

Diana Andreia Silva de Sousa

Perspetiva do Técnico de Prótese Dentária Relativamente às Falhas e outras Alterações
das Próteses Fixas Dento-Suportadas

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2014

Diana Andreia Silva de Sousa

Perspetiva do Técnico de Prótese Dentária Relativamente às Falhas e outras Alterações
das Próteses Fixas Dento-Suportadas

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2014

Diana Andreia Silva de Sousa

Perspetiva do Técnico de Prótese Dentária Relativamente às Falhas e outras Alterações
das Próteses Fixas Dento-Suportadas

*Trabalho apresentado à Universidade
Fernando Pessoa como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Medicina Dentária*

(Diana Andreia Silva de Sousa)

Resumo

Objetivo: Este trabalho teve como objetivo avaliar os possíveis fracassos e falhas de próteses fixas dento-suportadas, segundo a conceção dos técnicos de prótese dentária portugueses, nomeadamente da região da Grande Lisboa e do Grande Porto.

Material e Métodos: Para a realização do estudo, foram selecionados, aleatoriamente, laboratórios de prótese dentária da região do Grande Porto e da Grande Lisboa. Foram enviados inquéritos através do correio azul, via Internet e pessoalmente, tendo-se obtido 51 respostas. A nível teórico, este trabalho baseou-se em 60 artigos, pesquisados nas bases de dados Medline/Pubmed, B-on e GoogleScholar, com um limite temporal de 2000 a 2014, com as palavras-chave: “fixed dental prostheses”, “chipping fracture”, “ceramics”, “metal-ceramic” e “zirconia”.

Resultados/Conclusões: Os técnicos de prótese dentária, inseridos no presente estudo, consideram que o desajuste cervical constitui a maior falha de uma prótese fixa metal-cerâmica, enquanto que na prótese fixa totalmente cerâmica, o desajuste marginal e a fratura por tração são as razões para o fracasso da prótese. Para além disso, o tipo de prótese utilizada, quer em dentes posteriores quer em dentes anteriores, não influencia a taxa de sobrevivência da prótese na boca dos pacientes.

Abstract

Objective: This study aimed to evaluate and identify the possible failures related to implant-supported fixed dentures, according to the design of Portuguese dental technicians. This study focuses particularly in the Greater Lisbon and Greater Porto region.

Material and Methods: For this study, laboratories of prosthodontics in Greater Porto and Lisbon were randomly selected. Surveys were sent via priority mail or via the Internet, yielding 51 responses. The theoretical level of this work was based on 60 articles, searched at the databases of Medline / Pubmed, B-on and GoogleScholar. The articles had a time limit (2000-2014) and the key words used to research were: "fixed dental prostheses", "chipping fracture", "ceramics", "metal-ceramic" and "zirconia".

Results/Conclusions: The dental technicians, included in this study, consider the cervical misfit is the largest failure of a metal-ceramic fixed prosthesis, while in fixed prosthesis fully ceramic, the marginal fit and traction fracture are the reasons for the failure of the prosthesis. In addition, the type of prosthesis used in either the posterior teeth or the anterior teeth does not affect the survival rate of the prosthesis in the patient's mouth.

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu anjo da guarda, Pai. Dava tudo para poder partilhar contigo este momento que marca o fim do meu percurso académico. Onde quer que estejas, sei que estás sempre a olhar por mim, a guiar o meu caminho, a proteger me, a dar-me força ... e espero que estejas muito orgulhoso de mim por esta conquista.

Dedico também às duas estrelas que iluminam a minha vida, avô e avó.

E por fim, dedico à minha mãe, que sempre acreditou em mim e que tornou possível este sonho.

Agradecimentos

À minha orientadora, Prof. Doutora Sandra Gavinha,

Muito obrigada pelo tempo disponibilizado, pela paciência, pela força e pela ajuda durante o desenvolvimento deste projeto.

Obrigada por todos os conhecimentos que transmitiu, por toda aprendizagem, profissionalismo, e ensinamentos ao longo destes 5 anos.

Ao meu co-orientador, Prof. Doutor Júlio Souza. Obrigada pelos ensinamentos, apoio e ideias que serviram de base para a construção deste trabalho.

Agradecimentos

A Deus, por me ter concebido muita força.

À pessoa mais importante da minha vida, Mãe. Obrigada por fazeres tão bem o papel de pai e de mãe, por todo o sacrifício que fizeste para eu conseguir atingir os meus objetivos, por toda a educação que me deste, por toda confiança depositada e por todo o amor. És um exemplo de mãe e de mulher. Sabes que sem ti, isto não seria possível!

Ao meu pai Nandinho, que não é o meu pai verdadeiro mas é um verdadeiro pai para mim. Obrigada por teres aparecido nas nossas vidas, por teres contribuído na minha educação e por todos os esforços que fizeste para eu pudesse finalizar esta meta.

À minha irmã Bia, que sempre quis que eu terminasse rápido o curso para tratar dos “dentinhas” dela.

Aos meus irmãos de coração, Teba e Thairon, e aos meus pais de coração, Mary e Ricardo. Obrigada pela amizade incondicional, pelo companheirismo, pelo amor, pela confiança, pelo apoio e pela força! Um obrigada do fundo do coração por fazerem parte da minha vida e por me acompanharem há 14 anos. Não há palavras que descrevam tudo o que vocês têm feito por mim.

À minha tia Melita, tio Sérgio, Carla e Paulinha, por toda a ajuda que me deram ao longo da minha vida, por se mostrarem sempre disponíveis e por todo o carinho. À minha tia Detinha, Raquel, Nuno e Rui que sempre me deram muita força e ajuda.

Aos meus tios, Dulce e António, que estiverem sempre presentes e próximos de mim, e por toda a ajuda. Aos meus tios Zeca, Fátima, Celeste, Zé e às minhas primas Pi Paula e Pi Lé, mesmo estando longe contribuíram muito para os meus estudos. À minha querida prima Filipa, que é muito mais que uma prima. Obrigada por seres como uma irmã para mim, pela amizade que criamos que tem vindo a crescer, por estares sempre pronta para me ajudares, pelos conselhos, gargalhadas e danças.

Aos meus melhores amigos, Becas, Cátia e Diogo, que me acompanham desde sempre, e que me deram a maior força do mundo ao longo destes anos. À minha amiga Mi, Cátia, Sara, e aos meus amigos Artur, Bruno, Fred, Novais e Rui, obrigada pela vossa amizade.

Aos meus grandes amigos que tive o privilégio de conhecer durante o meu percurso académico, Cláudia, Adérito, Lucas, Telma, Maié, Russy, Mariana, Raquel, Helena, Gil e Ana. Obrigada por todos os momentos que passamos juntos e pela linda amizade que construímos.

A todos os meus amigos que fiz durante o meu período Erasmus em Madrid, nomeadamente, à Maria, Joana, Laura, Catarina, Afag e Rita. Foi um prazer enorme ter partilhado com vocês a melhor experiência da minha vida. Também deixo um agradecimento especial a todos os Professores da Universidade San Pablo CEU que me acompanharam.

À minha colega Ana, que me deu uma enorme ajuda a realizar a parte estatística do estudo.

À minha colega Filipa, que me deu algumas dicas no tratamento dos dados.

À Professora Doutora Cláudia Barbosa, que me disponibilizou uma lista de todos os laboratórios de prótese dentária de Portugal, com as respetivas moradas.

À João, minha Professora do ginásio. Obrigada por todo o apoio e pela força.

A todos os Técnicos de Prótese Dentária que contribuíram com o preenchimento do inquérito para a realização deste estudo, em especial, ao Técnico de Prótese José Manuel Santos, que me mostrou a confeção de uma prótese dentária e perdeu um bocadinho do seu tempo para me passar alguns dos seus vastos conhecimentos.

A todos os docentes que me ensinaram a arte da Medicina Dentária.

Índice

Lista de Abreviaturas

Índice de Gráficos

Índice de Tabelas

I.	Introdução	1
II.	Desenvolvimento.....	3
1.	Metodologia	3
2.	Prótese Dentária Fixa	4
3.	Prótese Fixa Metal-Cerâmica.....	5
i.	Composição	5
ii.	Características.....	5
iii.	Ligas Metálicas.....	8
4.	Prótese Fixa Totalmente Cerâmica	11
i.	Composição	12
ii.	Características	12
iii.	Tipos de Cerâmica	15
Cerâmica Feldspática	15	
Cerâmica Dicor	15	
Cerâmica Aluminizada	16	
Cerâmicas à Base de Sílica	16	
a.	Vitro-Cerâmica com Reforço de Leucita.....	16
b.	Vitro-cerâmica com Reforço de Dissilicato de Lítio	16
Cerâmicas à Base de Óxido	17	
a.	Alumina Infiltrada por Vidro	17
b.	Óxido de Alumina Sinterizado Densamente	17
Zircónia.....	18	
a.	Principais Sistemas Comerciais Disponíveis	19
b.	Tratamentos de Superfície/Cimentação	21
5.	Cimentação	23
6.	Tecnologia CAD/CAM	26
7.	Adaptação Marginal	28
8.	Complicações Clínicas Associadas às Próteses Dentárias Fixas	29
9.	Trabalho de Investigação	33

Objetivos	33
Material e Métodos	33
Amostra	33
Crítérios de inclusão/exclusão	33
Hipóteses	34
Instrumento de recolha de dados	34
Análise Estatística	34
Análise Descritiva	35
Análise Inferencial	54
III. Discussão	62
IV. Conclusão	68
V. Bibliografia	70
VI. Anexos	77

Lista de Abreviaturas

% - Percentagem

μm - Micrómetro

CAD/CAM – Computer Aided Design/Computer Aided Machine

CET – Coeficiente de Expansão Térmica

Fi – Frequência Absoluta

Gpa – Gigapascal

m – Metro

MC – Metal-Cerâmica

MD – Médico Dentista

mm – Milímetro

mm² – Milímetro ao Quadrado

Mpa – Megapascal

°C – Graus Celsius

PD – Prótese Dentária

PDF – Prótese Dentária Fixa

PF – Prótese Fixa

PFMC – Prótese Fixa Metal-Cerâmica

PFTC – Prótese Fixa Totalmente Cerâmica

PPF – Prótese Parcial Fixa

ppm/K – Partes por Milhão/Graus Kelvin

PR – Prótese Removível

PT – Prótese Total

RMC – Restauração Metal-Cerâmica

RTC – Restauração Totalmente Cerâmica

TC – Totalmente Cerâmica

Ticp – Titânio Comercialmente Puro

TPD – Técnico de Prótese Dentária

Índice de Gráficos

Gráfico 1- Gráfico de barras relativo ao tipo de prótese utilizado a nível posterior	37
Gráfico 2- Gráfico de barras relativo ao tipo de prótese utilizado a nível anterior	37
Gráfico 3- Gráfico de barras relativo ao tipo de liga metálica utilizado nas coroas MCs	38
Gráfico 4- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica utilizada nas coroas MCs ...	39
Gráfico 5- Gráfico de barras relativo ao tipo de estrutura utilizada na confecção de coroas TCs	40
Gráfico 6- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica utilizada em RTCs	41
Gráfico 7- Gráfico circular relativo ao número máximo de elementos que os TPD considera seguro utilizar em estruturas TCs	42
Gráfico 8- Gráfico de barras relativo ao tipo de coroa que o TPD utilizaria na restauração do seu próprio molar	43
Gráfico 9- Gráfico de barras relativo ao tipo de PF que os inquiridos utilizariam nos seus próprios dentes posteriores	44
Gráfico 10- Gráfico de barras relativo ao tipo de liga metálica que o TPD utilizaria na confecção da sua prótese	45
Gráfico 11- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica que o TPD utilizaria na sua PTC	45
Gráfico 12- Gráfico de barras relativo ao tipo de tecnologia CAD/CAM que o TPD recorre no processo de fabricação de uma PD	47
Gráfico 13- Gráfico de barras relativo ao motivo pelo qual o TPD não usa o sistema CAD/CAM	48
Gráfico 14- Gráfico de barras relativo às vantagens de utilizar o sistema CAD/CAM no fabrico de PD	49

Gráfico 15- Gráfico de barras relativo à opinião sobre a utilização de superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo	50
Gráfico 16- Gráfico de barras relativo à possível razão do fracasso de coroas MCs	51
Gráfico 17- Gráfico de barras relativo à possível razão do fracasso de coroas TCs	52
Gráfico 18- Gráfico de barras relativo ao tempo de permanência das PMCs na boca dos pacientes	53
Gráfico 19- Gráfico de barras relativo ao tempo de permanência das PTCs na boca dos pacientes	53
Gráfico 20- Gráfico de barras relativo às melhorias na qualidade das coroas de porcelana	54

Índice de Tabelas

Tabela 1- Classificação da falha por Manappallil	33
Tabela 2- Distribuição do tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores 36	
Tabela 3- Distribuição do tipo de prótese com maior frequência em dentes anteriores	37
Tabela 4- Distribuição do tipo de liga utilizada nas coroas MCs	38
Tabela 5- Distribuição do tipo de cerâmica utilizada nas coroas MCs	39
Tabela 6- Distribuição do tipo de estrutura utilizada na confecção de coroas TCs	40
Tabela 7- Distribuição do tipo de cerâmica utilizada em RTCs	41
Tabela 8- Distribuição do número máximo de elementos que é seguro utilizar nas estruturas TCs	42
Tabela 9- Distribuição do tipo de coroa que utilizaria para restaurar o seu próprio molar 43	
Tabela 10- Distribuição do tipo de prótese que o TPD utilizaria para restaurar os seus dentes posteriores	43
Tabela 11- Distribuição do tipo de liga metálica que o TPD utilizava na sua prótese ..	44
Tabela 12- Distribuição do tipo de cerâmica que o TPD usaria numa PTC	45
Tabela 13- Distribuição do tipo material que o TPD usaria numa prótese híbrida	46
Tabela 14- Distribuição do tipo de tecnologia CAD/CAM a que o TPD recorre no processo de fabricação de uma PD	46
Tabela 15- Distribuição do motivo pelo qual o TPD não usa o sistema CAD/CAM	47
Tabela 16- Distribuição das vantagens de utilizar o sistema CAD/CAM no fabrico de uma PD	48

Tabela 17- Distribuição da opinião sobre a utilização de superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo	49
Tabela 18- Distribuição da possível razão do fracasso de coroas MCs	50
Tabela 19- Distribuição da possível razão para o fracasso de coroas TCs	51
Tabela 20- Distribuição do tempo de permanência das PMCs na boca dos pacientes ..	52
Tabela 21- Distribuição do tempo de permanência das PTCs na boca dos pacientes ...	53
Tabela 22- Distribuição das melhorias na qualidade das coroas de porcelana	54
Tabela 23- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese com maior frequência nos dentes posteriores e o tipo de PF que o TPD utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	56
Tabela 24- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese com maior frequência nos dentes posteriores e o tipo de PF que o TPD utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	56
Tabela 25- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores ...	57
Tabela 26- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	58
Tabela 27- Análise cruzada da relação entre do tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	59
Tabela 28- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre do tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	59
Tabela 29- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	60

Tabela 30- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores	60
Tabela 31- Resultado dos testes Kruskal-Wallis.....	62

I. Introdução

Uma coroa total é uma restauração extracoronária que se destina a reconstruir a coroa natural de um dente. A sua finalidade é restaurar a função e a estética de um dente, sendo empregues quando não é possível o uso de materiais restauradores diretos ou por restaurações indiretas conservadoras. Os tipos de coroas mais utilizados no mercado são: metal-cerâmica (MC), totalmente cerâmica (TC) e resina (Stankiewicz e Wilson, 2000).

As próteses fixas metal-cerâmica (PFMCs) são um dos tipos de restauração mais utilizada em Medicina Dentária devido às suas inúmeras propriedades, distinguindo-se a sua resistência, longevidade e a estética pela combinação com a cerâmica (Santos *et al*, 2003).

Atualmente, recorre-se à substituição das restaurações à base de metal por próteses fixas totalmente cerâmica (PFTCs) constituídas por zircónia pelo facto de possuir uma maior biocompatibilidade e estética, ao novo sistema de fabricação de cerâmica pura CAD/CAM e ao elevado custo das ligas preciosas (Behr *et al*, 2012).

Esta dissertação foi elaborada para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária, desenvolvendo um estudo intitulado “ Perspetiva do Técnico de Prótese Dentária Relativamente às Falhas e outras Alterações das Próteses Fixas Dento-Suportadas”. A escolha deste tema deve-se ao interesse pela área da Medicina Dentária relacionada com a prótese fixa (PF) e também para conhecer o ponto de vista dos técnicos de prótese dentária (TPDs) sobre os procedimentos clínicos uma vez que existe pouca informação desse género no nosso país.

Na prática clínica, a utilização de coroas protéticas TCs e MCs tem apresentado um crescimento notório, devido às suas propriedades, como a resistência e estética. Um outro fator importante a este nível é a longevidade, que é encarada como uma preocupação tanto para o médico dentista (MD) como para o paciente. Um prognóstico eficiente de dentes reabilitados proteticamente vai depender de vários fatores, tais como: um planeamento apropriado, a qualidade da liga metálica/tipo de cerâmica a utilizar, o estado periodontal dos dentes pilares, o grau de carga funcional que irá ser aplicada sobre as restaurações, uma confeção adequada, entre outros.

Deste modo, a precisão tem de ser valorizada. É necessário observar as fraturas que surgiram, tal como a classificação das mesmas, compreendendo a localização e a configuração do desenho biológico da prótese. A falta destes métodos é traduzida pela incapacidade do MD analisar o efeito das propriedades dos materiais e a sobrevivência das próteses dentárias fixas (PDFs).

É importante conhecer as razões que podem desencadear eventuais falhas nas PDFs pois torna o tratamento mais eficaz.

O trabalho consiste numa revisão de literatura e numa investigação científica. A revisão bibliográfica foi efetuada com recurso às seguintes palavras-chave: “fixed dental prostheses”, “chipping fracture”, “ceramics”, “metal-ceramic” e “zirconia”. Como limite temporal, foi estabelecido artigos de revisão e estudos *in vivo* com data de publicação superior ou igual ao ano 2000, e manuais de PDF. Foram encontrados 111 artigos, excluiram-se 51 porque baseavam-se em próteses implanto-suportadas e em inlays, onlays e overlays, perfazendo um total de 60 artigos. A investigação científica integra um estudo transversal, mediante a aplicação de um inquérito.

O presente estudo é desenvolvido com o intuito de avaliar o ponto de vista do TPD em relação a falhas e fracassos observados em PF dento-suportadas. É importante ter conhecimento das razões que levam à escolha de um determinado tipo de prótese, consoante as características de cada tipo de material, para assim se obter um bom resultado protético. Com isto, pretende-se averiguar quais são as razões apontadas pelos TPDs relativamente às falhas das PFMCs e PFTCs, mas também o tipo de prótese que confeccionam com maior frequência para o setor anterior e posterior, o tipo de liga/cerâmica mais empregue, a PF que os próprios TPDs optavam para restaurar os seus dentes, o recurso à tecnologia CAD/CAM e as suas vantagens, a proteção da prótese em pacientes com uma parafunção (bruxismo), o tempo que as PFMCs e as PFTCs, fabricadas pelos próprios, permanecem na boca dos pacientes e o que poderia melhorar nas coroas de porcelana.

Após a realização do estudo, foi possível verificar que o desajuste cervical é a maior causa de falha em PFMC, e o desajuste marginal e a fratura por torção contribuem para o fracasso da uma PFTC. Quanto ao tempo de permanência da prótese em boca, esta não é influenciada pelo tipo de prótese empregue, quer a nível dos dentes posteriores como anteriores.

II. Desenvolvimento

1. Metodologia

A pesquisa bibliográfica deste estudo foi realizada entre os meses de março e junho de 2014, nas seguintes bases de dados: Medline/Pubmed, B-on e GoogleScholar, utilizando as palavras-chave: “fixed dental prostheses”, “chipping fracture”, “ceramics”, “metal-ceramic” e “zirconia”. Através da palavra-chave “fixed dental prostheses” encontraram-se 498 artigos mas só foram incluídos 16; “chipping fracture” foram encontrados 3265 e incluídos 4; “ceramics” 180 foram registados e 20 incluídos; “metal-ceramic” foram encontrados 356 e incluídos 14, “zirconia” encontraram-se 1308 sendo apenas 5 incluídos, fazendo um total de 60. Também foram utilizados manuais de tema: PDF como base para definições e complementaridade de escrita.

Os critérios de inclusão dos artigos foram: artigos de revisão de literatura, estudos *in vivo*, com data de publicação superior ou igual a 2000. Os critérios de exclusão foram os artigos que se baseavam em PF implanto-suportadas e em inlays, onlays e overlays.

O estudo baseou-se em inquéritos com 17 questões relacionadas com a frequência de emprego das próteses a nível anterior e posterior, o tipo de liga/cerâmica mais usada, a PF que os próprios TPDs optavam para restaurar os seus dentes, o recurso à tecnologia CAD/CAM e as suas vantagens, a proteção da prótese em pacientes com uma parafunção (bruxismo), o tempo que as PFMCs e as PFTCs, fabricadas pelos próprios, permanecem na boca dos pacientes e que poderia melhorar nas coroas de porcelana. Os inquéritos foram anónimos e preenchidos por TPDs da região do Porto e Lisboa, selecionados aleatoriamente. Os métodos de recolha das respostas dos inquéritos foram os seguintes: 200 inquéritos foram enviados com selo de correio normal, e as respostas foram enviadas por correio azul pré-pago; o inquérito foi enviado pela internet para os *sites*/páginas de laboratórios de prótese dentária (PD); e também foi entregue pessoalmente a 10 laboratórios de PD do Porto. Como resultado, obteve-se 51 inquéritos preenchidos.

2. Prótese Dentária Fixa

Os dentes representam um papel fulcral na vida das pessoas, e a perda de função condiciona a capacidade de ter uma dieta equilibrada, afetando negativamente a saúde sistémica (Zhang e Kim, 2009). O facto dos indivíduos estarem inseridos numa sociedade altamente competitiva, a aparência acaba por ter um enorme impacto na aceitação e na autoestima de cada um, e isso, a nível da Medicina Dentária, promoveu uma evolução de procedimentos cada vez mais estéticos (Carli, 2006). Tanto a função como a estética podem ser restabelecidas através de coroas e pontes dentárias (Zhang e Kim, 2009). Devido à sua conveniência e às vantagens psicológicas e sociais, os pacientes tendem a optar mais pelas próteses parciais fixas (PPFs) do que pelas próteses removíveis (PRs) (Hochman *et al*, 2003).

