

Enrico Pagani

**Coroas em zircónio: Biomecânica do preparo**

---

Universidade Fernando Pessoa  
Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2018



Enrico Pagani

**Coroas em zircónio: Biomecânica do preparo**

---

Universidade Fernando Pessoa  
Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2018

Enrico Pagani

**Coroas em zircónio: Biomecânica do preparo**

---

"Trabalho apresentado à  
Universidade Fernando Pessoa  
como parte dos requisitos para  
obtenção do grau de mestrado em  
medicina dentária"

---

## **Resumo**

O objetivo de esta revisão bibliográfica é perceber quais são as características que um preparo dentário deve ter para cumprir a os seus objetivos de retenção, resistência ao deslocamento e suporte mecânico de uma coroa em zircônio, abordando também o conceito da biomecânica (quais são os pontos de maior stress estrutural) do preparo e de como a linha de acabamento pode ou não influenciar a resistência de uma coroa.

A bibliográfica utilizada teve por base uma pesquisa realizada em plataformas como PubMed, B-on, Google Scholar. Tendo sido encontrados 53 artigos e selecionados 24 pelos critérios: test *in vitro*, ano de publicação e o material utilizado no estudo deveria ser o zircônio.

Pode-se concluir que as características de um preparo que devem possuir são: convergência oclusal entre os 10°e 20°, dimensão ocluso-cervical mínima de 3mm, morfologia circunferencial dependente do dente preparado podendo ser oval ou retangular, a linha de acabamento pode variar consoante a filosofia clínica do clínico e a resistência a fratura. Foi possível também demonstrar que a linha de acabamento pode influenciar a resistência de uma coroa em zircônio.

Palavras chave: “prótese fixa”, “zirconia”, “preparo dentário”, “biocompatibilidade”, “biomecânica de coroa”, “linha de acabamento”.

## **Abstract**

The purpose of this bibliographic review is to understand what are the features that a dental preparation must have to fulfill its goals of retention, resistance to displacement and mechanical support of a zirconium crown, also addressing the concept of biomechanics of the preparation (what are the points of greater structural stress) and how the finish line may or may not influence the strength of a crown.

The bibliography used was based on research carried out on platforms such as PubMed, B-on and Google Scholar. Having found 53 articles and selected 24 according to the criteria: *in vitro* test, year of publication and the material used in the study should be zirconium.

It can be concluded that the characteristics of a preparation which should possess are: occlusal convergence between 10° and 20°, occlusal-cervical dimension minimum of 3 mm, circumferential morphology depending on the prepared tooth, which can be oval or rectangular, the finishing line can vary according to the clinician's clinical philosophy and fracture resistance. It has also been shown that the finish line can influence the strength of a zirconium crown.

Keywords: “fixed prosthesis”, “zirconia”, “dental preparation”, “biocompatibility”, “crown biomechanics”, “finishing line”.

## **AGRADECIMENTOS**

Ai miei genitori, che mi hanno dato la grande opportunità di intraprendere questo percorso e che hanno sempre creduto in me.

A mio fratello, che non mi ha mai fatto mancare il suo supporto.

Alle mie nonne, sempre presenti e disponibili.

À Prof.<sup>a</sup> Doutora Liliana Costa Gavinha (orientadora) pela ajuda no desenvolver este trabalho e pelo grande contributo na minha formação durante estes anos.

Alla mia ragazza Laura, per il suo supporto, aiuto e presenza durante quest'ultimo anno.

A Salvatore, per i bei momenti e le risate passate insieme al box 36.

Ai miei grandi amici, Marco Pantani, Silvio Orrico, Giulio Galeandro e Gaetano Gennari per tutti i momenti passati insieme, le risate e la grande amicizia che ci legherà anche dopo questa esperienza.

E a tutti gli amici e colleghi che ho conosciuto durante questi 5 anni.

## **INDÍCE**

<b>RESUMO .....</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>II</b>
<b>AGRADECIMENTOS.....</b>	<b>III</b>
<b>INDÍCE DE FIGURAS.....</b>	<b>V</b>
<b>INDÍCE DE TABELAS .....</b>	<b>VI</b>
<b>INDÍCE DE ABREVIATURAS.....</b>	<b>VII</b>
<b>I INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>II METODOLOGIA .....</b>	<b>2</b>
<b>III DESENVOLVIMENTO .....</b>	<b>2</b>
<b>3.1 Tipos e diferencas dos preparos dentários.....</b>	<b>2</b>
<b>3.2 Propriedades químicas e mecânicas do Zircônio .....</b>	<b>8</b>
<b>3.3 Importância do preparo dentário .....</b>	<b>10</b>
<b>IV DISCUSSÃO .....</b>	<b>12</b>
<b>V CONCLUSÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>VIII</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>X</b>

