resinas compostas com UDMA absorvem ligeiramente menos água, o que lhes confere melhores propriedades mecânicas do que as resinas com Bis-GMA.(20, 22, 32, 33)

Por sua vez, o Bis-EMA quando comparado com Bis-GMA e UDMA é menos hidrofílico, logo absorve menos água, o que conduz a uma menor degradação do material. O excesso de absorção de água pelo material pode conduzir à degradação hidrolítica da matriz polimérica e a redução das propriedades mecânicas.(32)

Existem dois fatores principais que influenciam a absorção de água pelos materiais: a estrutura química do monómero e a estrutura tridimensional do polímero.(28)

Na cavidade oral os materiais estão expostos a substâncias endógenas (proteínas, enzimas, polissacarídeos e bactérias) e a substâncias exógenas (bebidas e alimentos ingeridos). Estas substâncias estabelecem um processo de biodegradação dos biomateriais presentes na cavidade oral que pode alterar permanentemente as propriedades dos mesmos e comprometer a sua função. A degradação polimérica não acontece como resultado de uma processo isolado e sim de múltiplos fatores, como a saliva, a mastigação e mudanças químicas e térmicas provenientes da dieta.(18)

A saliva é um dos maiores fatores de biodegradação dos materiais. As moléculas de água existentes na saliva penetram o polímero, conduzindo a uma difusão de monómero e aditivos presentes no material. Para além disso, as estruturas poliméricas podem também sofrer degradação química através de hidrólise e reações enzimáticas. As enzimas salivares degradam o polímero e reduzem a dureza e a resistência ao desgaste do material. Assim sendo, os monómeros existentes no material são o maior fator de determinação da extensão da degradação, especialmente quando as enzimas são as responsáveis. Existe ainda a possibilidade da colonização dos materiais por bactérias poder produzir biodegradação, mas ainda existem poucos estudos que a confirmem.(18)

Para além da degradação dos materiais pela água e pelas enzimas salivares, esta pode ocorrer pela fadiga decorrente da mastigação. As cargas contínuas conduzem ao aparecimento e crescimento de fissuras no material, resultando numa fratura catastrófica. Este processo ocorre pela existência de bolhas introduzidas durante o fabrico e pelo *stress* residual. A alimentação e as bebidas ingeridas também têm influência na degradação dos materiais, porque causam variações térmicas e químicas, bem como alterações do pH.(18)

Existem duas grandes consequências na biodegradação das resinas: a libertação de monómeros e aditivos para a cavidade oral e a diminuição das propriedades físicas e mecânicas dos materiais.(32)

A libertação do monómero pode estimular o crescimento de bactérias sobre a restauração e promove reações alérgicas em alguns pacientes, tais como irritação química, dor na mucosa oral, ulceração, edema labial, síndrome da boca ardente e estomatite protética.(18, 33) A absorção de água, a mastigação e as alterações térmicas e químicas diminuem a dureza, a resistência à flexão, a resistência à deformação plástica, a resistência à fratura e o limite de fadiga do material.(18, 33)

### **1.2.1. Resinas acrílicas à base de metacrilatos**

A resina acrílica polimetilmetacrilato (*PMMA*), como por exemplo o *Duralay (Reliance Dental, Worth, III)* ou *Unifast LC (GC America, Alsip, III)*, apareceu nos anos 40 e permaneceu durante um longo período como o material mais utilizado no fabrico de próteses provisórias devido ao seu baixo custo, resistência ao desgaste, rigidez, adaptação marginal, facilidade de rebasamento, estabilidade de cor e boa estética.(2, 12) Contudo, concluiu-se que este tem sérias desvantagens e não deve ser utilizado no método direto porque a elevada polimerização exotérmica e o monómero livre podem causar danos pulpares e gengivais. Por isso, na aplicação destes materiais com a técnica direta é necessário utilizar técnicas de refrigeração no dente ou não permitir a polimerização total da resina sobre o dente vital. Para além disso, para minimizar o trauma térmico, em vez de se utilizarem matrizes termoformáveis devem utilizar-se pré-

impressões em silicone *putty* ou alginato, uma vez que estes dissipam o calor do dente e a água existente no hidrocolóide irreversível diminui a temperatura gerada na boca.(13, 17)

Apesar disso, quando se utiliza o método indireto e quando se necessita de restaurações provisórias de longa duração, o PMMA continua a ser a melhor escolha devido às suas elevadas propriedades físicas.(2, 6-8, 12)

Por volta dos anos 60 apareceu o polietilmetacrilato (*PEMA*), como por exemplo o *Splintline (Lang Dental, Wheeling, Ill)*, numa tentativa de ultrapassar as desvantagens das resinas PMMA. Com uma contração de polimerização e uma reação exotérmica menor, tornou-se uma boa escolha no fabrico de próteses provisórias pela técnica direta e, como adere facilmente ao PMMA, pode servir para rebasar na boca “provisórios casca de ovo” feitos em laboratório. Tal como o PMMA, estas resinas apresentam-se sob a forma pó-líquido e exigem manipulação manual. Apesar de ser um material barato e fácil de fabricar e reparar, concluiu-se que a resistência, a estética e a estabilidade de cor eram menores do que no PMMA, pelo que seria mais indicado em próteses de curta duração.(2, 6, 8, 12)

De seguida surgiram o polivinilmetacrilato, como por exemplo o *Trim (Harry J. Bosworth, Skokie, Ill)* ou o *Trim II (Harry J. Bosworth, Skokie, Ill)*, e o polibutilmetacrilato como por exemplo *Temp Plus (Ellman Int, Hewlett, NY)*. Estas resinas acrílicas são químicamente similares ao PEMA e com comportamentos clínicos semelhantes.(2, 12)

### **1.2.2. Resinas compostas**

As resinas acrílicas de monometacrilatos têm vindo a ser substituídas por resinas à base de dimetacrilatos: as bis-acrílicas e os dimetacrilatos de uretano fotopolimerizáveis. Ambas se apresentam sob a forma pasta-pasta associada a um sistema de auto mistura, o que facilita o seu manuseamento.(2)

Apesar da introdução dos monómeros dimetacrilato, a maioria das resinas compostas utilizadas atualmente são à base de dimetacrilatos, introduzidos nos anos 60 ou 70. A

maior evolução feita nas últimas décadas nas resinas compostas consistiu na melhoria do sistema de partículas de carga.

As resinas compostas têm na sua estrutura vários componentes, variando as características e percentagens de cada um deles consoante o material em questão. Contêm matriz orgânica, carga inorgânica, agente de união e sistema acelerador-iniciador. A matriz orgânica (matriz resinosa) é constituída por monómeros, geralmente um dimetacrilato como o Bis-GMA ou o UDMA, associados a monómeros de menor peso molecular como o TEGMA (co-polimerização de monómeros dimetacrilato). Esses componentes orgânicos constituem a parte quimicamente ativa da resina composta porque no momento da polimerização são os monómeros que estabelecem ligações cruzadas e determinam o grau de conversão, conferindo assim resistência ao material.(34-36)

Para resolver a baixa resistência ao desgaste, alto coeficiente de expansão térmica e alta contração de polimerização existente nas resinas acrílicas os fabricantes introduziram partículas inorgânicas no interior do material de modo a colmatar essas falhas. Esta carga inorgânica é formada por partículas de vidro, quartzo e/ou sílica, que se encontram dispersas na matriz de resina em diferentes tamanhos, formas e quantidades.(35, 36)

Para além dos monómeros, o conteúdo de partículas de carga existentes na resina composta também influencia as suas características. Este determina diretamente as propriedades mecânicas do material e permite reduzir a quantidade de monómero existente, o que diminui a contração de polimerização e melhora a estabilidade de cor, a dureza e a resistência à compressão. O aumento de partículas de carga até a um certo volume, resulta numa diminuição da absorção de água, aumento de resistência à abrasão, ao desgaste e à fratura. A partir de um volume de 55-57% aumenta a viscosidade, o que provavelmente induz a incorporação no material de bolhas, porosidades e aglomerados de partículas, o que, conseqüentemente, diminui as propriedades mecânicas do mesmo.(30, 37-42)

O tamanho das partículas de carga podem variar diferenciando as resinas compostas em compósito macroparticulado, microparticulado, híbrido, microhíbrido e nanoparticulado.(36, 43)

Os compósitos de macropartículas foram os primeiros introduzidos no mercado geralmente com um volume de partículas de carga de 75-80%, de carga o que conferia boas propriedades físicas.(43) Contudo, as partículas eram consideravelmente grandes (40 micrómetros) o que dificultava a obtenção de um bom polimento. Resultava numa restauração com uma superfície opaca e irregular e com propensão a incorporação de pigmentos.(36, 43)

No final da década de 70 foram lançados compósitos de micropartículas com tamanho médio de 0,04 micrómetros o que permitiu criar superfícies fáceis de polir e que mantêm o brilho e a estabilidade de cor durante mais tempo.(36, 43) Porém, estes compósitos não permitem a incorporação de grande volume de carga no material (32-50%) e, apesar de os fabricantes adicionarem grandes aglomerados compostos por elevada densidade de micropartículas como forma de contornar esta limitação, continua a não ser aconselhado para situações que exigem maior resistência (ideal para faces vestibulares dos dentes anteriores e restaurações classe V).(36, 43)

Partículas de diferentes tamanhos e formas são por vezes misturados de maneira a obter as propriedades desejadas. Para obter um material com boas propriedades mecânicas e de superfície lisa, foram criados compósitos híbridos que associam partículas de 0,2-6 micrómetros com micropartículas de 0,04 micrómetros. Estes podem ainda ser subdivididos de acordo com o tamanho médio das suas partículas. Os compósitos microhíbridos são considerados compósitos de uso universal geralmente com volume de carga de 57-72% e contêm partículas com um tamanho entre 0,04-1 micrómetros e um tamanho médio de 0,4 micrómetros.(30, 36)

Com os avanços na nanotecnologia, foram recentemente introduzidos no mercado compósitos nanoparticulados que contêm partículas de carga inorgânica muito pequenas, entre 0,02-0,07 micrómetros (20-75 nanómetros). A principal vantagem destas resinas compostas é que, ao contrário dos compósitos microparticulados, os compósitos nanoparticulados permitem agregar um maior volume de carga à matriz (58-60%), o que confere boas propriedades mecânicas e como as partículas são extremamente pequenas permitem um ótimo polimento.(36, 44) Assim sendo os compósitos nanoparticulados são recomendados tanto para o setor anterior como para o setor posterior.(44)

Para além da matriz orgânica e da carga inorgânica, as resinas compostas contêm como agente de união o silano que tem a capacidade de unir quimicamente as partículas de carga à matriz orgânica o que confere maior resistência. Contêm também um sistema acelerador-iniciador que envolve os componentes responsáveis pela reação de polimerização.(36)

A resina composta bis-acrílica é uma resina hidrofóbica similar ao *bisphenol-A-glycidyl methacrylate* (bis-GMA) que pode ser autopolimerizável (por exemplo, *Protemp™ 4 3M ESPE*) ou de polimerização *dual* (por exemplo, *Iso Temp 3M Dental*) e veio colmatar as lacunas da resina de metacrilato. Atualmente, é o material provisório mais popular, porque tem boa estética, é fácil de usar e polir, tem uma reação exotérmica baixa e uma baixa contração de polimerização, o que evita lesar a polpa e permite uma boa adaptação marginal e suficiente resistência transversal. Apesar da melhoria na estética e o aumento da resistência ao desgaste e à flexão, a resina bis-acrílica é mais cara e mais frágil quando comparada com a resina de metacrilato, para além de ter menor estabilidade de cor devido à presença da camada inibidora de oxigénio.(2, 7, 8, 11, 12, 22, 45). Para além disso, as restaurações provisórias de resina bis-acrílica não são facilmente rebasadas com compósito devido às diferenças químicas e, ao serem reparadas, podem perder 85% da sua resistência transversal.(8, 12)

A introdução da resina composta bis-GMA (*bisphenol-A-glycidyl methacrylate*), na metade dos anos 60 por Bowen, veio resolver os problemas associados à resina metacrilato e à resina bis-acrílica. A introdução deste monómero de alto peso molecular facilitou o desenvolvimento comercial dos materiais que contêm partículas inorgânicas de carga.(26) Esta resina permite boa adaptação marginal, baixa contração de polimerização, baixa reação exotérmica, fácil polimento, boa estética e tem uma camada inibidora de oxigénio menor. A semelhança química com o compósito faz com que seja mais fácil reparar do que a resina bis-acrílica. A resina bis-GMA, como por exemplo o *Tempspan (Petron clinical Technologies, Wallingford, CT)* ou o *Protemp™ Crown (3M ESPE)*, é mais resistente que a resina bis-acrílica mas mais frágil quando

comparada com a resina metacrilato, o que facilita a fratura em próteses provisórias extensas.(12)

A resina composta dimetacrilato de uretano (VLC, *visible light cured*), como por exemplo o *Revotec LC* (GC America, Alsip, IL), apareceu nos anos 80 e requer luz visível e canforoquinona ou fotoiniciador de amina para polimerizar. Estas resinas não utilizam Bis-GMA e apresentam boas propriedades mecânicas. Estudos prévios demonstram que a resina à base de uretano é resistente devido à flexibilidade das ligações de uretano dentro da matriz polimérica, e tem uma absorção de água e uma consequente degradação da matriz menor do que as resinas bis-GMA. Contudo, apresenta uma absorção de água muito superior às resinas bis-EMA que são análogos do bis-GMA (*ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate*).<sup>(22)</sup> Tal como acontece nas restantes resinas compostas, a resina dimetacrilato de uretano tem partículas de sílica, que faz diminuir a contração de polimerização, para além de não libertar monómero residual. É de fácil utilização e polimento, tem boa resistência ao desgaste e pode ser reparada com compósito fluido e híbrido, mas é mais dispendioso que todos os outros materiais já referenciados. Segundo Michalakis *et al.*<sup>(13)</sup> o dimetacrilato de uretano produz uma temperatura intra-pulpar significativamente maior do que as resinas PVEMA e as resinas bis-acrílicas na fabricação inicial das coroas, provavelmente devido à reação exotérmica e à absorção de energia durante a irradiação. A polimerização por LED pode justificar este aumento de temperatura durante a polimerização, o que sugere que a utilização de uma lâmpada de halogéneo convencional não conduziria a um aumento tão grande de temperatura. Contudo, esta hipótese tem de ser estudada. Para além disso, têm uma estabilidade de cor e uma adaptação marginal controversa, o que limita a sua utilização em próteses com exigência estética e de longa duração.<sup>(2, 6, 12)</sup>

Como referido anteriormente, podem-se utilizar vários métodos para elaborar restaurações provisórias de forma direta. Mais comumente, utiliza-se a pré-impressão ou uma coroa pré-fabricada.

O *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* é um material provisório frequentemente utilizado para a elaboração de provisórios com pré-impressão. É uma resina composta bis-acrílica contemporânea auto-polimerizável, que combina nanopartículas e polímeros, o que permitiu um aperfeiçoamento em relação às primeiras resinas bis-acrílicas e confere ao material uma maior resistência à fratura e à flexão.

Para reduzir a fragilidade das resinas bis-acrílicas os fabricantes introduziram um sistema de resina que contém uma longa cadeia flexível de monómeros dimetacrilato. O *Protemp™ 4* é uma resina bis-acrílica com um sistema de monómeros Bis-EMA e contém longas cadeias de *polyethyleneglycol* que aumentam a flexibilidade e a resistência da matriz polimérica.(22) No estudo feito por Kerby *et al.*(22) conclui-se que, para além da composição química do sistema de monómero, a adesão das partículas de carga com a matriz e a baixa quantidade de partículas de carga do *Protemp™ 4* contribuem para uma resistência mais elevada à fratura ao fim de 1 hora e de 24 horas em ambiente húmido, quando comparado com outras resinas bis-acrílicas e uretano. Este facto confirma que o Bis-EMA (*Protemp™ 4*) é menos suscetível à absorção de água que estes últimos e, conseqüentemente, mais resistente. Estes resultados corroboram com estudos anteriores que afirmaram que o *Protemp™ 3 Garant™* tem uma resistência superior às outras resinas bis-acrílicas comercialmente disponíveis.(46, 47)

Para além disso, o *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* veio trazer melhorias a nível estético, visto conferir às restaurações provisórias uma superfície polida e brilhante sem o uso de materiais de polimento, apenas passando álcool na restauração. Essa superfície polida previne o aparecimento de manchas, o que era problemático nas primeiras gerações de materiais provisórios. Contrariamente às resinas bis-acrílicas mais antigas, o *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* apresenta uma menor camada inibidora de oxigénio superficial mais fácil de remover, o que evita que a superfície do material provisório fique pegajosa.(11)

As coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* são coroas unitárias pré-fabricadas de resina composta Bis-GMA com desenho anatómico semelhante às coroas de policarbonato ou de metal. Estas combinam as vantagens das coroas pré-formadas

(rapidez e sem necessidade de impressão) com as vantagens dos provisórios à base de resina (cor, estética e adaptação marginal).(48)

As coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* são compostas por bis-GMA, resina dimetacrilato e partículas de sílica (*Silane treated ceramic e synthetic amorphous silica, fumed, crystalline free*), utilizados para conferir resistência mecânica, resistência ao desgaste e radiopacidade. Para além disso contêm silano e pigmentos. As partículas silanizadas têm um volume aproximado de 78% e o tamanho médio das partículas é de aproximadamente 0,6 micrómetros o que torna o *Protemp™ Crown* uma resina composta microhíbrida.(48)

As Coroas *Protemp™ Crown Temporization Material* são as primeiras coroas provisórias pré-formadas, maleáveis e polimerizáveis com luz e existem em 9 tamanhos com formato de molares, pré-molares e caninos. Como são maleáveis podem ser moldadas e adaptadas facilmente à preparação dentária, à linha marginal e aos contactos interproximais, para além de conseguir os contactos oclusais apropriados ao permitir ao paciente ocluir levemente antes de se fotopolimerizar (Figura 1).(48)

Assim, após a polimerização, fornece rapidamente e sem necessidade de impressão, uma coroa radiopaca com adaptação marginal precisa, boa resistência ao desgaste e muito boa estética.(11, 49)

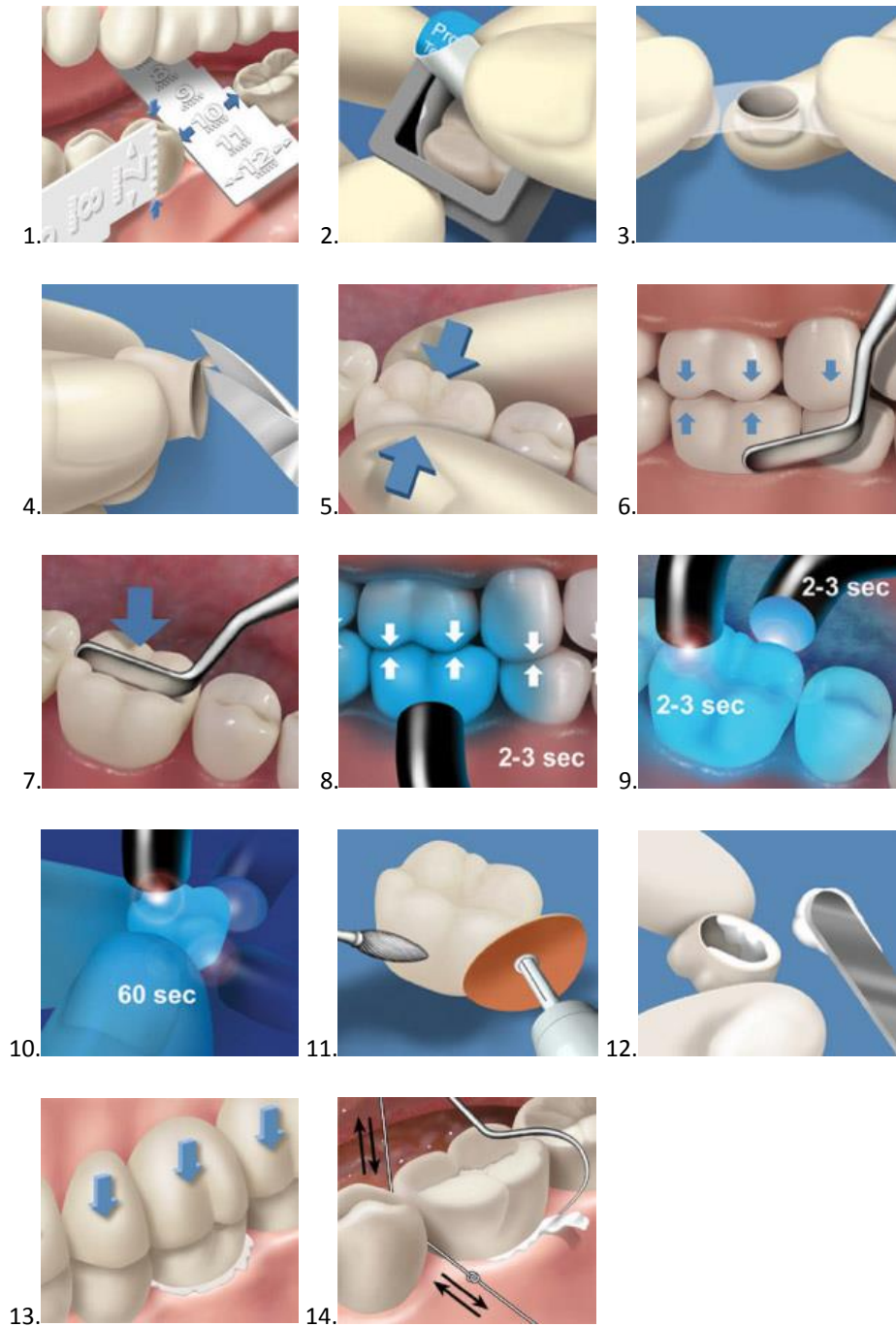


Figura 1 - Guia técnico da confecção de coroas Protemp™ Crown Temporization Material

Fonte: catálogo 3M ESPE.