A reabilitação oral com PF é encarado como um tratamento longo e com custos elevados, que cria grandes expectativas ao paciente, e por vezes, por mais que o MD se entregue com dedicação, com planeamentos meticolosos e uma atenção rigorosa para cada pormenor, o trabalho pode falhar e pode ocorrer a insatisfação do paciente com o resultado final (Pinelli *et al*, 2004). No entanto, nesta área da Medicina Dentária, os fatores técnicos e biológicos têm ser incluídos no plano de tratamento uma vez que desempenham um papel notável no sucesso ou fracasso da prótese (Hochman *et al*, 2003).

Manappallil (2008) inumera sete objetivos do tratamento protético fixo, (1) preservação ou melhoria das estruturas de tecidos moles e duros relacionados; (2) preservação ou melhoria da função oral; (3) melhoria ou restauração da estética; (4) garantia da retenção, resistência e estabilidade da restauração; (5) proporcionar restaurações com integridade mecânica ou estrutural; (6) preservar ou melhorar o conforto do paciente e (7) desenhar restaurações para o máximo de longevidade.

Segundo Shillingburg *et al* (2000), a proporção coroa-raíz ideal para um dente que vai servir de pilar de uma PPF é 2:3, e a proporção mínima aceitável é de 1:1 para um dente pilar que apresente condições normais.

3. Prótese Fixa Metal-Cerâmica

Nos últimos 50 anos, a utilização de coroas MCs atingiu um enorme crescimento, sendo um dos tipos de restauração protética mais usada na Medicina Dentária Restauradora (Santos *et al*, 2003). A PFMC é constituída por uma coifa de metal, que é parecida com um pequeno dedal, que se conforma à preparação dentária e à cerâmica fundida sobre ela. A porcelana acaba por esconder a coifa de metal, obtendo uma restauração mais estética e com os contornos desejáveis (Shillingburg *et al*, 2000).

i. Composição

A infraestrutura de metal atribui suporte e resistência à restauração, mas é um problema a nível estético. Como o material metálico é escuro e opaco, a técnica dentária deve formular uma ilusão de translucidez (Özçelik *et al*, 2011).

A coifa de metal encontra-se recoberta por 3 capas de porcelana (Shillingburg *et al*, 2000):

- Porcelana opaca, que esconde o metal que está por baixo. É responsável por iniciar a cor e tem um papel importante na união entre o metal e a cerâmica;
- Porcelana dentinária ou corpo da porcelana, que constitui a massa da restauração e é responsável pela maior parte da cor;
- Porcelana do esmalte ou incisal, que confere translucidez.

Entre estas 3 capas, são aplicadas outras porcelanas (dentinhas opacas ou modificadores de dentina, ou porcelana clara) com o objetivo de gerar efeitos especiais e a caracterização (Shillingburg *et al*, 2000).

ii. Características

As PFMCs combinam a força e a precisão do metal com a estética da porcelana (Shillingburg *et al*, 2000). As vantagens do sistema MC são o seu desempenho estrutural previsível, a versatilidade e o custo (Motta *at al*, 2008). Pegoraro *et al* (2000) acrescentam a grande resistência mecânica deste tipo de prótese, que torna possível a sua larga utilização clínica e a sua técnica de confeção mais simples.

Este tipo de prótese possui uma estrutura metálica cinzenta que torna difícil mimetizar a estética dos dentes naturais e dá aos tecidos moles uma aparência azulada. Para mascarar a infraestrutura metálica é aumentada a refletividade da porcelana opaca, e isto torna-se mais grave a nível do terço cervical da restauração porque a porcelana é mais fina nesta área (Pjetursson *et al*, 2007).

Vários fatores podem estar na origem da cor, como o tipo de espessura da camada de cerâmica, a quantidade de aquecimentos, os critérios e a temperatura de aquecimento e o tipo de liga de metal a ser usado (Özçelik *et al*, 2011).

Sobre a estrutura metálica é aplicado uma camada de porcelana opaca inicial com uma alta capacidade de mimetização, com o intuito de ocultar o óxido de metal escuro, que proporciona a união da cerâmica ao metal. A cor da porcelana opaca pode ser alterada após o aquecimento e por espessuras clinicamente ajustadas em diversos sistemas de metal, mas a razão para esta mudança de cor não é bem esclarecedora. A espessura da camada da porcelana opaca e/ou a suscetibilidade para a propagação de óxidos capazes de descolorar, no decorrer do aquecimento, pode influenciar a cor final da camada de porcelana opaca (Özçelik *et al*, 2011).

Houve uma melhoria significativa da resistência ao cisalhamento e à tração através da utilização de cerâmicas fundidas sobre a estrutura metálica. A cerâmica ao ser fundida sobre a estrutura metálica tem que respeitar certas condições, nomeadamente o coeficiente de expansão térmico (CET) da liga metálica ser semelhante ao da cerâmica. Durante a queima da cerâmica, a liga metálica aquece e dilata. A cerâmica deve ter o mesmo grau de dilatação, e depois, durante o arrefecimento, a contração dos dois materiais deve ser semelhante para que não haja incorporação da tensão na massa da cerâmica originando trincas imediatas ou tardias (Pegoraro *et al*, 2000). As ligas convencionais de ouro apresentam um CET elevado, cerca de $14 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$, e a porcelana possui um valor menor, $2-4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$, e uma diferença de apenas $1,7 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ pode causar uma tensão de cisalhamento que impossibilite a união das duas estruturas (Shillingburg *et al*, 2000).

A infraestrutura metálica deve ser sujeita a uma construção adequada. Em todas as suas superfícies, tem de haver uma homogeneidade na espessura do revestimento cerâmico uma vez que aumenta a resistência da cerâmica. A espessura da cerâmica tem de ser entre 1 a 2,5 mm. No fundo dos sulcos, onde por exemplo existe um espaço reduzido,

deve ter uma espessura mínima de 1mm, e na ponta das cúspides, em muitas situações, deve ter uma compensação através do metal para que a cerâmica conserve uma espessura ente 1 a 2,5 mm (Pegoraro *et al*, 2000). O desenho da região marginal do *coping* metálico deve ser feito em bisel e paralelo à inserção da coroa. A espessura do *coping* metálico não pode causar a deformação pela abrangência da porcelana durante o seu aquecimento, ou pelas tensões libertadas devido às altas temperaturas, ocorrendo fratura e /ou deslocamento da porcelana (Ribeiro *et al*, 2005).

Relativamente aos contatos oclusais, devem-se realizar, exclusivamente, em metal ou em cerâmica, não podendo ser na interface metal/cerâmica visto que pode causar a fratura da cerâmica. Nos dentes posteriores, o contato deve ser em metal, a não ser que haja a hipótese de colocar recobrimento total com cerâmica por oclusal, e nos anteriores, é exigido o contato em metal. A nível do contato proximal, nas peças dentárias anteriores tem de ser em porcelana para evitar que haja interferência com a estética e translucidez, e nos posteriores deve ser em metal, no terço oclusal da coroa, com exceção do primeiro e segundo molar mandibular, que deve estar no terço médio (Ribeiro *et al*, 2005).

O sucesso de uma PFMC depende, essencialmente, do desenvolvimento de uma união forte entre a infraestrutura de metal e a porcelana, e assim, estas materias têm de ser química, térmica, mecânica e esteticamente compatíveis (Bauer *et al*, 2003). A união do metal à cerâmica assenta em três princípios. O molecular envolve a formação de óxidos na superfície metálica, que promovem a união permanente, desenvolvendo uma estrutura “*sanduíche*” unida, de forma separada, ao substrato do metal como da porcelana. O mecânico baseia-se na rugosidade superficial criada pelo jateamento que induz a retenção mecânica e amplia a área superficial para a união com a porcelana. Por último, a união de compressão relaciona-se com o CET da porcelana ser ligeiramente mais baixo que o da liga metálica, de forma a proporcionar que a cerâmica esteja sob baixa compressão depois do arrefecimento (Gomes *et al*, 2008).

Uma característica fundamental para evitar o aparecimento de porosidades é a molhabilidade da superfície metálica. Nas porosidades estão concentradas as tensões que se formam durante o arrefecimento da porcelana, originando uma possível fissura ou o deslocamento da porcelana no decorrer do seu uso clínico (Bauer *et al*, 2003).

De acordo com Fischer *et al* (2009), uma superfície da liga metálica rugosa promove retenções, exhibe uma área de superfície maior, com uma maior capacidade para estabelecer ligações químicas, e deste modo aumenta a força de ligação à cerâmica, comparativamente a uma superfície polida. Além disso, os autores empregaram termociclagem a quatro ligas metálicas diferentes, com 6000 ciclos, a fim de simular as condições fisiológicas, e concluíram que o envelhecimento por termociclagem influencia a força de ligação entre o metal e o recobrimento cerâmico.

A seleção do tipo de liga metálica depende do custo, da rigidez, da capacidade de fundição, da facilidade do acabamento e polimento, da resistência à corrosão, da compatibilidade com as porcelanas e da preferência pessoal (Shillingburg *et al*, 2000). Roberts *et al* (2009) mencionam os requisitos adicionais das ligas, que são a maior temperatura de fusão, a compatibilidade térmica com a cerâmica, a formação de óxidos e a resistência ao escorrimto, referindo ainda que o sucesso da prótese resulta das propriedades físicas da sub-estrutura de metal.

É fundamental que o MD tenha noção das características da infraestrutura MC, para que durante a prova clínica das estruturas de metal e durante a soldagem, avalie adequadamente a forma e espessura das infraestruturas para conseguir prever o sucesso. Também é muito importante a inter-relação entre o MD e o TPD, a fim de averiguar os fatores que determinam o sucesso da prótese (Pegoraro *et al*, 2000).

iii. Ligas Metálicas

Segundo a classificação da Associação Dentária Americana, as ligas utilizadas para fabricar uma restauração metal-cerâmica (RMC) podem-se inserir em 3 grupos (Shillingburg *et al*, 2000):

- Ligas altamente nobres: ouro-paládio; ouro-paládio-prata e ouro-platino-paládio. Contêm mais de 60% de metal nobre (ouro, paládio, platino), com 40% de ouro, no mínimo.
- Ligas nobres: paládio e paládio-prata. Tem como conteúdo de metal um mínimo de 25%
- Ligas não nobres: cromo-níquel; cromo-cobalto e cromo-níquel-berílio. Apresentam uma proporção mínima de 25% de metal.

As ligas de Ouro-Platina-Paládio (Au-Pt-Pd) foram as primeiras a serem utilizadas com êxito, mas o seu uso diminuiu porque surgiram ligas mais económicas com propriedades mecânicas e resistência à deformação melhores (Roberts *et al*, 2009). A sua resistência à tração é entre 480 e 500 MPa, o seu módulo de elasticidade é 81-96 GPa e a temperatura de fundição é 1150°C (Roberts *et al*, 2009). Como possuiu um baixo módulo de elasticidade não é recomendado o seu uso em restaurações extensas, e o seu alto teor em ouro provoca um maior risco de deformação a altas temperaturas durante a cocção da porcelana, prejudicando a ajuste final da peça (Bauer *et al*, 2003).

A liga Ouro-Paládio-Prata (Au-Pd-Ag) foi desenvolvida com o intuito de ultrapassar as principais desvantagens das ligas Au-Pt-Pd. A resistência à tração é 650-680 MPa, o módulo de elasticidade é 100-113 GPa e a temperatura de fundição é 1320-1350°C. Como desvantagem, o seu teor em prata pode descolorir a porcelana (Roberts *et al*, 2009).

A liga Ouro-Paládio (Au-Pd) desenvolveu-se para colmatar os problemas das ligas contendo prata, ou seja, a descoloração da porcelana e o elevado CET. Tem uma cor de “ouro branco”. A sua resistência à tração é entre 700 e 730 MPa, o seu módulo de elasticidade é 100-117 GPa e a temperatura de fundição é 1320-1330°C. O facto de ter um grau de expansão térmica incompatível com porcelanas de alta expansão, é uma desvantagem (Roberts *et al*, 2009).

As primeiras ligas nobres “livres de ouro” foram as de Paládio-Prata (Pd-Ag) , e desenvolveram-se como alternativa económica das ligas de ouro, que eram mais dispendiosas. Tem cerca de 550-530 MPa de resistência à tração e o seu módulo de elasticidade é o mais vantajoso de todas as ligas metálicas nobres, sendo entre 94 e 117 GPa, possuindo uma boa resistência ao escorrimento A sua temperatura de fundição ronda os 1310-1350°C (Roberts *et al*, 2009). Como desvantagem, podem causar descoloração da porcelana (Bauer *et al*, 2003).

As ligas Paládio foram criadas, especialmente, por motivos económicos, para superar a fraca biocompatibilidade das ligas de fundição à base de níquel e para diminuir a descoloração da porcelana pelas ligas Pd-Ag. Devido à instabilidade dos preços do paládio, no início do ano 2000, foram introduzidas novas ligas, sendo as mais notáveis as ligas paládio-cobre, paládio-cobalto e paládio gálio (Roberts *et al*, 2009). Estas ligas apresentam problemas relativamente à mimetização do metal uma vez que têm uma

tonalidade demasiado escura. Também adquirem uma certa dureza, comprometendo o acabamento e o polimento (Bauer *et al*, 2003).

As ligas Paládio-Prata-Ouro (Pd-Ag-Au) foram introduzidas no mercado aproximadamente ao mesmo tempo que as ligas Pd-Cu e Pd-Co, mas devido às insuficiências destas ligas, a liga Pd-Ag-Au tornou-se mais popular. Têm uma resistência à temperatura mais elevada e uma camada de óxido mais leve do que as restantes ligas de paládio (Roberts *et al*, 2009).

As ligas à base de metal podem-se categorizar em ligas à base de níquel e à base de cobalto. Nos dois sistemas, o elemento cromo é o segundo maior constituinte, e confere resistência à corrosão. Estas ligas adquirem ótimas propriedades físicas, como por exemplo, o maior módulo de que qualquer outra liga, e também uma melhor fluidez do que as ligas de metal nobre (Roberts *et al*, 2009). Para além disso, são de baixa densidade, temperatura de fusão alta, elevada resistência ao escoamento ao decorrer da cocção da porcelana e baixo custo (Bauer *et al*, 2003). Por consequência, as PF de longa extensão, que são fabricadas com este tipo de liga, sofrem menor flexão do que as fabricadas com as ligas de metal nobre, e com menos possibilidade de fraturar a parte da porcelana quebradiça (Madani *et al*, 2011). O inconveniente é que têm tendência a produzir camadas de óxido espessas, escuras, comprometendo assim a estética (Roberts *et al*, 2009). A sua dureza elavada é encarada como um obstáculo no processo de acabamento, causa a descoloração da porcelana e gera baixa resistência à corrosão em comparação às ligas nobres (Bauer *et al*, 2003).

A liga Níquel-Cromo (Ni-Cr) é composta essencialmente por níquel e cromo, mas também contém vários metais leves. Apresenta como resistência à tração 400-1000 MPa, o módulo de elasticidade é igual a 150-210 GPa, e a temperatura de fundição é de 1300-1450°C (Roberts *et al*, 2009). De acordo com Weiss (*cit in* Ribeiro *et al*, 2005), estas ligas são de eleição devido à sua resistência à corrosão, bom escoamento, biocompatibilidade, estética favorável e integridade estrutural. O inconveniente destas ligas reside no fato de causar hipersensibilidade e dermatite de contacto provocada pelo níquel (Bauer *et al*, 2003).

A liga Cobalto-Cromo (Co-Cr) tem como principal constituinte o cobalto, seguido do cromo, que é responsável pela força e pela resistência à corrosão. É a alternativa mais comum para doentes alérgicos ao níquel. Excluindo as ligas de titânio, estas ligas Co-Cr

contêm as maiores taxas de fusão das ligas de fundição, tornando a sua manipulação laboratorial mais difícil (Roberts *et al*, 2009). O cobre e o cobalto podem levar à formação de um óxido escuro, para além de conseguir atingir temperaturas muito altas (Shillingburg *et al*, 2000).

Quanto ao titânio, ao longo dos últimos anos, observou-se a um aumento do uso médico do titânio comercialmente puro (Ti CP) e das ligas de titânio. Na área da Medicina Dentária, pode ser empregue em implantes dentários, PF de metal e MC, como também em próteses parciais. É o metal mais biocompatível para uma PD (Roberts *et al*, 2009). Não é tóxico, é hipoalérgico, é radiolúcido e tem baixo custo (Bauer *et al*, 2003). É um material que apresenta uma boa resistência à corrosão, baixa densidade, ótimas propriedades mecânicas e alta biocompatibilidade, mas tem alguns inconvenientes relacionados com a fundição e o revestimento de titânio (Hey *et al*, 2013).

As ligas de titânio mais utilizadas a nível dentário e médico são as de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V). Apesar de terem uma maior força, relativamente ao Ti CP, alguns autores referem que deve ser utilizada com cuidado uma vez que a libertação lenta de alumínio e vanádio pode originar efeitos negativos de biocompatibilidade (Roberts *et al*, 2009).

O sucesso do titânio, combinado à diminuição dos custos da técnica de fundição e simplificação dos modos de processamento, faz com que ele seja um formidável substituto dos metais nobres e dos metais básicos, devido às suas propriedades mecânicas e biológicas (Bauer *et al*, 2003).

4. Prótese Fixa Totalmente Cerâmica

As cerâmicas dentárias iniciaram a sua história no século XVIII, sendo utilizadas no fabrico de uma prótese total (PT) e de peças dentárias, com o objetivo de reproduzir a cor e a translucidez dos elementos naturais. Apresentam várias particularidades intrínsecas que são consideradas desejáveis, e são um dos materiais dominantes na ciência e na arte da reconstrução dentária (Carli, 2006).

i. Composição

As cerâmicas são compostos inorgânicos de elementos metálicos e não metálicos, e originam-se a elevadas temperaturas, através da queima de materiais brutos (minerais). São constituídas por feldspato (75-85%), quartzo ou sílica (12-22%) e caolin (3-5%), sendo adicionados pigmentos, opacificadores e fundentes (Barbosa, 2010).

A porcelana dentária convencional é considerada uma cerâmica vítrea composta por sílica e óxido de potássio feldspato ou soda feldspato, ou ambos. Como os feldspatos constituintes das porcelanas são puros e incolores, são incluídos pigmentos para reproduzir os matizes dos dentes naturais do paciente (Barbosa, 2010).

Os diversos compostos da porcelana originam-se em duas fases principais, a fase vítrea (matriz de vidro), que compreende o processo de cocção e as características do vidro, como a friabilidade, padrão de fratura não direcional e alta tensão superficial no estado líquido; e a fase cristalina, que se baseia na sílica ou quartzo e óxidos metálicos (pigmentos), sendo esta fase responsável pelas características mecânicas e óticas. O facto das cerâmicas apresentarem estes dois tipos de natureza, a vítrea e a cristalina, confere-lhes uma interação de reflexão ótica muito elaborada e semelhante aos dentes naturais, e também devido à sua inércia química, possuem uma solubilidade e corrosão apropriadas, tolerando bem o meio oral (Barbosa, 2010). Assim sendo, a fase vítrea é responsável pela translucidez, enquanto a fase cristalina proporciona resistência (Carli, 2006).

As PFTCs podem ser construídas numa única camada, designando-se por coroas monolíticas, como por exemplo as vitrocerâmicas (à base de dissilicato de lítio ou de leucita), e em seguida é pintada com a cor desejável ou podem ser fabricadas em camadas constituídas pela infraestrutura cerâmica e pela cerâmica de recobrimento (Martins *et al*, 2010).

ii. Características

As cerâmicas possuem uma resistência alta à compressão, bicompatibilidade, estabilidade química, aparência estética, e a condutibilidade térmica e o CET são semelhantes ao da peça dentária (Barbosa, 2010). Motta *et al* (2007) também referem outra vantagem, o menor potencial alérgico dos materiais cerâmicos usados como

infraestrutura. Em comparação com a PFMC, exige menor redução de estrutura dentária e um menor envolvimento periodontal devido à preparação supragengival das margens (Upshaw *et al*, 2013). Mas também mostra algumas desvantagens, tais como, a adaptação marginal inadequada, dificuldade de polimento, baixa resistência à fratura por torção, desgaste das estruturas dentárias antagonistas, dificuldade de obtenção de superfície livre de porosidades e fendas. Apresenta ainda friabilidade, derivado da sua baixa resistência à tração, tendo como consequência uma menor capacidade de absorção de impactos, não sendo recomendado o seu uso em locais que estão submetidos a carga ou stress mastigatório (Barbosa, 2010). Borba *et al* (2011) referem uma outra limitação da cerâmica, que assenta no fato da porcelana ser combinada com materiais, que apresentam uma difusão térmica baixa, como a zircónia parcialmente estabilizada com óxido de ítrio. Assim sendo, tornam-se mais suscetíveis à formação de tensões de tração, que são geradas pela grande diferença existente entre as camadas durante o arrefecimento, podendo originar fissuras na porcelana.

A qualidade da adaptação marginal é um dos fatores que mais contribui para o sucesso e longevidade da prótese (Barbosa, 2010). De acordo com Bindo *et al* (2009), quanto melhor for a acuidade marginal, menor será a espessura da camada de cimento, o que melhora a adaptação da prótese à raiz dentária, visto que é um local suscetível à inflamação gengival, acumulação de placa bacteriana e recidiva de cárie, nomeadamente quando os preparos são realizados de forma subgengival. Boening *et al* (*cit. in* Bindo *et al*, 2009) referem que o *gap* marginal satisfatório deve encontrar-se entre 100 e 200 μm , enquanto McLaren e White (*cit. in* Bindo *et al*, 2009) definem 120 μm como valor limite aceitável. O mecanismo de união e a durabilidade das restaurações cerâmicas é influenciado pela composição e microestrutura da cerâmica e pelas propriedades químicas e físicas do cimento. Realizam-se tratamentos de superfície para aumentar a área da superfície interna das restaurações, formando uma região áspera e livre de impurezas, com uma energia suficiente para que ocorra a união entre a cerâmica e a estrutura dentária (Mosele e Borba, 2014). A superfície da cerâmica pode sofrer diferentes tratamentos a fim de melhorar a sua ligação ao cimento, como a rugosidade mecânica recorrendo ao uso de uma broca de diamante grosso, abrasão usando partículas de alumina ou a gravura com ácido fluorídrico. No entanto, estas técnicas têm as suas desvantagens. A rugosidade mecânica pode provocar o lascar da cerâmica e causa o desajuste da restauração, enquanto o ácido fluorídrico é venenoso, cáustico e

irritável para a pele e pulmão. A rugosidade da cerâmica é conseguida através da colocação de um agente de acoplamento de silano, que se baseia em moléculas bifuncionais com uma extremidade com a capacidade de reagir com o cimento através de ligações químicas (Attia e Kern, 2004).