## INDÍCE DE FIGURAS

Fig.1 Preparo a chamfer (Adaptado de Augusti et al., 2014).....	X
Fig.2 Preparo a fio de faca (Adaptado de Augusti et al., 2015).....	X
Fig.3 Dimensão ocluso-cervical (Adaptado de Augusti et al., 2015) .....	XI
Fig.4 Convergência oclusal (Adaptado de Augusti et al., 2015).....	XI
Fig.5 Diagrama de chamfer ligeiro e profundo (Adaptado de Jalalian, Rostami e Atashkar, 2011).....	XI
Fig.6 Diagrama de chamfer e ombro (Adaptado de Jalalian, Rostami e Atashkar, 2011).....	XII
Fig.7 Vista vestibular dos stresses máximos sobre uma força vertical (Adaptado de Ha et al., 2013).....	XII
Fig.8 Distribuição dos stresses máximos de aplicação de uma força de 90° (Adaptado de Ha et al., 2013).....	XII

## **INDÍCE DE TABELAS**

Tabela 1. Resultados da resistência a fratura (Adaptado de Mitov et al., 2015).....	X
---	---

## **INDÍCE DE ABREVIATURAS**

Y-TZP – Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal

CAD – Computer-Aided Design

CAM – Computer-Aided Manufacturing

3D FEA – Three Dimensional Finite Element Analysis

## I. INTRODUÇÃO

Nesta revisão bibliográfica pretende-se analisar as características do zircônio como material utilizado na confecção de coroas em prótese fixa. A primeira proposta de uso de óxido de zircônio para fins médicos foi feita em 1969 como uso ortopédico. O zircônio tem propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável por isso as tensões cíclicas são bem toleradas por este material, que hoje em dia é muito utilizado na confecção de próteses fixas quer seja pelas suas características mecânicas e quer seja pelas propriedades clínicas (Manicone, Iommetti e Raffaelli, 2007). Atualmente, a Medicina Dentária direciona-se para a restauração metal-free, a fim de melhorar o resultado estético. As restaurações metal-free permitem preservar a cor e a saúde dos tecidos tornando-se mais estético e natural do que acontece com as próteses metal-cerâmicas (Mitov et al., 2015).

Restaurações em zircônio encontraram as suas indicações na prótese fixa suportada por dentes ou implantes, restaurações dentárias unitárias ou próteses fixas em forma de pântico, devido às ótimas características mecânicas deste material, é possível usar preparações marginais justa-gengivais e várias linhas de acabamento para obter uma boa estética (Manicone, Iommetti e Raffaelli, 2007).

Os conceitos de preparo dentário são muito importantes para garantir uma boa estética e prevenir o risco de fratura por cargas oclusais, a vantagem de este material é que não necessita de ter uma linha de acabamento específica e o preparo pode ser justa-gengival, permitido obter ótimas características estéticas ser biocompatível (Jalali et al., 2015).

A sobrevivência de todas as restaurações cerâmicas na cavidade oral é fortemente influenciada pelas propriedades mecânicas, adaptação interna da restauração ao dente preparado, e selamento marginal (Habib, Asiri e Hefne, 2014). Compreensão do comportamento mecânico que ocorre na coroa zircônio durante função mastigatória pode oferecer uma análise essencial para avaliar e reduzir os riscos de fratura, garantindo um desempenho ideal na substituição de dentes posteriores (Ha et al., 2013). O preparo é importante para diminuir o stresse, fornecer o melhor ajuste marginal para maximizar a longevidade da restauração e garantir a saúde do periodontal.

Escolhi este tema porque sendo que tirei o curso de protésico continuei a ser atraído pela área da próstodontia, por isso o meu trabalho final do curso é focado na próstodontia. Esta revisão bibliográfica tem como objetivo realizar uma comparação entre os possíveis preparos dentários realizados, de forma a definir as características que deve ter um preparo

dentário ideal de uma coroa em zircônio, tendo em conta “geometria” e a forma do preparo, para cumprir a os seus objetivos de retenção, resistência ao deslocamento e suporte mecânico.

## II. METODOLOGIA

Foram consultados bancos de dados online de artigos científicos e livros como PubMed, B-on, Google Scholar, SciELO, Scopus e UCLA Library entre dezembro 2017 e junho 2018. A pesquisa foi limitada a publicações em inglês, português e italiano. Os termos utilizados na pesquisa são: “zircônio”, “preparo dentario”, “coroas em zircônio”, “linhas de acabamento”, “biomecânica da coroa em zircônio”.

Foram selecionados 53 artigos potencialmente relevantes, datados de 1998 a 2018. Destes, 12 artigos de revisões sistemáticas, 3 estudos analíticos descritivos, cujos 6 estudos *in vitro*, e 3 artigos de Guidelines foram usados para escrever este artigo, depois de ter analisados os resumos e as datas de publicação.