Segundo o fabricante, as coroas *Protemp™ Crown Temporization Material*, após a polimerização e antes da cimentação, podem ser rebasadas, sem agente de adesão, com *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* ou *Filtek™ Supreme Plus Flowable (3M ESPE)* para adaptar e personalizar a coroa ao coto. Têm também indicação para serem usadas sem rebasamento.

As coroas *Protemp™ Crown Temporization Material*, sendo coroas provisórias, são cimentadas com cimento temporário, mas para aplicações a longo prazo o fabricante aconselha o uso de um cimento mais forte.

Existe uma variedade de cimentos temporários para a cimentação de restaurações temporárias, sendo os mais comuns os cimentos de hidróxido de cálcio, cimentos de óxido de zinco eugenol e cimentos de óxido de zinco sem eugenol.

O cimento óxido de zinco sem eugenol, como por exemplo o *RelyX™ Temp NE (3M ESPE)*, é um cimento provisório que contém o óxido de zinco como ingrediente primário em pó e uma variedade de ácidos orgânicos que substituem o eugenol. O facto de não ter o eugenol evita o contacto tóxico deste com o tecido pulpar e as consequentes reações alérgicas, para além de evitar o efeito inibitório do eugenol sobre a adesão de cimentos definitivos à base de resina. Esta composição forma um cimento que não é suficientemente forte para servir como definitivo mas com uma retenção e adaptação satisfatória para uma cimentação temporária.(50)

Existem cinco tipos de de cimentos comercialmente disponíveis para uso a longo prazo (cimentos definitivos), tais como, fosfato de zinco, policarboxilato, ionómero de vidro (IV), resina composta e ionómero de vidro modificado com resina (IVMR).(51)

O cimento IVMR, como por exemplo o *Ketac™ CEM Plus Automix (3M ESPE)*, é um cimento definitivo híbrido que conjuga polímeros hidrofílicos ou resinas polimerizáveis com o cimento IV. Este material apareceu nos anos 80 como forma de resolver a reduzida resistência e elevada solubilidade dos cimentos de ionómero de vidro convencionais, apresentando propriedades físicas e mecânicas superiores.(50, 52)

O cimento IVMR apresenta algumas grandes vantagens. Tem potencial cariostático porque permite a libertação de flúor sobre o dente, é de utilização fácil e confere uma interface de espessura adequadamente fina. Para além disso os fabricantes

recomendam o seu uso em coroas metalo-cerâmica mas também em coroas de resina composta.(51)

Apesar do cimento IVMR ter menores propriedades mecânicas que os cimentos de resina composta, apresenta uma resistência à compressão e à tensão superior aos restantes cimentos definitivos, tais como, fosfato de zinco, policarboxilato e IV.(51) Porém, como este cimento contém resina, torna-o propenso a alguma absorção de água e a mudanças dimensionais o que pode resultar em descimentação da coroa. Assim sendo, o dente deve ser mantido seco durante 7-10 minutos para minimizar a precoce solubilidade do cimento.(50)

Embora as coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* possam ser utilizadas com ou sem rebasamento e com cimento provisório ou definitivo, não existem estudos que nos indiquem qual a melhor forma de as utilizar e se diferentes técnicas alteram a resistência à fratura das mesmas.

Os profissionais selecionam o material para as coroas provisórias em função da facilidade do uso, o custo do material, a estética, a resistência e a adaptação marginal.(53, 54) Antes de escolher é importante ter em conta as propriedades mecânicas dos materiais, tais como a resistência à fratura, a rigidez e a capacidade de resistir à descimentação.(22, 55)

A resistência a forças funcionais e ao desgaste é fundamental, principalmente quando se pretende o uso de restaurações provisórias extensas ou de uso prolongado, bem como no caso de carga oclusal excessiva e parafunções. É importante ainda ter em conta que, durante o tratamento, as próteses provisórias estão sujeitas na cavidade oral a cargas estáticas e cíclicas elevadas e têm que ser removidas e cimentadas repetidamente sem distorção nem fratura.(5, 53, 56-61)

A resistência à fratura de materiais das coroas provisórias pode variar com o cimento utilizado, a humidade e a variação térmica da cavidade oral e tem sido amplamente estudada, uma vez que é importante perceber a capacidade dos materiais sobreviverem a cargas funcionais repetidas, para desta forma garantir um sucesso clínico.(46, 55-58, 62-68)

Apesar do número de estudos já feitos para avaliar as propriedades mecânicas das resinas, os métodos utilizados parecem ser pouco consistentes porque os testes de resistência têm sido feitos tanto em materiais provisórios em forma de disco ou barras como sobre cotos dentários.(54, 63, 69-71)

Alguns estudos *in vitro* têm avaliado a influência de diferentes desenhos de preparação do coto, dimensões oclusais e o efeito de diferentes técnicas de cimentação na resistência à fratura de coroas poliméricas sem metal.(66, 72-74) Também foram feitos estudos sobre a influência da espessura oclusal e do tipo de cimento na resistência à fratura em coroas de cerâmica, metalo-cerâmica, dissilicato de lítio e zircônia, mas pouco se sabe sobre a mesma influência em coroas provisórias e qual será a espessura oclusal e o cimento ideal para a utilização das mesmas.(75-83)

Atualmente são utilizados muitos tipos de materiais e técnicas, permanecendo muitas incertezas quanto ao material ideal para restaurações provisórias fixas que combine resistência e estética.

Muitos autores têm comparado as propriedades físicas dos diversos tipos de materiais provisórios e sugerem o uso de compósitos bis-acrilicos pela suas propriedades superiores.(10) Assim sendo, parece ser de interesse clínico estudar a sua resistência à fratura.

### **1.3. Objetivos**

Os objetivos deste estudo foram:

- 1- Avaliar a resistência à fratura das coroas *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* em função da espessura oclusal.
- 2- Avaliar a resistência à fratura das coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* em função da espessura oclusal.
- 3- Avaliar a resistência à fratura das coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* de acordo com o tipo de cimento.
- 4- Comparar a resistência à fratura das coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* em relação às coroas *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* efetuadas por pré-impressão.

## **2. MATERIAL E MÉTODOS**

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

A investigação foi realizada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), no Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI) e na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP).

### 2.1. Materiais

Neste estudo foram testados os seguintes materiais (Figura 2 e 3):

- *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE);*
- *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE);*
- *RelyX™ Temp NE (3M ESPE);*
- *Ketac™ Cem Plus Automix (3M ESPE).*

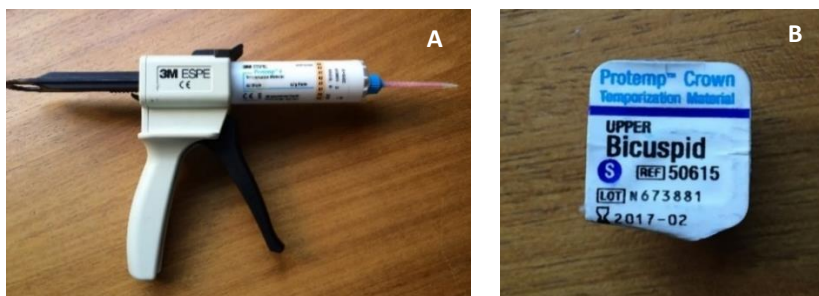


Figura 2 - Resinas em estudo; A - *Protimp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)*; B - *Protimp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)*.



Figura 3 - Cimentos em estudo; A - *RelyX™ Temp NE (3M ESPE)* e *Ketac™ Cem Plus Automix (3M ESPE)*.

No Quadro 1 apresenta-se a composição química geral das resinas compostas utilizadas. Os materiais foram usados de acordo com as regras do fabricante.

Quadro 1 – Composição química das resinas compostas utilizadas

<b>Grupo de Resina</b>	<b>Subgrupo de Resina</b>	<b>Tipo</b>	<b>Material Testado</b>	<b>Composição</b>
Resina Composta	Compósito bis-acrílico Bis-EMA	Activado quimicamente	<b>Protemp™ 4</b> (3M ESPE)	*Pasta Base: <i>Dimethacrylate</i> (50- 60%) <i>Silane treated Amorphous silica</i> (20-30%) <i>Polyurethane methacrylate</i> (10-20%) <i>Silane treated silica</i> (5-10%)  *Pasta Catalizadora: <i>Ethanol 2,2</i> (70-80%) <i>Diacetate Benzyl-phenyl-Barbituric acid</i> (< 10%) <i>Silane-treated silica</i> (< 10%)
Resina Composta	Compósito Bis-GMA	Activado com luz	<b>Protemp™ Crown</b> (3M ESPE)	<i>Silane treated ceramic</i> (70-80%) <i>Bisphenol a diglycidyl ether dimethacrylate</i> (BisGMA) (5-15%) <i>Functionalized dimethacrylate polymer</i> (1-10%) <i>Synthetic Amorphous silica, fumed, crystalline free</i> (1-10%) <i>Water</i> (< 5%) <i>Thiethylene glycol dimethacrylate</i> (TEGDMA) (<1%)

Fonte: Oliva GS. Mechanical Properties of Provisional Restorative Materials: Faculty of the School of Dentistry in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Dentistry, Indiana University; 2010.(4)

Na Quadro 2 apresenta-se a composição química geral dos cimentos utilizados. Os materiais foram usados de acordo com as regras do fabricante.

Quadro 2 – Composição química dos cimentos utilizados

Grupo de Cimento	Material	Fabricante	Composição
Óxido de Zinco sem eugenol	<b>RelyX™ Temp NE</b>	3M ESPE	<p><i>*Pasta Base:</i></p> <p>Óxido de Zinco</p> <p>Parafina Líquida</p> <p>Estabilizador</p> <p>Pigmentos</p> <p><i>*Pasta Catalizadora</i></p> <p>Ácidos orgânicos</p> <p>Partículas de carga inorgânicas</p> <p>Óleos orgânicos</p>
Ionômero de vidro reforçado com resina	<b>Ketac™ Cem Plus Automix</b>	3M ESPE	<p><i>*Pasta A:</i></p> <p>Fluoroaluminossilicato de vidro (FAS glass)</p> <p>Agente redutor</p> <p>HEMA</p> <p>Água</p> <p>Agente Opacificante</p> <p><i>*Pasta B:</i></p> <p>Ácido policarboxílico metacrilato</p> <p>BisGMA</p> <p>HEMA</p> <p>Água</p> <p>Persulfato de potássio</p> <p>Partículas de Carga sílica-zircônia</p>

Fonte: 3M. *Technical product profile Ketac Cem Plus.*(52)

## 2.2. Métodos

### 2.2.1. Fabrico das Peças

Foram desenhadas e fabricadas 10 bases quadrangulares em aço (2x2cm), com um coto com dimensões semelhantes a um coto sobre implante, para fabrico das coroas provisórias (Figura 4). O coto apresentava 6,8mm de altura, 4,8mm de largura na linha de acabamento e 3,2mm de largura no topo.

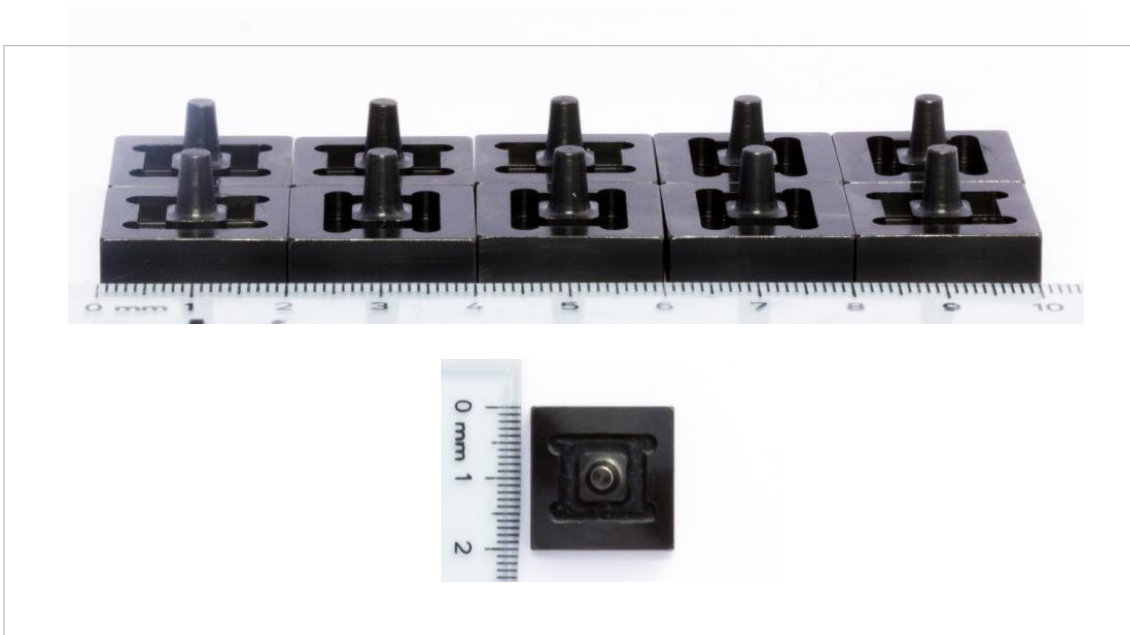


Figura 4 - Bases quadrangulares com coto em aço.

Para obter coroas provisórias todas com a mesma largura axial e com diferentes alturas oclusais, foram fabricadas caixas em acrílico transparente, todas com a mesma largura axial mas com três alturas distintas (8,8 mm; 8,3 mm e 7,8 mm) para permitir alturas oclusais de 2 mm; 1,5 mm e 1 mm respetivamente. Assim, foram confeccionadas seis caixas, três com alturas diferentes só abertas no topo para a elaboração das coroas com *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)* (Figuras 5 e 7), e três com alturas diferentes e abertas de lado para a elaboração das coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)* (Figura 6 e 8).

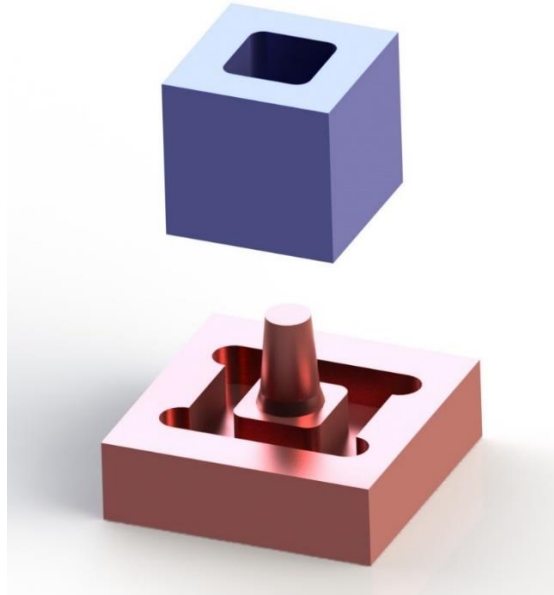


Figura 5 - Desenho em computador do coto metálico com a caixa de acrílico aberta no topo.

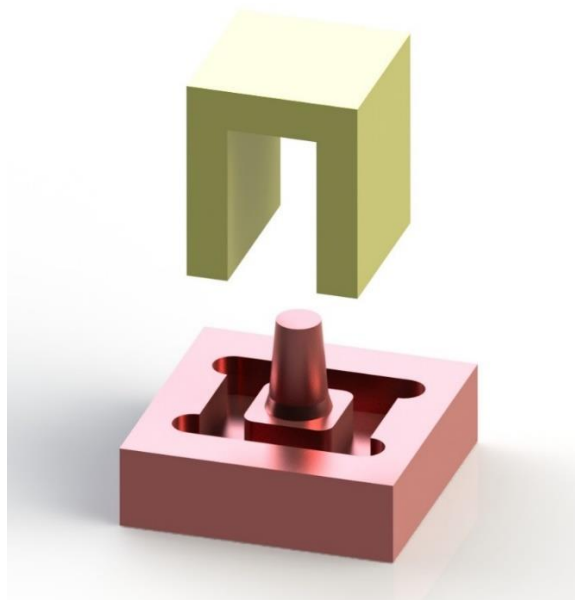


Figura 6 - Desenho em computador do coto metálico com a caixa de acrílico aberta de lado.

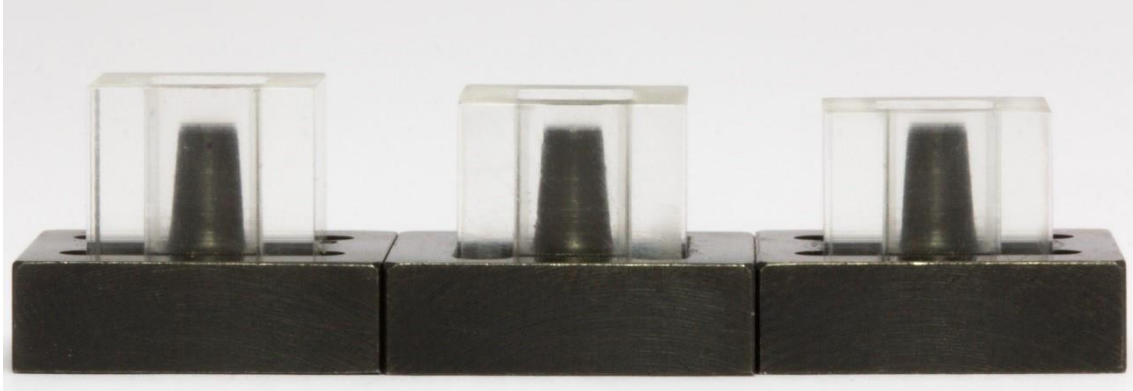


Figura 7 - Cotos em aço com as caixas de acrílico abertas no topo com as 3 alturas diferentes para a elaboração das coroas em *Protemp™ 4*.

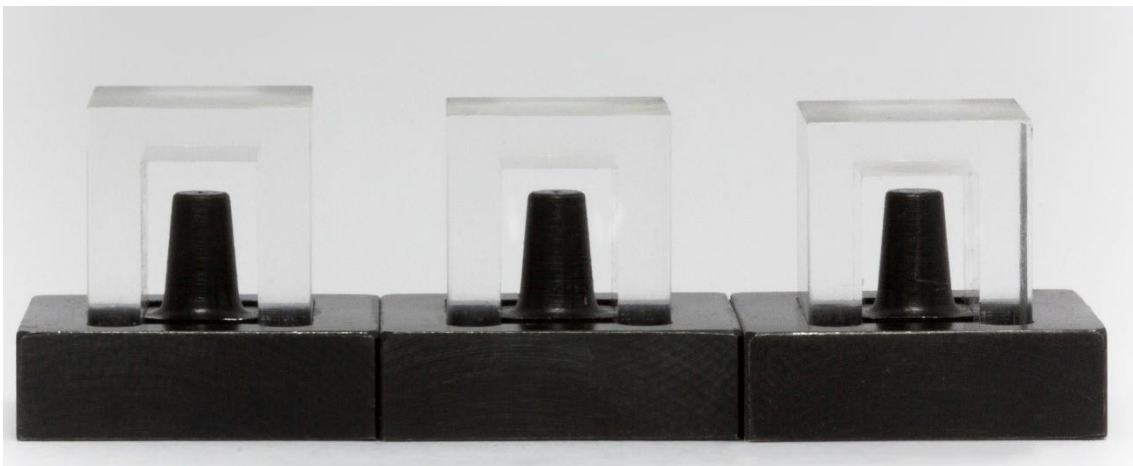


Figura 8. Cotos em aço com as caixas de acrílico abertas de lado com as 3 alturas diferentes para a elaboração das coroas em *Protemp™ Crown*.