O fato das RMCs possuírem corrosão, possibilidade de efeitos tóxicos ao usar ligas de metais básicos, e escassa estética por falta de translucidez, a utilização de restaurações totalmente cerâmica (RTCs) tem vindo a aumentar. Atualmente, existem novos sistemas cerâmicos com adição de vidros cerâmicos e de cristais para reforço (quartzo e alumina), melhorando a dureza e estética (Barbosa, 2010).

Para estabelecer o comportamento da cerâmica a longo prazo, deve-se ter em consideração a sua resistência, a tenacidade à fratura, a dureza e o módulo de elasticidade. Uma das propriedades mais importantes é a translucidez da infraestrutura. Quanto mais translúcido for um sistema, mais estará indicado para áreas que requerem estética. Porém, a translucidez e a resistência são inversamente proporcionais uma vez que o aumento de cristais nas cerâmicas, com redução da fase vítrea, eleva os valores de resistência à fratura, tornando o sistema cerâmico mais opaco e, com isto, menos translúcido (Martins *et al*, 2010).

Houve a introdução de novos materiais e técnicas com o intuito de substituir a infraestrutura de metal. Assim sendo, foram criadas as cerâmicas reforçadas, que possuem uma maior quantidade de fase cristalina relativamente à cerâmica felspática convencional. Também se introduziram vários cristais (alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircónia) para bloquear a propagação de fendas quando a cerâmica é sujeita a forças de tração, aumentando a resistência (Carli, 2006).

Segundo Barbosa (2010), não é apenas o tipo de material que confere melhores resultados, mas sim a escolha do melhor material para o caso clínico em específico e também a destreza do profissional com o manuseamento do produto.

Durante a seleção de um sistema cerâmico devem ser analisados vários componentes, como os biológicos (oclusão, atividade funcional e parafuncional do sistema estomatognático), a natureza do substrato (esmalte, dentina, resina composta, liga metálica), a espessura da linha de cimentação, o tipo de cimento e a adesão da cerâmica à estrutura dentária (Martins *et al*, 2010). Barbosa (2010) acrescenta que se deve ter em

conta a resistência mecânica do material, mas não só, também é importante analisar a região a restaurar e a forma como dente se irá unir à restauração, para assegurar a longevidade do tratamento.

iii. Tipos de Cerâmica

Pode-se encontrar diferentes classificações das cerâmicas dentárias. Quanto à sensibilidade ao ácido hidrófluídrico, podem ser agrupadas em ácido-sensíveis (feldspática, feldspática com leucita, fluorapatite e dissilicato de lítio) e em ácido-resistentes (alumina infiltrada por vidro, alumina densamente sinterizada, zircónia densamente sinterizada e zircónia estabilizada por ítrio). Quanto ao modo de processamento, classificam-se em estratificada, prensada, por colagem de barbotina (slip-cast) e CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Machine) (Rolim *et al*, 2013).

É possível encontrar diversos sistemas cerâmicos no mercado, como as cerâmicas à base de sílica, que englobam as porcelanas e as vitrocerâmicas à base de leucita e de dissilicato de lítio; e à base de óxido, onde se insere a alumina, espinélio e zircónia estabilizada por ítrio. Estes reforços foram incorporados com o intuito de aumentar a tenacidade (Martins *et al*, 2010).

Cerâmica Feldspática

Foi a primeira cerâmica a ser confeccionada, e antigamente tinha todas as propriedades necessárias para substituir um elemento dentário, como translucidez, estabilidade química, CET similar ao do dente, baixa condutividade térmica, compatibilidade biológica e resistência à compressão alta. Como inconvenientes, era um material friável, com elevada resistência à abrasão e possuía uma elevada taxa de fratura em regiões de baixa tensão, limitando a sua utilização (Carli, 2006).

Cerâmica Dicor

É uma cerâmica de fundição e foi um dos primeiros sistemas cerâmicos que utilizou uma tecnologia sofisticada. Apresenta 90 a 120 MPa de resistência à fratura, baixo módulo de elasticidade, CET diminuído e resistência

à dureza diminuído. Está indicado para o fabrico de coroas unitárias anteriores e posteriores, sendo pouco usado (Gomes *et al*, 2008).

Cerâmica Aluminizada

Foi a primeira cerâmica a ser reforçada pelo aumento da fase cristalina. Apresenta uma constituição similar à cerâmica feldspática, mas com 40% em peso de alumina à fase vítrea, que contribui para o aumento da resistência à flexão (120-140 MPa). É utilizada como infraestrutura com 0,5 a 1mm de espessura em substituição do metal uma vez que a alumina reduz bastante a translucidez da cerâmica (Carli, 2006).

Cerâmicas à Base de Sílica

Para fortalecer este tipo de cerâmica, optou-se por aumentar a fase cristalina, melhorando as propriedades mecânicas com o aumento do módulo de elasticidade, que conduziu a uma limitação na difusão da trinca (Martins *et al*, 2010).

a. Vitro-Cerâmica com Reforço de Leucita

Com o reforço de leucita, o formato da distribuição na matriz vítrea resultou mais homogéneo, e houve um acréscimo na resistência flexural de 35-55% relativamente às cerâmicas feldspáticas, sendo de 120 MPa, e tenacidade de $1,2 \text{ MPa/m}^{1/2}$ (Martins *et al*, 2010). O IPS-Empress® (Ivoclar-Vivadent) é uma marca comercial deste tipo de sistema, e está indicado para coroas totais anteriores (Carli, 2006). É composto por cristais de leucita (40-50%), que são introduzidos na matriz vítrea da cerâmica feldspática a fim de evitar a propagação de microfraturas na parte interna do material, que é friável (Junior e Oliveira, 2007). Todos os materiais à base de leucita originam desgastes no dente natural antagonista (Pedrosa, 2010).

b. Vitro-cerâmica com Reforço de Dissilicato de Lítio

São cerca de 4 vezes mais resistentes que as cerâmicas feldspáticas, apresentando um valor de 400 MPa e de tenacidade $3,5 \text{ MPa/m}^{1/2}$ (Martins *et al*, 2010). Apesar deste sistema conter vidro, o que permite a confeção de restaurações translúcidas, estas restaurações devem ser gravadas e cimentadas com cimentos adesivos, a fim de favorecer a sua resistência e longevidade. Permite restaurar três elementos dentários ausentes, a nível anterior até ao segundo pré-molar (Raigrodski, 2004).

O IPS-Empress 2® (Ivoclar-Vivadent) é uma marca comercial deste tipo de sistema e não é recomendado para PPF posteriores com extremos livres, e a utilização de um cimento resinoso está indicada (Peixoto e Akaki, 2008). O sistema IPS e.Max® é uma ótima alternativa pois reproduz com naturalidade as peças dentárias, e engloba quatro materiais muito estéticos e resistentes para as duas tecnologias existentes: injeção e CAD/CAM. Pode-se apresentar na forma de cerâmica de vidro à base de dissilicato de lítio injetado (e.Max Press®) ou fresado (e.Max CAD®), e também à base de óxido de zircónia injetado (e.Max ZirPress®) ou fresado (e.Max ZirCAD5®) (Pedrosa, 2010).

Cerâmicas à Base de Óxido

a. Alumina Infiltrada por Vidro

Este sistema usa óxidos cerâmicos como “limitadores da propagação de trincas”. A alumina é um material mecanicamente frágil, que é infiltrada por vidro de baixa viscosidade que promove um aumento da densidade e da resistência à cerâmica (Martins *et al*, 2010). A resistência de flexão é cerca de 236 a 600 MPa, e a tenacidade à fratura varia entre 3,1 e 4,6 MPa/m^{1/2} (Raigrodski, 2004).

O sistema In-Ceram Alumina® tem cerca de 400 MPa de resistência à flexão, e é recomendado para fabrico de coroas totais anteriores e posteriores e PF de três elementos para a área anterior até pré-molar. É bastante opaco pois 85% do seu volume é alumina (Carli, 2006). O In-Ceram Spinell® foi desenvolvido para colmatar a grande opacidade do sistema In-Ceram Alumina®. Pode ser empregue em coroas unitárias anteriores que necessitem de maior transmissão de luz, mas em regiões sujeitas a pouco esforço mastigatório (Bindo *et al*, 2009). É um sistema mais estético, mas a sua resistência à flexão é de 280 MPa (Medeiros *et al*, 2009).

b. Óxido de Alumina Sinterizado Densamente

Como material de núcleo, o sistema Procera AllCeram® usa óxido de alumina de alto grau de pureza sinterizado densamente. Apresenta uma resistência à flexão 487-699 MPa, e uma tenacidade à fratura de 4,48-6 Mpa/m^{1/2} (Raigrodski, 2004). É recomendado para a confeção de coroas totais anteriores e posteriores e PF de três elementos para a área anterior e posterior (Carli, 2006).

Zircónia

A zircónia também é considerada uma cerâmica à base de óxidos. É um metal azul-escuro, refratário, com alta resistência à tração, elevada dureza e resistência à corrosão (Carli, 2006). Engloba três formas cristalográficas: monoclínica, tetragonal e cúbica dependendo da adição de elementos, como o óxido de cálcio, de magnésio, de ítrio ou de céria, que são responsáveis pela estabilização tetragonal metaestável à temperatura ambiente (Andriuolo *et al*, 2011). Dispõe de um mecanismo único que induz o aumento da tenacidade, denominado por transformação de fases. O mecanismo de obtenção de zircónia parcialmente estabilizada mais empregue e mais descrito na literatura é o Y-TZP (Zircónia Tetragonal Policristalina Estabilizada com Ítrio), que se baseia no impedimento da propagação da trinca pela zircónia estabilizada com, aproximadamente, 3% em molécula de óxido de ítrio. À temperatura ambiente, a zircónia deveria encontra-se na fase monoclínica, ou seja, estável, mas permanece na fase tetragonal. Após a indução de uma tensão externa, surgem campos de tensões de tração na ponta da trinca, e aí verifica-se o processo de obstrução da trinca. Este mecanismo provoca a desestabilização das partículas tetragonais e a alteração de uma fase displaciva (martensítica) em monoclínica, ocorrendo também um aumento do volume do material, entre 3 e 5%, que conduz a uma força compressiva contra as superfícies da trinca, obliterando-a, e perturba a sua propagação ou desenvolvimento (Martins *et al*, 2010). Este procedimento de resistência ativa do desenvolvimento da rachadura é fundamental em situações de fadiga, nomeadamente aqueles que são formados pelas forças da mastigação sobre a restauração (Carli, 2006).

Para além da tenacificação por transformação, o fato da zircónia aumentar o seu volume pode levar ao seu limite elástico, originando uma espécie de micro-fissuras, que são inofensivas ao material e desviam possíveis trincas de maior volume. A trinca ao deparar-se com estas micro-fissuras, altera a sua direção e dissipa energia. Deste modo, as micro-fissuras originadas devido à expansão da zircónia promovem uma maior tenacidade do material (Andriuolo *et al*, 2011).

A transformação de fases também origina o desenvolvimento de camadas compressivas na superfície, resultando da transformação espontânea da fase tetragonal-monoclínica das partículas de zircónia na superfície, ou junto dela, em virtude da falta de compressão hidrostática. Na superfície, os grãos tetragonais podem-se converter em monoclínicos

devido aos tratamentos de superfície, causando tensões compressivas em profundidade. Logo, a possibilidade de gerar uma falha por fadiga é reduzida neste ponto uma vez que a tensão residual compressiva contrapõe-se à tensão trativa exercida sobre ela (Andriuolo *et al*, 2011).

Este material apresenta 900-1200 MPa de resistência à flexão, e 9-10 Mpa/m^{1/2} de tenacidade à fratura, sendo o dobro dos valores dos materiais à base de alumina, e o triplo dos valores dos materiais à base de dissilicato de lítio (Raigrodski, 2004). Exibe excelentes propriedades mecânicas, como a tenacidade à fratura e a resistência à flexão, que é resultado, em parte, da transformação da fase metaestável tetragonal para a monoclinica. Pode ser confeccionada em PPF de três a quatro elementos em qualquer parte da boca (Martins *et al*, 2010). Como desvantagem, apresenta o fenómeno de envelhecimento, que é único para cada cerâmica, e verifica-se pela lenta transformação da fase tetragonal-monoclinica de grãos mais superficiais quando entra em contacto com a água, ou outro fluido corporal. Desenvolve-se rugosidade superficial e formação de micro-fissuras, possibilitando a penetração de água nas camadas subsuperficiais, criando trincas cada vez maiores, e com isto, a resistência mecânica vai sendo perdida (Andriuolo *et al*, 2011).

Quer seja estabilizada por óxido de ítrio, cério, cálcio ou magnésio, a zircónia pode ser detiorada em ambientes com vapor de água, humidade e outros fluídos, e em ambiente aquoso é mais degradante e dá-se em curtos períodos de tempo. É necessário reforçar que as PFs ou unitárias ao serem cimentadas sobre dentes pilares vitais, uma vez que estes têm humidade proveniente dos túbulos dentinários, o agente cimentante deve ter a capacidade de evitar que a superfície de zircónia entre em contacto com a humidade (Martins *et al*, 2010).

a. Principais Sistemas Comerciais Disponíveis

Pode-se encontrar no mercado vários sistemas de zircónia, apresentando diferenças quanto à composição e confeção, o que origina divergências significativas nas características físicas e óticas, e como tal a seleção dos sistemas de zircónia deve ser cuidadosa a fim de garantir uma adequada combinação com a aplicação clínica que se pretende (Carli, 2006).

O sistema Procera AllZircónia® (Nobel Biocare) apresenta um alto teor em zircónia e uma resistência à flexão de 900 MPa. É recomendado para o fabrico de infraestrutura de coroas anteriores e posteriores, onde é colocada uma cerâmica felspática convencional de revestimento com um CET adequado (Carli, 2006).

O sistema Cercon Zircónia® é constituído apenas por zircónia, e tem 900 MPa de resistência de flexão. Está indicado para a elaboração de *copings* para coroa total anterior e posterior, e também infraestruturas de PPF entre três a quatro elementos para a área anterior e posterior (Carli, 2006). Para além disso, possui um núcleo branco, tal como a DCS-Precident® que pode restringir a sua indicação a nível estético (Raigrodski, 2004).

O sistema In-Ceram Zircónia® consiste em alumina infiltrada por vidro juntamente com 35% de zircónia parcialmente estabilizada, para o material do núcleo. Possui 421-800 MPa de resistência à flexão e $6-8 \text{ Mpa/m}^{1/2}$. O seu uso não é indicado em PTCs de dentes anteriores uma vez que o seu núcleo é tão opaco como o da liga de metal, e nessa área, a translucidez é uma propriedade importante para se obter uma boa estética (Raigrodski, 2004). Segundo Junior e Oliveira (2007) é indicada para PF do setor posterior. Se os pilares apresentarem mobilidade dentária não poderão receber PFs fabricadas com este tipo de sistema porque as tensões irão se concentrar nos conectores, ocorrendo falhas prematuras.

O sistema Lava® apresenta 1100 MPa de resistência à flexão, e está indicado para coroas unitárias e PPFs entre três e quatro elementos (Carli, 2006). Usa um núcleo transparente e também pode mascarar os dentes pilares que estejam descoloridos. Este sistema pode ser colorido por um dos setes tons diferentes, incluídos na guia de cores Vita-Lumin (Raigrodski, 2004).

A zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) apresenta excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade, e o óxido de ítrio adicionado é um óxido de estabilização, que tem como objetivo estabilizar a zircónia à temperatura ambiente e originar um composto multifásico, designado por zircónia parcialmente estabilizada (Raigrodski, 2004).

O uso da zircónia requer o uso da tecnologia CAD/CAM, onde se pode empregar quatro abordagens diferentes. A mais utilizada é a partir de blocos cerâmicos parcialmente sinterizados que podem ser usinados de forma fácil (Andriuolo *et al*, 2011).

b. Tratamentos de Superfície/Cimentação

O mecanismo de união e a durabilidade das restaurações cerâmicas é influenciado pela composição e microestrutura da cerâmica e pelas propriedades químicas e físicas do cimento (Mosele e Borba, 2014).

A zircónia é um material que apresenta uma adequada resistência, como tal, cimentos convencionais podem ser empregues, preferencialmente os ionómeros de vidro ou cimentos ionómeros de vidro modificados. Os agentes condicionantes e/ou cimentos de resina devem criar interligações micromecânicas e ligações químicas. Além disso, o fato da cerâmica de zircónia ser um material opaco, recomenda-se o uso de cimentos resinosos duais ou autopolimerizáveis com uma forte ligação química (Carli, 2006). Para ocorrer uma boa adesão, é necessário realizar tratamentos de superfície de retenção física por meio de jateamentos e ligação química entre a cerâmica e o substrato por meio de silanos ou *primers* (Andriuolo *et al*, 2011).

Nas cerâmicas feldspáticas, o condicionamento da superfície com ácido hidrófluorídrico e o jateamento com óxido de alumínio são considerados métodos eficientes na união mecânica aos cimentos, e a silinização, que promove a união química entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica da resina colocado sobre a superfície cerâmica condicionada. Mas nas cerâmicas que apresentam um alto conteúdo de alumina e zircónia, estes métodos não são eficazes porque a fase vítrea encontra-se ausente e o teor em sílica é reduzido (Gomes *et al*, 2008).

Andriuolo *et al*, (2011) sugerem outras alternativas para o tratamento de superfície. O jateamento com grãos de óxido de alumínio induz rugosidade na zircónia, e desta forma, a área da superfície é aumentada e melhora o embricamento micromecânico da resina à zircónia. Posteriormente, através da utilização de *primers* com monómeros fosfatados, cria-se uma união química e, em seguida, aplicação de um cimento resinoso. Com o intuito de minimizar os passos clínicos, pode-se optar por cimentos que apresentem

monómeros que estabeleçam afinidade com os óxidos metálicos. Outra possibilidade é a silicatização, que se baseia no jateamento da superfície cerâmica com pó de óxido de alumínio combinado com sílica. O pó de óxido de alumínio origina irregularidades superficiais, aumenta a temperatura e, com isto, a sílica deposita-se na superfície da cerâmica, formando uma fina camada, o que favorece a união química através dos silanos. Os silanos são componentes com capacidade para incrementar a energia da superfície da cerâmica, favorecer o seu molhamento e promover a adesão dos materiais hidrofóbicos (resina) às superfícies hidrofílicas (cerâmicas). Depois do processo de silanização, a cimentação deve ser feita com cimentos que apresentem afinidade a óxidos metálicos ou cimentos resinosos convencionais, e nestes últimos, deve-se aplicar primeiro *primers* com monómeros fosfatados (Andriuolo *et al*, 2011).

Estes tratamentos de superfície devem ser executados antes da cimentação da estrutura protética. Vários fluídos, como sangue, saliva, e também o gesso, podem entrar em contato com a superfície cerâmica depois da realização dos ajustes em boca ou nos modelos, e não são capazes de serem removidos com água ou álcool, prejudicando a adesão às cerâmicas. Como tal, pode-se proceder à limpeza com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos, sendo um meio eficiente de limpeza e deve ser empregue quando não for possível o tratamento da superfície antes da cimentação (Andriuolo *et al*, 2011).

Para se proceder à melhor escolha do sistema cerâmico, em primeiro lugar, é necessário avaliar a área da reabilitação. A nível anterior, as propriedades óticas do material são mais relevantes do que as altas resistências à flexão, enquanto na área posterior, é essencial uma elevada resistência à flexão para tolerar as forças mastigatórias, e pode-se optar por um material opaco uma vez que a estética não fica comprometida. A capacidade de adesão do material ao dente também deve ser avaliada pois quanto mais resistência o material apresentar, mais complicado será a cimentação adesiva da estrutura, em consequência da dificuldade do condicionamento da superfície da cerâmica (Gomes *et al*, 2008).

Raigrodski (*cit in*. Carli, 2006) referiu as vantagens das cerâmicas constituídas por zircónia:

- O Lava® é um sistema translúcido, capaz de mimetizar, facilitando o recobrimento do núcleo metálico ou do dente descolorado;

- A linha de terminação pode ser efetuada na margem de gengiva livre ou mais abaixo sem afetar a estética, diminuindo a instalação de doença periodontal iatrogénica;
- A zircónia apresenta uma elevada biocompatibilidade, e certos estudos concluíram que a acumulação bacteriana à volta da zircónia é menor do que no titânio;
- Os *copings* de zircónia que apresentarem uma radiopacidade igual à do metal incrementa a análise radiográfica da restauração a nível da integridade marginal, eliminação dos excessos de cimento e cárie secundária;
- Devido às características físicas e mecânicas da infraestrutura de zircónia, é necessário uma área conetora pequena, diferindo entre 7 e 16 mm²;
- Resistência à corrosão.

Raigrodski (*cit in.* Carli, 2006) também mencionou certas limitações do uso das cerâmicas à base de zircónia:

- Mordida anterior profunda uma vez que reduz o espaço inter-oclusal, e o conetor também tem de ser reduzido;
- Dente antagonista extruído, também pela redução do espaço inter-oclusal;
- Dente pilar que apresenta uma coroa reduzida ou com mobilidade;
- Bruxómanos;
- Não se pode seccionar nem soldar como os sistemas MCs, precisando de uma nova moldagem;

5. Cimentação

O cimento deve promover uma ótima aderência entre a coroa ou a PF e as peças dentárias. A adesão depende da composição química do cimento e do tipo de tratamento da superfície dentária, podendo ser alcançada pelo processo de cimentação, reação química ou retenção mecânica. É uma característica com uma enorme importância para o sucesso clínico das restaurações definitivas pois promove retenção e durabilidade a longo prazo (Piwowarczyk *et al*, 2004). A função primordial da cimentação é promover

uma retenção exata, uma vedação durável do espaço entre a estrutura dentária e a PF e conferir propriedades óticas apropriadas (Edelhoff e Özcan, 2007).