Os artigos mais antigos foram eliminados. Todos os artigos utilizados datam entre 2001 e 2018. Entre esta seleção de artigos, são todos artigos baseados em estudos *in vitro*, isto pode estar relacionado à dificuldade de obter dados em pacientes.

## III. DESENVOLVIMENTO

### 3.1 Tipos e diferenças dos preparos dentários

O primeiro a desenvolver um protótipo coroa fixa eficaz foi Pierre Fauchard em 1747, ele descreveu o processo pelo qual as raízes dos dentes anteriores superiores foram utilizadas para a restauração de dentes únicos ou substituição de múltiplos dentes. Isto implicava o uso de pivôs/espigão de ouro ou prata retidos nas raízes com o uso de um adesivo ativado pelo calor chamado “mástique” (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Em 1766, Adam Anton Brunner descreveu um método de aplicação de forma a aparafusar o “espigão” na base de uma coroa, ampliando o canal radicular o suficiente para abraçar firmemente a porção da raiz do espigão. A retenção do espigão metálico foi obtida com roscas e rugosidade para favorecer a retenção mecânica (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Coroas Richmond de cerâmica na época tornaram o método melhor para a substituição de dentes naturais.

Tudo mudou com Charles Henry Land desenvolveu a técnica de fabricação de coroas jacket de cerâmica, a inovação da sua técnica era preservar a estrutura dentária coronal e ao mesmo tempo manter a vitalidade pulpar. Ele defendia as coroas jacket em quanto preservavam a estrutura dentária, eram mais estéticas do que as coroas Richmond e reduziam o número de fraturas dentárias. Ele identificou a importância do ajuste marginal aceitável e indicou que os procedimentos clínicos eram menos dolorosos para o paciente e menos fatigantes para o profissional. As primeiras publicações de Land falavam nas vantagens biológicas, mecânicas, estéticas e psicológicas de preservar a estrutura dentária coronal, foi o primeiro a falar destes conceitos em prótese fixa (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Ao longo dos anos foram publicados vários artigos com relação às coroas jacket relativamente aos princípios dos preparos; um foco considerável foi direcionado para a linha de chegada mais apropriada desenvolvendo linhas de acabamento diferentes entre eles. Muitos artigos foram publicados promovendo diferentes variações das linhas de acabamento (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Ficou provado que os preparos dentários e as linhas de acabamento são fatores que afetavam a longevidade clínica da reabilitação.

Com os anos, os materiais para a confecção das coroas mudaram e evoluíram, assim como as técnicas e os princípios mecânicos e biológicos dos preparos (Augusti et al., 2014), neste capítulo pretende-se analisar as diferentes características que um preparo tendo em conta a literatura.

**CONVERGÊNCIA OCLUSAL:** Foi um dos primeiros aspetos das preparações dentárias para coroas completas, convergência de superfícies periféricas deve variar de  $2^{\circ}$  -  $5^{\circ}$ . Em 1955, Jorgenson testou a retenção de coroas em vários ângulos de convergência oclusal, aplicando uma força de tração a uma coroa cimentada. Valores retentivos máximos de tração foram registrados a  $5^{\circ}$  de convergência oclusal, apoiando as recomendações anteriores de  $2$  a  $5^{\circ}$ . Nos últimos anos Wilson e Chan definiram que a retenção de tração máxima ocorreu entre  $6$  e  $12^{\circ}$  de convergência oclusal. Contudo, muitos profissionais assumiram que os ângulos de convergência que produzem a resistência do que nos precisamos é de mínimo de  $2$  a  $6^{\circ}$  (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).  $10$  a  $20^{\circ}$  é o valor mais realístico o que um clínico pode atingir.

A literatura apresentou dados sobre diversos fatores que podem criar maior convergência oclusal e talvez necessitar da formação de características auxiliares que aumentem a retenção. Vários fatores que afetam o nível de convergência oclusal, torna mais difícil atingir a meta de  $10^{\circ}$  para  $20^{\circ}$ . Por exemplo a preparação dos dentes posteriores, em oposição aos dentes

anteriores, leva muitas vezes a uma maior convergência, assim como a preparação dos dentes inferiores em comparação com os dentes maxilares. Um estudo relatou também uma maior convergência quando as superfícies linguais são preparadas (Goodacre, 2004).