### 2.2.2. Fabrico da base para as peças

Foi elaborada uma base em K-line (Figura 9) com o diâmetro da base da máquina de ensaios (41,60mm) para centrar e estabilizar os cotos metálicos durante o teste de resistência à fratura, o que assegura que o ponto de carga seja efetuado sempre no mesmo local.

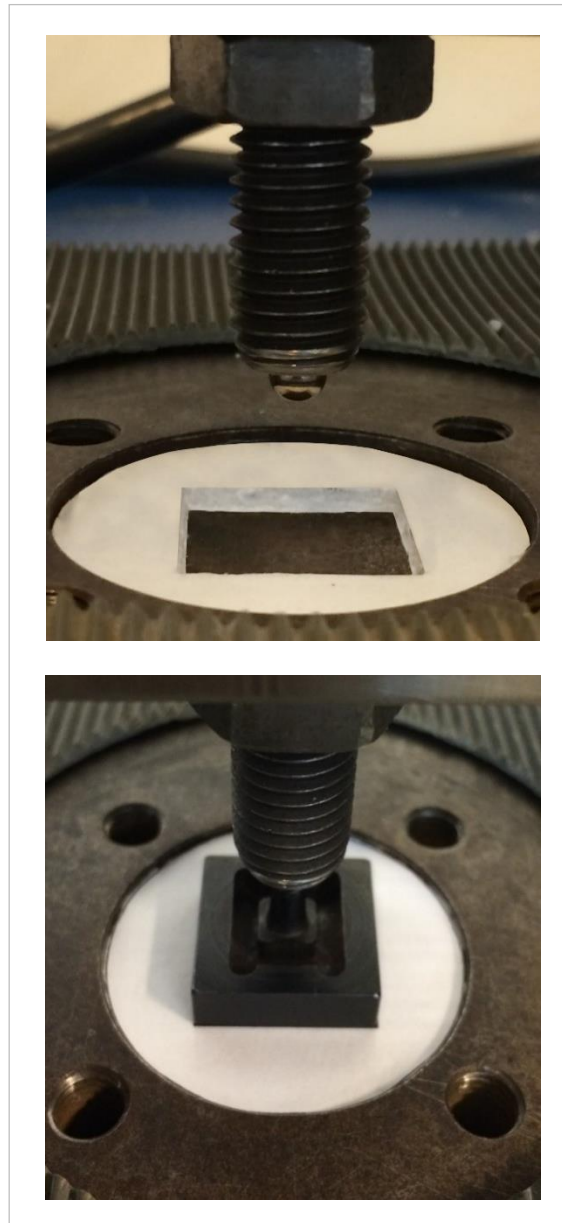


Figura 9 - Base em K-line na máquina *TIRA test 2705*.

### 2.2.3. Fabrico das Coroas *Protemp™ 4 Temporization Material (3M ESPE)*

As coroas de *Protemp™ 4* foram preparadas de acordo com as recomendações do fabricante, sobre os cotos e dentro das caixas de acrílico (Figura 10). Vaselinou-se o coto e a caixa de acrílico e injetou-se *Protemp™ 4* dentro da mesma até perfazer o espaço entre o coto e o topo da caixa com vibração constante, para evitar o aparecimento de bolhas de ar.

O excesso de material foi removido com uma espátula e a polimerização foi realizada sobre pressão de 2,5 kg.

Após a polimerização completa removeu-se a caixa de acrílico e a coroa (Figura 11), e procedeu-se ao acabamento desta última com brocas diamantadas e discos, bem como ao polimento com borrachas.

As coroas foram preparadas (10 de cada vez) e cimentadas nos cotos com cimento provisório (*RelyX™ Temp NE*) de acordo com as instruções do fabricante. A cimentação foi realizada à temperatura ambiente, por um único operador e com uma pressão constante de 2,5kg. De seguida eliminaram-se os excessos de cimento com uma sonda.

Foram preparadas 30 coroas *Protemp™ 4* sobre os cotos e divididas em 3 grupos (10 em cada grupo):

- 10 coroas de *Protemp™ 4* (pré-impressão) com **1 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (*RelyX™ Temp NE*);
- 10 coroas de *Protemp™ 4* (pré-impressão) com **1,5 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (*RelyX™ Temp NE*);
- 10 coroas de *Protemp™ 4* (pré-impressão) com **2 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (*RelyX™ Temp NE*).

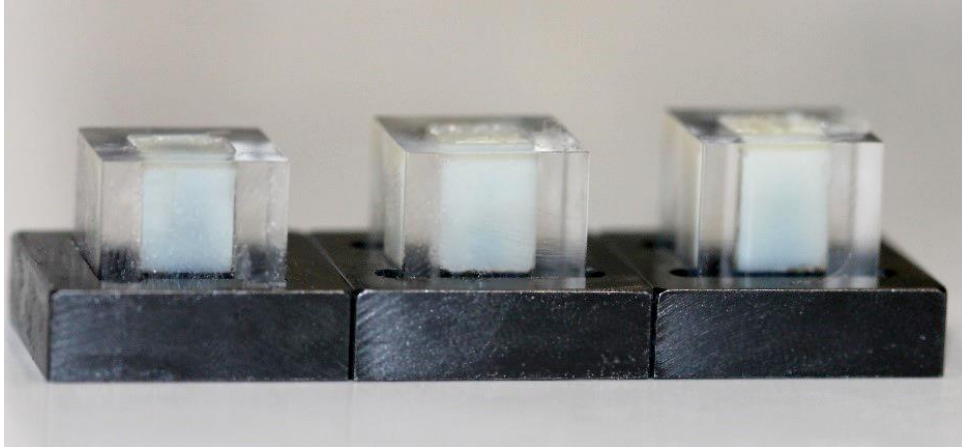


Figura 10 - Preparação das coroas *Protemp™ 4* com as diferentes alturas oclusais.

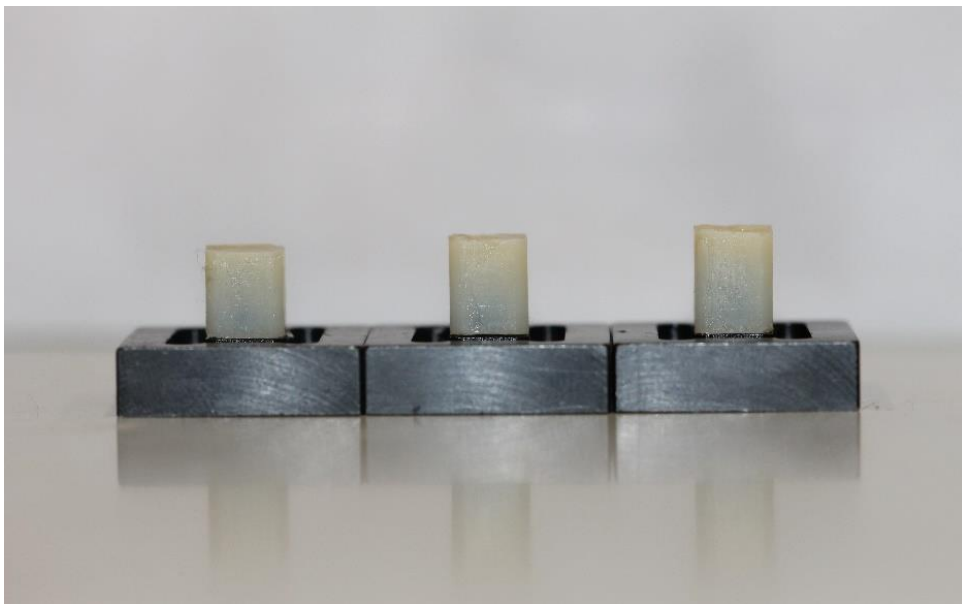


Figura 11 - Coroas *Protemp™ 4* com as diferentes alturas oclusais antes do acabamento e polimento.

#### **2.2.4. Fabrico das Coroas *Protemp™ Crown Temporization Material (3M ESPE)***

As coroas *Protemp™ Crown Temporization Material* foram preparadas de acordo com as recomendações do fabricante, sobre os cotos e dentro das caixas de acrílico. Colocou-se a coroa pré-formada sobre o coto, adaptou-se com uma espátula à linha de acabamento e colocou-se a caixa de acrílico sobre esta, obrigando a coroa a adaptar-se às dimensões da caixa. Adaptou-se novamente a coroa à linha de acabamento com uma espátula, exerceu-se uma pressão com 2,5 kg e fotopolimerizou-se durante 40 segundos de cada lado. Após a polimerização completa removeu-se a caixa de acrílico e a coroa do coto metálico. De seguida procedeu-se ao rebasamento da coroa pré-fabricada já polimerizada com *Protemp™ 4*, colocou-se novamente sobre o coto metálico e tapou-se com a caixa de acrílico. O excesso de material foi removido com uma espátula e a polimerização (autopolimerização) foi realizada sobre pressão de 2,5 kg. Após a polimerização completa removeu-se a coroa *Protemp™ Crown* rebasada com *Protemp™ 4* do coto (Figura 13) e procedeu-se ao acabamento com brocas diamantadas e discos, bem como ao polimento com borrachas.

Foram preparadas 10 coroas de cada vez e cimentadas nos cotos com cimento provisório (*RelyX™ Temp NE*) de acordo com as instruções do fabricante. A cimentação foi realizada à temperatura ambiente, por um único operador e com uma pressão constante de 2,5 kg. De seguida eliminaram-se os excessos de cimento com uma sonda.

Foram preparadas 40 coroas *Protemp™ Crown* sobre os cotos e divididas em 4 grupos (10 em cada grupo):

- 10 coroas *Protemp™ Crown* rebasadas com *Protemp™ 4* com **1 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (***RelyX™ Temp NE***);
- 10 coroas *Protemp™ Crown* rebasadas com *Protemp™ 4* com **1,5 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (***RelyX™ Temp NE***);

- 10 coroas **Protemp™ Crown** rebasadas com Protemp™ 4 com **2 mm** de espessura oclusal cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (**RelyX™ Temp NE**);
- 10 coroas **Protemp™ Crown sem rebasamento** com **1 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de óxido de zinco sem eugenol (**RelyX™ Temp NE**).

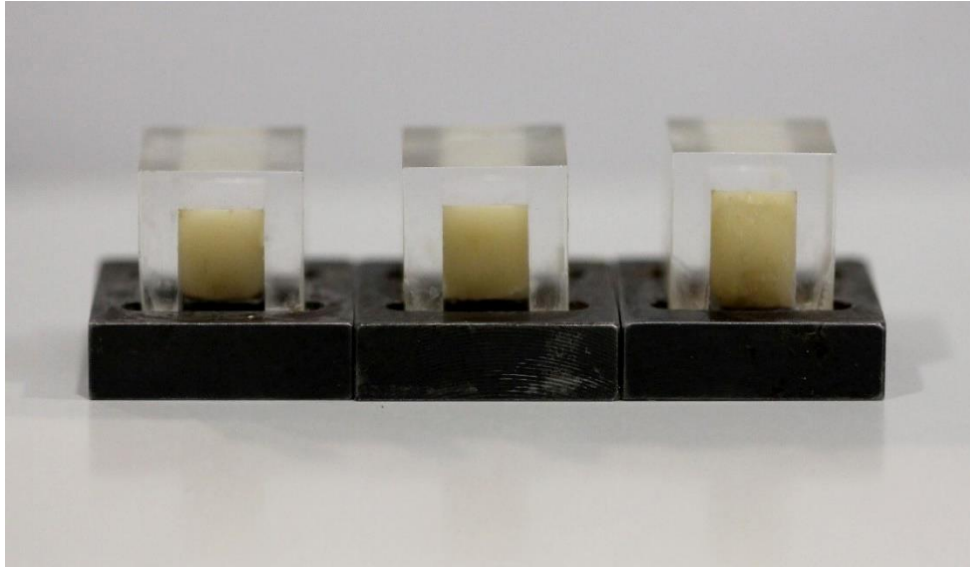


Figura 12 - Preparação das coroas *Protemp™ Crown* com as diferentes alturas oclusais.

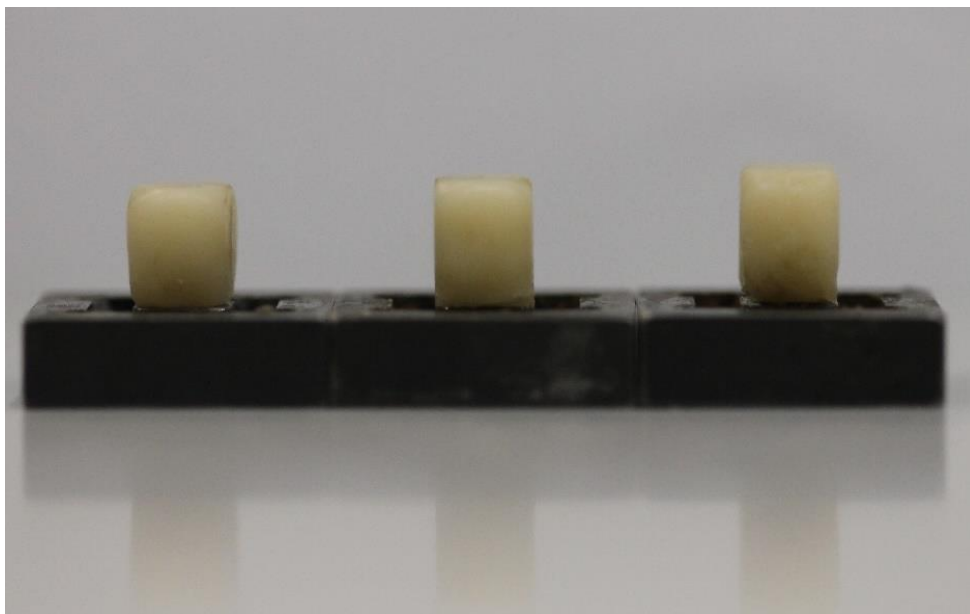


Figura 13 - Coroas *Protemp™ Crown* com as diferentes alturas oclusais antes do acabamento e polimento.

Como o fabricante indica a possibilidade do uso de cimento definitivo nas coroas *Protemp™ Crown Temporization Material* e, ao avaliar os resultados observaram-se diferenças na resistência à fratura em função das alturas oclusais, decidiu-se testar as coroas *Protemp™ Crown* com 1 mm e as coroas *Protemp™ Crown* sem rebasamento com cimentação definitiva (***Ketac™ Cem Plus Automix***) para avaliar se a resistência à fratura nas coroas com alturas oclusais menores aumentava com a força do cimento.

Assim sendo foram preparadas:

- 10 coroas ***Protemp™ Crown*** rebasadas com *Protemp™ 4* com **1 mm** de espessura oclusal, cimentadas com cimento de ionómero de vidro modificado com resina (***Ketac™ Cem Plus Automix***);
- 10 coroas ***Protemp™ Crown*** com **1 mm** de espessura oclusal sem rebasamento, cimentadas com cimento de ionómero de vidro modificado com resina (***Ketac™ Cem Plus Automix***);

No Quadro 3 apresenta-se em resumo todas as coroas confeccionadas neste estudo, divididas consoante o material e o cimento utilizado, bem como a espessura oclusal.

Quadro 3 – Resumo das coroas *Protemp™ Crown* e *Protemp™ 4*

		<b><i>Protemp™ Crown</i></b>		<b><i>Protemp™ 4</i></b> (pré-impressão)	
		<b>Cimento Provisório</b> <b><i>(RelyX™ Temp NE)</i></b>	<b>Cimento Definitivo</b> <b><i>(Ketac™ Cem Plus Automix)</i></b>	<b>Cimento Provisório</b> <b><i>(RelyX™ Temp NE)</i></b>	Total
<b>Espessura oclusal</b>	1mm	10	10	10	<b>30</b>
	1,5mm	10		10	<b>20</b>
	2mm	10		10	<b>20</b>
	1mm sem rebasamento	10	10		<b>20</b>
Total		<b>40</b>	<b>20</b>	<b>30</b>	<b>90</b>

### 2.2.5. Envelhecimento das amostras

Depois da cimentação os dez conjuntos coroa-coto foram colocados em água destilada durante 24 horas a 37°C (Figura 14).

Previamente à colocação dos conjuntos coroa-coto mediu-se a temperatura da água destilada com o *Termopare Tipo k* e marcou-se na máquina de modo a atingir-se sempre a temperatura de 37°C (Figura 15).



Figura 14 - Dez conjuntos coroa-coto colocados em água destilada a 37°C.



Figura 15 - Medição da temperatura da água com *Termopare tipo K*.

## 2.2.6. Testes mecânicos

A coroa cimentada ao coto foi colocada numa máquina *TIRA test 2705* para testar a resistência à fratura de cada coroa (Figura 16-18).

Com uma célula de carga de 5 kN e com uma ponta arredondada de 5 mm de diâmetro, foi aplicada uma força no longo eixo da coroa com uma velocidade de 1mm/min até fraturar. Foram feitos os testes nas 30 Coroas *Protemp™ 4 Temporization Material* e nas 60 Coroas *Protemp™ Crown Temporization Material* e a resistência à fractura foi medida em Newtons (N). Os valores da resistência à fratura foram registados no computador num programa informático próprio e posteriormente foram transferidos para o Microsoft Excel.

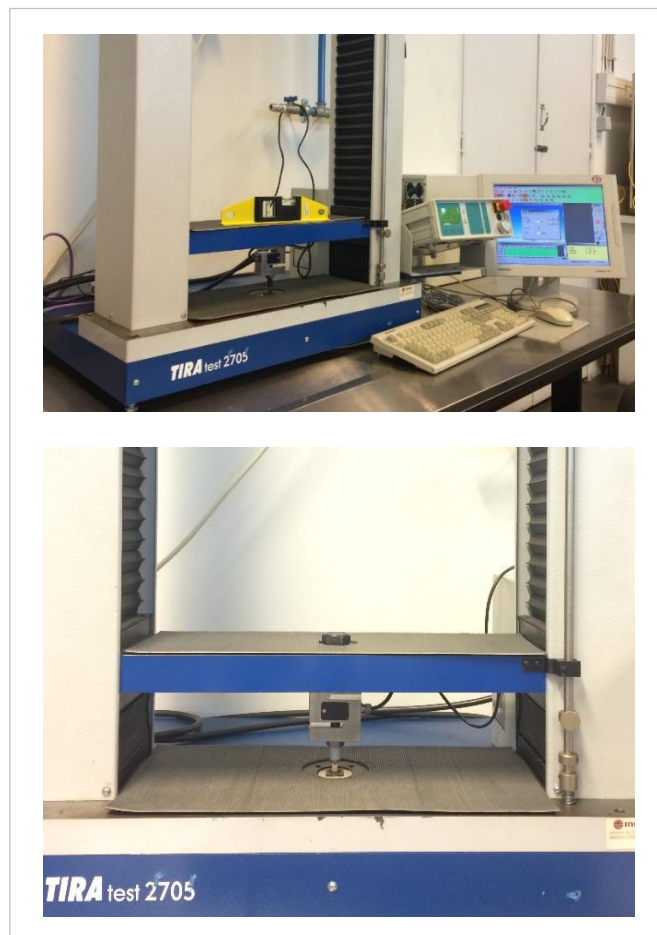


Figura 16. Máquina de ensaios *TIRA test 2705*.