O cimento apresenta variadas propriedades, tais como viscosidade, biocompatibilidade, adesividade, solubilidade, absorção de água, estabilidade de cor, resistência ao desgaste, capacidade de selagem, radiopacidade. No momento de seleção do cimento, o MD deve ter isto em consideração, para além dos seguintes fatores clínicos, o tipo de material restaurador, a adaptação marginal, o tratamento da superfície, a oclusão, a preparação dentária, o controlo da humidade, o tipo de acúmulo de material, o tipo de apoio dentário, a rugosidade superficial, se as margens se localizam em esmalte, dentina ou cimento, a localização do dente, a quantidade de remoção dentária, a mobilidade do dente pilar e o grau de destruição dentária (Edelhoff e Özcan, 2007).

Edelhoff e Özcan (2007) dividem os cimentos em dois grupos: os cimentos à base de água (cimento fosfato de zinco e cimento ionómero de vidro) e cimentos polimerizáveis (cimento de resina composta e cimento ionómero de vidro modificado por resina).

O cimento fosfato de zinco baseia-se numa reação ácido-base e o seu mecanismo de fixação à restauração é por retenção mecânica através das irregularidades presentes na superfície da peça dentária e da fundição (Ribeiro *et al*, 2007). Tem como vantagens: baixo custo, fácil manipulação, boas propriedades mecânicas, e possui um fina película, em virtude do seu bom escoamento, facilitando a fixação final da prótese e impede a infiltração bacteriana. Como desvantagens, causa irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória, em consequência do seu pH ácido (Ribeiro *et al*, 2007). Está indicado na cimentação de próteses unitárias ou PPF com metal e TCs do sistema In-Ceram®, Empress 2® e Procera® (Ribeiro *et al*, 2007).

O cimento ionómero de vidro também é obtido por uma reação ácido-base e a sua capacidade de adesão às peças dentárias advém de ligações iónicas na interface dente-cimento (Ribeiro *et al*, 2007). Apresenta um potencial cariostático devido à libertação de flúor, um CET idêntico ao dente e tem a capacidade de adesão química à dentina e ao esmalte. Para além dessas características, tem uma alta solubilidade e baixo módulo de elasticidade (Edelhoff e Özcan, 2007). A desvantagem, é o fato de ter uma baixa resistência à tração e resistência à fratura, também sendo vulnerável à humidade durante o início do ajuste (Piwowarczyk *et al*, 2004). Este cimento é preferencialmente empregue se o paciente for alérgico a qualquer um dos constituintes que estejam

presentes na união adesiva, se as condições periodontais forem mínimas ou quando a visibilidade do campo operatório é fraca (Edelhoff e Özcan, 2007). É recomendado para a cimentação final de coroas e PPFs com metal e cerâmicas do sistema Procera®, In-Ceram® e Empress 2® (Ribeiro *et al*, 2007).

Quanto aos cimentos de resina composta, existem os de dupla polimerização e o cimento ionómero de vidro modificado por resina. Nos cimentos resinosos de dupla polimerização, a polimerização pode ocorrer por luz ou quimicamente. O fato de apresentarem duas formas de polimerização, confere-lhes uma utilização generalizada. Além disso, têm uma resistência mecânica elevada e boas propriedades mecânicas. A nível clínico, o seu uso torna-se complicado e sensível à técnica (Piwowarczyk *et al*, 2004). Apresentam vantagens, como a adesão às estruturas metálicas, resinosas e de porcelana, baixa solubilidade, elevada resistência à tensão e seleção da cor do cimento. As desvantagens assentam no seu alto custo, manipulação sensível, uso de isolamento absoluto durante a cimentação e dificuldade em eliminar os excessos, nomeadamente a nível proximal (Ribeiro *et al*, 2007).

O autoadesivo pertence a este grupo de cimentos, e combina a facilidade de manipulação cedida pelo cimento ionómero de vidro com as propriedades mecânicas excelentes, estética favorável e boa adesão ao dente. Para ocorrer a união à estrutura dentária, não é necessário qualquer tipo de pré-tratamento, como a gravura (*etching*), o condicionamento (*priming*) e a ligação (*bonding*) (Piwowarczyk *et al*, 2004).

O cimento ionómero de vidro modificado por resina resulta da junção de ácido poliacrílico e de hidroximetacrilato (HEMA), que lhe confere uma parte resinosa com propriedades do adesivo hidrofílico ativado pela luz, e outra parte ionomérica que sofre reação química do tipo ácido-base. Apresenta fácil manipulação e utilização, e uma espessura de película correta (Ribeiro *et al*, 2007). Exibe uma maior resistência à compressão e à tração do que o cimento fosfato de zinco e certos cimentos ionómeros de vidro convencionais. A desvantagem é a sua natureza hidrofílica, resultante da formação de polihidroxietil metacrilato durante o processo de solidificação, que origina um aumento da absorção de água e expansão higroscópica (Piwowarczyk *et al*, 2004).

O seu uso é recomendado para cerâmicas do tipo Empress2®, In-Ceram® em geral e Procera®, e desaconselhado em cerâmicas feldspáticas devido à sua expansão tardia que pode provocar fratura nas mesmas (Ribeiro *et al*, 2007). De acordo com o estudo levado

a cabo por Federlin (*cit in.* Edelhoff e Özcan, 2007), o cimento de ionómero de vidro modificado por resina não está indicado na cimentação de coroas de cerâmicas feldspáticas visto que tem uma elevada incidência de causar microinfiltração.

Segundo Borba *et al* (2011), deve ser considerado o espaço ocupado pelo cimento. Tuntipraw e Wilson (*cit in.* Borba *et al*, 2011) verificaram que o fato da espessura do cimento nas coroas de cerâmica pura aumentar provoca uma redução da sua resistência à fratura. O espaço excessivo do agente cimentante pode estar associado a falhas no material de revestimento. Como tal, o espaço do cimento deve ser uniforme e facilitar o assentamento da prótese sem comprometer a sua retenção e resistência (Borba *et al*, 2011).

A escolha adequada do cimento, a sua durabilidade e o seu teor de ligação pode determinar o prognóstico a longo prazo para tratamento protético (Piwowarczyk *et al*, 2004).

6. Tecnologia CAD/CAM

Existem várias técnicas para a elaboração de restaurações cerâmicas, mas a mais moderna e promissora é a que recorre ao sistema CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing), que designa o desenho da estrutura protética auxiliado por computador (CAD), seguido da sua fabricação por uma máquina de fresagem (CAM) (Petter, 2013).

Este sistema foi introduzido na Medicina Dentária no final da década de setenta e início da década oitenta do século passado, com a finalidade de automatizar um processo manual de forma a adquirir um material de elevada qualidade, padronizar métodos de confeção e minimizar os custos de confeção (Correira *et al*, 2006).

O sistema CAD/CAM é composto por uma estrutura que digitaliza o objeto, possibilitando que seja projetado sobre ele através de um *software*, e por uma unidade de usinagem, onde um bloco de cerâmica é fabricado reproduzindo o objeto que foi projetado. Apresenta diversas vantagens, tais como, melhor reprodutibilidade e precisão dimensional, tempo de produção reduzido, possibilidade de trabalhar com materiais mais resistentes e confeccionar RTCs, que dispõem de uma estética superior relativamente às MCs fabricadas pelas técnicas convencionais. As desvantagens são o

seu elevado custo e a aprendizagem acerca da manipulação dos aparelhos (Petter, 2013). Como são tecnologias informatizadas, requerem tanto do clínico como do laboratório, a adaptação às técnicas de trabalho para rentabilizar o investimento que executaram (Correira *et al*, 2006).

Segundo Koren (2013), o *software* CAD/CAM tem a capacidade de individualizar os conectores entre os *copings* e o pântico, e também o pântico, no que diz respeito ao tamanho, forma e inclinação tridimensional.

Os preparos dentários não podem ser digitalizados intraoralmente quando se apresentem a nível subgingival, tornando-se necessário proceder à moldagem convencional e a digitalização do modelo de gesso (Petter, 2013). A estrutura dentária remanescente não pode ter ângulos vivos pois isso causaria linhas de fratura no material, e a nível do sistema de maquinação, a forma e a espessura da ponta da broca, não reproduz ângulos desse género. A linha de acabamento deve ser em chanfro largo ou ombro com o ângulo interno arredondado (Correira *et al*, 2006). Petter (2013) acrescenta que os preparos dentários devem ser evidentes e arredondados com términos contínuos, porque quando o ângulo é aumentado pode interferir com a integridade marginal. Além disso, na usinagem, as pontas utilizadas devem ter 1mm de diâmetro, não havendo estruturas do preparo inferiores a 1mm uma vez que a fase CAM não consegue reproduzir.

Perante a utilização do sistema CAD/CAM é essencial perceber as etapas de confeção, quais os sistemas que estão disponíveis, os tipos e as características dos materiais que podem ser usados, e também as suas vantagens e limitações, a fim de estabelecer um uso correto (Petter, 2013).

Os sistemas CAD/CAM apresentam três fases: a digitalização, o planeamento virtual da peça, e a confeção da peça. Na digitalização, as referências físicas do preparo são transferidas para um computador, onde irá ser formado um modelo virtual, através das digitalizações. O preparo, ou a impressão, ou o modelo de gesso, ou até a arcada dentária são transformados da forma física para a digital por imagens concebidas por luz ou contato (Petter, 2013). Procede-se ao planeamento virtual da peça, onde a imagem é transmitida para um programa de desenho assistido por computador (CAD), e o operador pode desenhar de forma virtual a futura prótese (Correira *et al*, 2006). São determinadas as margens, a oclusão e os pontos de contato são ajustados, a espessura correta para o material restaurador e o espaço interno do cimento são definidos (Petter,

2013). A confeção da peça é a última etapa, também designada por CAM. Realiza-se a materialização da imagem virtual que foi anteriormente produzida na fase CAD, onde pontas diamantadas, sob o controlo de computador e sob refrigeração considerável, confeccionam a peça por meio da usinagem de blocos pré-fabricados (Petter, 2013).

São vários os sistemas CAD/CAM disponíveis no mercado. O primeiro sistema a ser empregue e comercializado de modo viável foi o CEREC® (Chairside Economical Restorations Esthetic Ceramic). Este sistema efetua uma leitura ótica sem contato com a preparação dentária. Está indicado para a confeção de coroas totais, a nível anterior e posterior, numa única sessão. O Procera® é um dos sistemas CAD/CAM com maior sucesso. A digitalização do modelo de gesso é realizada por contato, através de um *scanner* Procera®. Este sistema possuiu uma alguma dificuldade técnica, e como tal, uma adaptação marginal das coroas Procera® com 54-64 µm de espaço, é clinicamente aceitável. O Lava® é um sistema recomendado para a confeção de coroas e pontes de cerâmica anteriores e posteriores. O Everest® é composto por uma máquina de digitalização, um *software* CAD, uma máquina de fresagem e um forno de sinterização. (Correia *et al*, 2006).

7. Adaptação Marginal

A adaptação marginal é uma das principais características responsável pela longevidade das PFs. O fato de existirem fendas marginais provoca uma maior exposição do cimento no meio oral, para além da sua dissolução, o que causa uma acumulação de placa bacteriana nessa zona, promovendo o aparecimento de inflamação gengival, cárie e lesões pulpares (Gordilho *et al*, 2009). Está relacionada com os processos de fabricação (clínicos e laboratoriais), sendo resultado de todas as deformações envolvidas nesse processo (Petter, 2013).

Na literatura não existe um consenso quanto à largura máxima da uma fenda marginal que seja clinicamente aceitável. McLean e Von Fraunhofer (*cit. in*. Petter, 2013) depois de terem averiguado mais de 1000 coroas, definiram que a largura máxima permissível para uma fenda marginal era de 120 µm. Também foram encontrados valores mais baixos, como May *et al* (*cit. in*. Correia *et al*, 2006), em que a adaptação marginal média das coroas Procera® foi de 54-64 µm, enquanto Ellingsen (*cit. in*. Correia *et al*,

2006) chegaram uma adaptação marginal de 47,5 μm +/- 19 μm para coroas CEREC 3D®.

Segundo Denry (*cit. in. Gordilho et al, 2009*), a adaptação marginal das restaurações cerâmicas fabricadas através do sistema CAD/CAM é fraca, mas Oliveira, Bindl e Mörmann (*cit. in. Gordilho et al, 2009*) opõem-se a isso, referindo que os *copings* cerâmicos confeccionados pela tecnologia CAD/CAM, como o Procera®, obtiveram bons resultados de adaptação marginal e superiores aos do In-Ceram® e Empress 2®, que usa a técnica da cera perdida. Gonzalo *et al* (*cit. in. Petter, 2013*) determinaram que a discrepância marginal média foi de 66-71 μm para o sistema Lava All-Ceram®, o sistema In-Ceram YZ® obteve 40-48 μm e o sistema Procera® alcançou as discrepâncias mais baixas, 9-12 μm .

De acordo com Koren (2013), a evolução dos sistema CAD/CAM incrementou a precisão de contorno de término e aperfeiçoou o acabamento das infraestruturas, no entanto, ainda não minimizou o *gap* de desadaptação marginal, comparativamente às estruturas metálicas. O desenvolvimento foi mais evidente a nível da digitalização dos preparos e o acréscimo de recursos do *software* usado para a formação as infraestruturas.

8. Complicações Clínicas Associadas às Próteses Dentárias Fixas

O conhecimento das complicações associadas às PF aumenta clinicamente a capacidade de se elaborar um diagnóstico e um plano de tratamento mais completo e apropriado, transmitir as expectativas ao paciente, e executar o planeamento de tempo que será necessário para os cuidados após o tratamento (Goodacre *et al, 2003*).

Manappallil (2008) define fracasso como sendo “uma incapacidade de cumprir ou satisfazer os objetivos”, e distingue uma falha suave, que é corrigível e a restauração não necessita de reparação, de falha grave, que pode causar a perda dos dentes de suporte. Durante a observação de fraturas clínicas, o MD deve determinar se a fratura constitui uma falha, sendo necessário a substituição da prótese, ou não; e se a superfície da fratura é pequena ou encontra-se numa zona não funcional, não interferindo com a

oclusão, função, estética, contatos próximos ou impactação alimentar (Anusavice, 2012).

Segundo Ikai *et al* (2010), as principais causas para a falha ou fracasso de um PDF são: a perda de retenção, problemas biológicos, como cárie, doença periodontal e endodôntico, questões relacionadas com a estética, e fratura de dentes pilares ou subestruturas de metal. Neste estudo, a doença periodontal foi a maior complicação dos dentes pilares e das PF. Tal facto pode ser explicado pela falta de manutenção regular do estado oral dos pacientes levando à acumulação de placa bacteriana.

Lulic *et al* (2007) realizaram um estudo, onde determinaram as taxas de sobrevivência e a incidência de complicações biológicas e técnicas de PDFs, em pilares que tinham uma redução severa mas um suporte de tecido periodontal saudável. Os resultados do estudo demonstraram que a mastigação pode ser estabelecida e mantida em pacientes portadores de PDF, tendo dentes pilares com uma redução severa mas um suporte periodontal saudável, e a taxa de sobrevivência das PF foram comparadas favoravelmente (96,4% após 5 anos e, e 92,9% após 10 anos) com as incorporadas em pacientes sem dentes pilares severamente comprometidos por doença periodontal. Os autores inferiram que os dentes com mobilidade e com perda do suporte periodontal avançado podiam ser usados com sucesso como pilares de PF extensas, com ou sem unidade em cantilever. Eles dão ênfase ao facto das margens da coroa serem supragengivais, para facilitar a manutenção da saúde periodontal a longo prazo, e a largura das áreas interproximais serem contornadas para que seja executada uma boa limpeza interdentária. Além disso, também referem que este tipo de dentes pilares, severamente reduzidos mas com o suporte periodontal são, ainda contêm sensibilidade tátil devido aos mecanoreceptores existentes no terço apical da raiz.

Curtis *et al* (2006) avaliaram pacientes que apresentavam um retentor da PF solto. De acordo com os autores, o MD pode optar por cortar e remover a prótese, avaliar os dentes pilares e ponderar uma nova prótese. A desvantagem desta técnica é o custo envolvido na confecção de uma nova prótese. A outra opção é tentar remover o retentor cimentado intacto. A força resultante da remoção pode causar danos no dente pilar ou na prótese (fratura da porcelana, lascas do núcleo e do bordo incisal da preparação dentária). Além disso, concluíram que 41% dos pacientes não sabiam que tinham um

retentor solto; 82% não referiram desconforto pelo facto de ter um retentor solto; em 50% dos dentes com um retentor solto houve presença de cárie.

Verrett e Kaiser (2005) dão referência às falhas técnicas, dizendo que ocorrem com maior frequência em próteses que apresentam pelo menos um pântico de extensão em cantilever e que a taxa de falha aumenta quanto maior for o comprimento do cantilever em extensão. Também reportam que o pilar de uma PF adjacente a um cantilever fratura duas vezes mais do que um pilar não adjacente a um cantilever.

Motta *et al* (2008) analisaram o efeito de várias condições de carga sobre a distribuição de stress em PPF, MC e TC, e chegaram à conclusão que a tensão máxima foi sempre desenvolvida a nível do conetor, na área cervical sendo a área mais fraca da prótese e mais suscetível à fratura, independentemente do tipo de material empregue. Quando uma carga funcional é aplicada numa PF, as forças transferidas originam stress, e consequentemente tensão no interior estrutura. Mas a distribuição das tensões pode ser influenciada pela magnitude e direção de aplicação das forças, por exemplo. Ainda assim, a fratura do conetor só irá acontecer se estes valores de tensão forem maiores que o valor de tensão crítica do material com que a PF foi confeccionada (Motta *et al*, 2008). Quanto às proporções do conetor, a nível ocluso-gengival, deve ser alargado o suficiente para se obter estabilidade mecânica. Contudo, as dimensões do conetor podem apresentar restrições relativamente às condições anatómicas disponíveis, como a altura do dente pilar, o tecido gengival envolvente e a dentição antagonista. Deve-se conservar a “janela gengival”, para permitir o acesso durante a higiene oral e impedir a progressão de uma inflamação periodontal por iatrogenia. Aliás, aumentar as dimensões do conetor pode afetar o aspeto dos lábios e a estética (Schultheis *et al*, 2013).

O desenvolvimento do *crack* nas PFs pode envolver três fatores principais, sendo eles, a incompatibilidade de contração térmica, o processamento térmico incorreto e um desenho da prótese inadequado. Foi demonstrado que diferenças do CET de 1ppm/K ou mais entre a infraestrutura metálica e a porcelana de recobrimento ou o núcleo cerâmico e a cerâmica de recobrimento, provoca a formação do *crack* e, subsequentemente, a fratura em massa. O desgaste excessivo no esmalte do dente antagonista também pode causar a falha da prótese. A quantidade e a concentração de compostos na saliva, a exposição a solventes (ácido fosfórico e outros ácidos inorgânicos), a oclusão, a força

máxima de mordida e a força de apertamento, constituem papéis importantes (Anusavice *et al*, 2007).

Outro ponto fundamental que contribui para o insucesso é a falta comunicação entre o MD e o TPD. Hatzikyriakos *et al* (2006) realizaram um estudo na Grécia e concluíram que havia uma falha de comunicação entre o profissional de saúde e o TPD. Um dos principais problemas encontrados foi impressões definitivas inaceitáveis, com espaços vazios ou margens obscuras e pouco claras. Linhas de acabamento inadequadas também foi comum, podendo originar uma má adaptação marginal da restauração definitiva.

As taxas de complicação podem ser melhoradas com uma manutenção cuidadosa e com a valorização da motivação do paciente. Uma das medidas pós-tratamento protético é salientar o paciente quanto à manutenção regular de forma a suprimir a taxa de complicação (Ikai *et al*, 2010).

Manappallil (2008) classificou as falhas em seis categorias, de classe I a classe VI, com gravidade crescente, como mostra a Tabela 1.

Tabela 1- Classificação da falha por Manappallil.

Classe	Descrição
Classe I	A causa da falha é corrigível sem substituição da restauração
Classe II	A causa da falha é corrigível sem substituição da restauração, no entanto, a estrutura de suporte do dente ou fundação exige reparação ou reconstrução.
Classe III	A falha requer apenas substituição da restauração. A estrutura de suporte dentária e/ou fundação está aceitável.
Classe IV	A falha requer substituição da restauração, além de reparar ou reconstruir a estrutura de suporte dentário e/ou a fundação.
Classe V	Falha grave com perda do dente de apoio ou incapacidade de reconstruir usando o suporte original do dente. Possível substituição da PF por outra ou restauração redesenhada para suporte adicional.
Classe VI	Falha grave com perda do dente de apoio ou incapacidade de reconstrução usando o suporte original do dente. Substituição da prótese convencional não é possível.

9. Trabalho de Investigação

Objetivos

Este estudo é do tipo observacional de natureza transversal.

O objetivo deste estudo é avaliar a perspetiva de TPD da região do Porto e de Lisboa, relativamente a falhas e fracassos que ocorrem comumente em PFs dento-suportadas. Também é analisado tipo de PD que mais fabricam para a substituição dentária, o tipo de liga, cerâmica e estrutura mais utilizado, o uso da tecnologia CAD/CAM, as possíveis razões de fracasso das PDs, e a sua sobrevivência.

Material e Métodos

Para a elaboração deste projeto, recorreu-se a uma pesquisa bibliográfica entre março e junho de 2014, nas bases de dados Medline/Pubmed, B-on e GoogleScholar, utilizando as palavras-chave: “fixed dental prostheses”, “chipping fracture”, “ceramics”, “metal-ceramic” e “zirconio”. Também foram utilizados manuais de PDF.

Os critérios de inclusão dos artigos foram: artigos de revisão bibliográfica, estudos *in vivo*, com data de publicação superior ou igual a 2000. Os critérios de exclusão foram os artigos que se baseavam em PF implanto-suportadas e em inlays, onlays e overlays. Com base nos critérios, foram selecionados 60 artigos.

Amostra

Neste estudo participaram 51 TPDs, da região do Porto e de Lisboa.

Critérios de inclusão/exclusão

Os critérios de inclusão são TPDs, da região do Porto e de Lisboa. Os critérios de exclusão são TPDs fora da região do Porto e de Lisboa e que não trabalhem com PDF.

Hipóteses

Irá ser testada sob a hipótese nula (H0) uma ausência de associação/efeito, e sob a hipótese alternativa (H1) a existência de associação/efeito. As hipóteses testadas neste estudo são as seguintes:

- Relação entre o tipo de PD confeccionada com maior frequência nos dentes posteriores e o tipo de PF que o TPD restauraria os seus dentes posteriores;
- Relação entre o tipo de PD confeccionada com maior frequência nos dentes anteriores e o tipo de PF que o TPD restauraria os seus dentes posteriores;
- Relação entre o tipo de prótese que confecciona com maior frequência em dentes posteriores e o tempo que as PMCs permanecem na boca dos pacientes;
- Relação entre o tipo de coroa que utiliza com mais frequência nos dentes anteriores e o tempo que as PTCs permanecem na boca dos pacientes.