Dodge fez um teste comparativo com três diferentes graus de convergência para avaliar a resistência à báscula de coroas cimentadas sobre os dentes. As preparações foram feitas em molares com 10°, 16° e 22° de convergência, 3,5 mm na dimensão ocluso-cervical e 10 mm de diâmetro. Observaram que 22 graus de convergência oclusal produziram resistência insuficiente à báscula e que não houve diferença significativa entre a resistência produzida por 10 e 16°. Concluíram que dos 3 ângulos de convergência testados 16° era o ângulo ideal porque 10° de convergência não eram fáceis de criar clinicamente.

Shillingburg sugeriu recentemente que a convergência deveria variar entre os 10 e 22° (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Portanto, é proposto que a convergência oclusal ideal deve variar entre 10 e 20°, esta variação é dependente da mão do clínico e as condições clínicas de trabalho (Fig. 4).

**DIMENSÃO OCLUSO-CERVICAL:** Parker calculou ângulos de convergência críticos além dos quais uma coroa, teoricamente, teria resistência inadequada ao deslocamento. Trier testou o conceito de um ângulo de convergência limitante. Dados os ângulos típicos de convergência oclusal que foram medidos a partir de preparações clínicas, a convergência de 17,4° parece ser um ângulo aceitável. Além disso, 3 mm seria uma dimensão mínima apropriada de acordo com os cálculos de Parker (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Maxwell testou a resistência de coroas artificiais de 1, 2, 3 e 5 mm de dimensão ocluso-cervical com uma convergência oclusal mínima de 6°. Eles concluíram que 3 mm era a dimensão mínima ocluso-cervical necessária para fornecer resistência adequada as coroas dos dentes do tamanho dos incisivos superiores e pré-molares inferiores preparados (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Woolsey e Matich avaliaram a resistência de coroas não cimentadas com 10° de convergência, chegando a conclusão que 3 mm de dimensão ocluso-cervical é o mínimo para fornecer resistência adequada ao deslocamento (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Propõe-se que 3 mm seja a dimensão mínima ocluso-cervical para os pré-molares e dentes anteriores que são preparados dentro da faixa de convergência recomendada de 10 a 20°, e 4 mm é a dimensão mínima para os molares (Augusti et al., 2014) (Fig. 3).

**MORFOLOGIA CIRCUNFERÊNCIAL:** Após a redução anatômica, a maioria dos dentes tem formas geométricas específicas quando vistos oclusalmente. Por exemplo, os molares inferiores preparados são de forma retangular, os molares superiores são romboidais e os pré-molares e dentes anteriores frequentemente são de forma oval (Augusti et al., 2014). Essas formas geométricas tradicionalmente fornecem resistência ao deslocamento das coroas, principalmente para a protese fixas unitárias.

Hegdahl e Silness compararam as áreas que criaram a forma de resistência em preparações dentárias cônicas e piramidais. As preparações dentárias piramidais demonstraram ter maior resistência porque possuíam uma conformação mais retentiva quando comparadas com as preparações cônicas. É importante preservar os “ângulos” proximais (mesial e distal) e vestibulo-palatino para melhorar as características de retenção (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

#### **LINHA DE ACABAMENTO - POSICIONAMENTOS E TIPOS:**

**POSICIONAMENTOS:** As linhas de acabamento supra-gengivais hoje em dia são muito usadas. Foi superado o limite estético com as ligas metálicas, cromaticamente em contraste com a cor do dente. Em particular nos elementos frontais, com o uso de materiais cerâmicos biomiméticos. Muitos estudos têm apoiado que o uso sempre que possível de linhas de acabamento supra-gengivais, vai garantir uma melhor saúde periodontal (Augusti et al., 2014).

Quando é necessária uma linha de acabamento infra-gengival, é importante ter em consideração o espaço biológico que não deve ser invadido pela coroa. Linhas de acabamento infra-gengivais são, no entanto, recomendadas para aumentar a altura do preparo ou para a remoção substâncias infecciosas, tecidos cariados/desmineralizados, corrigir defeitos, limitar fenômenos de erosão e abrasão que causa hipersensibilidade térmica, fratura ou outras fissuras do dente. O aprofundamento no sulco é recomendado para cobrir tecidos dentários com anomalias cromáticas (Augusti et al., 2014). Se o clínico opta por uma margem infra-gengival, será um aspecto muito importante o respeito do epitélio juncional, que não deve ser invadido pelos instrumentos de preparação. Será indispensável previamente uma avaliação da profundidade de sulco com Sonda periodontal (Espaço Biológico) (Augusti et al., 2014). Waerhaug, baseado em análises de autópsias de animais (cães) e humanos, indicou que as margens da coroa não causam o aprofundamento da bolsa, se o espaço biológico disponível é pelo menos de 0,4 mm, (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Newcomb relatou que quando as margens infra-gengivais se aproximavam da base do sulco periodontal (epitélio de

união), ocorria uma gengivite mais grave. Garguilo, propôs que o espaço epitelial combinado com a dimensão da ligação do tecido conjuntivo oclusal / incisal ao osso deveria ser de aproximadamente 2 mm (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Carnevale, estendeu as margens da coroa até a crista óssea em cães e observou perda de 1,0 mm de osso crestal (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Com margens de preparação infra-gengivais, mesmo após a preparação do pilar, o clínico terá que cuidar dos tecidos moles: afastamento a gengiva com fios de retração das margens no momento da impressão, criando perfis de emergência adequados com provisórios e controlando as linhas de acabamento (Augusti et al., 2014).