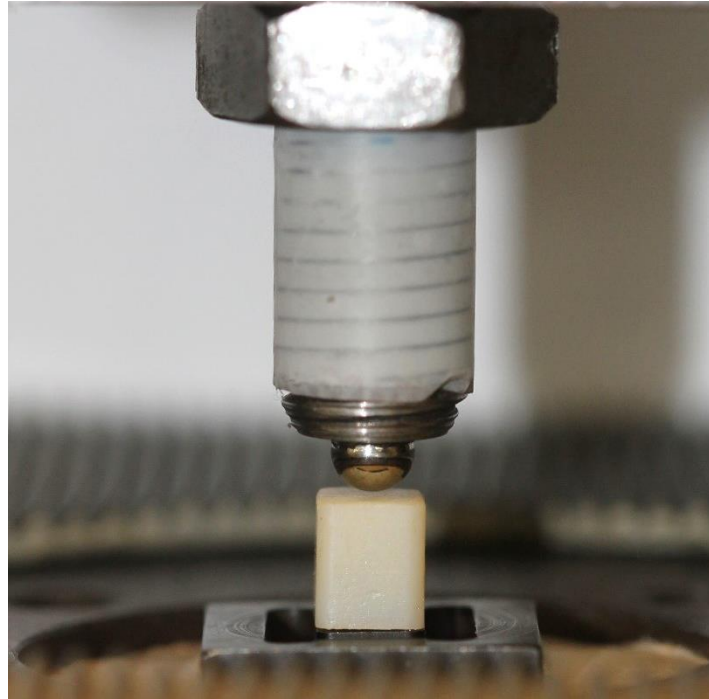


Figura 17 - Coroa *Protemp*<sup>TM</sup> 4 na máquina *TIRA test 2705*.

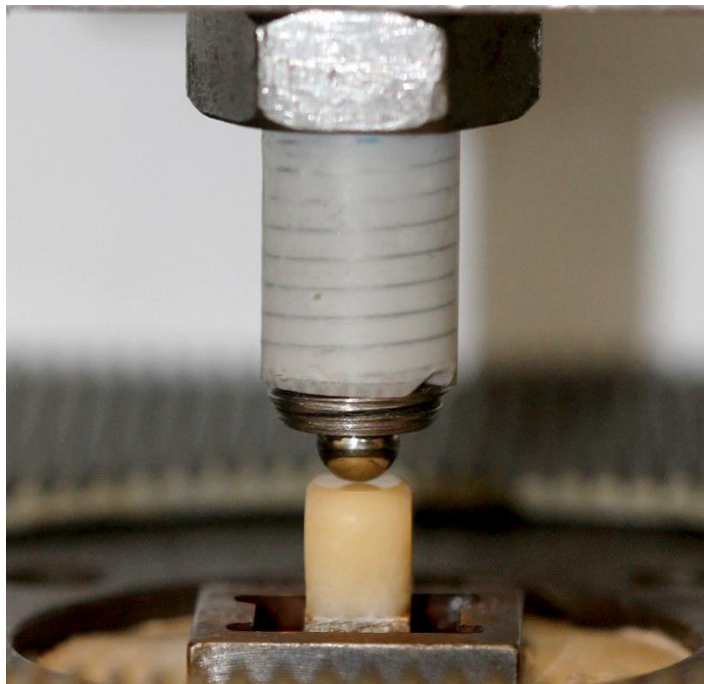


Figura 18 - Coroa *Protemp*<sup>TM</sup> Crown na máquina *TIRA test 2705*.

### **2.2.7. Análise estatística**

A análise estatística foi realizada utilizando o software IBM® SPSS® Statistics, versão 22, New York, USA, onde foram introduzidos os dados obtidos dos testes realizados.

As amostras foram agrupadas, sendo tratadas como variáveis independentes, consoante a espessura oclusal, o rebasamento e o cimento. Realizou-se a análise descritiva dos dados relativos a todos os aspetos referidos incluindo a média e o desvio padrão.

De acordo com a natureza dos dados obtidos nos ensaios de resistência à fratura, a análise inferencial foi realizada com recurso ao teste Kruskal-Wallis e U-Mann Whitney, seguido de comparações múltiplas, após verificação de distribuição não normal (Teste Kolmogorov Smirnov,  $p=0,013 < 5\%$ ).

O nível de significância considerado foi de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

## **3. RESULTADOS**

### 3. RESULTADOS

Todos os resultados obtidos são apresentados em forma de quadros e figuras conforme a melhor interpretação dos mesmos. O resumo das médias e dos desvios padrões encontrados para cada grupo encontram-se representadas nos Quadros 4 e 5.

Quadro 4 – Médias e desvio padrão da resistência à fratura das coroas *Protemp™ 4*

<b>PROTEMP™ 4 (RelyX™ temp NE)</b>			
	<b>1mm</b>	<b>1,5mm</b>	<b>2mm</b>
	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>
1	2135,32	1490,76	1586,53
2	2309,89	1544,65	1565,06
3	2073,65	1138,59	1473,89
4	2231,74	1052,98	1159,38
5	1960,07	2097	1466,65
6	2046,7	1745,91	1572,84
7	2288,49	1280,3	1514,37
8	2023,98	1073,72	1669,8
9	2464,86	1466,43	2020,39
10	1862,55	2303,42	1379,93
<b>média</b>	<b>2139,73</b>	<b>1519,38</b>	<b>1540,88</b>
<b>desvio padrão</b>	<b>173,44</b>	<b>402,771</b>	<b>207,939</b>

Quadro 5 – Médias e desvio padrão da resistência à fratura das coroas *Protemp™ Crown*

	<b>PROTEMP™ CROWN (RelyX™ Temp NE)</b>				<b>PROTEMP™ CROWN (Ketac™ Cem Plus Automix)</b>	
	<b>1mm+rebas</b>	<b>1,5mm+rebas</b>	<b>2mm+rebas</b>	<b>1mm sem rebas</b>	<b>1mm+rebas</b>	<b>1mm sem rebas</b>
	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>	<b>F(N)</b>
1	1123,27	692,43	1020,83	1195,44	1086,29	1535,41
2	1120,67	1393,81	994,98	1079,59	985,22	1514,42
3	874,32	1597,02	2150,19	926,83	1098,19	1311,71
4	795,13	1045,31	1238,29	1227,38	1651,19	1168,64
5	1069,79	1419,58	1253,54	1167,47	1427,62	1061,27
6	1074,44	1369,27	1109,8	826,98	1141,69	1405,26
7	744,1	1414,6	1588,21	962,45	1146,2	1468,94
8	844,57	1766,31	1192,81	1119,94	980,22	1274,98
9	1137,29	1308,34	928,58	901,59	1553,05	978,45
10	917,34	1332,91	1157,73	1437,52	1356,7	1295,91
<b>média</b>	<b>970,09</b>	<b>1333,96</b>	<b>1263,5</b>	<b>1084,52</b>	<b>1242,64</b>	<b>1301,5</b>
<b>desvio padrão</b>	<b>142,94</b>	<b>277,55</b>	<b>342,84</b>	<b>174,65</b>	<b>225,93</b>	<b>178,72</b>

Na análise dos resultados obtidos nas coroas *Protemp™ 4* com *RelyX™ Temp NE* observa-se que a média da resistência à fratura obtida na espessura oclusal de 1 mm foi 2139,73 N, na espessura oclusal de 1,5 mm foi 1519,38 N e na espessura oclusal de 2 mm foi 1540,88 N (Figura 19). A diferença entre os resultados dos três grupos é estatisticamente significativa ( $p=0,001 < 0,05$ ). Na espessura oclusal de 1 mm observou-se maior resistência à fratura do que no grupo com espessura oclusal de 1,5 mm e do que no grupo de espessura oclusal de 2 mm, sendo essa diferença estatisticamente significativa ( $p=0,003$  e  $p=0,005$ , respectivamente). Por sua vez, as espessuras oclusais de 1,5 mm e de 2 mm apresentaram valores de resistência semelhantes não havendo assim diferenças significativas entre eles ( $p=1,000 > 0,05$ ). Nas Figuras 20-22 estão representadas as resistências à fratura das 10 coroas de *Protemp™ 4* de cada grupo.

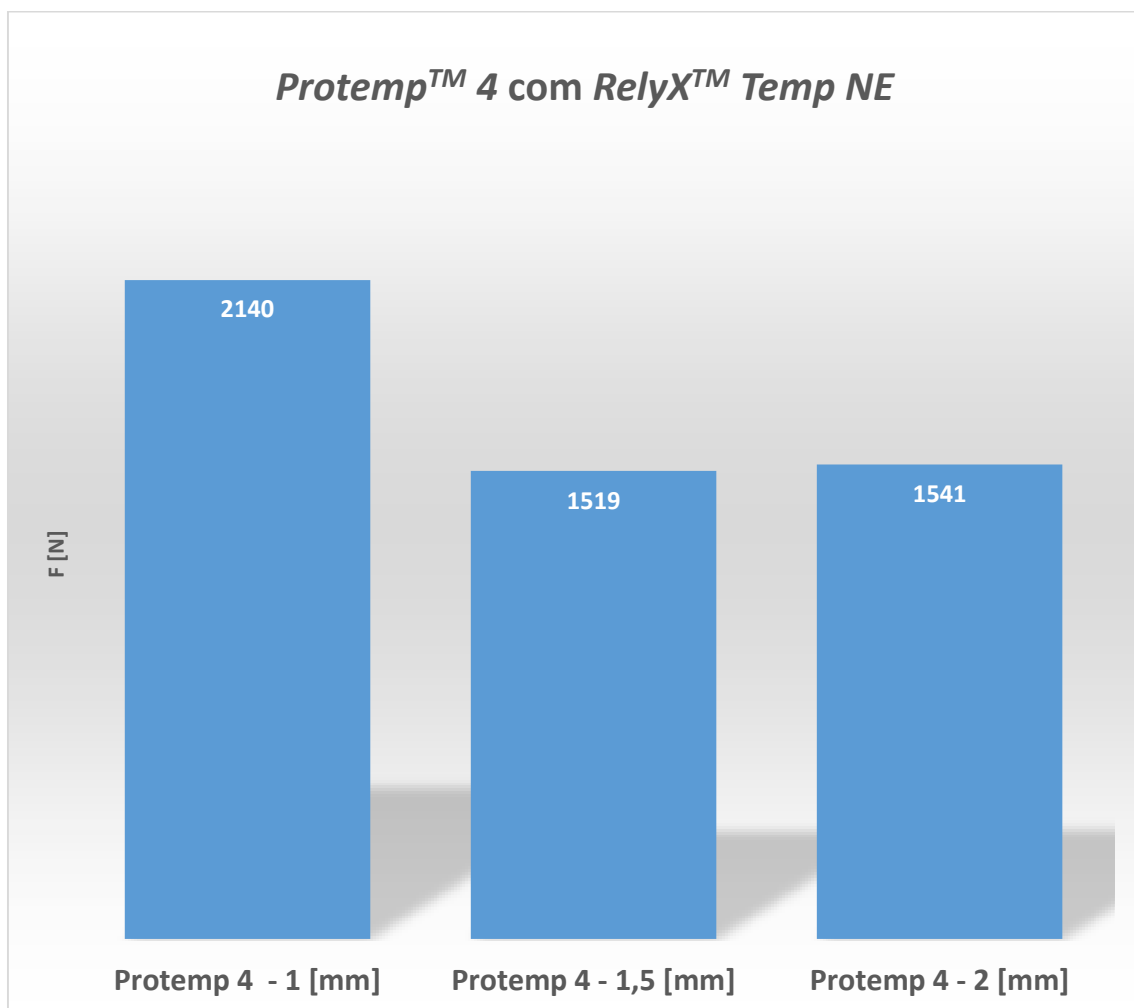


Figura 19 – Médias da resistência à fratura dos três grupos de coroas *Protemp™ 4* com espessuras oclusais diferentes (1 mm; 1,5 mm e 2 mm).

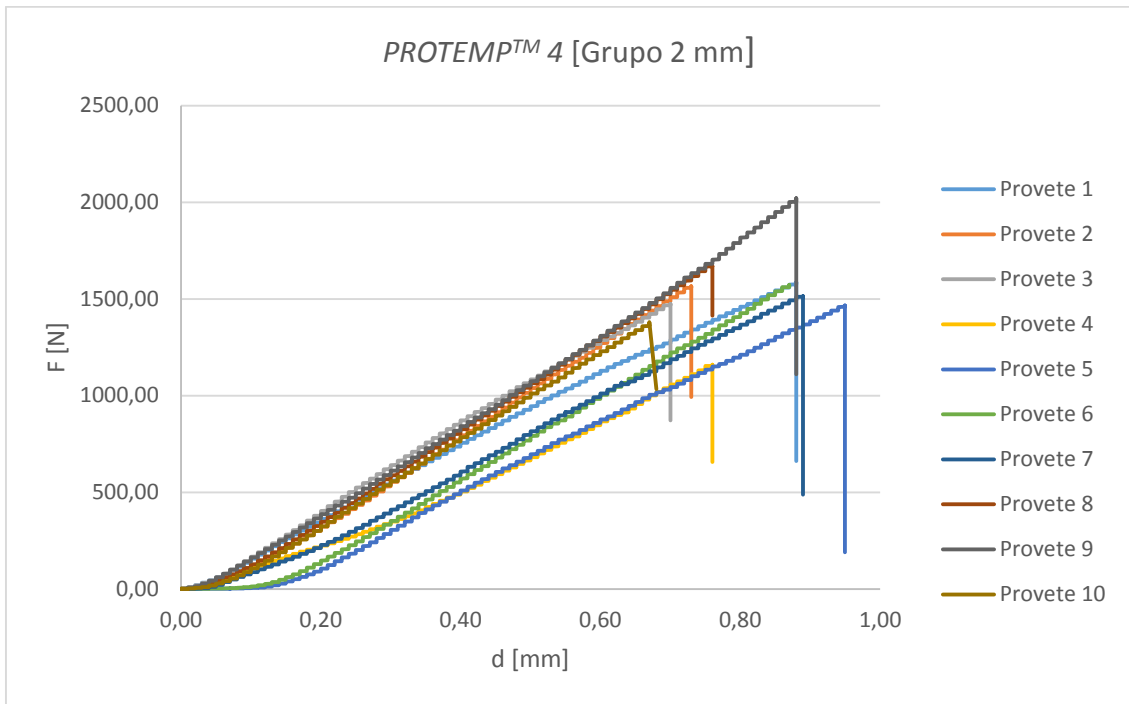


Figura 20 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ 4* com espessura oclusal de 2 mm.

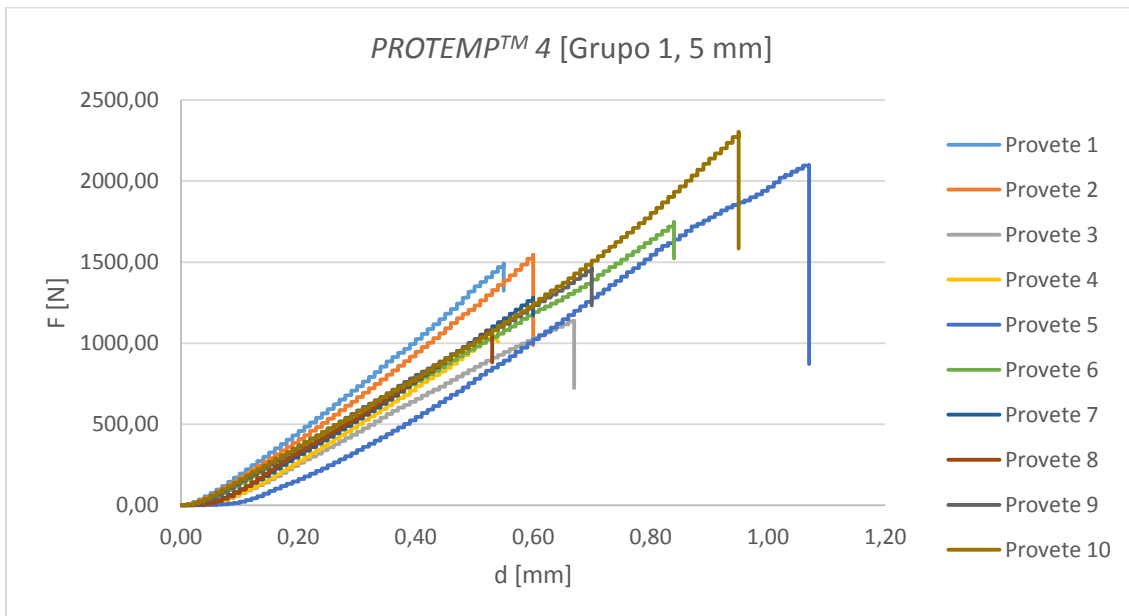


Figura 21 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ 4* com espessura oclusal de 1,5 mm.

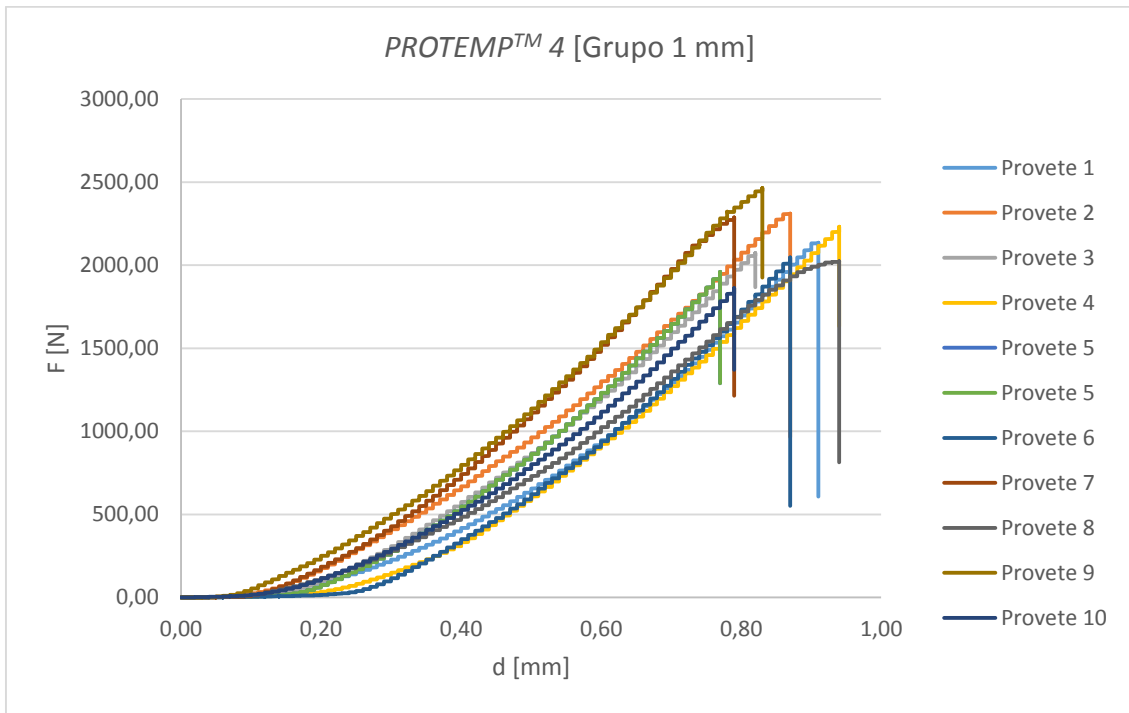


Figura 22 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ 4* com espessura oclusal de 1 mm.

Na análise dos resultados das coroas *Protemp™ Crown* cimentadas com *RelyX™ Temp NE* observa-se que a média da resistência à fratura na espessura oclusal de 1 mm com rebasamento foi 970,09 N, na espessura oclusal de 1,5 mm com rebasamento foi 1333,96 N, na espessura oclusal de 2 mm com rebasamento foi 1263,5 N e na espessura oclusal de 1 mm sem rebasamento foi 1084,52 N (Figura 23). Entre os grupos com rebasamento observam-se diferenças estatisticamente significativas ( $p= 0,008 < 0,05$ ). A espessura oclusal de 1,5 mm com rebasamento apresentou maior resistência à fratura do que os restantes grupos, no entanto só com o grupo de espessura oclusal de 1 mm com rebasamento é que essa diferença é estatisticamente significativa ( $p= 0,006 < 0,05$ ). O grupo de 2 mm com rebasamento não apresentou diferenças significativas com o grupo de 1,5 mm com rebasamento ( $p= 0,893 > 0,05$ ) nem com o grupo de 1 mm com rebasamento ( $p= 0,126 > 0,05$ ). A espessura oclusal de 1 mm sem rebasamento obteve ligeiramente maior resistência à fratura que o grupo de 1 mm com rebasamento, contudo a diferença não é estatisticamente significativa ( $p= 1,000 > 0,05$ ).

Nas Figuras 24-27 estão representadas as resistências à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* de cada grupo.