Instrumento de recolha de dados

Foi empregue um inquérito (Anexo B) para obter a informação pretendida. O inquérito foi enviado por correio normal, juntamente com uma carta de apresentação (Anexo A), e reenviado por correio azul pré-pago. Também foi entregue pessoalmente a 6 laboratórios de PD do Porto e enviado pela internet, através do formato de *google docs*, para os *sites* de alguns laboratórios de PD.

Este inquérito é composto por 17 perguntas, que permitem avaliar o tipo de prótese mais confeccionado, o tipo de liga, cerâmica e infraestrutura mais utilizado, o número de elementos que se pode restaurar com uma PTC de forma segura, qual o tipo de prótese que optava se tivesse que restaurar um próprio dente, o uso e as vantagens do sistema CAD/CAM, a opinião sobre a restauração protética em pacientes bruxómanos, as possíveis causas do fracasso de cada tipo de prótese, a sobrevivência e o que poderia melhorar na qualidade das coroas em porcelana.

Análise Estatística

Para a elaboração da análise de dados, recorreu-se ao *Microsoft Office Excell 2007* e à *IBM SPSS Statistics 20.0*, e está dividida em análise descritiva e análise inferencial.

A fim de avaliar a relação/associação entre as variáveis qualitativas aplicou-se o teste do Qui-Quadrado para determinar as diferenças existentes entre os grupos. Este teste permite verificar se existem diferenças entre grupos, quando consideramos variáveis de carácter qualitativo ou nominal.

Também foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. É um teste que pode ser usado em variáveis que apresentem qualquer tipo de distribuição dos dados, desde que as amostras sejam independentes, ou dentro de uma amostra existam grupos independentes, num número mínimo de 3. Este teste permite comparar resultados em mais que dois grupos analisando diferenças nas distribuições dos dados, e identificando essas diferenças quando são estatisticamente significativas. Preferencialmente as variáveis devem ser ordinais, ou no mínimo, passíveis de ordenação. Na sua H₀ assume que não existem diferenças entre as amostras, ou entre os grupos amostrais. Se a H₀ for rejeitada, isso significa que existem diferenças estatisticamente significativas entre dois ou mais dos grupos considerados, devendo essa análise ser esmiuçada neste caso.

Os testes empregues neste estudo foram os que melhor se associaram com o tipo de questões utilizadas e com os objetivos de pesquisa (quando aplicável), e foi utilizado um nível de confiança de 95%.

Análise Descritiva

Desde já, é de referir que em várias questões os inquiridos seleccionaram mais do que uma opção de resposta, e como tal, o número total poderá ultrapassar os 51.

Tabela 2- Distribuição do tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores.

	Fi	%	% cumulativa
Sistemas MC	41	77,4%	77,4%
Sistemas TC	10	18,9%	96,2%
Sistemas híbridos (metal+resinas)	2	3,8%	100,0%
Total	53	100,0%	

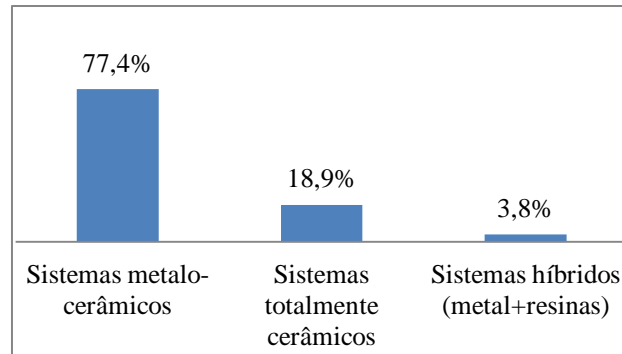


Gráfico 1- Gráfico de barras relativo ao tipo de prótese utilizado a nível posterior.

Inicialmente é perguntado aos inquiridos qual o tipo de prótese mais confeccionado a nível posterior. 41 dos 51 laboratórios que responderam ao inquérito, correspondentes a 77,4% dos inquiridos, indicaram utilizar sistemas MCs, enquanto 18,9% utilizam sistemas TCs. Já 3,8% dos inquiridos dizem utilizar sistemas híbridos.

Tabela 3- Distribuição do tipo de prótese com maior frequência em dentes anteriores.

	Fi	%	% cumulativa
Sistemas TC	42	76,4%	76,4%
Sistemas MC	11	20,0%	96,4%
Outros	2	3,6%	100,0%
Total	55	100,0%	

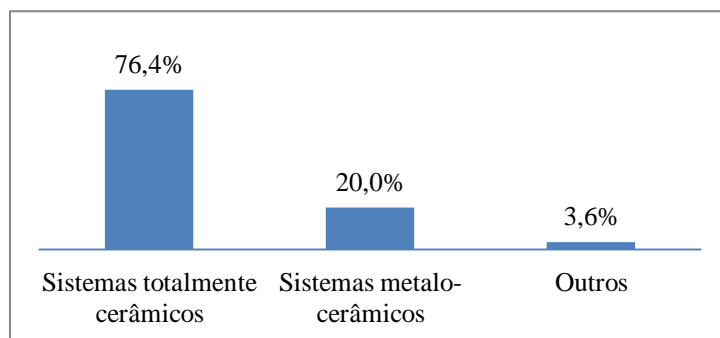


Gráfico 2- Gráfico de barras relativo ao tipo de prótese utilizado a nível anterior.

Nos dentes anteriores, o tipo de coroa utilizada com mais frequência, por 76,4% dos inquiridos são os sistemas TCs, enquanto 20% dos inquiridos afirmam utilizar os

sistemas MCs. Por fim, 3,6% dos inquiridos afirmam utilizar outros sistemas (alguns TPD incluíram a zircónia nos outros sistemas).

Tabela 4- Distribuição do tipo de liga utilizada nas coroas MCs.

	Fi	%	% cumulativa
Ligas de cobalto-cromio	37	68,5%	68,5%
Ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.)	8	14,8%	83,3%
Outras	4	7,4%	90,7%
Ligas nobres de ouro	3	5,6%	96,3%
Ligas de titânio	2	3,7%	100,0%
Total	54	100,0%	

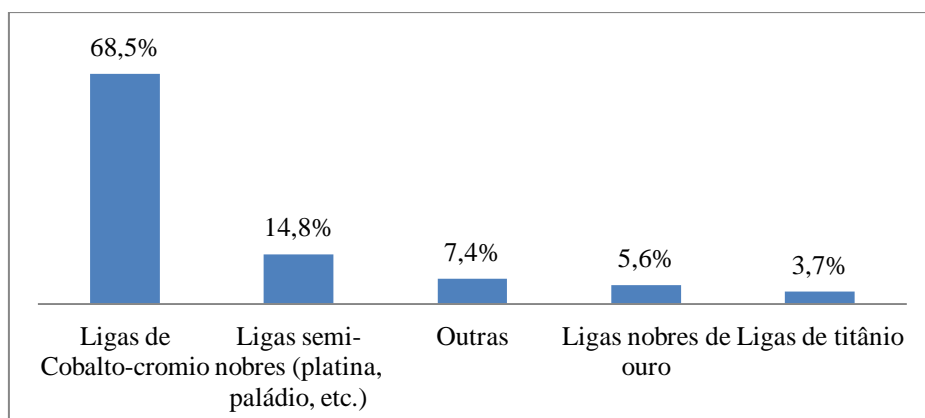


Gráfico 3- Gráfico de barras relativo ao tipo de liga metálica utilizado nas coroas MCs.

Quanto ao tipo de liga metálica mais usado na confecção de coroas MCs, 37 dos laboratórios inquiridos correspondentes a 68,5% responderam ligas de cobalto-cromo, e 14,8% ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.). Outras ligas metálicas são utilizadas por 7,4% dos inquiridos, nomeadamente a liga cromo-níquel, enquanto 5,6% utilizam ligas nobres de ouro, e 3,7% utilizam ligas de titânio. 3 dos 51 laboratórios inquiridos referiram utilizar mais do que uma liga metálica das presentes no inquérito.

Tabela 5- Distribuição do tipo de cerâmica utilizada nas coroas MCs.

	Fi	%	% cumulativa
Outra	28	51,9%	51,9%
Vita	10	18,5%	70,4%
Noritake	9	16,7%	87,0%
Dulceram	3	5,6%	92,6%
Não sei	2	3,7%	96,3%
Ceramco	2	3,7%	100,0%
Total	54	100,0%	

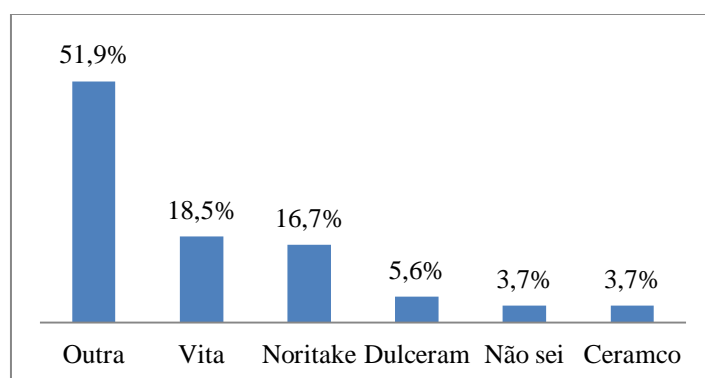


Gráfico 4- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica utilizada nas coroas MCs.

Quanto ao tipo de cerâmica utilizada em RMCs, 51,9% dos inquiridos utilizam um outro tipo de cerâmica, 18,5% usam Vita, 16,7% utilizam Noritake, e 5,6% o Dulceram. Por fim, 3,7% dos inquiridos utiliza Ceramco, e a mesma percentagem de inquiridos afirmou não saber qual o tipo de cerâmica que utiliza em restaurações de coroas MCs.

Entre os TPD que responderam que usavam outro tipo de cerâmica, a mais escolhida foi a Ivoclar, seguida da Creation CC e da Heraeus Kulzer.

Tabela 6- Distribuição do tipo de estrutura utilizada na confecção de coroas TCs.

	Fi	%	% cumulativa
IPS e.max ZirCad (Ivoclar)	14	23,0%	23,0%
Procera zirconia (Nobel Biocare)	14	23,0%	45,9%
Outra	12	19,7%	65,6%
In-Ceram Zirconia (Vita)	10	16,4%	82,0%
In-Ceram Spinell (Vita)	4	6,6%	88,5%
Procera All-Ceram (Nobel)	3	4,9%	93,4%
In-Ceram Alumina (Vita)	2	3,3%	96,7%
LAVA (3M)	2	3,3%	100,0%
Total	61	100,0%	

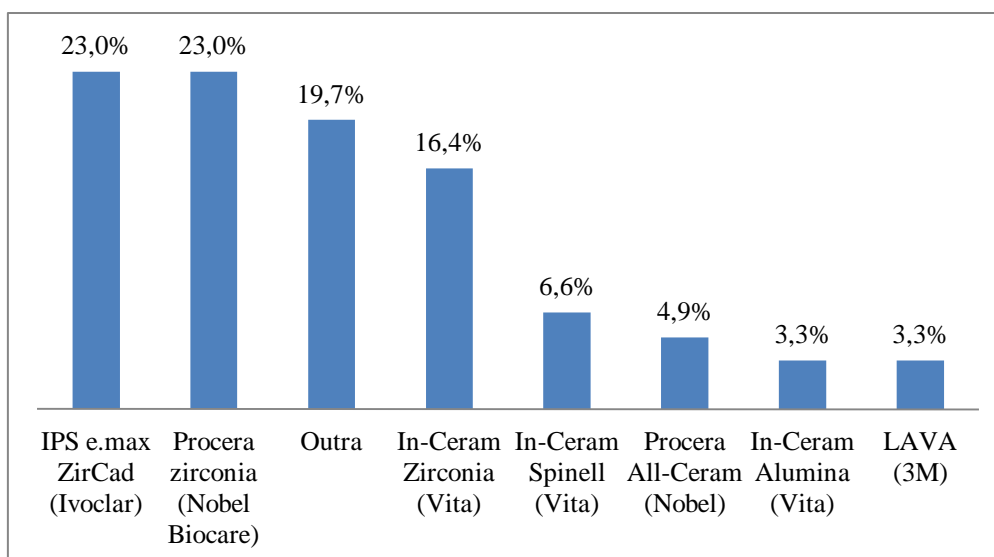


Gráfico 5- Gráfico de barras relativo ao tipo de estrutura utilizada na confecção de coroas TCs.

Na confecção de coroas cerâmicas, 23% dos inquiridos afirmou utilizar o sistema IPS E.max ZirCad (Ivoclar), assim como também 23% dos inquiridos afirmou utilizar Procera Zirconia (Nobel Biocare). Já 19,7% dos inquiridos indicou uma outra estrutura, sendo as mais escolhidas a Zirkozahn e E.max Press. 16,4% afirmou utilizar In-Ceram Zirconia (Vita) na confecção de coroas cerâmicas. In-Ceram Spinell (Vita) é a estrutura utilizada por 6,6% dos inquiridos, Procera All-Ceram (Nobel) por 4,9% dos inquiridos, In-Ceram Alumina (Vita) por 3,3% dos inquiridos, e a mesma percentagem de inquiridos afirmou utilizar LAVA (3M).

É importante referir que nesta questão, 8 dos 51 laboratórios inquiridos, escolheram mais do que um tipo de estrutura.

Tabela 7- Distribuição do tipo de cerâmica utilizada em RTCs.

	Fi	%	% cumulativa
Outra	29	55,8%	55,8%
Vita	12	23,1%	78,8%
Noritake	5	9,6%	88,5%
Dulceram	2	3,8%	92,3%
Não sei	2	3,8%	96,2%
Ceramco	1	1,9%	98,1%
Não executa	1	1,9%	100,0%
Total	52	100,0%	

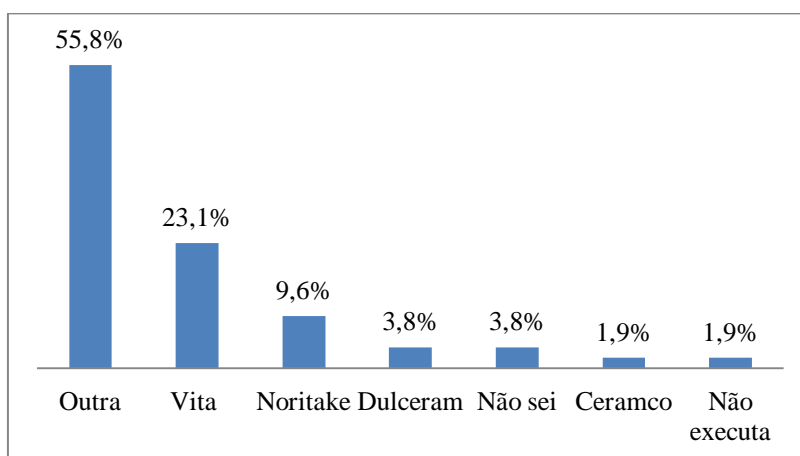


Gráfico 6- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica utilizada em RTCs.

Em termos de tipo de cerâmica utilizada em RTCs, 55,8% dos inquiridos afirmam utilizar um outro tipo de cerâmica além das referidas no inquérito. A mais usada é a E.max Ivoclar, e a Creation 21 numa percentagem menor. 23,1% afirmam utilizar Vita, 9,6% utilizam Noritake, 3,8% utilizam Dulceram, e a mesma percentagem afirma não saber que tipo de cerâmica utiliza. Ainda 1,9% dos inquiridos afirma utilizar Ceramco, e a mesma percentagem de inquiridos não executa RTC. Neste caso, como é fácil de observar, apenas 1 inquirido escolheu mais do que uma opção.

Tabela 8- Distribuição do número máximo de elementos que é seguro utilizar nas estruturas TCs.

	Fi	%	% cumulativa
1	2	3,9%	3,9%
2	4	7,8%	11,8%
3	16	31,4%	43,1%
4	19	37,3%	80,4%
5	10	19,6%	100,0%
Total	51	100,0%	

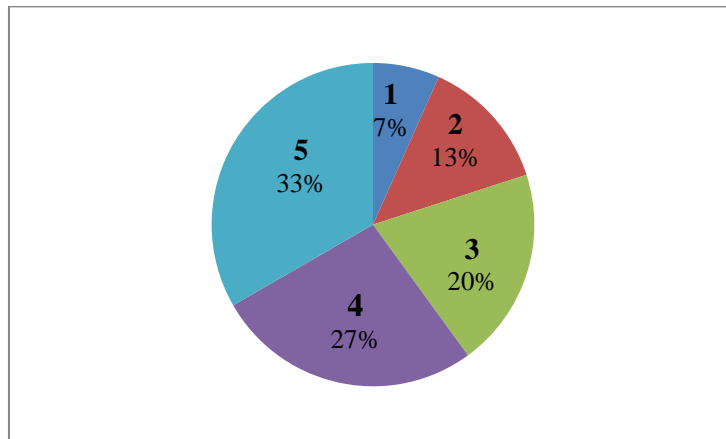


Gráfico 7- Gráfico circular relativo ao número máximo de elementos que os TPD considera seguro utilizar em estruturas TCs.

Nas estruturas TCs, quando questionados sobre até que número de elementos acham seguro utilizar, sem que haja risco acrescido de falha da prótese, 37,3% dos inquiridos respondeu 4; 31,4% respondeu 3; 19,6% respondeu outra; 7,8% respondeu 2; e apenas 3,9% dos inquiridos respondeu 1 elemento.

Cerca de 4 TPD estenderam o número para 8, 12 e 16 elementos, mas referiram que dependia de cada caso e do número de dentes pilares presentes.

Tabela 9- Distribuição do tipo de coroa que utilizaria para restaurar o seu próprio molar.

	Fi	%	% cumulativa
TC	27	52,9%	52,9%
MC	19	37,3%	90,2%
Total metálica em ouro	3	5,9%	96,1%
Outro	2	3,9%	100,0%
Total	51	100,0%	

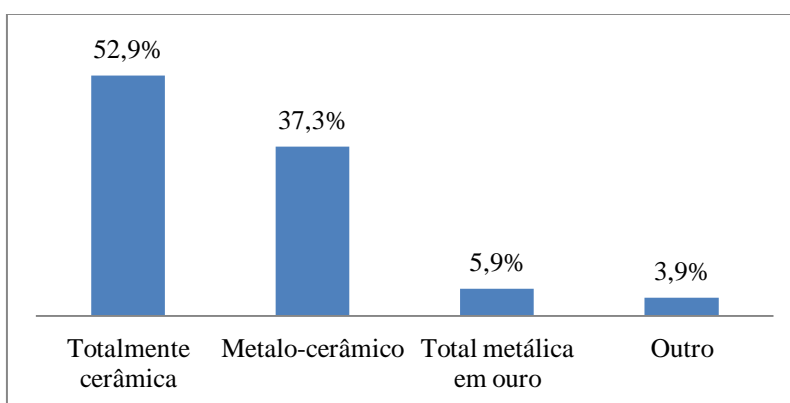


Gráfico 8- Gráfico de barras relativo ao tipo de coroa que o TPD utilizaria na restauração do seu próprio molar.

Na questão referente ao tipo de coroa que os inquiridos utilizariam para restaurar o seu próprio molar, 52,9% respondeu TC. Entretanto 37,3% dos inquiridos afirmou a intenção de utilização de coroa MC, enquanto 5,9% dos inquiridos responderam coroa total metálica em ouro, e por fim, 3,9% dos inquiridos optavam por outro tipo de coroa, a zircónia.

Tabela 10- Distribuição do tipo de prótese que o TPD utilizaria para restaurar os seus dentes posteriores.

	Fi	%	% cumulativa
TC	25	49,0%	49,0%
MC	22	43,1%	92,2%
Híbrida	2	3,9%	96,1%
Outra	2	3,9%	100,0%
Total	51	100,0%	

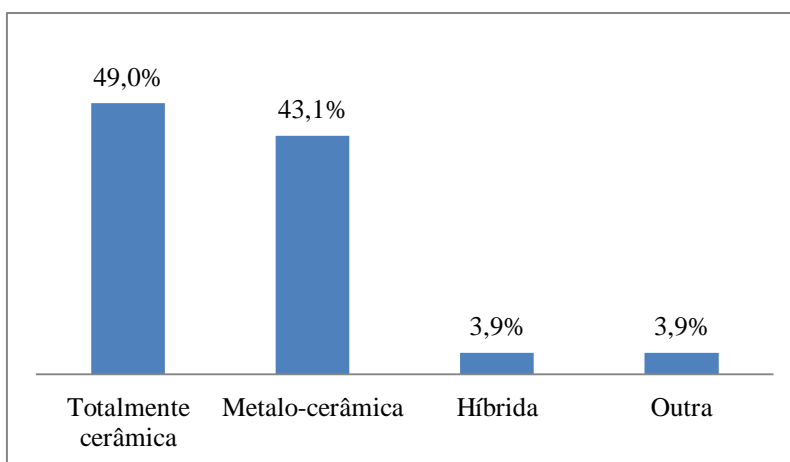


Gráfico 9- Gráfico de barras relativo ao tipo de PF que os inquiridos utilizariam nos seus próprios dentes posteriores.

Quando questionados sobre que tipo de PF que utilizariam nos seus dentes posteriores se tal tivesse que acontecer, 49% dos inquiridos respondeu uma PTC. Já 43,1% respondeu uma PMC, enquanto 3,9% dos inquiridos afirmou preferir uma prótese híbrida, e a mesma percentagem respondeu que optaria por outro tipo de prótese, a zircónia.

Tabela 11- Distribuição do tipo de liga metálica que o TPD utilizava na sua prótese.

	Fi	%	% cumulativa
Ligas de Cobalto-cromio	11	47,8%	47,8%
Ligas nobres de ouro	6	26,1%	73,9%
Ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.)	5	21,7%	95,7%
Ligas de titânio	1	4,3%	100,0%
Total	23	100,0%	

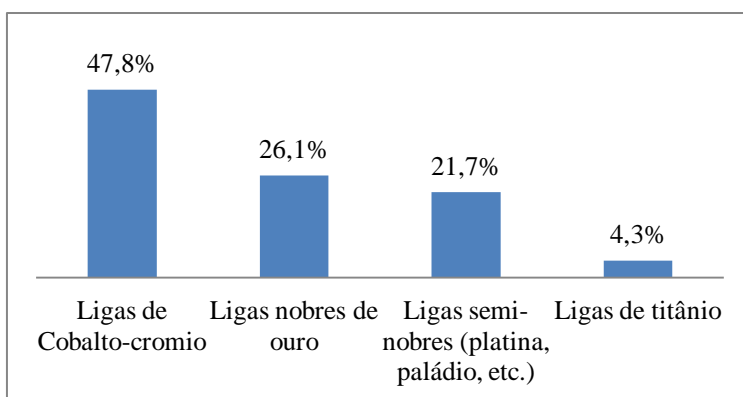


Gráfico 10- Gráfico de barras relativo ao tipo de liga metálica que o TPD utilizaria na confecção da sua prótese.