As linhas de acabamento devem estar localizadas supra-gengivalmente quando a forma e as condições clínicas permitem ter boa retenção, resistência e estética do preparo. Quando linhas sejam infra-gengivais não devem ser estendidas para anexos epiteliais (Augusti et al., 2014).

**TIPOS:** A unidade de suporte entre a restauração e o dente tem influência direta na legibilidade da impressão e pode ser projetada realizada essencialmente de duas maneiras: 1) por meio de uma margem linear que pode exibir diferentes características geométricas e espessuras; ou 2) por meio de uma superfície de contato ou área desprovida de bordo ou de contorno linear (Augusti et al., 2014). A nitidez da margem e o posicionamento correto seriam, segundo alguns autores, os aspectos mais relevantes da geometria escolhida, preparação ou localização inadequada da margem cervical pode levar a complicações biológicas (Augusti et al., 2014). As linhas de acabamento podem ser diferentes entre elas e consideradas mais ou menos conservadoras. Como principais linhas de acabamento temos o chanfro ou chanfro profundo, linha de acabamento ombro (podem variar entre eles consoante o gau) e linha de acabamento em fio de faca. Nos últimos anos, o tipo de preparo ao ombro foi abandonado pela difícil execução e também porque as vantagens clínicas não eram quantificáveis. Os preparos hoje em dia mais usados são em chanfro e o fio de faca (Augusti et al., 2014).

O design do chanfro (Fig. 1) foi originalmente projetado para restaurações totalmente metálicas, comparado com o design do fio de faca, permitiu um maior espaço disponível na área cervical para aumentar a espessura do ouro ou da liga. O design de chanfro é geralmente considerado simples de fazer, claramente visível nas impressões e mais conservador que os ombros (Augusti et al., 2014). Uma variação do chanfro que proporciona uma maior concavidade em direção da parede axial do dente é chamado de "profundo". Neste caso, o espaço disponível para acomodar os materiais que compõem o artefacto na região cervical aumentou (Augusti et al., 2014). O chanfro profundo foi recomendado para fornecer mais suporte para materiais mais frágeis, como cerâmicas (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

Uma variante moderna é representada pelo chamado chanfro modificado, defendido pelo Dr. Massironi. Este desenho tem uma geometria que fica a meio caminho entre o chanfro profundo e o ombro arredondado e tem uma profundidade de cerca de 1 mm para garantir excelente resultado estético (Augusti et al., 2014).

O ombro de 90° sempre foi considerado a linha capaz de garantir maior estabilidade do às forças oclusais, uma alta integridade da margem e a possibilidade de satisfazer os requisitos estéticos, o alto espaço disponível para camadas de cerâmica melhora a obtenção das características cromáticas desejadas. As principais limitações do clássico ombro a 90° incluem a alta remoção de tecido dentário e concentração de tensão entre as paredes axial e cervical do dente (Augusti et al., 2014). O ombro em 50° ou 135° visa reduzir o desgaste do tecido dentário, mas revela-se de difícil realização. Ambos, o ombro arredondado que chanfro profundo são atualmente recomendados para restaurações de cerâmicas, mesmo com subestruturas de alta resistência (por exemplo, zircônio), para diminuir a concentração de stresses na interface com o dente (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Preparações Fio de faca (Fig. 2) ou sem linha de acabamento têm sido amplamente aplicadas no caso de elementos periodontalmente comprometidos, e também muitas vezes realizadas no contexto de cirurgias. Tradicionalmente, as preparações a Fio de faca têm sido criticadas pela possibilidade de criar sobre-contornos horizontais, ou por distorção da cerâmica durante os processos de cozedura (Augusti et al., 2014). As principais vantagens são menor desgastes do tecido dentário (especialmente elementos com coroas clinicais alongadas) e a possibilidade de melhorar/modificar o preparo durante os testes sem modificar a linha de acabamento (Augusti et al., 2014).

Uma tendência recente em prótese fixa é usar preparações verticais também em dentes com periodonto são: com este método (Biologically-Oriented Preparation Technique ou BOPT). A anatomia é eliminada através da criação de um plano inclinado de acabamento livre dentro da área interna do Sulco.