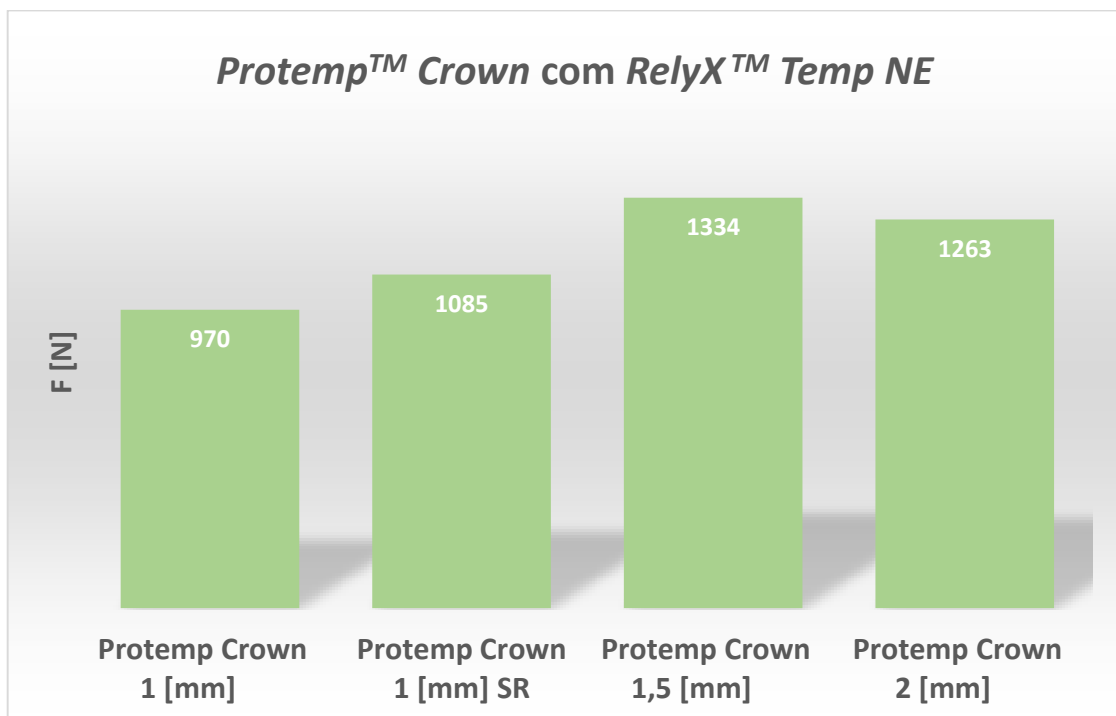


Figura 23 - Médias da resistência à fratura de *Protemp™ Crown* cimentadas com *RelyX™ Temp NE* com diferentes espessuras oclusais com e sem rebasamento

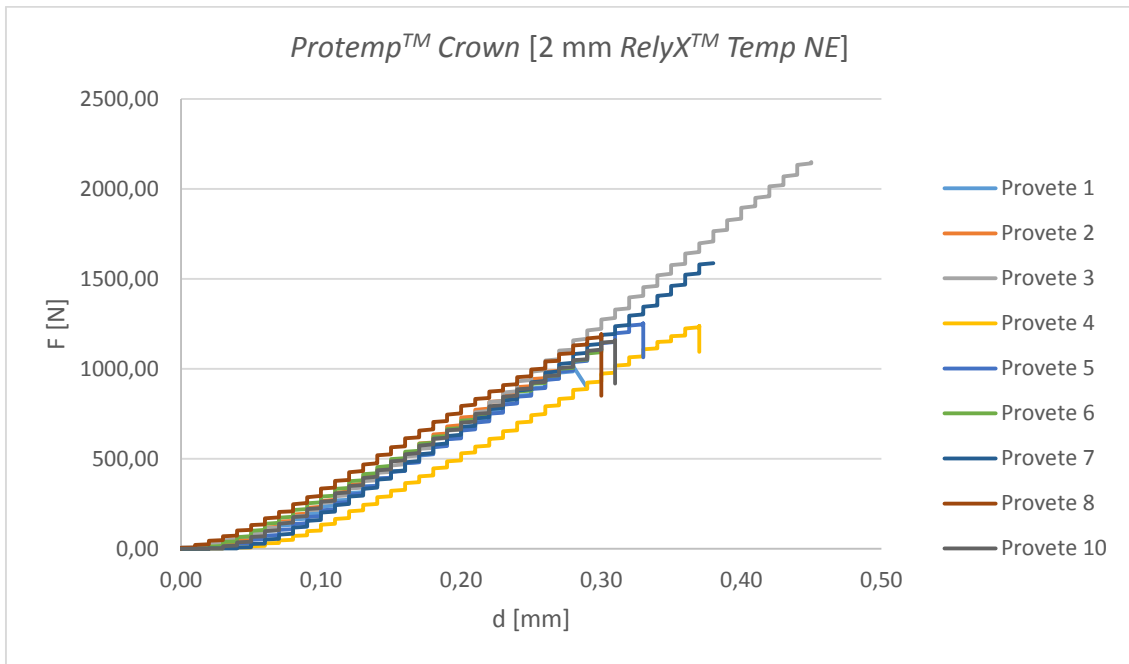


Figura 24 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 2 mm com rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE*.

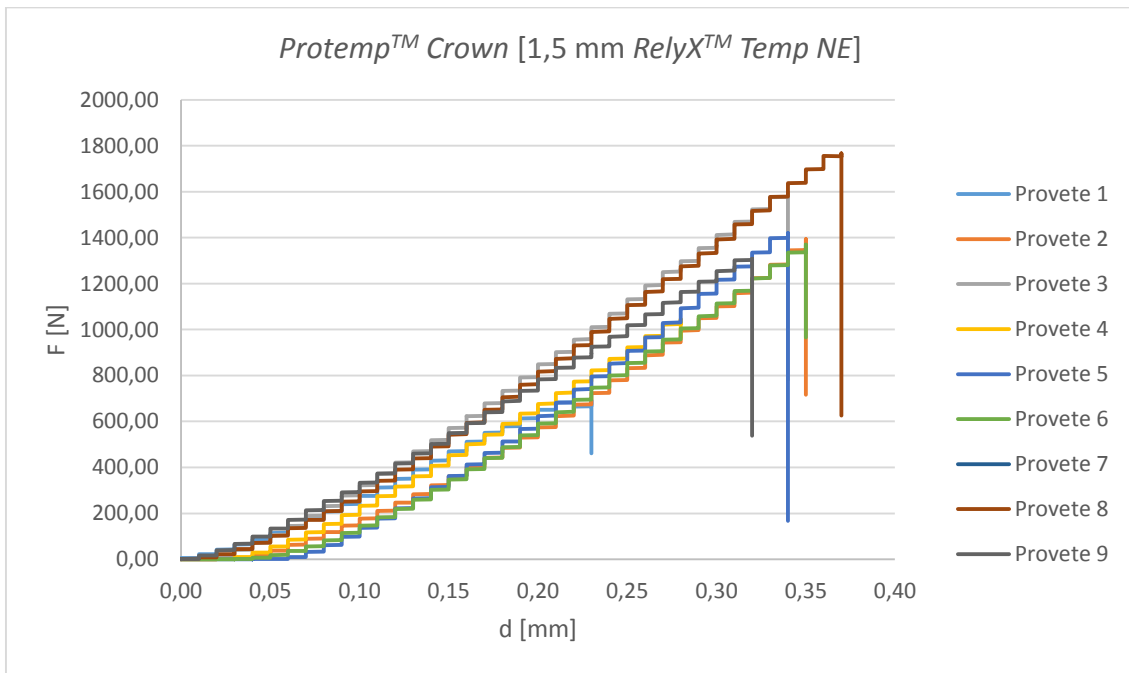


Figura 25 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 1,5 mm com rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE*.

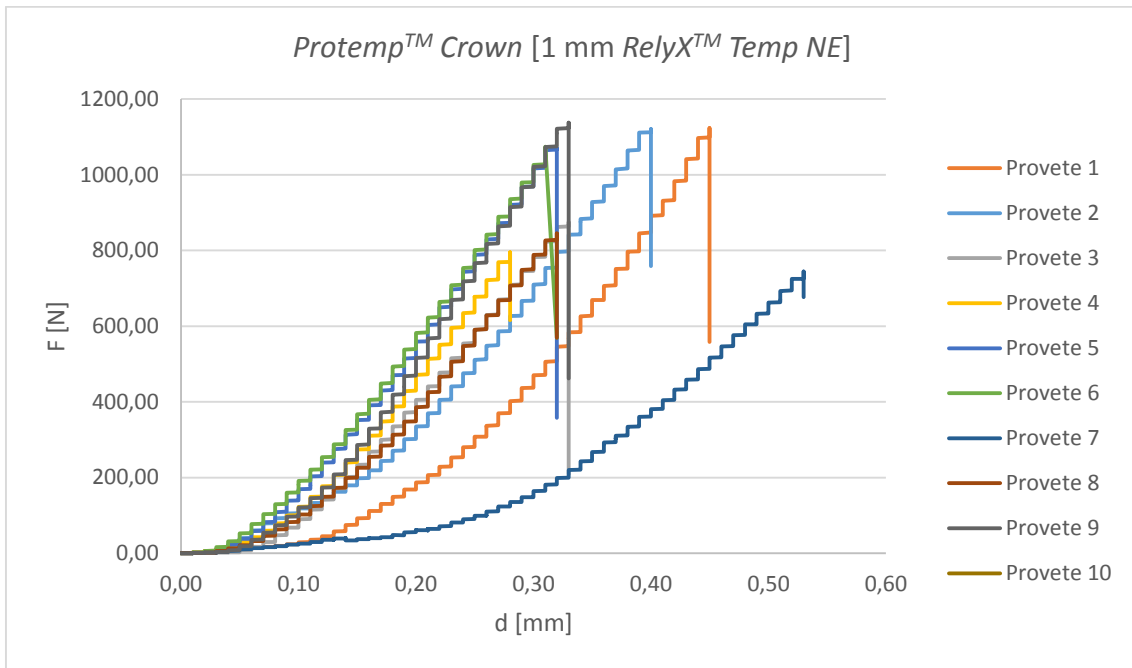


Figura 26 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 1 mm com rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE*.

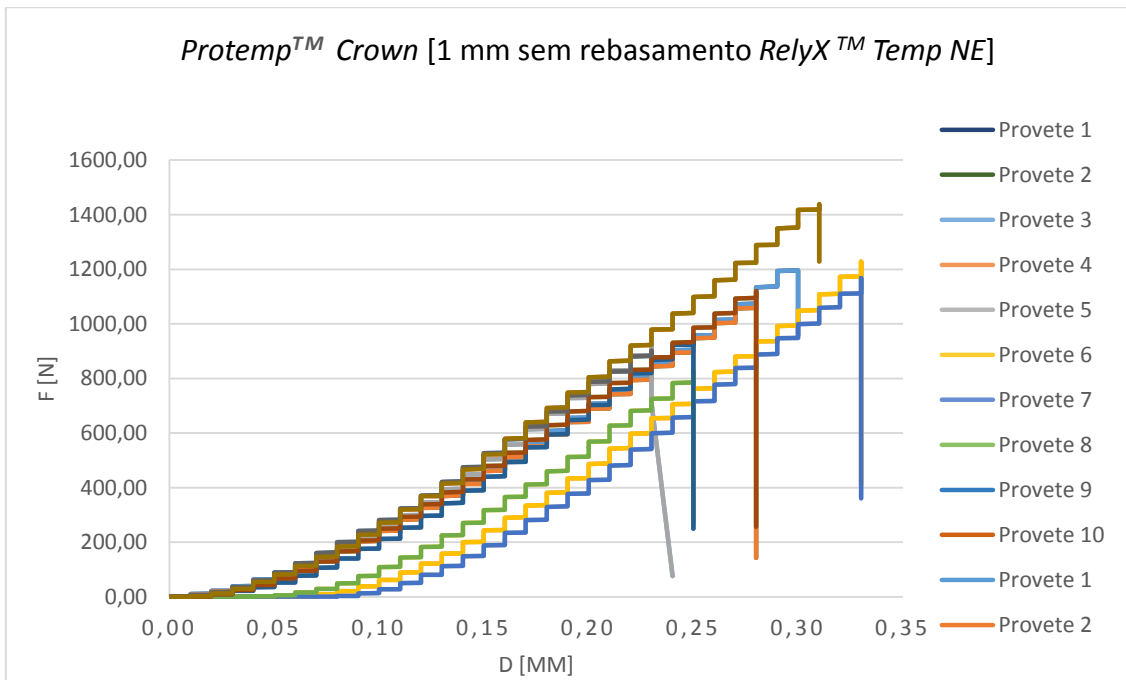


Figura 27 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 1 mm sem rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE*.

Comparando os resultados obtidos nas coroas *Protemp™ 4* com os resultados obtidos nas coroas *Protemp™ Crown*, ambas cimentadas com *RelyX™ Temp NE*, as médias da resistência à fratura de *Protemp™ 4* foram superiores às das coroas de *Protemp™ Crown* em todas as espessuras oclusais (Figura 28). Ao comparar a resistência à fratura dos dois materiais provisórios com a mesma espessura constata-se que o *Protemp™ 4* com 1 mm apresenta diferenças estatisticamente significativas com o *Protemp™ Crown* com 1 mm independentemente de ser com ou sem rebasamento ( $p < 0,001 < 0,05$ ). Na espessura oclusal de 2 mm as diferenças entre os dois materiais também são estatisticamente significativas ( $p = 0,029 < 0,05$ ), o que não acontece na espessura de 1,5 mm em que se comprovou que a diferença não é significativa ( $p = 0,436 > 0,05$ ).

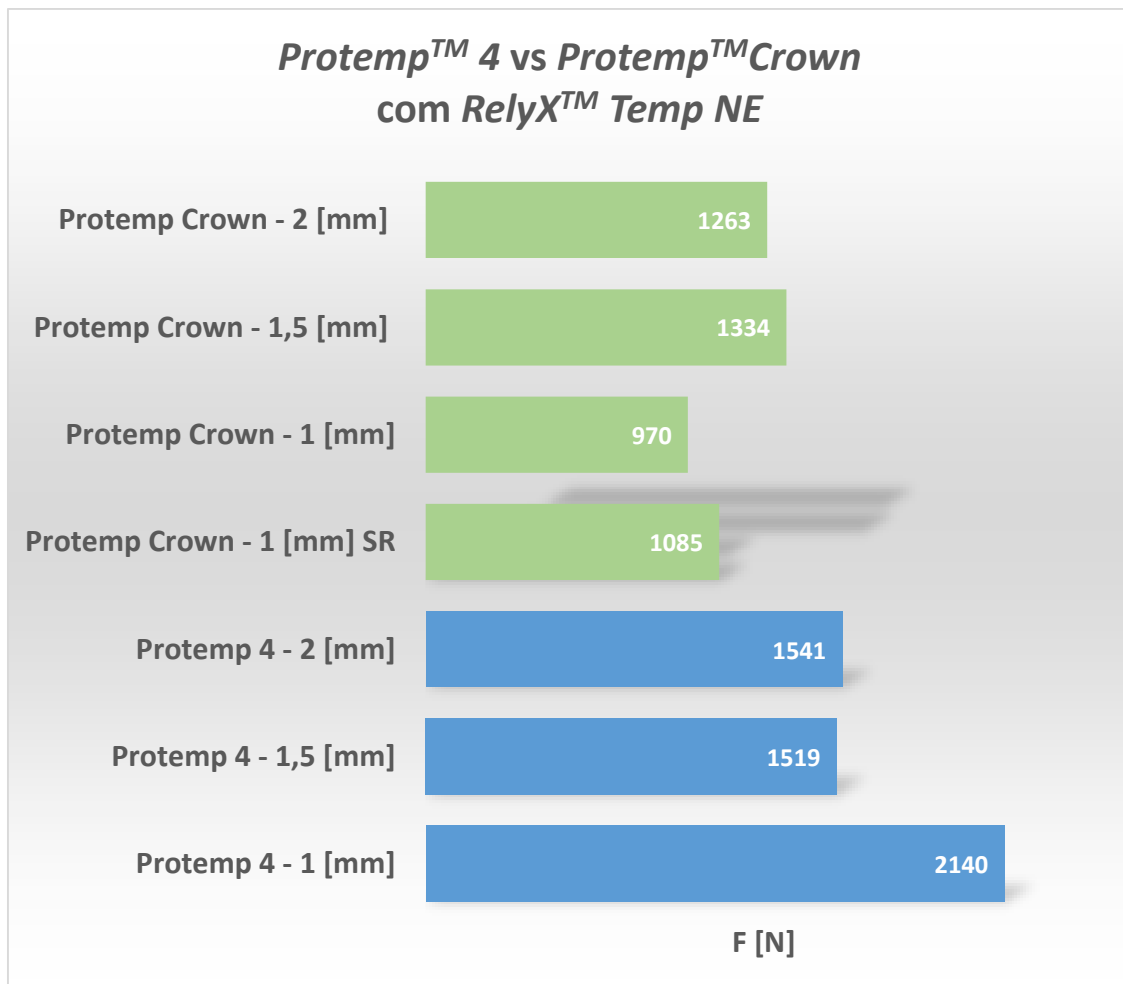


Figura 28 - Médias da resistência à fratura das diferentes espessuras oclusais das coroas *Protemp™ 4* e das coroas *Protemp™ Crown* cimentadas com *RelyX™ Temp NE*.

Na análise dos resultados as coroas *Protemp™ Crown* cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*, a espessura de 1 mm com rebasamento obteve 1242,64 N e a espessura de 1mm sem rebasamento obteve 1301,5 N. O grupo sem rebasamento apresentou uma resistência à fratura ligeiramente superior ao grupo com rebasamento (Figura 29) mas essa diferença não foi estatisticamente significativa ( $p = 1,000 > 0,05$ ). Os valores obtidos para estes dois grupos com *Ketac™ Cem Plus Automix* foram superiores aos resultados obtidos para os mesmo grupos cimentados com *RelyX™ Temp NE* (Figuras 30–32), contudo essa diferença não é estatisticamente significativa (coroas *Protemp™ Crown* de 1mm com rebasamento  $p = 0,330$  e coroas *Protemp™ Crown* de 1 mm sem rebasamento  $p = 1,000 > 0,05$ ). Nas Figuras 33 e 34 estão representadas as resistências à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* de cada grupo cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*. Para além disso, pela análise das médias, a resistência à fratura obtida pelas coroas do grupo de 1 mm com rebasamento e pelas coroas do grupo de 1 mm sem rebasamento, cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*, é semelhante à resistência à fratura das coroas dos grupos de 1,5 mm e de 2 mm, cimentadas com *RelyX™ Temp NE* (Quadro 5).