No caso dos 22 inquiridos que escolheriam uma PMC, se tivessem de usar uma PF nos seus dentes posteriores, 47,8% utilizariam ligas de cobalto-cromo. Por outro lado, 26,1% utilizariam ligas nobres de ouro, enquanto 21,7% utilizariam ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.), e por fim, 4,3% dos inquiridos utilizariam ligas de titânio. É importante aqui referir que houve um inquirido nesta questão que escolheu mais do que um tipo de liga metálica, daí que o total seja 23.

Tabela 12- Distribuição do tipo de cerâmica que o TPD usaria na PTC.

	Fi	%	% cumulativa
Zircónia	22	88,0%	88,0%
Outra	3	12,0%	100,0%
Total	25	100,0%	

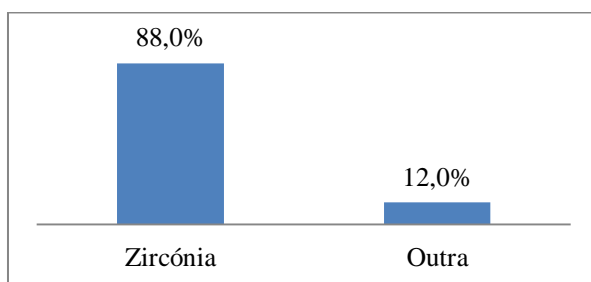


Gráfico 11- Gráfico de barras relativo ao tipo de cerâmica que o TPD utilizaria na sua PTC.

Relativamente aos 25 inquiridos que escolheriam uma PTC, 88% escolheriam a zircónia, e apenas 12% escolheriam outro tipo de cerâmica, a E.max Ceram, a feldspática e o dissilicato.

Tabela 13- Distribuição do tipo material que o TPD usaria numa prótese híbrida.

	Fi	%
Liga metálica	2	100,0%
Total	2	

Por fim, dos 2 inquiridos que escolheriam um material híbrido para a sua PF, todos escolheriam liga metálica para a confeção da mesma.

Tabela 14- Distribuição do tipo de tecnologia CAD/CAM a que o TPD recorre no processo de fabricação de uma PD.

	Fi	%	% cumulativa
Fresagem	26	40,0%	40,0%
Digitalização 3D	14	21,5%	61,5%
<i>Software</i> de manipulação de próteses 3D	13	20,0%	81,5%
Não utilizo	10	15,4%	96,9%
Sinterização laser	2	3,1%	100,0%
Total	65	100,0%	

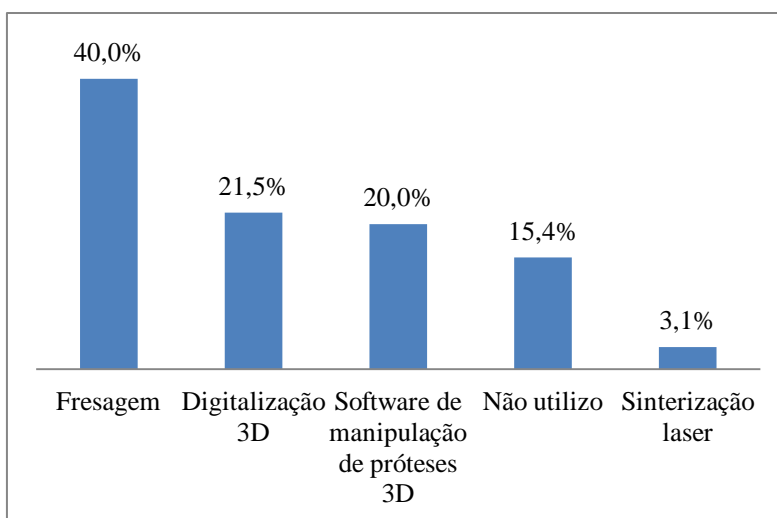


Gráfico 12- Gráfico de barras relativo ao tipo de tecnologia CAD/CAM que o TPD recorre no processo de fabricação de uma PD.

Quando foi perguntado aos inquiridos que tipo de tecnologia CAD/CAM utilizariam, 40% dos inquiridos referiu fresagem; 21,5% digitalização 3D; 20% *software* de manipulação de próteses 3D; e 3,1% dos inquiridos indica utilizar sinterização laser. Ainda de notar que 15,4% dos inquiridos referiu não utilizar tecnologia CAD/CAM no processo de fabrico de uma PD.

Também é importante referir que 6 dos 51 laboratórios inquiridos escolheram mais do que um tipo de tecnologia CAD/CAM.

Tabela 15- Distribuição do motivo pelo qual o TPD não usa o sistema CAD/CAM.

	Fi	%	% cumulativa
Elevados custos de aquisição	6	54,5%	54,5%
O MD não emprega esse sistema	3	27,3%	81,8%
Estou a pensar adquirir brevemente	1	9,1%	90,9%
Não quero utilizar por opção	1	9,1%	100,0%
Total	11	100,0%	

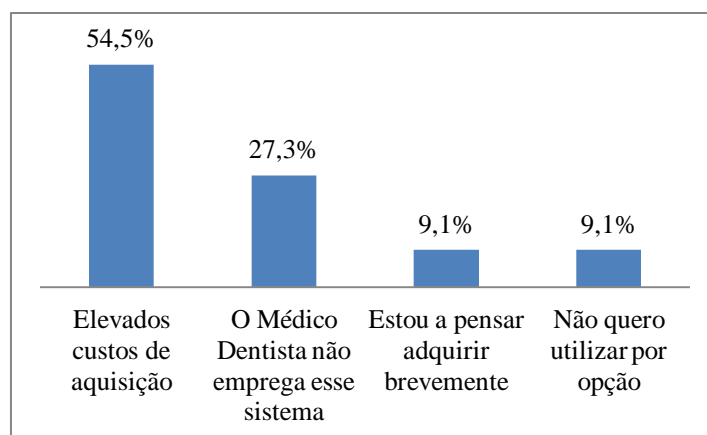


Gráfico 13- Gráfico de barras relativo ao motivo pelo qual o TPD não usa o sistema CAD/CAM.

Dos 10 inquiridos que indicaram que não utilizavam sistemas CAD/CAM no processo de fabrico de uma PD, 54,5% referiu que não o faz porque estes têm elevados custos de aquisição. Entretanto 27,3% indicou que o MD não emprega esse sistema, enquanto 9,1% indicou que está a pensar adquirir brevemente, e a mesma percentagem de inquiridos indicou que não utiliza sistemas CAD/CAM por opção.

De referir que houve um inquirido que justificou a não utilização com duas opções.

Tabela 16- Distribuição das vantagens de utilizar o sistema CAD/CAM no fabrico de uma PD.

	Fi	%	% cumulativa
Precisão	39	50,0%	50,0%
Rapidez	21	26,9%	76,9%
Melhorias estéticas	10	12,8%	89,7%
Satisfação do paciente	5	6,4%	96,2%
Redução de custos	3	3,8%	100,0%
Total	78	100,0%	

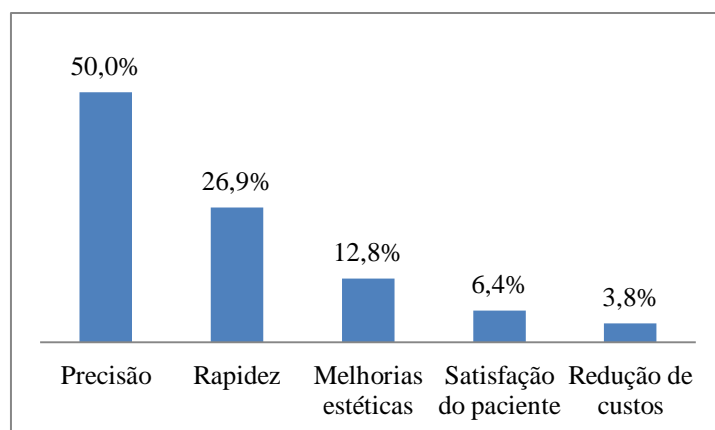


Gráfico 14- Gráfico de barras relativo às vantagens de utilizar o sistema CAD/CAM no fabrico de PD.

Quando questionados sobre que vantagens viam na utilização do sistema CAD/CAM no fabrico de PD, metade dos inquiridos, independentemente de só escolher uma ou várias opções, elegeu a precisão do sistema. Entretanto 26,9% dos inquiridos a rapidez, e 12,8% indicaram as melhorias estéticas. Para 6,4% dos inquiridos a satisfação do paciente constitui uma vantagem do sistema CAD/CAM, e por fim, para 3,8% dos inquiridos é a redução de custos. Apenas um TPD referiu como vantagem a perfeição que os sistemas oferece.

Importa referir também que 17 dos 51 laboratórios inquiridos, escolheram mais do que uma opção para elencarem as vantagens da utilização do sistema CAD/CAM no fabrico de uma PD.

Tabela 17- Distribuição da opinião sobre a utilização de superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo.

	Fi	%	% cumulativa
Usa, mas protege os dentes	37	72,5%	72,5%
Nunca usa	11	21,6%	94,1%
Não há problema	3	5,9%	100,0%
Total	51	100,0%	

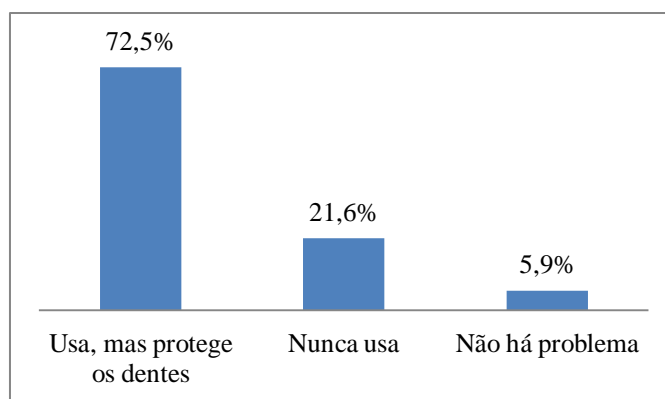


Gráfico 15- Gráfico de barras relativo à opinião sobre a utilização de superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo.

Na questão referente à opinião dos inquiridos sobre a utilização de superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo, 72,5% dos inquiridos afirma que usa, mas protege os dentes, 21,6% dos inquiridos nunca usa, e apenas 5,9% dos inquiridos afirma que não há problema.

Tabela 18- Distribuição da possível razão do fracasso de coroas MC.

	Fi	%	% cumulativa
Desajuste cervical	34	50,0%	50,0%
Cimentação	12	17,6%	67,6%
Outras	9	13,2%	80,9%
Doença periodontal	7	10,3%	91,2%
Perda de faceta	3	4,4%	95,6%
Cáries	2	2,9%	98,5%
Não sei	1	1,5%	100,0%
Total	68	100,0%	

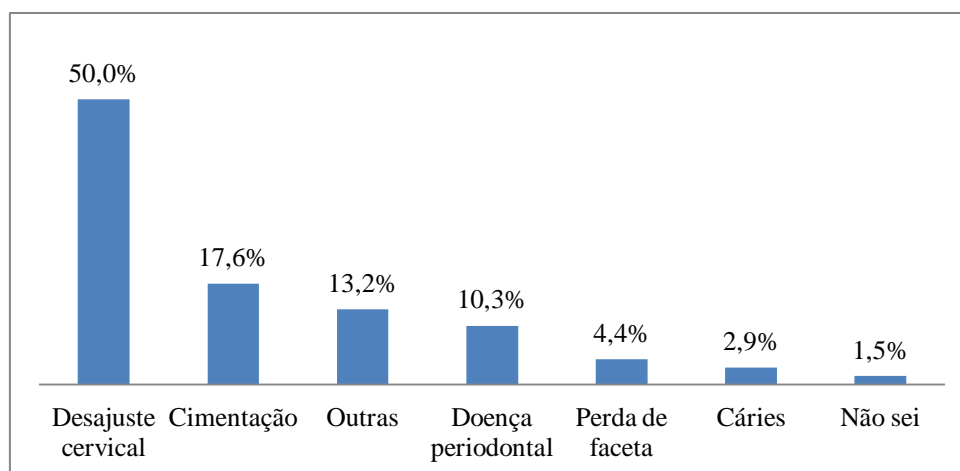


Gráfico 16- Gráfico de barras relativo à possível razão do fracasso de coroas MC.

Foi perguntado aos inquiridos quais as possíveis razões do fracasso das coroas MCs, ao qual 50% dos inquiridos afirmou quer isolada, quer conjuntamente com outra possível razão, o desajuste cervical. Para 17,6% dos inquiridos, a cimentação é uma possível razão, e 13,2% dos inquiridos indicou outras razões, nomeadamente a má oclusão do paciente, a falta de comparência às consultas de controlo, e uma estrutura protética mal elaborada. Já 10,3% dos inquiridos indica a doença periodontal, 4,4% a perda de faceta, e 2,9% as cáries. Apenas 1 inquirido afirma não saber qual poderá ser a possível razão do fracasso das coroas MCs e justifica com o fato de só o MD ter conhecimento disso.

Tabela 19- Distribuição da possível razão para o fracasso de coroas TCs.

	Fi	%	% cumulativa
Desajuste marginal	25	34,7%	34,7%
Fratura por tração	22	30,6%	65,3%
Cimentação	14	19,4%	84,7%
Outras	7	9,7%	94,4%
Cáries	3	4,2%	98,6%
Não sei	1	1,4%	100,0%
Total	72	100,0%	

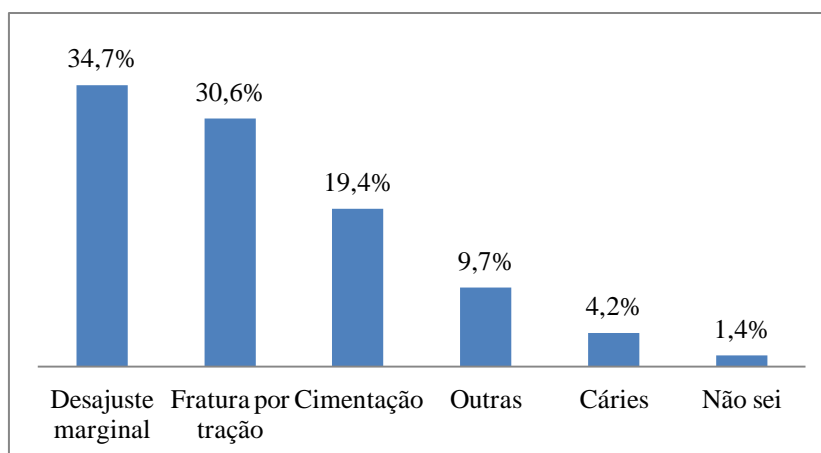


Gráfico 17- Gráfico de barras relativo à possível razão do fracasso de coroas TCs.

Os inquiridos foram também confrontados com qual a possível razão do fracasso das coroas TCs, e para 34,7% dos inquiridos, independentemente de terem escolhido isolada ou conjuntamente, será o desajuste marginal. 30,6% dos inquiridos indicaram a fratura por tração, 19,4% indicaram a cimentação, 9,7% outras possíveis razões (má oclusão e estrutura protética mal elaborada), e por fim, para 4,2% dos inquiridos as cáries são uma possível razão do fracasso das coroas TCs. Apenas 1 inquirido, como na questão anterior, afirmou não saber a possível razão do fracasso das coroas TC e justifica com o fato de só o MD ter conhecimento disso.

Tabela 20- Distribuição do tempo de permanência das PMCs na boca dos pacientes.

	Fi	%	% cumulativa
Sem resposta	7	13,7%	13,7%
Entre 3 a 6 anos	1	2,0%	15,7%
Entre 6 a 10 anos	19	37,3%	52,9%
Mais de 10 anos	24	47,1%	100,0%
Total	51	100,0%	

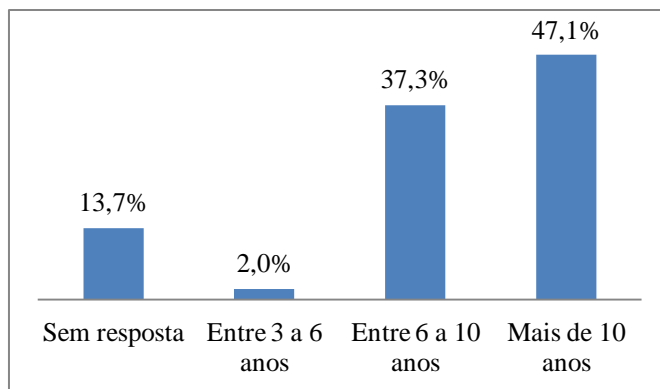


Gráfico 18- Gráfico de barras relativo ao tempo de permanência das PMCs na boca dos pacientes.

Quando questionados sobre quanto tempo, em média, permaneciam na boca dos pacientes as PMCs, 47,1% dos inquiridos afirmou ser mais de 10 anos, 37,3% entre 6 a 10 anos, e 2% dos inquiridos afirmou ser entre 3 a 6 anos. 7 dos 51 laboratórios inquiridos não responderam a esta questão uma vez que não tinham esse feedback por parte do MD.

Tabela 21- Distribuição do tempo de permanência das PTCs na boca dos pacientes.

	Fi	%	% cumulativa
Sem resposta	7	13,7%	13,7%
Entre 3 a 6 anos	3	5,9%	19,6%
Entre 6 a 10 anos	19	37,3%	56,9%
Mais de 10 anos	22	43,1%	100,0%
Total	51	100,0%	

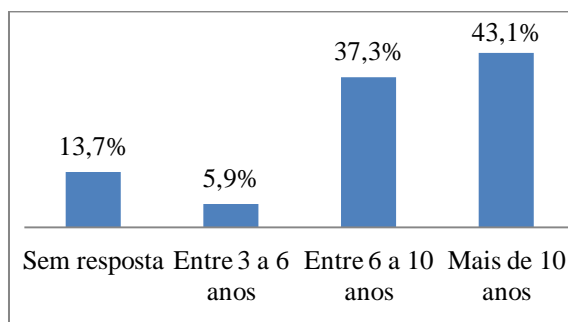


Gráfico 19- Gráfico de barras relativo ao tempo de permanência das PTCs na boca dos pacientes.

No que diz respeito ao tempo de permanência na boca dos pacientes, em média, mas desta vez relativamente às coroas TCs, 43,1% dos inquiridos afirmou estas ficarem mais de 10 anos, 37,3% entre 6 a 10 anos, e 5,9% dos inquiridos afirmou ser entre 3 a 6 anos. Também nesta questão, 7 dos 51 laboratórios inquiridos não responderam a esta questão uma vez que não tinham feedback por parte do MD.

Tabela 22- Distribuição das melhorias na qualidade das coroas de porcelana.

	Fi	%	% cumulativa
Maior facilidade de reparo	18	29,5%	29,5%
Menor custo laboratorial	17	27,9%	57,4%
Melhor resistência	12	19,7%	77,0%
Maior facilidade de confecção	6	9,8%	86,9%
Outro	6	9,8%	96,7%
Não sei	2	3,3%	100,0%
Total	61	100,0%	

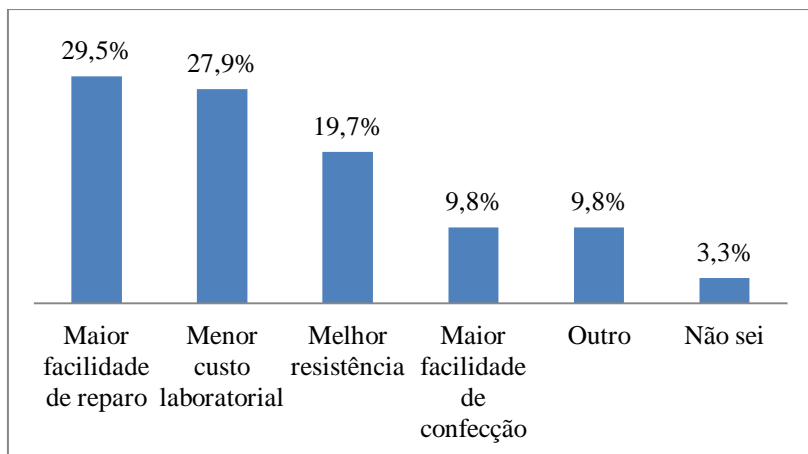


Gráfico 20- Gráfico de barras relativo às melhorias na qualidade das coroas de porcelana.

Na última questão do inquérito, 29,5% dos inquiridos indicaram quando questionados sobre o que desejariam que melhorasse na qualidade das coroas de porcelana a maior facilidade de reparo, independentemente desta ter sido escolhida isolada ou conjunta com outra opção. Já para 27,9% dos inquiridos o menor custo laboratorial seria um fator que eles gostariam que melhorasse, e 19,7% indicaram uma melhor resistência. Uma maior facilidade de confecção das coroas de porcelana é apontada como um desejo de

melhoria por 9,8% dos inquiridos, e a mesma percentagem de laboratórios que responderam ao inquérito aponta outro fator, como as condições de trabalho e o nível de informação do MD, os moldes e que a resistência à abrasão da porcelana se aproximasse dos níveis do esmalte dentário, Por fim, 3,3% dos inquiridos afirmaram que não sabem o que desejariam que melhorasse na qualidade das coroas de porcelana.

Análise Inferencial

A análise descritiva é muito importante mas não torna possível tirar conclusões para além da própria amostra. O objetivo de um trabalho de investigação é muito mais do que uma descrição sobre o que ocorre numa amostra, é deduzir se é possível daí inferir conclusões para a população que foi objecto de estudo, sendo realizado através da aplicação de testes de hipóteses.