A resistência da coroa em cerâmica foi investigada em relação à linha de acabamento. Friedlander e cols. e Doyle e cols. mediram a força de coroas de cerâmica total preparadas para pré-molares superiores com linhas de acabamento de chanfro, ombros com ângulos de axio-gengivais agudos e ombros com ângulos axio-gengivais arredondados (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001). Os dados laboratoriais com coroas cimentadas mostraram que as coroas com linhas de acabamento de chanfro eram significativamente mais fracas, suportando um achado laboratorial semelhante ao Sjogren e Bergman. As linhas de acabamento do ombro são recomendadas para coroas cerâmicas que não são cimentadas aos dentes. As linhas de

acabamento de chanfro ou chanfro profundo podem ser selecionadas para coroas cerâmicas cimentadas a dentes preparados (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001).

**SUPERFÍCIE DO PREPARO:** Nos últimos anos foi implementada a utilização de ultrassônicos para preparar os dentes. Não é possível utilizar exclusivamente esta técnica, são utilizados para redefinir o preparo, garantindo uma precisão ainda mais elevada. Muito importante é a limpeza da superfície externa do preparo com borrachas para garantir a melhor homogeneidade da superfície (Augusti et al., 2014).

### 3.2 Propriedades químicas e mecânicas do Zircônio

O Zircônio tem propriedades mecânicas muito semelhantes às dos metais e a sua cor é semelhante à cor do dente. Por isso a sua utilização na área da Medicina dentária é muito difundida (Coelho et al., 2009).

**PROPRIEDADES QUÍMICAS:**  $ZrO_2$  é um óxido de zircônio encontrado nos minerais Baddeleyita e zircão. Cristais de óxido de zircônio podem existir em três fases: (1) a fase cúbica (C) que é um prisma quadrado; (2) fase tetragonal (T) na forma de um prisma retangular e (3) a fase monolítica (M) com um prisma deformado com lados de paralelepípedo (Silva, 2017). A fase cúbica é estável acima na  $2370^{\circ}C$  com propriedades mecânicas moderadas. A fase tetragonal é estável entre  $1170^{\circ}C$  na  $2370^{\circ}C$ , com propriedades mecânicas melhoradas. A fase monolítica é estável à temperatura ambiente até  $1170^{\circ}C$ , com propriedades mecânicas inferiores e pode contribuir para uma redução da coesão das partículas de cerâmica (Arya e Kurt, 2018; Yin et al., 2017).

A transformação da fase tetragonal para monolítica em zircônio resulta numa alta tolerância aos danos e maior tenacidade à fratura. Este mecanismo de endurecimento faz do zircônio o material mais resistente a fraturas de todas as cerâmicas bio-estruturais (Yin et al., 2017).

A zircônio tetragonal deve ser estabilizada também à temperatura ambiente pela yttria (Y-TZP) a forma tetragonal fornece propriedades mecânicas superiores às outras estruturas. Isto é permitido pela transformação de fase monolítica para tetragonal. Assim, Y-TZP tem sido cada vez mais usado como um material de núcleo para restaurações de cerâmica (Arya e Kurt, 2018).

Para permitir o uso do zircônio temos que obter a forma tetragonal também a temperatura ambiente isto é feito com um processo chamado sinterização. A expansão/contração

volumétrica na transformação da fase monolítica tem consequências importantes quando estamos a trabalhar com zircónio “verde” (pó compactado). Neste caso, a transformação ocorre durante a sinterização da fase monolítica do zircónio “verde” para a contração volumétrica resultante da passagem para a fase Tetragonal (Arya e Kurt, 2018). Durante esta transformação de fase de zircónio, a célula unitária em configuração monolítica ocupa cerca de 4% ou mais de volume do que a configuração tetragonal, que é uma mudança de volume relativamente grande. Isso poderia resultar na formação de microfissuras no zircónio. Se não fossem usados óxidos estabilizantes (Bona, Pecho e Alessandretti, 2015), conseguimos estabilizar a forma tetragonal a temperatura ambiente só com a adição de óxido de magnésio, cálcio e yttria (Bona, Pecho e Alessandretti, 2015; Arya e Kurt, 2018).

Portanto, devemos ter cuidado com distorção do Zircónio com unidades de mais de 5 elementos quando usamos blocos parcialmente sinterizado ou blocos verdes (Arya e Kurt, 2018).

Envelhecimento diminui as propriedades físicas do material e aumenta o risco de falha em restaurações de zircónio. Presença de tensões mecânicas e a humidade acelera envelhecimento do zircónio. Envelhecimento leva a mudanças no comportamento do material, enfraquece e posteriormente há uma degradação do material, com microfissuras, diminuindo as propriedades de resistência (Silva et al., 2017).