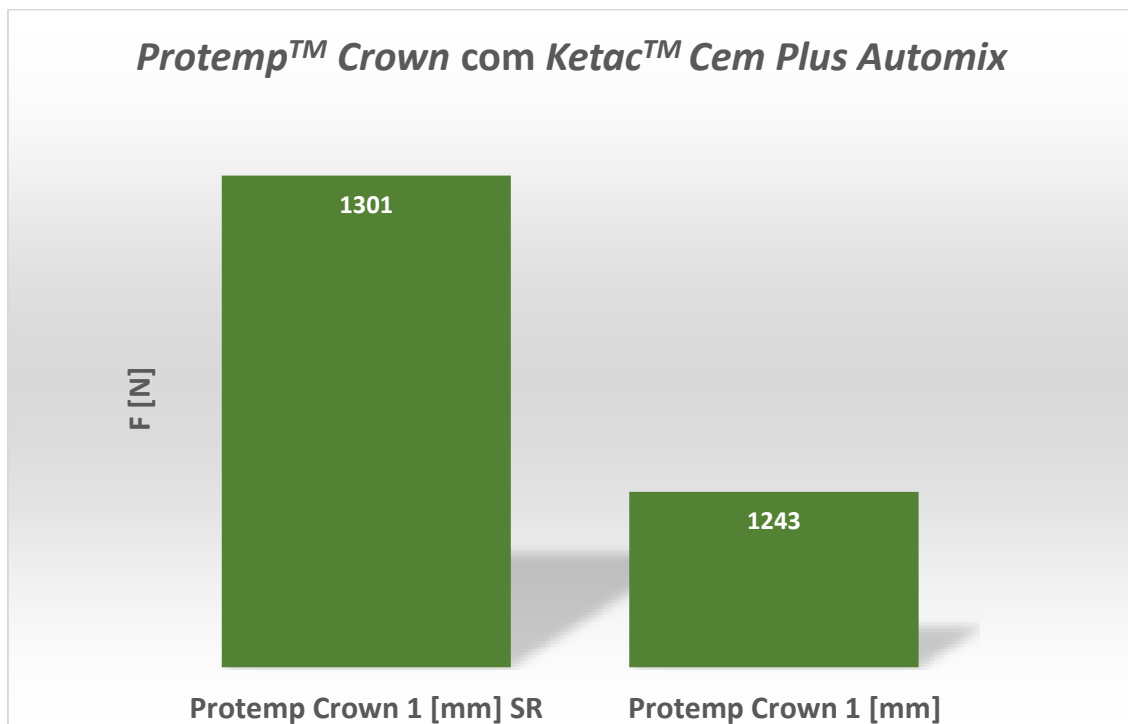


Figura 29 - Médias de resistência à fratura de coroas *Protemp™ Crown* com e sem rebasamento cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*

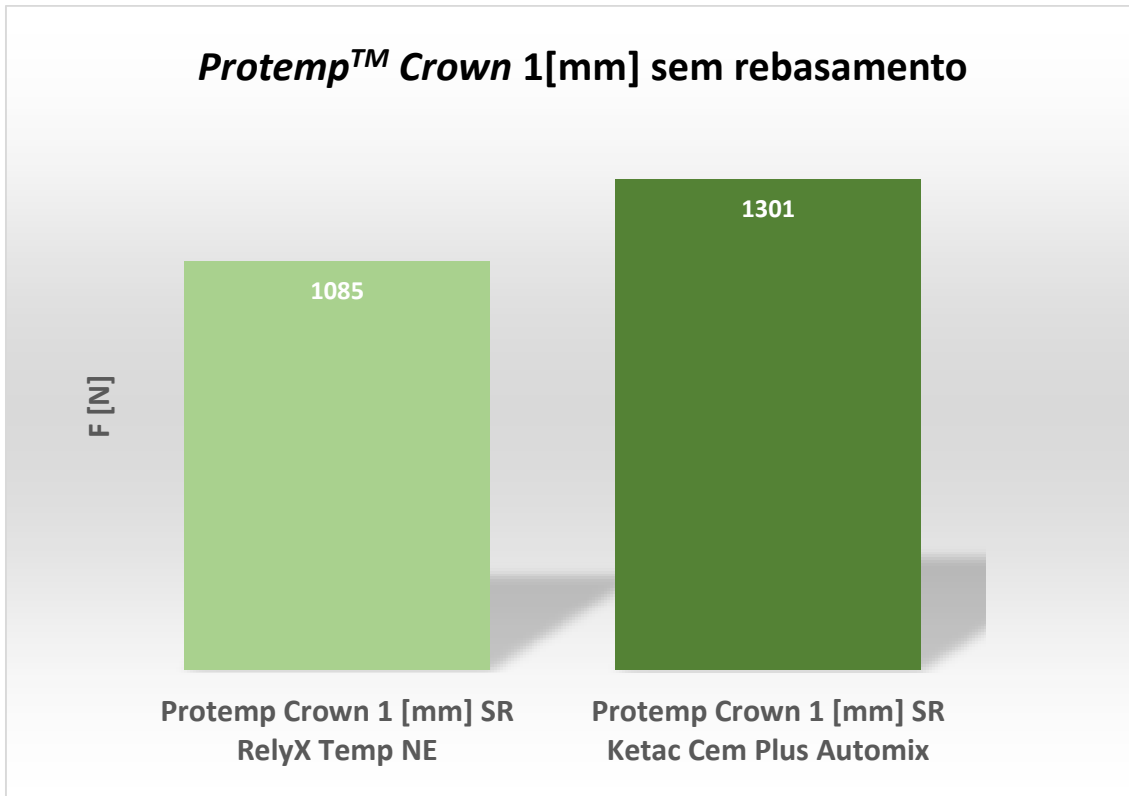


Figura 30 - Médias de resistência à fratura de coroas *Protemp™ Crown* com 1 mm sem rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE* e com *Ketac™ Cem Plus Automix*.

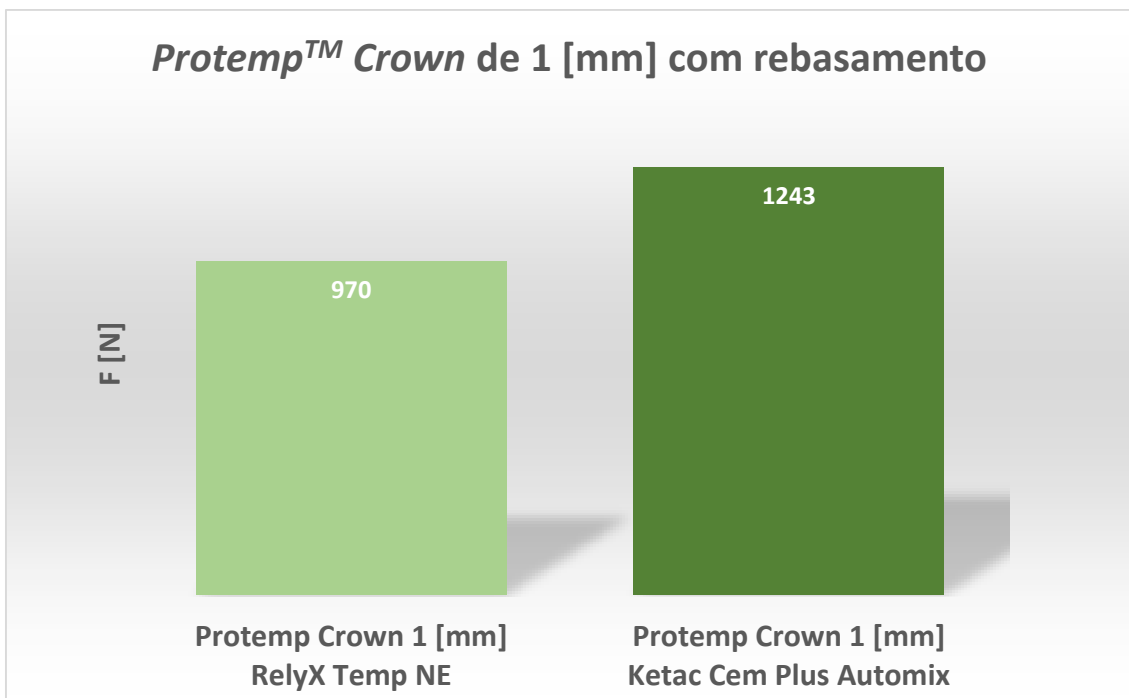


Figura 31 - Médias de resistência à fratura de coroas *Protemp™ Crown* com 1 mm com rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE* e com *Ketac™ Cem Plus Automix*.



Figura 32 - Médias de resistência à fratura de coroas *Protemp™ Crown* com 1 mm sem rebasamento e de 1 mm com rebasamento cimentadas com *RelyX™ Temp NE* e com *Ketac™ Cem Plus Automix*.

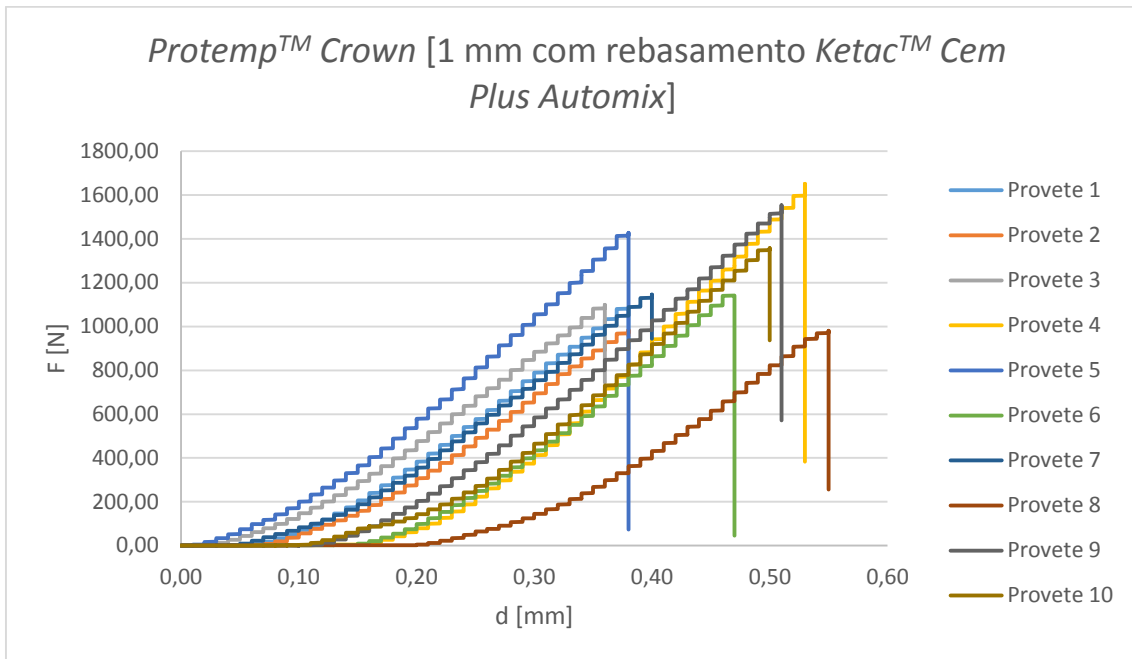


Figura 33 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 1 mm com rebasamento cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*.

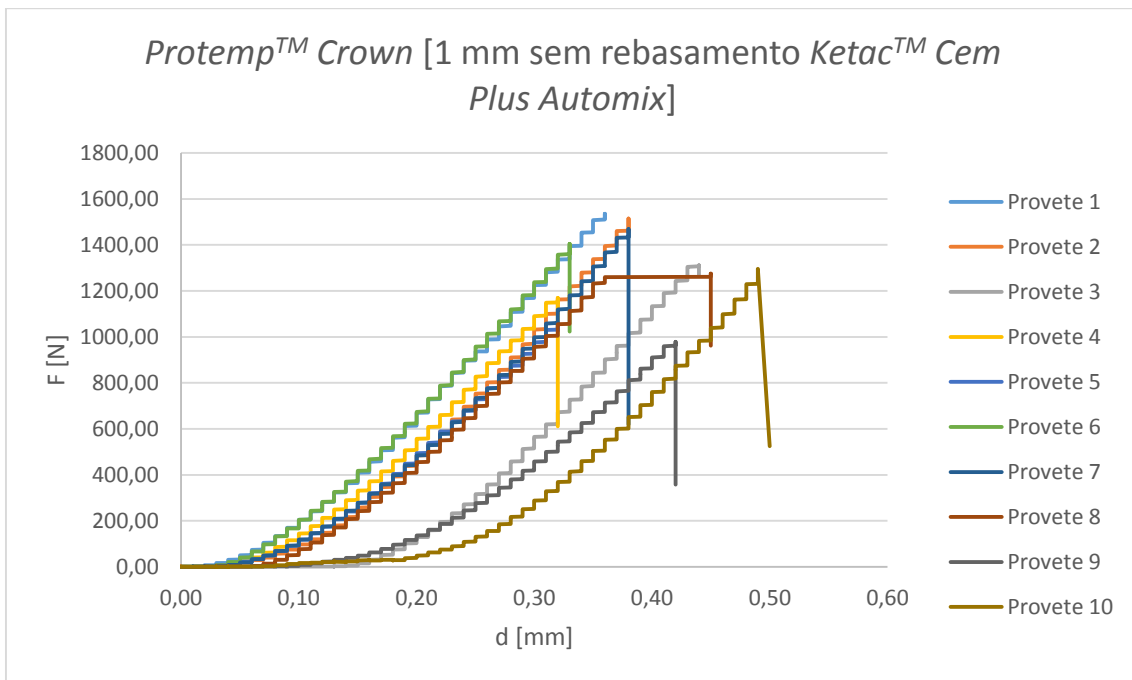


Figura 34 - Resistência à fratura das 10 coroas de *Protemp™ Crown* com 1 mm sem rebasamento cimentadas com *Ketac™ Cem Plus Automix*.

## **4. DISCUSSÃO**

## 4. DISCUSSÃO

As resinas compostas sofrem uma série de mudanças físicas como resultado da polimerização e da posterior interação com o meio oral húmido.(64)

Esta exposição com água e outros fluídos na cavidade oral faz com que a coroa provisória absorva água e, conseqüentemente, haja uma degradação e enfraquecimento da matriz da resina, redução da resistência à coloração, mudança na dimensão e peso do material e crescimento acelerado de fissuras existentes.(8, 22, 46, 57, 58, 64)

As restaurações temporárias fraturam devido à propagação de uma fissura iniciada na superfície da restauração. As forças mastigatórias, as condições da cavidade oral, as microfissuras, a degradação e a perda de adesão entre a matriz e as partículas de carga causam o aparecimento de defeitos que, ao sofrerem carga, iniciam a fratura.(46, 68)

Alt *et al.*(9) estudaram a influência do tempo de armazenamento em ambiente húmido na resistência à fratura de resinas compostas e metacrilatos e concluiu que este afeta a resistência das coroas em compósito, mas não tem influência significativa nos metacrilatos, apesar de haver uma tendência para diminuir os valores de resistência destes últimos quando sujeitos a termociclagem.

Segundo Balkenhol *et al.*(46), a resistência à fratura das restaurações temporárias varia com o material e com o tempo de armazenamento em meio aquoso. Num estudo *in vitro*, a resina *Protemp<sup>TM</sup> 3 Garant<sup>TM</sup>* apresentou uma resistência à fratura similar quando sujeita a armazenamento em água durante 24 h a 37°C ou quando sujeito a termociclagem durante 168 h.

Assim sendo, no presente estudo optou-se por armazenar as coroas provisórias de *Protemp<sup>TM</sup> 4* e de *Protemp<sup>TM</sup> Crown* em água a 37°C durante 24 h, antes de as sujeitar a testes de resistência mecânica.

Em estudos anteriores muitas velocidades foram usadas para medir a resistência à fratura de restaurações provisórias. Contudo, alguns autores afirmaram que, ao efetuar os testes mecânicos com uma velocidade elevada, aumenta a resistência do material

porque diminui o tempo das fissuras cresceram, produzindo desta forma falsos resultados.(61, 70)

Por isso, neste estudo optou-se por efetuar uma carga vertical com velocidade baixa de 1 mm/min, o que se encontra dentro dos valores usados para medir a resistência à fratura de biomateriais (0,1 mm – 6 mm/min) e cumpre as recomendações padrão para a determinação de propriedades mecânicas.(46)

Por conveniência experimental, a superfície oclusal das coroas provisórias foi aplanada para permitir a facilidade do fabrico e do teste, o que não replica as inclinações cuspídeas encontradas clinicamente.

Os testes de resistência em materiais provisórios têm sido feitos em provetes em forma de discos ou barras sujeitos a compressão ou a 3 pontos de flexão. Contudo, segundo Zortuk *et al.*(70), tem sido reportada a necessidade de serem feitos sobre provetes com a morfologia aproximada de uma coroa caso contrário os resultados podem não ter interesse clínico e tornarem-se irrealistas.

O método experimental utilizado nesta investigação foi descrito em estudos anteriores feitos em coroas cerâmicas e em coroas de resina com o uso de cotos em metal. No entanto, a resistência à fratura da cerâmica e da resina pode ser aumentada se as coroas forem suportadas por cotos com módulo de elasticidade elevado, como é o caso do aço.(67, 75)

Neste estudo fez-se cotos em aço como substitutos do dente natural porque, sendo um material mais resistente, a deformação residual durante a carga seria limitada, permitindo a reutilização dos cotos.

Os cotos em aço utilizados, embora não representem o módulo de elasticidade do dente, foram similares no formato, deixando material sem suporte como acontece *in vivo*. Como o coto foi igual para todos os grupos, este aspeto não foi considerado um fator de confusão, embora os valores de resistência das coroas provisórias tenham sido maiores do que se tivessem sido suportadas por cotos com menor módulo de elasticidade.

Tendo este estudo o objetivo de determinar a influência da espessura oclusal e do cimento na resistência à fratura das coroas provisórias, os resultados dão uma indicação

de como os materiais se relacionam, mas não podem ser diretamente extrapolados para a situação clínica.

É importante salientar que um estudo *in vitro* tem o objetivo de reproduzir um ambiente biomecânico complexo, como a mastigação, e tem limitações, logo os resultados têm que ser interpretados com precaução. Para além de num estudo *in vitro* se produzir uma carga unidirecional que não simula completamente o que acontece na cavidade oral, frequentemente nestes estudos a carga oclusal é feita através de uma ponta arredondada, e tem sido discutido que este tipo de carga pode causar na cerâmica níveis de *stress* que excedem o que acontece na realidade.(76)

No estudo que realizámos utilizou-se a carga compressiva estática para medir a resistência à fratura dos materiais provisórios, o que tem sido criticado por alguns autores(69) visto não replicar os ciclos de carga a que a restauração está sujeita clinicamente durante a mastigação. No entanto, nos estudos de Bijelic-Donova *et al.*(57) e Garoushi *et al.*(58) observou-se que a força compressiva estática das coroas de compósito estudadas estava significativamente correlacionada com os limites de fadiga, o que indica que a capacidade de suporte de carga estática pode ser usada como parâmetro para estimar os limites de fadiga do material. Segundo estes autores, o prognóstico de sobrevivência à fadiga de uma restauração pode ser feito com base na resistência à força compressiva estática independentemente do tipo de resina composta, pelo que optamos por medir a resistência à fratura do *Protemp™ 4* e do *Protemp™ Crown* com carga compressiva estática.

Segundo Waltimo&Kononen(59) na zona dos molares a força máxima de mastigação exercida é de 847 N nos homens e 597 N nas mulheres e, segundo Ferrario *et al.*(60) a força bilateral em adultos jovens saudáveis é de aproximadamente 700 N. Assim, como os valores obtidos neste estudo foram bem superiores, corroboram com o facto de que um coto com módulo de elasticidade maior do que o do dente natural apresenta maior resistência à fratura das coroas. Quando se compara a força máxima exercida durante a mastigação com os valores mínimos de resistência à fratura obtidos neste estudo com *Protemp™ 4* (1052,98 N) e com *Protemp™ Crown* (744,10 N) dá-nos a indicação que

mesmo com sobrevalorização dos resultados devido ao material do coto, os materiais estudados têm ótimo prognóstico. Apesar disso, a resistência à fratura dos três grupos de coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4* e das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* apresentam um desvio padrão grande, o que pode querer dizer que a predictibilidade do sucesso ou fracasso destas coroas é incerta. O mesmo se verificou num estudo feito em coroas In-Ceram e Procera feito por Webber *et al.*(75)

Shirakura *et al.*(76) avaliaram a influência da espessura de cerâmica na resistência à fractura das coroas cerâmicas e metalo-cerâmicas e concluíram que, no caso das coroas cerâmicas, não havia influência significativa, enquanto que nas coroas metalo-cerâmicas quanto maior a espessura de cerâmica menor a resistência à fratura. Webber *et al.*(75) avaliaram o efeito da espessura oclusal de cerâmica feldspática na resistência à fratura das coroas Procera e In Ceram e também não encontraram resultados estatisticamente significativos.

Neste estudo, a espessura oclusal das coroas provisórias *Protemp<sup>TM</sup> 4* obteve um efeito significativo na resistência à fratura, sendo que as coroas com espessura oclusal mais baixa (1 mm) apresentaram uma resistência significativamente maior do que as coroas com espessuras superiores ( $p < 0,05$ ). Este resultado pode ser explicado pela possibilidade de, nas alturas oclusais superiores (1,5 e 2 mm), se formarem maior número de bolhas de ar, o que enfraquece o material. Contudo, não existem estudos anteriores sobre a influência da espessura oclusal em coroas provisórias que confirmem esta especulação.

Segundo Aghadazeh Mohandesi *et al.*(71) a presença de bolhas de ar pode resultar numa resistência à fratura não homogénea. As fissuras podem ter início nos defeitos e impurezas existentes na resina composta, especialmente quando estes se encontram em locais de elevado *stress*. A concentração de *stress* inicial nos poros, diminui a resistência à flexão, diminui a resistência à fadiga e aumenta o desgaste das resinas. Assim sendo, a porosidade deve ser tida em conta no fabrico e manipulação dos novos materiais de restauração.

Como as coroas de *Protemp<sup>TM</sup> 4* com altura oclusal menor (1 mm) apresentaram maior resistência em relação as coroas com alturas oclusais maiores sugere a possibilidade deste material ser indicado em casos de espessura oclusal reduzida.

As coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* com 1,5 mm de espessura oclusal com rebasamento apresentaram maior resistência à fratura do que os restantes grupos do mesmo material mas apenas com o grupo de 1 mm com rebasamento é que essa diferença foi significativa ( $p < 0,05$ ), o que permite especular que este material deve ser utilizado em espessuras oclusais superiores a 1 mm. Pode verificar-se que, ao contrário das coroas *Protemp<sup>TM</sup> 4*, aumentar a espessura oclusal das coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* pode conduzir a uma maior durabilidade. Para além disso, através da análise dos resultados poderá inferir-se que usar coroas *Protemp<sup>TM</sup> Crown* de 1 mm com ou sem rebasamento tem um prognóstico semelhante no que diz respeito à resistência ( $p > 0,05$ ). Isto sugere a possibilidade de em espessuras oclusais reduzidas não ser necessário rebasar a coroa *Protemp<sup>TM</sup> Crown*.