O facto da amostra do presente estudo ser de tamanho reduzido, é uma limitação para o uso do teste Qui-Quadrado uma vez que quando é aplicado este teste é necessário uma presença mínima de 5 elementos em cada uma das categorias seleccionadas, para os resultados do teste serem legítimos. Os resultados do teste apenas são válidos e aceites quando o número de categorias com menos de 5 elementos representa menos de 25% do total de categorias. Caso isso não se verifique, os resultados do teste são considerados estatisticamente inválidos e a única solução é agrupar as categorias dentro da mesma amostra. Pode haver situações em que isso não é possível de se executar, e nesses casos, procede-se ao aumento significativo da dimensão da amostra.

Neste estudo, a maior parte das categorias apresentava menos de 5 elementos, logo o teste do Qui-Quadrado não apresenta resultados válidos, como iremos comprovar.

Tabela 23- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese com maior frequência nos dentes posteriores e o tipo de PF que o TPD utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

Tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores	Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores				Total
	MC	TC	Híbrida	Outra	
Sistemas MC	21	17	0	1	39
Sistemas TC	0	6	2	1	9
Sistemas híbridos (metal+resinas)	1	0	0	0	1
Sistemas MC e Sistemas híbridos (metal+resinas)	0	1	0	0	1
Sistemas MC e TC	0	1	0	0	1
Total	22	25	2	2	51

Tabela 24- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese com maior frequência nos dentes posteriores e o tipo de PF que o TPD utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

	Value	Df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	19,709 ^a	12	0,073
Likelihood Ratio	21,716	12	0,041
Linear-by-Linear Association	2,749	1	0,097
N of Valid Cases	51		

a. 18 cells (90,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 0,04.

Analisou-se a existência de diferenças entre as questões 1 “Qual o tipo de prótese que confeciona com maior frequência em dentes posteriores?” e questão 9 “Se tivesse de usar uma PF nos seus dentes posteriores que tipo de prótese utilizaria?”. Os resultados do teste do Qui-Quadrado não são válidos, pois, como referido anteriormente, um número elevado de categorias exibe um número de elementos inferior a 5. Como alternativa ao sucedido, tentou-se agrupar as categorias com o objetivo de reunir resultados fidedignos.

Assim, na questão 1 “Qual o tipo de prótese que confeciona com maior frequência em dentes posteriores?”, foram agrupadas as respostas c) Sistemas híbridos (metal+resinas), e d) Outros, numa opção chamada Outros Sistemas. Também na questão 9 “Se tivesse de usar uma PF nos seus dentes posteriores que tipo de prótese utilizaria?”, foram agrupadas as respostas c) Híbrida, e d) Outra, numa categoria chamada Outros Sistemas.

Após o agrupamento das categorias, os resultados do teste do Qui-Quadrado permaneceram inválidos. As categorias agregadas foram eliminadas para tentar chegar a resultados válidos.

Tabela 25- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

Tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores	Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores		Total
	MC	TC	
Sistemas MC	21 _a	17 _b	38
Sistemas TC	0 _a	6 _b	6
Total	21	23	44

Each subscript letter denotes a subset of Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores categories whose column proportions do not differ significantly from each other at the ,05 level.

Tabela 26- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese com maior frequência em dentes posteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	6,343 ^a	1	0,012	0,022	0,014
Continuity Correction ^b	4,322	1	0,038		
Likelihood Ratio	8,649	1	0,003		
Fisher's Exact Test					
Linear-by-Linear Association	6,199	1	0,013		
N of Valid Cases	44				

a. 2 cells (50,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 2,86.

b. Computed only for a 2x2 table

De acordo com o teste de Qui-Quadrado, pode-se concluir que a hipótese de todas as categorias terem o mesmo tipo de comportamento é rejeitada porque o valor de prova é 0,012 (correlação linear quase nula).

Existem duas situações, assim a totalidade dos TPDs que utilizaria um tipo de PMC nos seus próprios dentes posteriores, apenas colocavam sistemas MCs nas próteses dos pacientes. Enquanto que aqueles que utilizariam uma PTC nos seus próprios dentes, dividir-se-iam entre sistemas MCs e sistemas TCs na aplicação de próteses em dentes posteriores aos seus pacientes, optando maioritariamente pelo primeiro. É evidente que existe uma diferença de proporções.

Tabela 27- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

Tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores	Tipo de prótese fixa que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores				Total
	MC	TC	Híbrida	Outra	
Sistemas MC	7 _a	0 _b	0 _{a, b}	0 _{a, b}	7
Sistemas TC	14 _{a, b}	22 _c	0 _b	2 _{a, c}	38
Outros	0 _a	0 _a	2 _b	0 _a	2
Sistemas MC e Sistemas TC	1 _a	3 _a	0 _a	0 _a	4
Total	22	25	2	2	51

Each subscript letter denotes a subset of Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores categories whose column proportions do not differ significantly from each other at the ,05 level.

Tabela 28- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	62,021 ^a	9	0,000
Likelihood Ratio	30,268	9	0,000
Linear-by-Linear Association	4,394	1	0,036
N of Valid Cases	51		

a. 14 cells (87,5%) have expected count less than 5. The minimum expected count is ,08.

Mais uma vez os resultados do teste Qui-Quadrado não são válidos pela mesma razão referida anteriormente. Efetuou-se novamente o agrupamento de categorias de forma a tentar obter resultados viáveis.

Assim, na questão 2 “*E nos dentes anteriores, qual o tipo de coroa é que utiliza com mais frequência?*”, agrupou-se a resposta c) Resina composta indirecta, com a d) Outros, numa categoria chamada Outros sistemas.

Também na questão 9 “*Se tivesse de usar uma PF nos seus dentes posteriores que tipo de prótese utilizaria?*”, foram agrupadas as respostas c) Híbrida, e d) Outra, numa categoria chamada Outros Sistemas.

Apesar do agrupamento das categorias, os resultados do teste Qui-Quadrado continuaram a ser inválidos, porque também neste caso existia um elevado número de

categorias que têm um número de elementos inferior a 5. Também de recorreu à eliminação das categorias que sofreram a agregação, a fim de verificar resultados válidos no teste Qui-Quadrado.

Tabela 29- Análise cruzada da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

Tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores	Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores		Total
	MC	TC	
Sistemas MC	7 _a	0 _b	7
Sistemas TC	14 _a	22 _b	36
Total	21	22	43

Each subscript letter denotes a subset of Tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores categories whose column proportions do not differ significantly from each other at the ,05 level.

Tabela 30- Distribuição do teste do Qui-Quadrado da relação entre o tipo de prótese mais frequente nos dentes anteriores e o tipo de PF que utilizaria nos seus próprios dentes posteriores.

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	8,759 ^a	1	0,003	0,004	0,004
Continuity Correction ^b	6,484	1	0,011		
Likelihood Ratio	11,474	1	0,001		
Fisher's Exact Test					
Linear-by-Linear Association	8,556	1	0,003		
N of Valid Cases	43				

a. 2 cells (50,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 3,42.

b. Computed only for a 2x2 table

Segundo o teste de Qui-Quadrado, a hipótese de todas as categorias terem o mesmo tipo de comportamento é rejeitada pelo facto do valor de prova ter sido de 0,003 (correlação linear quase nula).

É notável a existência de duas atitudes diferentes. Há TPD que aplicariam um tipo de PMC nos dentes anteriores dos pacientes, também optavam por um sistema MC nos seus próprios dentes. Os TPDs que colocariam PTC nos dentes anteriores dos seus pacientes, a maioria utilizaria também sistemas TCs nos seus próprios dentes, e apenas 14 utilizariam sistemas MCs, caso necessitassem de fazê-lo.

Para avaliar a existência de relação entre a pergunta 1 *“Qual o tipo de prótese que confeciona com maior frequência em dentes posteriores”* e a pergunta 15 *“Em média, quanto tempo as suas PMC permanecem na boca dos seus pacientes?”*, aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis, porque neste tipo de teste não é necessário uma distribuição da amostra normal, e as suas conclusões são semelhantes às que se poderiam retirar com a aplicação do teste ANOVA.

Nos testes de Kruskal-Wallis, a H₀ é sempre o tempo de permanência ter as mesmas distribuições dependente do tipo de próteses mais confeccionado perante a H₁ de que os tipos de prótese mais confeccionado origina diferentes tempos médios de permanência das próteses na boca dos pacientes.

Com o teste de Kruskal-Wallis, conclui-se que o valor de prova foi 0,594. Quer isto dizer, que não existe evidência estatística suficiente para se rejeitar a hipótese de que os TPDs confeccionem com maior frequência em dentes posteriores qualquer tipo de sistema, terem diferentes tempos de permanência de PMC na boca dos pacientes. Ou seja, um laboratório que confecione com maior frequência sistemas MCs, terá o mesmo tempo de permanência de PMC na boca dos seus pacientes que um laboratório que confecione com maior frequência sistemas TCs.

O mesmo tipo de conclusão foi obtido para a utilização de coroas TC, na medida em que com a aplicação do teste de Kruskal-Wallis, o valor de prova obtido foi de 0,561. Assim, não existe evidência estatística suficiente para se rejeitar a hipótese de que os TPDs preparem com maior frequência em dentes posteriores qualquer tipo de sistema, terem diferentes tempos de permanência de coroas TCs na boca dos pacientes.

Procedeu-se também à avaliação da relação entre a pergunta 2 *“E nos dentes anteriores, qual o tipo de coroa que utiliza com mais frequência?”* e a pergunta 15 *“Em média,*

quanto tempo as suas PMC permanecem na boca dos seus pacientes?”, utilizando-se mais uma vez o teste de Kruskal-Wallis.

De acordo com o teste de Kruskal-Wallis, o valor de prova obtido foi igual a 0,177. Isto indica que não há evidência estatística suficiente para se rejeitar a hipótese de que os TPDs confeccionem com mais frequência em dentes anteriores qualquer tipo de sistema, terem diferente tempo de permanência de PMC na boca dos seus pacientes.

Para testar a relação entre o tipo de coroa mais utilizada nos dentes anteriores pelos TPDs, e o tempo de permanência de PTC nas bocas dos pacientes recorreu-se ao teste de Kruskal-Wallis. Conclui-se que o valor de prova foi de 0,079, e mais uma vez não existe evidência estatística suficiente para se rejeitar a hipótese de que os TPDs confeccionem com maior frequência nos dentes anteriores qualquer tipo de sistema, terem diferentes tempos de permanência de coroas TCs na boca dos seus pacientes.

Tabela 31- Resultado dos testes Kruskal-Wallis.

Variável testada	Variável decisória	Valor de prova (Kruskal-Wallis)	Conclusão
Tempo de permanência, em média, das PMCs na boca dos pacientes	Tipo de prótese utilizada com maior frequência em dentes posteriores	0,594	Manter Hipótese Nula
Tempo de permanência, em média, das coroas TCs	Tipo de prótese utilizada com maior frequência em dentes posteriores	0,561	Manter Hipótese Nula
Tempo de permanência, em média, das PMCs na boca dos pacientes	Tipo de prótese utilizada com maior frequência em dentes anteriores	0,177	Manter Hipótese Nula
Tempo de permanência, em média, das coroas TCs	Tipo de prótese utilizada com maior frequência em dentes anteriores	0,079	Manter Hipótese Nula

Pode-se afirmar que o tipo de prótese utilizada quer em dentes posteriores quer em dentes anteriores não influencia o tempo de permanência da prótese na boca dos pacientes.

III. Discussão

No presente estudo, foi evidente que o tipo de PD mais confeccionado para as peças dentárias posteriores foi a MC. No estudo realizado por Hatzikyriakos *et al* (2006), onde aplicaram questionários a laboratórios de PD da Grécia, concluíram que a maioria (70%) utilizavam coroas MCs. Santos *et al* (2003) testaram as condutas adotadas, por MDs e por estudantes universitários, no uso de coroas MCs, através de questionários, e os resultados também indicam o uso mais frequente de PMCs em dentes posteriores. Hochman *et al* (2003) avaliaram 49 pontes, e a maioria eram PMCs (90%). Segundo Motta *et al* (2008), a infraestrutura metálica possui força e tenacidade para resistir no ambiente oral.

A liga metálica mais utilizada nas coroas MCs foi a liga à base de metal, cobalto-cromo, que vai de encontro aos estudos de Motta *et al* (2008), Hatzikyriakos *et al* (2006) e Santos *et al* (2003). Esta escolha pode ser devido ao baixo custo destas ligas porque as ligas mais satisfatórias são as ligas nobres, que apresentam como desvantagem um maior orçamento. Uma percentagem menor escolheu as ligas de titânio (3,7%), e segundo Walter *et al* (cit. in Behr *et al*, 2012), nas restaurações à base de ligas de titânio ocorrem mais falhas do que a liga de ouro, num período de 6 anos. Próteses construídas com ligas não nobres possuem um risco maior de fracasso do que as ligas nobres, e o risco de falha é menor quando a porcelana é fundida com ligas nobres (Behr *et al*, 2012).

A nível dos dentes anteriores, a prótese mais empregue foi a TC devido à sua aparência mais estética.

O tipo de cerâmica mais usada é a Ivoclar. No estudo de Santos *et al* (2003) optaram pela Vita e Noritake (34,34%).

As estruturas mais utilizadas foram a IPS E.Max Zircad, Procera Zircónia e In-Ceram Zircónia. Kamposiora *et al* (cit.in Motta *et al*, 2008) avaliaram a distribuição de tensões em In-Ceram, Ouro e Dicor, e as tensões mais baixas foram encontradas na In-Ceram, apresentando melhores resultados. Motta *et al* (2008) referem que as cerâmicas à base de zircónia conseguem suportar elevados esforços de tração, e Gomes *et al* (2008) reportam que a taxa de sucesso do sistema In-Ceram Zircónia é 94,4% em 3 anos,

enquanto Bindo *et al* (2009) relatam que a taxa de sucesso do sistema In-Ceram é de 96% em 3 anos.

Chong *et al* (cit. in Carli, 2006) avaliaram a resistência flexural dos sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircónia, e este último foi o que obteve maior resistência. No presente estudo, apenas 3,3% confeccionam coroas TCs com a estrutura In-Ceram Alumina. Para Borba *et al* (2011), o sistema In-Ceram Alumina, devido ao seu alto teor em cristais e baixa porosidade, apresentou uma resistência à flexão elevada e uma degradação da resistência ao longo do tempo baixa, e o sistema In-Ceram Zircónia, embora também possua um alto conteúdo cristalino, exibiu valores intermédios de resistência à flexão, que poderá ser influenciado pela existência de poros e pela fase amorfa.

Nas RTCs, o tipo de cerâmica mais empregue foi a Ivoclar.

Para a maioria dos TPDs, nas PFTCs, é seguro utilizar até 4 elementos, sem que haja um risco acrescido de falha. Cerca de 20% menciona até 3 elementos, e outros dizem que depende do número de ponticos e de dentes pilares.

A maior parte dos TPDs, restaurariam o seu próprio molar com coroas TCs, e utilizariam uma PFTC a nível dos dentes posteriores, optando pela zircónia. No estudo de Santos *et al* (2003), preferem as MCs uma vez que a cerâmica pura apresenta falhas mecânicas superiores às de MCs.

A zircónia obteve a maior percentagem. Este elemento apresenta resistência à fratura e resistência flexural superiores aos sistemas à base de alumina e outras cerâmicas estéticas, e é considerado uma ótima alternativa às ligas metálicas em PPF de três elementos, nomeadamente na área dos molares (Carli, 2006). Tartaglia *et al* (2011) realizaram um estudo de *follow up* de 3 anos de PF à base de zircónia, e concluíram que estas apresentavam propriedades estéticas e funcionais vantajosas, para além da elevada satisfação por parte do paciente.

Quanto ao tipo de PF que utilizavam nos dentes posteriores, a maior parte dos TPDs responderam TCs, apesar da diferença ser mínima relativamente às MCs. Dos que optaram pela PFMC, foi notável o uso da liga metálica de cobalto-cromo. Apenas um inquirido responde prótese híbrida, onde usaria uma liga metálica.

Muitos TPDs recorrem à tecnologia CAD/CAM. A mais usada é a fresagem, seguida da digitalização a 3D, e como a principal vantagem deste sistema referem a precisão (50%) e a rapidez (26,9%).

A maioria aplica porcelana nas superfícies oclusais de pacientes com bruxismo mas com proteção, enquanto 21,6% nunca usa. Como forma de proteger os dentes perante as forças resultantes dos hábitos parafuncionais, pode-se utilizar superfícies metálicas na face oclusal dos dentes, evitando a fratura. A porcelana é considerada um material friável, a substituição por metal apenas por oclusão confere resistência. Segundo Santos *et al* (2003), existem porcelanas que são glazeadas, e apresentam resistência ao desgaste semelhante à do esmalte dentário, não provocando desgaste excessivo dos dentes antagonistas. Mas se o paciente tiver algum tipo de hábito parafuncional, como não há proteção oclusão, a cerâmica acaba por fraturar.

Na opinião dos TPDs envolvidos neste estudo, a principal razão para o fracasso das coroas MCs é o desajuste cervical, seguido de cimentação. Este resultado vai de acordo com o de Santos *et al* (2003), que refere que o desajuste cervical pode ser consequência do desajuste da própria infraestrutura. Como tal, a cimentação não podia ter sido executada, exigindo uma melhor avaliação da adaptação marginal pelo MD. Pelo contrário, Pjetursson *et al* (2007) anunciam que as complicações mais comuns são a cárie, a doença periodontal e a fratura do dente pilar.

A doença periodontal foi referida em 10,3% dos TPDs. Passariello *et al* (2012) avaliaram indivíduos saudáveis com condições de higiene oral e periodontais comparáveis, que possuíam entre uma a três coroas MCs, e determinaram que a colocação de coroas MCs é um fator de risco para a progressão de inflamação, podendo atingir apenas a gengiva ou estender-se para o periodonto e originar danos localizados nos tecidos peridontais. Isto pode acontecer devido à interferência da coroa com a higiene normal do paciente que induz a acumulação de placa bacteriana, e desta forma, dá-se a colonização por bactérias patogénicas e surge a inflamação (Passariello *et al*, 2012).

Apenas 4,4% responderam perda de faceta, quer isto dizer fratura da cerâmica de revestimento. De acordo com Abuhaimed *et al* (2014), a falha da porcelana é cada vez mais frequente, e ocorre em áreas muito visíveis, afetando a função e a estética.

A substituição de uma PFMC fraturada pode implicar um custo alto, disponibilidade de tempo, dificuldade em remover a restauração e enfraquecimento do dente causada pelo trauma exercido no dente, e desta forma, pode-se optar pela reparação intra-oral (Abuhaimed *et al*, 2014). A reparação da cerâmica através de resinas compostas possibilita a restauração da estética e da função para o paciente, sendo um método mais barato e rápido. A ligação entre a cerâmica e a resina composta é alcançado por um agente de acopolamento de silano e um adesivo (Raposo *et al* 2009). Apesar da resina composta ser um material de reparação de fácil manipulação e de baixo custo, o seu uso em áreas de suporte de carga é limitado, a escolha da cor com a porcelana é complicada e apresenta relações fracas com os metais. Abuhaimed *et al*, (2014) propuseram um novo método de reparação de fraturas de porcelana com cerâmica de vidro prensada. As vantagens desta técnica incluem a correção de qualquer discrepância oclusal que poderia ter originado a fratura, mais económica, reparação de grandes fraturas que abrangam pontes longas e reparação da peça antes de cimentação. Os resultados demonstraram que este método é viável e tem bons resultados estéticos.

Enquanto para as coroas TCs, as razões de fracasso assentam principalmente no desajuste marginal, e também na fratura por torção. Para Stappert *et al* (2004), a desajuste marginal pode ser consequência da cimentação, independentemente do material constituente da prótese.

Hochman *et al* (2003) referem como causa de fracasso, a cárie, a fratura da raiz e o envolvimento periodontal, já Gomes *et al* (2008), Andreiuolo *et al* (2012) e Rolim *et al* (2013) revelam que a área mais suscetível à falha é a área do conetor, onde se concentram forças de tração, acabando por fraturar. Com as forças decorrentes da mastigação, formam-se tensões compressivas na face oclusal do conetor e tensões de tração na superfície gengival do conetor, e como a cerâmica possui uma menor resistência à tração do que à compressão, a área gengival está mais suscetível à fratura, que se inicia na base do conetor e estende-se à face oclusal do pântico (Andriuolo *et al*, 2012).

Para Peixoto e Akaki (2008), a área crítica é entre o limite da ponte e o pântico, e o desenho detalhado da área do conetor entre o limite da ponte e a pântica influencia o fracasso da cerâmica a longo prazo. O tamanho, a forma e a posição dos conectores, e a extensão do pântico pode criar a fratura da prótese. Com a aplicação de forças oclusais

no longo eixo pântico, desenvolvem-se tensões de compressão na face oclusal do conector, na crista marginal. São produzidas tensões de tração na superfície gengival do conector que contribuem para a propagação de microfissuras situadas na superfície gengival do conector através do material do núcleo em direção oclusal, e desta forma resulta em fratura (Raigrodski, 2004).

Balkaya et al (2005) propõem uma outra causa para o fracasso das PFTCs, que é a distorção da coroa que ocorre durante a sua fabricação. Isto irá originar um espaço entre a restauração e a preparação, levando a exposição do cimento no meio oral. Devido à solubilidade apresentada pelos cimentos, poderá acumular-se placa bacteriana, e deste modo surgem gengivites, cáries e lesões pulpares. E ainda, as variações de ajuste podem causar concentrações de tensão, diminuindo a força da própria restauração.

Cerca de 19,4%, referiram que a principal razão de fracasso é a cimentação. Se o agente cimentante for colocado em excesso, o ajuste marginal e a forma de retenção acabam por ficar comprometidas.

Hatzikyriakos *et al* (2006), reporta a incapacidade dos MDs fornecerem ao TPD margens da preparação bem visíveis, e que a maior parte das impressões definitivas (76%) podiam causar falhas, espaços vazios ou margens obscuras e pouco claras, e que podia ser consequência do uso, por parte dos MD, de materiais de baixa qualidade. A preparação do dente é um dos passos que influencia a durabilidade estrutural e a integridade marginal, a saúde periodontal e a estética. Poucas foram as respostas dos TPD que referiram linhas de acabamento aceitáveis, e isto pode causar uma má adaptação marginal da restauração definitiva.