**PROPRIEDADES MECÂNICAS:** O zircónio sinterizada é mais de 10 vezes mais dura e mais forte, e aproximadamente 5 vezes mais resistente que o estado pré-sinterizado. A sua maior resistência a fratura indica um maior grau de tolerância aos danos, mas apresenta menos capacidades de deformação que o pré-sinterizado (Yin et al., 2017). O zircónio sinterizado tem propriedades mecânicas similares ao aço inoxidável, a sua resistência à tração pode ser tão elevada, 900-1200MPa, e a sua resistência à compressão, 2000MPa (Arya e Kurt, 2018; Wang et al., 2016). O stress clínico é bem tolerado por este material. Um tratamento da superfície pode modificar as propriedades físicas do zircónio, este fenómeno é conhecido como envelhecimento do zircónio. Este material é um óxido de metal não citotóxico, é insolúvel em água e não tem nenhum potencial para adesão bacteriana (Silva et al., 2017). Além disso, tem propriedades de radio-opacidade, baixa corrosão, material inerte e biocompatível. Descobriu-se que o stress altamente localizado que causa uma fratura/fissura de provável propagação é suficiente para acionar os grãos de zircónio que se vai transformar em moléculas de fase cubica na vizinhança da ponta da fratura. Neste caso, o aumento de volume de 4% torna-se benéfico, essencialmente apertando a fissura/fratura e aumentando a

tenacidade. Este fenômeno é conhecido como o endurecimento por transformação (Bona, Pecho e Alessandretti, 2015).

Os avanços tecnológicos na projectação assistida pelo computador (CAD) e fabricação assistida pelo computador (CAM) tornouse possível fabricação de ZrO<sub>2</sub> estabilizado, que não poderia ter sido processada pelos métodos laboratoriais tradicionais. Assim, ao longo da última década, tecnologia de zircônio resultou em rápido desenvolvimento de Odontologia metal-free que pode fornecer alta biocompatibilidade, aprimoramento estético e resistência melhorada do material (Silva et al., 2017).

### **3.3 Importância do preparo dentário**

O zircônio tetragonal estabilizado por yttria (Y-TZP) tem provado ser um material de alto desempenho como estrutura interna de suporte ou como estruturas monolíticas de elementos de prótese fixa, para qualquer tipo de restauração fixa (Kobuo et al., 2011). Em comparação com outros materiais como o metal para próteses fixas, Y-TZP tem maior estabilidade a longo prazo e é mais favorável. Além disso, a Y-TZP apresenta boa biocompatibilidade e propriedades óticas parecidas ao dente.

Uma revisão sistemática mostrou que a frequência de fratura em próteses fixas com estrutura de suporte em zircônio é significativamente maior quando comparado as próteses fixas com estrutura de suporte em metal. Uma revisão sistemática mostrou que a frequência de fratura em próteses fixas com estrutura de suporte em zircônio é entre 1-4% (Motiv et al., 2015). Entre as numerosas variáveis de preparação dos dentes, segundo recentes estudos laboratoriais *in vitro* têm apontado que a distribuição de tensão e da força nas coroas modificam-se em função do comprimento da parede axial. Outros estudos também mostraram que componentes de carga horizontal aumentam substancialmente os níveis de estresses nas coroas (Rafferty et al., 2010). Um método muito simples para evitar diminuir a frequência de fraturas é omitir a recobrimento em cerâmica e criar coroas completamente em zircônio. Vários fabricantes oferecem esta abordagem; eles melhoraram a estética dos materiais zircônio principalmente reduzindo a opacidade do material e pela adição de pigmentos. Além de melhorar a resistência a fratura, outras vantagens dessa abordagem em relação as técnicas convencionais de fabricação de próteses fixas, há uma redução dos custos de produção e dos tempos de trabalho por meio do CAD/CAM. Omitindo o recobrimento, pode ser feita uma estrutura mais sólida e uma preparação mais conservadora (Zhang, 2014).

Restaurações em cerâmica têm sido usadas rotineiramente em odontologia restauradora, o desempenho clínico favorável tem sido relatado, especialmente quando usado para substituir os dentes anteriores. Embora a cerâmica é superior em termos de biocompatibilidade e permeabilidade à luz, no entanto é um material essencialmente frágil. Assim, quando ele é usado em coroas posteriores, a probabilidade de fratura torna-se maior. Apesar da melhoria na resistência dos materiais cerâmicos, a taxa de falha de coroas de cerâmica posteriores é relatada entre 3- 4% em cada ano (Seung et al., 2013).