Como só se avaliou a influência do rebasamento na resistência à fratura na altura oclusal mais baixa (1 mm) e não se verificaram diferenças significativas, há necessidade de estudos futuros para avaliar se o mesmo acontece em espessuras oclusais superiores. De acordo com os dados que obtivemos estamos convictos que usar a coroa *Protemp<sup>TM</sup> Crown* sem rebasamento não diminui a resistência da restauração provisória.

Neste estudo conseguiu-se perceber que a média de resistência à fratura nas três alturas oclusais de *Protemp<sup>TM</sup> 4* é maior do que nas três alturas oclusais de *Protemp<sup>TM</sup> Crown* mesmo quando rebasadas com *Protemp<sup>TM</sup> 4*. Essa diferença só não foi estatisticamente significativa na espessura oclusal de 1,5mm. Estes resultados indicam que o *Protemp<sup>TM</sup> 4* é um material ótimo para a realização de restaurações provisórias fixas por pré-impressão, principalmente em casos em que há pouco espaço oclusal.

Segundo Oliva(4) o *Protemp<sup>TM</sup> Crown* tem elevada resistência à flexão, módulo de flexão e dureza, mas demonstra valores intermédios quando se fala de resistência à fratura. O facto deste material conter mais de 50% de partículas de carga na sua composição pode contribuir para os valores elevados apresentados da resistência à flexão e do módulo de

flexão.(4) Por sua vez, o *Protemp™ 4* apresentou uma resistência à flexão, módulo de flexão e dureza inferior ao *Protemp™ Crown*, mas teve uma resistência à fratura significativamente superior.(4) Esta autora concluiu que o *Protemp™ Crown* funciona muito bem para coroas provisórias unitárias, mas o *Protemp™ 4* pode ser recomendado para próteses provisórias múltiplas.

Estes resultados corroboram com os estudos de Kim *et al.*(37) e Ikejima *et al.*(38) que demonstraram que um aumento de volume de partículas de carga até aproximadamente 60% aumenta a resistência à flexão, módulo de flexão e a força de cisalhamento, contudo quando é superior a 60% o módulo de elasticidade continua a aumentar mas o mesmo não acontece com a resistência à flexão e a força de cisalhamento. Por outro lado, no estudo de Kim *et al.*(37) a resistência à fratura máxima foi obtida nas resinas com volume de partículas de carga de cerca de 55% e no estudo de Ilie *et al.*(39) com volume de 57%. Existe ainda alguma evidência que com níveis elevados de partículas de carga (volume maior que 60%) a resistência à fratura começa a diminuir.(37-40)

Segundo Hosseinipour *et al.*(44) a resistência à fratura varia não só com o volume de partículas de carga mas também com o tamanho das mesmas. As resinas compostas por nanopartículas, como é o caso do *Protemp™ 4*, têm melhores propriedades mecânicas em comparação com os compósitos microparticulados porque as resinas compostas por nanopartículas permitem um volume maior de partículas de carga e como são de pequeno tamanho há uma maior compactação das partículas e a possibilidade de propagação de fissura diminui. Segundo estes autores, o aumento de volume de nanopartículas em mais de 40% resulta num significativo aumento da resistência à fratura, contudo, quando o volume é superior a 50% formam-se aglomerados de partículas que criam falhas intrínsecas e a resistência à fratura deixa de aumentar.(44)

A nossa investigação corrobora com estudos anteriores uma vez que com as coroas *Protemp™ 4* obtivemos uma resistência à fratura significativamente superior às das coroas *Protemp™ Crown*, provavelmente porque têm na sua constituição menos de 50% de partículas de carga, enquanto o *Protemp™ Crown* tem mais de 50% de partículas de carga, o que faz com que neste último a resistência seja menor. Para além disso, o *Protemp™ 4* contém na sua estrutura o monómero Bis-EMA, enquanto que o *Protemp™ Crown* contém o monómero análogo Bis-GMA. Como foi provado em estudos

anteriores(22, 32, 33), o monómero Bis-EMA absorve menos água do que o monómero Bis-GMA, pelo que, tendo o *Protemp™ 4* o monómero Bis-EMA faz com que a absorção de água por parte do material seja inferior e, conseqüentemente, a degradação seja menor e a resistência à fratura superior.

No estudo realizado por *de Kok et al.*(45) em que foi analisado o risco de fratura de coroas implanto-suportadas, constatou-se que as coroas de *Protemp™ 4* obtiveram uma elevada resistência à fratura (2386 N) mas uma resistência à flexão e um módulo de elasticidade baixo quando comparado com outras resinas estudadas. Tal como em estudos anteriores de *Magne et al.*(81), a elevada elasticidade do material conduz a uma maior deformação plástica e absorção de energia em comparação com a cerâmica, o que conduz a um amortecimento das forças oclusais e, provavelmente, explica a elevada resistência à fratura do *Protemp™ 4*.

De acordo com os resultados obtidos por *de Kok et al.*(45) o *Protemp™ 4* aparenta ser o melhor material de resina composta para coroas implanto-suportadas e tem a vantagem de ser facilmente reparado quando parte, apresentando, contudo, algumas desvantagens. A sua baixa resistência ao desgaste torna este material inadequado para coroas de longa duração e, sendo uma resina composta, as propriedades mecânicas são influenciadas pela absorção de água. Assim, apesar das vantagens do *Protemp™ 4*, as coroas monolíticas continuam a ser uma melhor solução para as coroas implanto-suportadas porque têm maior resistência à fratura que as resinas compostas.(45)

O mecanismo de fratura de uma coroa é complexo e é determinado pela estrutura dentária, pela coroa e pelo cimento.(65) Muitos estudos concluíram que a resistência à fratura das coroas sem metal está diretamente relacionada com o cimento utilizado.(66, 80, 82) No entanto, outros autores não encontraram influência significativa do cimento quando se fala de resistência à fratura de coroas cerâmicas posteriores.(67, 79)

Segundo *Neiva et al.*(83) a escolha do cimento pode afetar a resistência de restaurações cerâmicas. A presença de falhas na superfície interna são frequentemente o início da fratura e o cimento resinoso pode reduzir a tendência para o início da fratura.(75)

No estudo realizado por *Attia et al.*(66) foi avaliada a resistência à fratura de coroas de cerâmica e de resina composta sobre cotos dentários. Tanto umas como outras apresentaram um aumento significativo de resistência à fratura quando usado um

cimento resinoso ou um cimento de ionómero de vidro reforçado com resina, em comparação com o cimento convencional de fosfato de zinco. Não obstante, este autor(66) constatou que as coroas de compósito estudadas apresentavam maior resistência à fratura com cimento resinoso do que com cimento de ionómero de vidro reforçado com resina, provavelmente porque o primeiro tem na sua constituição um agente de adesão à dentina, o que cria uma adesão química forte.

Em contraste com o estudo de Attia *et al.*(66), Stawarczyk B. *et al.* (67) demonstraram que nas coroas de cerâmica feldspáticas o cimento resinoso aumenta a resistência à fratura, mas que o tipo de cimento é menos importante nas coroas de resina, zircônia, dissilicato de lítio e e metalo-cerâmicas.

Pela análise dos resultados do estudo presente verificou-se que o uso de cimento definitivo IVMR (*Ketac™ Cem Plus Automix*) aumenta a resistência à fratura das coroas *Protemp™ Crown* com espessura oclusal de 1 mm com e sem rebasamento, quando comparado com o cimento de óxido de zinco sem eugenol, contudo essa diferença não é estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Provavelmente a natureza frágil do cimento de óxido de zinco sem eugenol resulta numa concentração de *stress* elevada na interface entre a coroa e o coto, resultando em descimentação e diminuição de resistência à fratura das coroas. Assim, apesar das diferenças não serem significativas, podemos afirmar que, tal como o fabricante das coroas *Protemp™ Crown* aconselha, a utilização de um cimento mais resistente pode ser vantajoso principalmente em casos em que se prevê uma utilização prolongada destas coroas. Apesar disso, fica por testar se a cimentação das coroas *Protemp™ Crown* com cimento resinoso, em vez de ionómero de vidro reforçado com resina, aumentaria significativamente a resistência.

## **5. CONCLUSÕES**

## 5. CONCLUSÕES

1. As coroas *Protemp™ 4* e as coroas *Protemp™ Crown* foram sujeitas a forças compressivas e observou-se uma média de resistência à fratura elevada na ordem dos 970N -2140N.

2. As coroas *Protemp™ 4* obtiveram maior resistência à fratura do que as coroas *Protemp™ Crown* em todas as espessuras oclusais. Essa diferença foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), exceto nas coroas com espessura oclusal de 1,5 mm ( $p > 0,05$ ).

3. As coroas *Protemp™ 4* com 1 mm de espessura oclusal apresentaram uma resistência à fratura significativamente superior às coroas do mesmo material com espessuras de 1,5 mm e 2 mm ( $p < 0,05$ ). Este resultado sugere a possibilidade deste material ser indicado em casos de espessura oclusal reduzida.

4. As coroas *Protemp™ Crown* com espessuras oclusal de 1,5 mm com rebasamento apresentaram maior resistência à fratura do que as restantes espessuras oclusais do mesmo material mas essa diferença só foi significativa em relação ao grupo de 1 mm com rebasamento ( $p < 0,05$ ). Este resultado sugere que o *Protemp™ Crown* deve ser utilizado em espessuras oclusais superiores a 1 mm.

5. Quando as coroas *Protemp™ Crown* de 1 mm foram cimentadas com cimento definitivo (*Ketac™ Cem Plus Automix*) a resistência à fratura aumentou para valores semelhantes aos obtidos pelas coroas do mesmo material com espessuras superiores (1,5 mm e 2 mm) cimentadas com cimento provisório (*RelyX™ Temp NE*).

6. Apesar da cimentação das coroas *Protemp™ Crown* com cimento definitivo (*Ketac™ Cem Plus Automix*) não aumentar significativamente a resistência à fratura das mesmas ( $p > 0,05$ ), pode dizer-se que esta é uma boa opção em casos de uso prolongado destas

coroas. Mesmo assim, são necessários estudos futuros para avaliar se a cimentação definitiva em coroas *Protemp™ Crown* com espessuras superiores a 1 mm aumenta significativamente a sua durabilidade.

7. O rebasamento das coroas *Protemp™ Crown* com espessura oclusal de 1 mm não alterou significativamente a resistência à fratura das mesmas ( $p > 0,05$ ). Este resultado permite especular que o rebasamento das coroas *Protemp™ Crown* não é estritamente necessário para melhorar a sua resistência, embora fique por estudar se o mesmo acontece em espessuras oclusais superiores.

8. Quando se confeccionam próteses provisórias pela técnica direta com pré-impressão, o *Protemp™ 4* aparenta ser uma ótima solução. O mesmo acontece com as coroas *Protemp™ Crown* no caso de se optar pela técnica direta com coroas pré-formadas.

Apesar das limitações deste estudo *in vitro*, os valores obtidos são úteis para relacionar os materiais e os métodos na utilização clínica.

## **BIBLIOGRAFIA**

## BIBLIOGRAFIA

1. Gujjari AK, Bhatnagar VM, Basavaraju RM. Color stability and flexural strength of poly (methyl methacrylate) and bis-acrylic composite based provisional crown and bridge auto-polymerizing resins exposed to beverages and food dye: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2013;24(2):172.
2. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):474-97.
3. Feinberg E. Technique for making full-coverage provisional restorations on teeth with insufficient clinical crowns. *N Y State Dent J* 2010;76(6):22-6.
4. Oliva GS. Mechanical Properties Of Provisional Restorative Materials: Faculty of the School of Dentistry in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Dentistry, Indiana University; 2010.
5. Jo LJ, Shenoy KK, Shetty S. Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. *Indian J Dent Res* 2011;22(1):71.
6. Wassell R, George GS, Ingledew R, Steele J. Crowns and other extra-coronal restorations: provisional restorations. *Br Dent J* 2002;192(11):619-30.
7. Guazzato M, Santosa R, Chou JP. Provisionalisation in Fixed Prosthodontics. *Oral Rehabilitation: A Case-Based Approach* 2012:53.
8. Abdulmohsen B, Parker S, Braden M, Patel MP. A study to investigate and compare the physicomechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dent Mater* 2016;32(2):200-10.
9. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27(4):339-47.
10. Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):258-64.

11. McDonald T. *Contemporary temporization* 2009 [Available from: <http://www.ineedce.com/courses/1578/PDF/0909CEIcontemp.pdf>.
12. Mathur S, Shah A, Makwana R, Shah M, Shah A, Jathal N. Provisional Restorative Materials In Fixed Prosthodontics: A Comprehensive Review. Bhavnagar University's journal of dentistry 2013;3(3):49-57.
13. Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. J Prosthet Dent 2006;96(6):418-23.
14. Patras M, Naka O, Doukoudakis S, Pissiotis A. Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. J Esthet Restor Dent 2012;24(1):26-38.
15. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. Dent Mater J 2007;23(12):1574-83.
16. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. J Dent 2008;36(1):15-20.
17. Altintas SH, Yondem I, Tak O, Usumez A. Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. Clin Oral Investig 2008;12(3):283-6.
18. Bettencourt AF, Neves CB, de Almeida MS, Pinheiro LM, Oliveira SA, Lopes LP, *et al.* Biodegradation of acrylic based resins: A review. Dent Mater 2010;26(5):e171-80.
19. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. Biomaterials 2013;34(19):4555-63.
20. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater 1998;14(1):51-6.
21. Balkenhol M, Knapp M, Ferger P, Heun U, Wostmann B. Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. Dent Mater 2008;24(11):1575-84.
22. Kerby RE, Knobloch LA, Sharples S, Peregrina A. Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. J Prosthet Dent 2013;110(1):21-8.
23. Durner J, Wellner P, Hickel R, Reichl FX. Synergistic interaction caused to human gingival fibroblasts from dental monomers. Dent Mater 2012;28(8):818-23.

24. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2002;23(8):1819-29.
25. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* 2012;28(1):13-22.
26. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):364-79.
27. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 2006;22(12):1143-9.
28. Ogliari FA, Ely C, Zanchi CH, Fortes CB, Samuel SM, Demarco FF, *et al.* Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development. *Dent Mater* 2008;24(2):165-71.
29. Lemon MT, Jones MS, Stansbury JW. Hydrogen bonding interactions in methacrylate monomers and polymers. *J Biomed Mater Res A* 2007;83(3):734-46.
30. Annusavice KJ. *Philips's Science of Dental Materials*. 11 ed: Elsevier Science; 2003. 163-484 p.
31. Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 2009;117(4):442-6.
32. Kerby RE, Knobloch LA, Schricker S, Gregg B. Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility. *Dent Mater* 2009;25(3):302-13.
33. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
34. Pfeifer CS, Silva LR, Kawano Y, Braga RR. Bis-GMA co-polymerizations: influence on conversion, flexural properties, fracture toughness and susceptibility to ethanol degradation of experimental composites. *Dent Mater* 2009;25(9):1136-41.
35. Conceição EN. *Dentística: saúde e estética*. 2 ed: Artmed Editora; 2007. 164-5 p.
36. Baratieri LN. *Odontologia Restauradora: Fundamentos & Técnicas*. 3 ed: Grupo Gen-Livraria Santos Editora; 2012. 114-7 p.

37. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):642-9.
38. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 2003;19(3):206-11.
39. Ilie N, Hickel R, Valceanu AS, Huth KC. Fracture toughness of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2012;16(2):489-98.
40. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009;13(4):427-38.
41. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater J* 2008;24(7):932-9.
42. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 5 ed: Elsevier Health Sciences; 2016. 415 p.
43. Theodore M, Roberson HO, Heyman Jr EJS. Art and Science of Operative Dentistry. 5 ed: Mosby Elsevier; 2006. 500-2 p.
44. Hosseinalipour M, Javadpour J, Rezaie H, Dadras T, Hayati AN. Investigation of Mechanical Properties of Experimental Bis-GMA/TEGDMA Dental Composite Resins Containing Various Mass Fractions of Silica Nanoparticles. *J Prosthodont* 2010;19(2):112-7.
45. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):59-66.
46. Balkenhol M, Kohler H, Orbach K, Wostmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater* 2009;25(7):917-28.
47. Knobloch LA, Kerby RE, Pulido T, Johnston WM. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *J Prosthet Dent* 2011;106(2):118-25.
48. 3M. *Technical product profile Protemp* [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/4349360/protemp-crown-technical-product-profile.pdf>].
49. Brinker SP. *Provisional Restorations—Enhancing Precision, Predictability and Efficiency* [Available from: <https://contemporaryproductsolutions.com/wp-content/uploads/Provisionals.pdf>].

50. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:67-76.
51. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135-41.
52. 3M. *Technical product profile Ketac Cem Plus* [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/3676590/ketac-cem-plus-technical-profile-in-english.pdf>].
53. Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. *J Prosthodont* 2009;18(6):507-11.
54. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 2002;87(2):225-8.
55. Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):158-62.
56. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont* 2015;7(1):27-31.
57. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent* 2016;115(1):95-102.
58. Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *Dent Mater* 2007;23(1):17-23.
59. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101(3):171-5.
60. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32(6):451-7.
61. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):170-4.
62. Kim SH, Watts DC. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater* 2007;23(12):1570-3.
63. Osman Y, Owen C. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 1993;70(1):94-6.

64. Martin N, Jedynakiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater* 2003;19(2):77-86.
65. Campos RE, Soares PV, Versluis A, de OJOB, Ambrosano GM, Nunes IF. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent* 2015;114(3):447-55.
66. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):117-23.
67. Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J* 2013;32(6):888-95.
68. Drummond JL, Botsis J, Zhao D, Samyn J. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Eur J Oral Sci* 1998;106(2 Pt 1):661-6.
69. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater* 2012;28(1):41-51.
70. Zortuk M, Ozdemir E, Aguloglu S. Evaluating the Fracture Strength of Three Different Provisional Crowns. *J Int Dent Med Res* 2010;3(1):25-8.
71. Aghadazeh Mohandesi J, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dent Mater J* 2007;26(6):827-37.
72. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Handel G. Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non-fiber-reinforced composite molar crowns. *Clin Oral Investig* 2003;7(3):135-9.
73. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent* 2001;29(3):187-96.74. Lehmann F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Fracture resistance of metal-free composite crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):258-64.
75. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):154-60.
76. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101(2):119-27.

77. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* 2015;57(3):255-61.
78. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015;31(8):907-15.
79. Lu C, Wang R, Mao S, Arola D, Zhang D. Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;17:56-65.
80. ShahrbaF S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater* 2014;30(2):234-41.
81. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(2):143-8.
82. Rungruanganunt P, Kelly JR. Insights into "bonding" of all-ceramics influenced by cement, sandblasting and water storage time. *Dent Mater* 2012;28(9):939-44.
83. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent* 1998;10(2):60-6.