Quanto ao tempo que as próteses permaneciam na boca dos seus pacientes, uma maior percentagem dos TPD responderam mais de 10 anos, tanto para a MC como para a TC. O estudo levado a cabo por Upshaw *et al* (2013), onde caracterizaram a *performance* clínica de três tipos de coroas totais (MCs, cerâmica vitrea de dissilicato de lítio não folheada e cerâmica vitrea de dissilicato de lítio folheada), determinaram que o desempenho clínico das coroas de cerâmica era comparável às de MC após 2 anos, sendo que entre o 2º e 3º ano desenvolveu-se rugosidade gradual na superfície da cerâmica, mostrando diferenças na textura superficial e desgaste, e isto pode acarretar acumulação bacteriana e doença periodontal. Os resultados de Santos *et al* (2003) relataram que as PFMCs permanecem em boca, em média, 6 a 10 anos. Behr *et al*

(2012) mencionam que a taxa de sobrevivência da PFMC foi de 94% em 5 anos, e 87% em 10 anos.

Os TPD manifestaram o desejo de que as coroas de porcelana apresentassem menor custo laboratorial e maior facilidade de reparo.

Quanto à análise inferencial, pode-se inferir que o tamanho da amostra não permite concluir qualquer tipo de relação existente entre as variáveis nominais testadas (relações entre as questões 1 com 9, e 2 com 9). O número de respostas obtido foi escasso, e nem com o agrupamento das diferentes classes numa única categoria conseguiu atingir-se resultados válidos, tendo surgido em todas as questões, com exceção das questões de resposta ordinal (7,15 e 16). Para testar corretamente as hipóteses que avaliavam a existência uma relação entre os tipos de próteses confeccionados com maior frequência para dentes anteriores e posteriores e o tipo de prótese que o TPD usaria nos seus dentes posteriores, era necessário um volume de respostas bastante superior. Portanto, a amostra é insuficiente para investigar estas relações.

Relativamente aos testes de Kruskal-Wallis, onde foi possível testar quatro hipóteses, o número de respostas foi aceitável para chegar a conclusões. Este teste indicou que não existia diferenças nos tempos de duração de PFMCs e coroas TCs, consoante o tipo de material utilizado. Então, pode-se afirmar que o tipo de material que foi incluído no inquérito, não é um fator determinante na sobrevivência da prótese.

IV. Conclusão

Com a elaboração deste estudo, é possível concluir que as PDFs são comumente empregues para a substituição de peças dentárias, no entanto, não estão isentas de problemas inerentes ao próprio portador da prótese e ao trabalho clínico do MD e do TPD.

Os problemas podem advir do tipo de escolha da PF que irá ser aplicada em cada caso, do material com que a PF é construída, de todos os passos clínicos que o MD irá realizar, como do procedimento laboratorial do TPD, e do próprio paciente.

Após o preechimento de um inquérito, por parte dos TPD, pode-se concluir que:

- O tipo de PF que é confeccionada com maior frequência pelos TPDs é, a nível da dentição posterior, a MC, e a nível da dentição anterior, a TC;
- A maioria dos TPDs restaurariam o seu próprio dente molar com uma coroa TC, e também recorriam ao uso de uma PFTC para substituir os seus dentes posteriores, optando por um sistema à base de zircónia;
- A maior parte dos inquiridos aplica a tecnologia CAD/CAM na confecção de PDFs;
- Uma percentagem elevada de TPDs afirmam protegeram a superfície oclusão da porcelena em pacientes que apresentam bruxismo;
- A maior causa de fracasso nas PFMCs é o desajuste cervical, enquanto nas PFTCs é o desajuste cervical e a fratura por tração;
- Para ambos os tipos de PF, o tempo de sobrevivência é superior a 10 anos;
- Todos os TPDs que optariam por uma PFMC nos seus dentes posteriores, confeccionam com maior frequência PFMC para substituir dentes posteriores;
- Todos os TPDs que colocavam uma PFTC, se assim fosse necessário, nos seus dentes posteriores, fabricam tanto PFMC como PFTC;
- Os TPDs que confeccionam mais coroas MCs a nível anterior, também utilizava uma coroa MC se tivesse que restaurar o seu próprio dente;
- Os TPDs que fabricam com maior frequência coroas TCs, também colocavam uma coroa TC para substituir os seus dentes.

- O tipo de PF utilizada, quer em dentes posteriores quer em dentes anteriores, não afeta a sobrevivência da prótese na boa dos pacientes.

Considerações Finais

Como já foi referido anteriormente, a maior limitação assenta na dimensão reduzida da amostra, que deveria ser superior para chegar a resultados mais concretos.

Poderia ser referido, no início do questionário, que os TPD só poderiam escolher uma única resposta, e que quando era mencionado coroas/próteses TCs, a zircónia estava incluída nessa categoria.

Acerca da continuidade deste trabalho, é essencial efetuar algumas alterações de forma a conseguir melhorá-lo. É importante obter uma amostra maior para, deste modo, atingir resultados relevantes. Além disso, o inquérito deveria ser composto por uma quantidade de perguntas menor e mais específicas.

V. Bibliografia

Abuhaimed, T., Nawareg, M. & Baier, R. (2014). Pressable Glass Ceramic as a Repair Material for Fractures in Metal-Ceramic Restorations. *The Journal of Adhesion*, 90, pp. 717-731.

Andreuolo, R., *et alii* (2012). Próteses Parciais Fixas Totalmente Cerâmicas: Fatores que Determinam Sucesso e Fracasso. *Revista Brasileira de Odontologia*, 69 (1), pp. 97-101.

Andreuolo, R., Gonçalves, S. e Dias, K. (2011). A Zircónia na Odontologia Restauradora. *Revista Brasileira de Odontologia*, 68(1), pp. 49-53.

Anusavice, K. (2012). Standardizing Failure, Success, and Survival Decisions in Clinical Studies of Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses. *Dental Materials*, 28(9), pp. 102-111.

Anusavice, K., Kakar, K., & Ferree, N. (2007). Which Mechanical and Physical Testing Methods Are Relevant for Predicting the Clinical Performance of Ceramic-Based Dental Prostheses?. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), pp. 218-231.

Attia, A. & Kern, M. (2004). Fracture Strength of All-Ceramic Crowns Luted Using Two Bonding Methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), pp. 247-252.

Balkaya, M., Cinar, A. & Pamuk, S. (2005). Influence of Firing Cycles on the Margin Distortion of All-Ceramic Crown Systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), pp. 346-355.

Barbosa, A. (2010). *Longevidade e Desempenho Clínico dos Sistemas Cerâmicos Metal-Free: uma Revisão de Literatura*. Paraíba, João Pessoa – PB.

Bauer, J., *et alii* (2003). Ligas para Restaurações Metalocerâmicas: uma Revisão de Literatura. *Paso Fundo*, 9(2), pp. 83-87.

Behr, M., *et alii* (2012). Risk of Chipping or Facings Failure of Metal Ceramic Fixed Partial Protheses – a Retrospective Data Record Analysis. *Clinical Oral Investigations*, 6, pp. 401-405.

Bindo, F., *et alii* (2009). Adaptação Marginal em Prótese Livre de Metal, Observada por Meio de Microscopia Eletrônica de Varredura, Após Três Anos em Função. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 6(2), pp. 129-134.

Borba, M. *et alii* (2011). Effect of the Microstructure on the Lifetime of Dental Ceramics. *Dental Materials*, 27, pp. 710-721.

Borba, M., *et alii* (2011). Adaptation of All-Ceramic Fixed Partial Dentures. *Dental Materials*, 27(8), pp. 1119-1126.

Borba, M., *et alii* (2011). Flexural Strengt and Failure Modes of Layered Ceramic Structures. *Dental Materials*, 27, pp. 1259-1266.

Carli, E. (2006). *Restaurações Cerâmicas de Zircônio: uma Revisão*. Maringá, Universidade Estadual de Maringá.

Correia, A., *et alii* (2006). CAD-CAM: a Informática a Serviço da Prótese Fixa. *Revista de Odontologia da UNESP*, 35(2), pp. 183-189.

Curtis, D., *et alii* (2006). Complications Associated with Fixed Partial Dentures with a Loose Retainer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(10), pp. 245-251.

Edelhoff, D. & Özcan, M. (2007). To what Extent does to Longevity of Fixed Dental Protheses depend on the Function of the Cement?. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), pp. 193-204.

- Fischer, J., *et alii* (2009). The Effect of Thermal Cycling on Metal-ceramic Bond Strength. *Journal of Dentistry*, 37(3), pp. 549-553.
- Gomes, E., *et alii* (2008). Cerâmicas Odontológicas: o Estado Atual. *Cerâmica*, 54, pp. 319-325.
- Goodacre, C., *et alii* (2003). Clinical Complications in Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(7), pp. 31-41.
- Gordilho, A., *et alii* (2009). A Adaptação Marginal dos Principais Sistemas de Cerâmica Pura. *Revista Odonto*, 17(34), pp. 86-92.
- Hatzikyriakos, A., *et alii* (2006). Considerations for Services from Dental Technicians in Fabrication of Fixed Protheses: A Survey of Commercial Dental Laboratories in Thessaloniki, Greece. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(5), pp. 362-366.
- Hey, J., *et alii* (2013). Metal-ceramic Fixed Dental Prosthesis with CAD/CAM Fabricated Substructures: 6- Year Clinical Results. *Clinical Oral Investgations*, 17, pp. 1447-1451.
- Hochman, N., *et alii* (2003). A Clinical and Radiographic Evaluation of Fixed Partial Dentures (FDPs) Prepared by Dental School Students: A Retrospective Study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, pp. 165-170.
- Ikai, H., *et alii* (2010). A Retrospective Study of Fixed Dental Protheses without Regular Maintenance. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4), pp.173-178.
- Junior, W. e Oliveira, F. (2007). Sistemas Cerâmicos Reforçados e suas Indicações. *ConScientiae Saúde*, 6(1), pp. 117-125.
- Koren, A. (2013). *Avaliação da Adaptação de Estruturas em Y-TZP entre Diferentes Sistemas CAD/CAM*. São Paulo, Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia.

Lulic, M., *et alii* (2007). Ante's (1926) Law Revisited: a Systematic Review on Survival Rates and Complications of Fixed Dental Prostheses (FDPs) on Severely Reduced Periodontal Tissue Support. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), pp. 63-72.

Madani, A., *et alii* (2011). The Effect of Recasting on Bond Strength between Porcelain and Base-Metal Alloys. *Journal of Prosthodontics*, 20, pp. 190-194.

Manappallil, J. (2008). Classification System for Conventional Crown and Fixed Partial Denture Failures. *Journal Prosthetic Dentistry*, 99(4), pp. 293-298.

Martins, L., *et alii* (2010). Comportamento Biomecânico das Cerâmicas Odontológicas: Revisão. *Cerâmica*, 56, pp. 148-155.

Medeiros, F., *et alii* (2009). Avaliação Mecânica das Cerâmicas IPS-Empress 2 e In-Ceram Zircónia. *Ciência Odontológica Brasileira*, 12(1), pp. 70-76.

Mosele, J. e Borba, M. (2014). Efeito do Jateamento de Partículas na Resistência de União e Comportamento Mecânico de Cerâmicas à Base de Zircónia – Revisão. *Cerâmica*, 60, pp. 179-186.

Motta, A., *et alii* (2008). The Influence of the Loading Mode on the Stress Distribution on the Connector Region of Metal-ceramic and All-ceramic Fixed Partial Denture. *Artificial Organs*, 32(4), pp. 283-291.

Motta, A., Pereira, L. & Cunha, A. (2007). All-Ceramic and Porcelain-Fused-to-Metal Fixed Partial Dentures: a Comparative Study by 2D Finite Element Analyses. *Journal of Applied Oral Science*, 15(5), pp. 399-405.

Özçelik, T., *et alii* (2011). Color Change During the Surface Preparation Stages of Metal Ceramic Alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106, pp. 38-47.

Passariello, C., *et alii* (2012). Microbiological and Host Factors are Involved in Promoting the Periodontal Failure of Metalceramic Crowns. *Clinical Oral Investigations*, 16, pp. 987-995.

Pedrosa, 2010 A. Sistemas Cerâmicos Metal Free. <
http://www.iesposgraduacao.com.br/downloads/%7B57E9D652-ECFF-47A6-8432-64E42F3EDA2F%7D_artigo_alexandre.pdf> [Consultado 06/06/14].

Pegoraro, L., *et alii* (2000). *Prótese Fixa*. Brasil, Editora Artes Médicas Ltda.

Peixoto, I. e Akaki, E. (2008). Avaliação de Próteses Parciais Fixas em Cerâmica Pura: Uma Revisão de Literatura. *Arquivo Brasileiro de Odontologia*, 42(2), pp. 96-103.

Petter, O. (2013). *Tecnologia CAD/CAM*. Florianópolis, Universidade Federal de Santa Catarina – Curso de Graduação em Odontologia.

Pinelli, L., *et alii* (2004). Grau de Satisfação de Pacientes Portadores de Prótese Parcial Fixa. *Revista de Odontologia da UNESP*, 33(2), pp. 87-93.

Piwowarczyk A., Lauer, H. & Sorensen, J. (2004). In Vitro Shear Bond Strength of Cementing Agents to Fixed Prosthodontic Restorative Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(9), pp. 265-273.

Pjetursson, B., *et alii* (2007). A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of All-ceramic and Metal-ceramic Reconstructions After an Observation Period of at least 3 Years. Part I: Single Crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), pp. 73-85.

Raigrodski, A. (2004). Contemporary Materials and Technologies for All-Ceramic Fixed Partial Dentures: a Review of the Literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(12), pp. 557-562.

Raposo, L. *et alii* (2009). Ceramic Restoration Repair: Report of Two Cases. *Journal of Applied Oral Science*, 17 (2), pp. 140-144.

Ribeiro, C., *et alii* (2005). Formas e Características da Infraestrutura Metálica das Restaurações Metalocerâmicas Convencionais. *Revista Biociências*, 11(1-2), pp. 77-83.

Ribeiro, C., *et alii* (2007). Cimentação em Prótese: Procedimentos Convencionais e Adesivos. *International Journal of Dentistry*, 6(2), pp. 58-62.

Roberts, H., *et alii* (2009). Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 18, pp. 184-190.

Rolim, R., *et alii* (2013). Desempenho Clínico de Restaurações Cerâmicas Livres de Metal: Revisão da Literatura. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, 17(2), pp. 309-318.

Santos, C., Kato, M. & Conti, P. (2003). Avaliação das Conduas Adotadas por Profissionais na Utilização de Coroas Metalocerâmicas. *Journal of Applied Oral Science*, 11(4), pp. 290-300.

Schultheis, S., *et alii* (2013). Monolithic and Bi-layer CAD/CAM Lithium-Disilicate versus Metal-ceramic Fixed Dental Prostheses: Comparison of Fracture Loads and Failure Modes After Fatigue. *Clinal Oral Investigations*, 17, pp. 1407-1414.

Shillingburg, H., *et alii* (2000). *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija*. Barcelona. Editorial Quintessence S.L.

Stankiewicz, N. & Wilson, P. (2000). A Survey of the Distribution and Types of Full Crowns Prescribed in Melbourne, Australia. *Australian Dental Journal*, 45(3), pp. 193-197.

Strappert, C., *et alii* (2004). Marginal Adaptation of Three-Unit Fixed Partial Dentures Constructed from Pressed Ceramic Systems. *British Dental Journal*, 196(12), pp. 766-770.

Tartaglia, G., Sidoti, E. & Sforza, C. (2011). A 3-year Follow-up Study of All Ceramic Single and Multiple Crowns Performed in a Private Practise: a Prospective Case Series. *Clinics*, 66(12), pp. 2063-2070.

Upshaw, J., *et alii* (2013). Randomized, Controlled Clinical Trial of Bilayer Ceramic and Metal-ceramic Crown Performance. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), pp. 166-173.

Verret, R. e Kaiser, D. (2005). Fracture of a Fixed Partial Denture Abutment: A Clinical Report. *The Journal of Prosthodontic Dentistry*, 93(1), pp.21-23.

Zhang, Y. & Kim, J. (2011). Graded Structures for Damage Resistant and Aesthetic All-Ceramic Restorations. *Dental Materials*, 25, pp. 781-790.

VI. Anexos

Anexo A

Diana Sousa
Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade Ciências da Saúde
Universidade Fernando Pessoa

Porto, dd/mm/aa

Exmo (a). Senhor (a),

Assunto: Preenchimento de questionário

O meu nome é Diana Sousa e encontro-me a frequentar o 5º ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, na Universidade Fernando Pessoa.

Solicito a atenção de V. Exca. para o preenchimento do questionário, em anexo, que serve de base ao meu projecto de pós-graduação e cujo título é: “Perspetiva do Técnico de Prótese Dentária relativamente às falhas e outras alterações das próteses fixas dento-suportadas”, tendo como principal objetivo, avaliar as falhas e fracassos de próteses dentárias fixas metal-cerâmica e totalmente cerâmica, na perspectiva do Técnico de Prótese Dentária.

Após o preenchimento do referido questionário, totalmente anónimo, agradeço reenvio através do envelope correio azul, facultado conjuntamente com o questionário.

A sua participação é fundamental para que eu possa realizar este meu projeto e, desde já, agradeço a atenção dispensada e a sua contribuição para o estudo.

Melhores cumprimentos,

Diana Sousa

Anexo B

Dados da entrevista	
Data:	____/____/____
Observações:	_____ _____ _____
Avaliação do questionário:	_____ _____

1 – Qual o tipo de prótese de confeciona com maior frequência em dentes posteriores?

- a) Sistemas metalo-cerâmicos
- b) Sistemas totalmente cerâmicos
- c) Sistemas híbridos (metal+resinas)
- d) Outros. Qual? _____

2 – E nos dentes anteriores, qual o tipo de coroa é que utiliza com mais frequência?

- a) Sistemas metalo-cerâmicos
- b) Sistemas totalmente cerâmicos
- c) Resina composta indirecta
- d) Outros. Qual? _____

3 – Ao confeccionar coroas metalo-cerâmicas, qual o tipo de liga metálica que utiliza?

- a) Ligas nobres de ouro
- b) Ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.)
- c) Ligas de cobalto-cromo
- d) Ligas de titânio
- e) Outras. Quais? _____

4- Qual o tipo de cerâmica que utiliza em restaurações metal-cerâmicas?

- a) Biobond
- b) Ceramco
- c) Vita
- d) Noritake
- e) Willceram
- f) Dulceram
- g) Outra. Qual? _____
- h) Não sei.

5 – Ao confeccionar coroas cerâmicas, qual o tipo de estrutura que utiliza?

- a) In-Ceram Spinell (Vita)

- b) In-Ceram Alumina (Vita)
- c) In-Ceram Zirconia (Vita)
- e) Procera All-Ceram (Nobel)
- f) Cercon Zirconia (Dentsply)
- g) IPS e.max ZirCad (Ivoclar)
- h) LAVA (3M)
- i) Procera zirconia (Nobel Biocare)
- j) Outra. Qual? _____

6- Qual o tipo de cerâmica que utiliza em restaurações totalmente cerâmicas?

- a) Biobond
- b) Ceramco
- c) Vita
- d) Noritake
- e) Willceram
- f) Dulceram
- g) Outra. Qual? _____
- h) Não sei.

7- Na utilização de estruturas totalmente cerâmicas, até que número de elementos acha seguro utilizar, sem que haja risco acrescido de falha da prótese?

- a) 1
- b) 2
- c) 3
- d) 4
- e) Outro. Qual?

8- Se tivesse de restaurar o seu próprio molar, que tipo de coroa usaria?

- a) Resina
- b) Metallo-cerâmico
- c) Totalmente cerâmica
- d) Total metálica em ouro
- e) Total metálica em cobalto-crómio
- f) Outro. Qual? _____

9 – Se tivesse de usar uma prótese fixa nos seus dentes posteriores que tipo de prótese utilizaria?

- a) Metallo-cerâmica
- b) Totalmente cerâmica

- c) Híbrida
- d) Outra. Qual? _____

9.1- (Se respondeu metalocerâmica) Qual o tipo de liga metálica usaria na sua prótese?

- a) Ligas nobres de ouro
- b) Ligas semi-nobres (platina, paládio, etc.)
- c) Ligas de Cobalto-cromio
- d) Ligas de titânio
- e) Outra. Qual? _____

9.2- (Se respondeu totalmente cerâmica) Qual o tipo de cerâmica usaria na sua prótese?

- a) Zircónia
- b) Alumina
- c) Outra. Qual? _____

9.3- (Se respondeu híbrida) Que materiais usaria?

- a) Liga metálica. _____
- b) Resina. _____

10- No processo de fabrico das próteses dentárias, recorre a alguma tecnologia CAD/CAM?

- a) Digitalização 3D
- b) *Software* de manipulação de próteses 3D
- c) Fresagem
- d) Sinterização laser

10.1 – (Se não usa) Qual o motivo pelo qual ainda não utiliza sistemas CAD/CAM?

- a) Não quero utilizar por opção
- b) Estou a pensar adquirir brevemente
- c) Necessidade de formação técnica e/ou contratação de técnico especializado
- d) Elevados custos de aquisição
- e) O Médico Dentista não emprega esse sistema
- f) Outros. Quais?

11 – Quais as vantagens que vê na utilização dos sistemas CAD/CAM no fabrico de próteses dentárias?

- a) Precisão
- b) Rapidez
- c) Satisfação do paciente
- d) Redução de custos
- e) Melhorias estéticas
- f) Outras. Quais? _____

12- O que acha das superfícies oclusais em porcelana em pacientes com bruxismo?

- a) Não há problema
- b) Nunca usa
- c) Usa, mas protege os dentes

13- Na sua opinião, qual poderá ser a possível razão do fracasso das coroas metal-cerâmicas?

- a) Cáries
- b) Cimentação
- c) Desajuste cervical
- d) Doença periodontal
- e) Perda de faceta
- f) Outras causas possíveis. Quais? _____

14- E qual poderá ser a razão de fracasso de coroas totalmente cerâmicas?

- a) Cáries
- b) Cimentação
- c) Desajuste marginal
- d) Fratura por tração
- e) Friável
- f) Outras causas possíveis. Quais? _____

15- Em média, quanto tempo as suas próteses metal-cerâmicas permanecem na boca dos seus pacientes?

- a) Menos de 1 ano
- b) Entre 1 a 3 anos
- c) Entre 3 a 6 anos
- d) Entre 6 a 10 anos
- e) Mais de 10 anos

16- E relativamente às coras totalmente cerâmicas?

- a) Menos de 1 ano
- b) Entre 1 a 3 anos
- c) Entre 3 a 6 anos
- d) Entre 6 a 10 anos
- e) Mais de 10 anos

17- Atualmente, o que desejaria que melhorasse na qualidade das coroas de porcelana?

- a) Menor custo laboratorial
- b) Maior facilidade de confeção
- c) Melhor resistência
- d) Maior facilidade de reparo
- e) Outro. Qual? _____