## **6. ANEXOS**

## **ANEXO 1**

## **ANEXO 2**

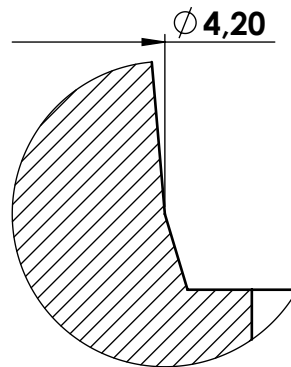
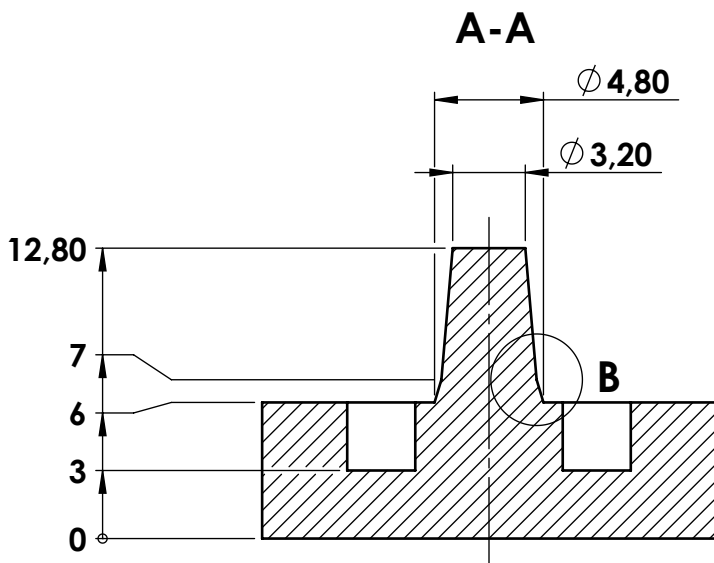
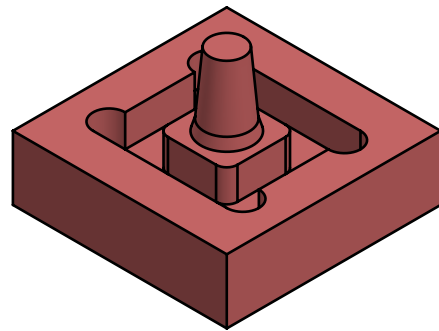
## **ANEXO 3**

## **ANEXO 4**

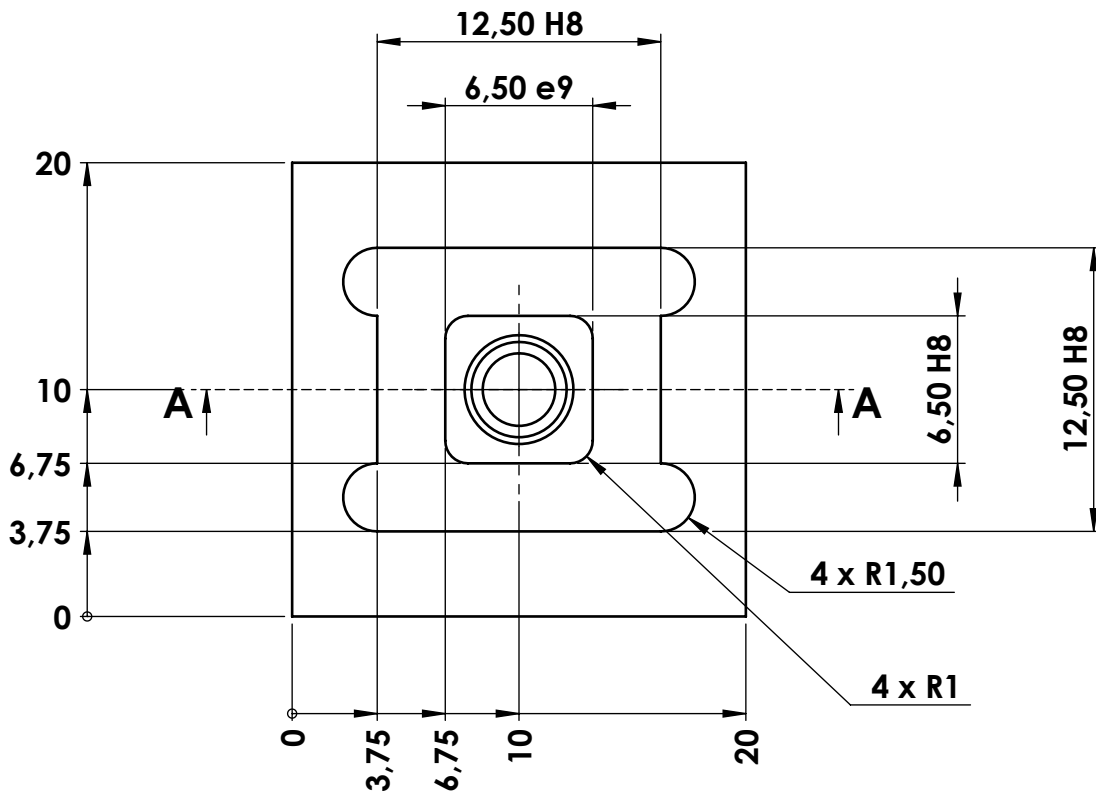
## **ANEXO 5**

## **ANEXO 6**

## **ANEXO 7**



**B (10 : 1)**



**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
 20 x 20 x 12,8



TÍTULO:

**Base Implante**

MATERIAL:

**Aço**

DSNH Nº:

**SCR 01.01.01.16**

PESO: ± 16 g

ESCALA:3:1

UNIDADES: 10

A4

mm

FOLHA 1 DE 1

A

B

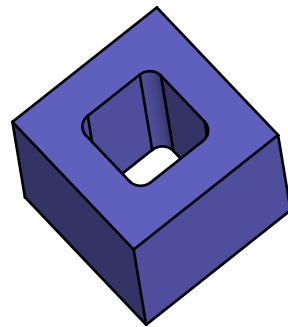
C

D

E

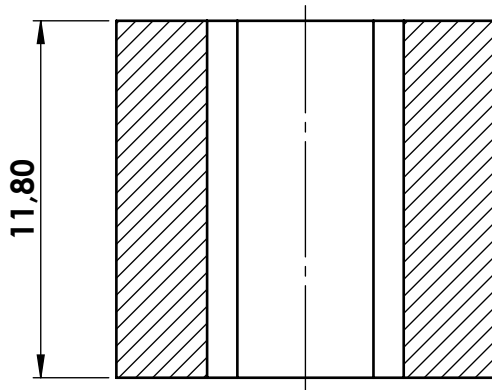
F

A

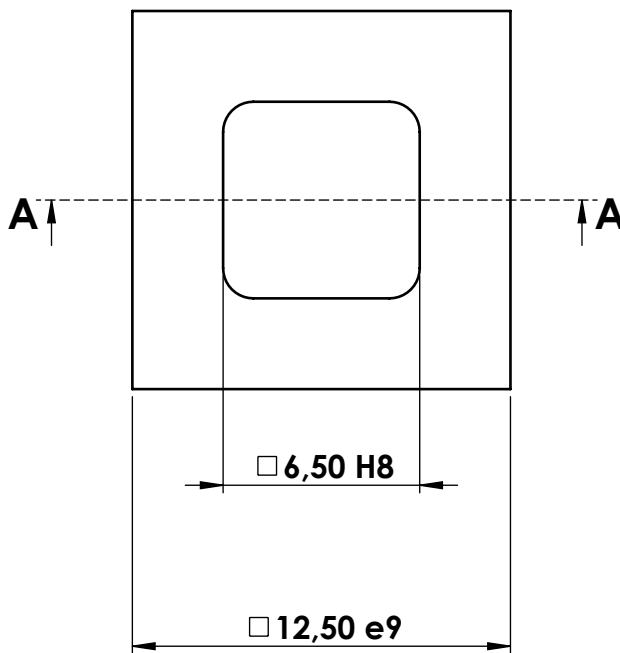


A-A

B



C





D

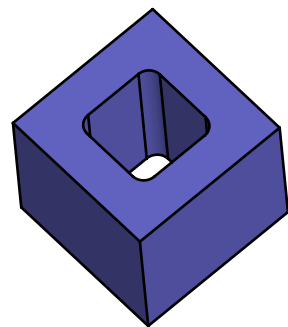
E

**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
**12,5 x 12,5 x 11,8**

F

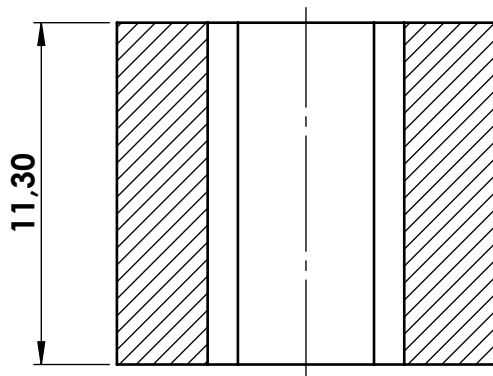
 		TÍTULO: <b>Tampa Total 2mm</b>		
MATERIAL: <b>Acrílico Transparente</b>		DSNH Nº: <b>SCR 05.01.01.16</b>		
PESO: ± 10 g	ESCALA:4:1	UNIDADES: 1	A4	mm
				FOLHA 1 DE 1

A



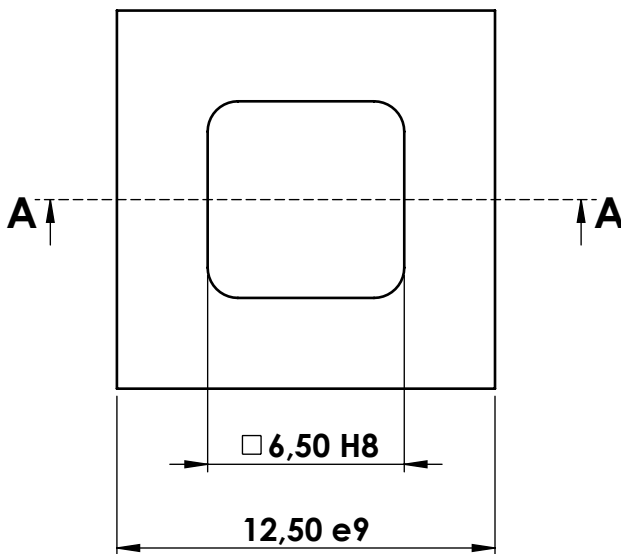
A-A

B



C

D



E

**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
**12,5 x 12,5 x 11,3**

F



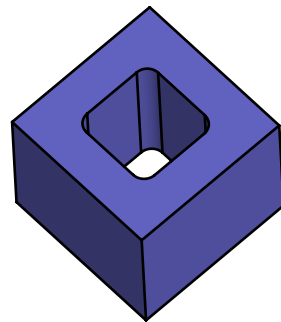
TÍTULO:  
**Tampa Total 1.5mm**

MATERIAL: **Acrílico  
 Transparente**

DSNH Nº: **SCR 06.01.01.16**

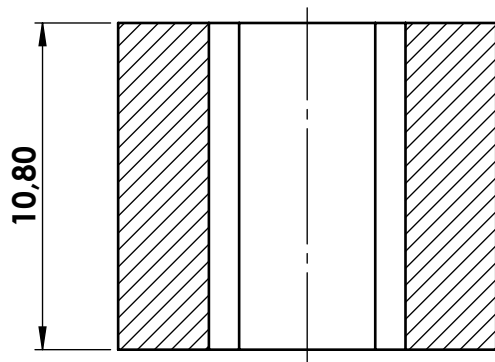
PESO: ± 10 g	ESCALA:4:1	UNIDADES: 1	A4	mm	FOLHA 1 DE 1
--------------	------------	-------------	----	----	--------------

A

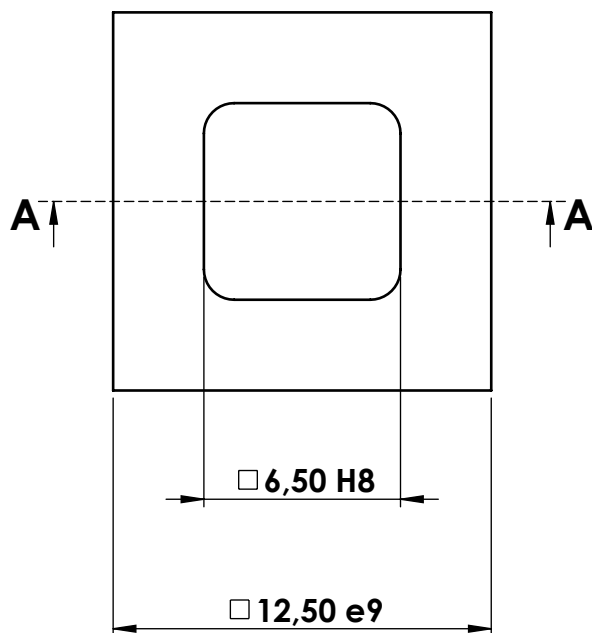


A-A

B



C




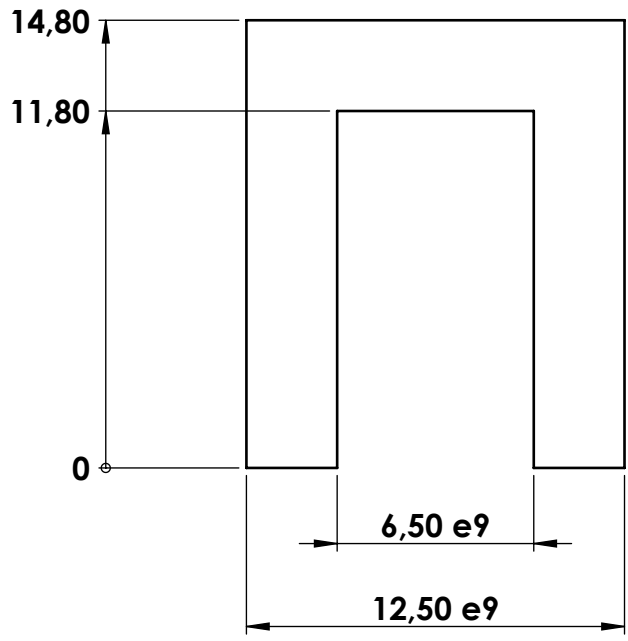
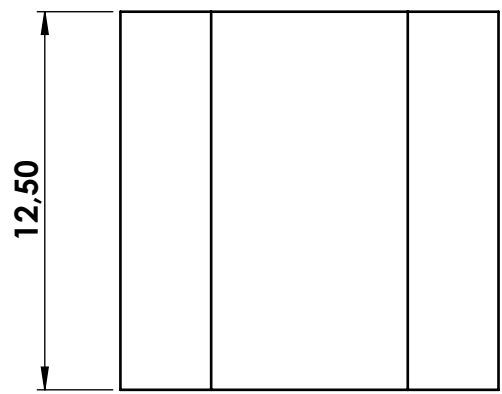
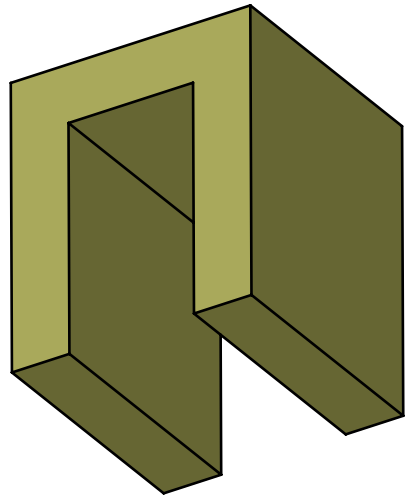
D

E

**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
**12,5 x 12,5 x 10,8**

F

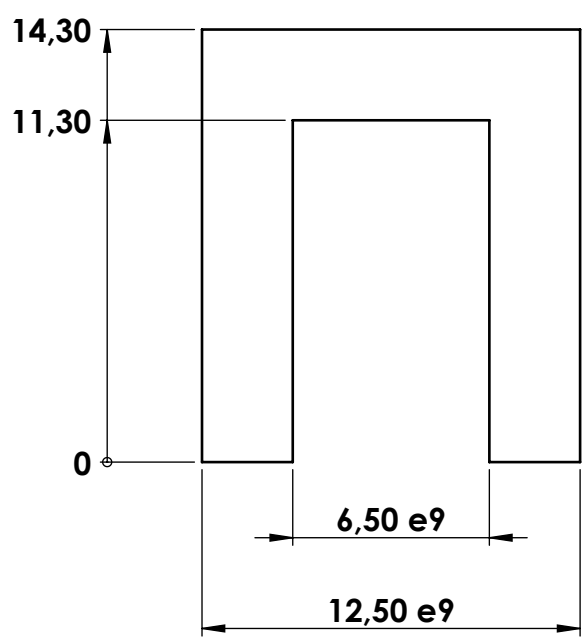
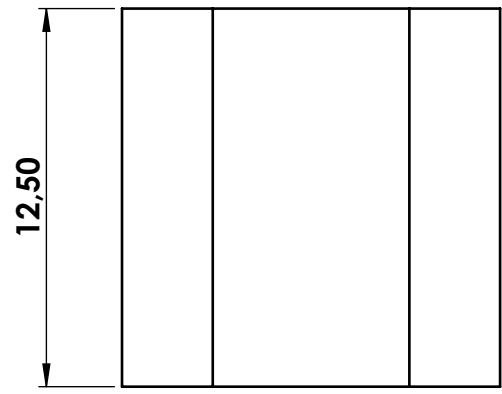
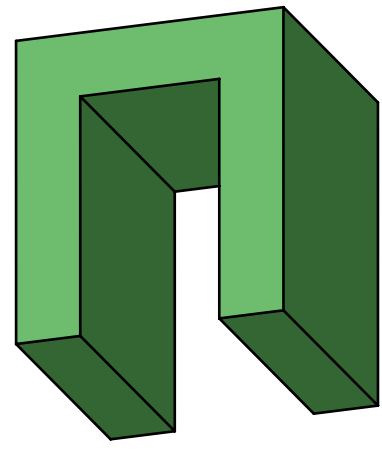
		TÍTULO: <b>Tampa Total 1mm</b>		
MATERIAL: <b>Acrílico Transparente</b>		DSNH Nº: <b>SCR 07.01.01.16</b>		
PESO: ± 9 g	ESCALA:4:1	UNIDADES: 1	A4	mm
				FOLHA 1 DE 1



**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
**14,8 x 12,5 x 12,5**

		TÍTULO: <h1>Tampa 2 mm</h1>									
		MATERIAL: <b>Acrílico Transparente</b>		DSNH Nº: <h1>SCR 02.01.01.16</h1>							
PESO: ± 5g		ESCALA: 4:1		UNIDADES: 1		A4		mm		FOLHA 1 DE 1	

A  
B  
C  
D  
E  
F



**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
14,3 x 12,5 x 12,5



TÍTULO:  
**Tampa 1,5 mm**

MATERIAL: **Acrílico  
Transparente**

DSNH Nº: **SCR 03.01.01.16**

PESO: ± 5 g

ESCALA:4:1

UNIDADES: 1

A4

mm

FOLHA 1 DE 1

A  
B  
C  
D  
E  
F

A

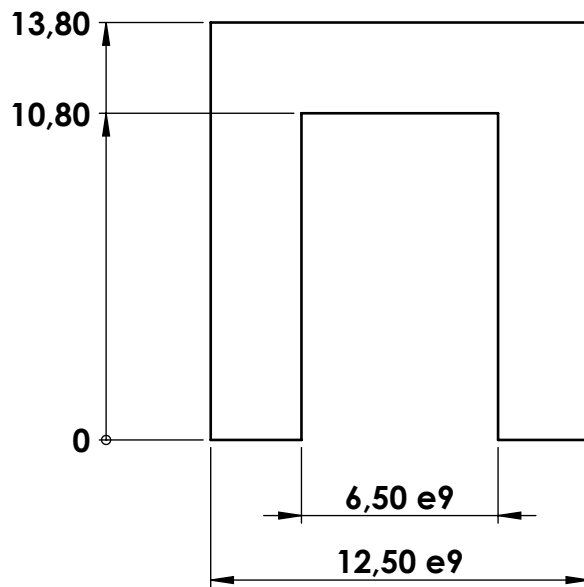
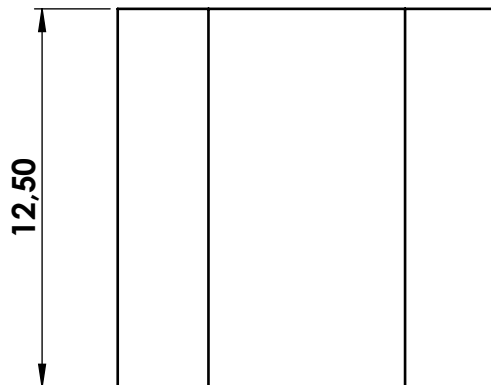
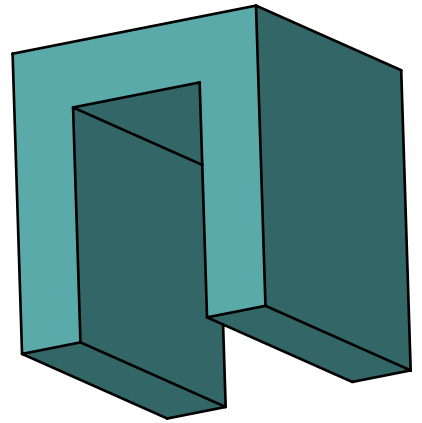
B

C

D

E

F



**DIMENSÕES GLOBAIS:**  
**13,8 x 12,5 x 12,5**



TÍTULO:

Tampa 1 mm

MATERIAL: Acrílico  
 Transparente

DSNH Nº: SCR 04.01.01.16

PESO: ± 5g

ESCALA:4:1

UNIDADES: 1

A4

mm

FOLHA 1 DE 1