Um dos principais problemas de todas as restaurações cerâmicas é a sua provável fratura contra a força oclusal e lateral (Jalalian, Rostami, e Atashkar, 2011), também Friedlander e Doyle investigaram a influência de diferentes preparos na resistência à fratura de coroas cerâmicas (Beuer et al., 2007). Observou-se que as fissuras da fratura corriam do centro de carregamento da força aplicada, no meio da superfície oclusal até a margem de preparação (Beuer et al., 2007). Restaurações em zircônio, podem ser aconselhadas com vários tipos de preparações. Segundo muitos autores as diferentes formas da linha de acabamento do preparo podem afetar a longevidade e a resistência do preparo (Jalalian, 2011; Beuer et al., 2007; Seung et al., 2013). Neste trabalho pretende-se analisar a resposta mecânica e a dissipação das forças dos monolíticos em zircônio em dentes posteriores dependendo do preparo e mais especificamente da linha de acabamento.

Seung et al., (2013) tentou de mostrar o efeito das cargas oclusais e como as coroas em zircônio reagem a pressão oclusal dependendo das características do preparo. Para avaliar a distribuição das tensões e as principais tensões máximas nas coroas de zircônio em dentes posterior, fez uma análise tridimensional dos elementos. A análise em three dimensional finite element analysis (3D FEA) pode ser uma ótima solução para visualizar os pontos críticos de stress, tornando possível prever distribuições de stress e o comportamento mecânico da estrutura que dificilmente podem ser medidas *in vivo*.

As variações utilizadas por Seung et al., (2013) neste estudo sobre a estrutura de suporte foram no ombro e aumentos incrementais de altura proximal, lingual e bucal. Foram simuladas duas situações distintas: um teste de compressão em direção vertical (axial) simulando a força máxima de mordida, e um teste de compressão nos três direções do espaço que simulou o contato com o dente oposto durante a função. De acordo com este estudo, as forças de oclusão aplicadas a partir da direção horizontal são um fator crítico para a integridade das coroas cerâmicas posteriores. Seung et al., (2013) permite-nos de perceber as principais áreas de stress numa coroa em zircônio. Como esperado, uma região de alta tensão

no núcleo estava na superfície oclusal abaixo da área de carga e a segunda região estava perto do ombro (Fig.7). A resposta ao stress varia também segundo a inclinação da força aplicada e foi observado que, quando uma carga vertical foi aplicada, as tensões de tração concentraram-se em torno dos pontos de carregamento das superfícies (Fig.8). Os achados finais de este estudo indicaram que o apoio do ombro/chanfro leva a menor tensão de tração no zircônio sob carga oclusal. De fato, a coroa de zircônia com configuração a ombro/chanfro pode reduzir a possibilidade de fratura da estrutura.

Mitov et al., (2015) estudou como as diferentes linhas de chegada pode influenciar a resistência da coroa, mas na literatura encontrasse muitos resultados contraditórios sobre a influência da forma da preparação e da espessura do material na resistência de coroas (Habib et al., 2017; Komine et al., 2007). As formas da linha de acabamento estudadas por Mitov et al., (2016) foram as preparações de chanfro, chanfro ligeiros e a fio de faca, e divididas aleatoriamente em 3 grupos de controlo com diferentes características para induzir uma fratura nas coroas (tabela 1).

A media de fractura mais baixa de 3414 N (SD, 457) foi observada para a preparação de chanfros. A análise mostrou uma carga de fratura significativamente maior para a preparação a fio de faca, ao contrário nenhuma diferença entre as preparações de chanfro foi encontrada. Segundo Mitov et al., (2016) a resistência das coroas monolíticas em molar pode ser influenciada pela forma da linha de acabamento e pelo processo de envelhecimento artificial. As maiores cargas médias de fratura foram observadas para o preparo sem ombro. No entanto, a preparação a fio de faca não pode ser recomendada devido às considerações periodontais e ao maior risco de fratura. Por outro lado, o aumento da espessura no preparo em chanfro não mostrou um impacto significativo na capacidade de resistência a fratura, portanto é aconselhável um projeto de preparação minimamente invasiva deve ser determinado como a melhor escolha.

#### **IV. DISCUSSÃO**

Para restaurações de zircônio, foram sugeridas diferentes formas de preparação, mas encontramos muitos resultados contraditórios sobre a influência da forma da preparação e da espessura do material na resistência das coroas (Mitov et al., 2015).

Segundo os dados fornecidos pela literatura os autores concordam sobre as características que deve ter um preparo ideal para cumprir os seus objetivos de estabilidade retenção e integração com os tecidos moles. Para a convergência oclusal, todos os autores concordam e dizem que a

convergência ideal deve ser entre os 10° e 20° (Goodacre, 2004; Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001; Augusti et al., 2014). Outra característica muito importante e fundamental para fornecer uma boa retenção e estabilidade é dimensão ocluso-cervical: 3 mm é a altura mínima que deve ter um preparo dentário (Goodacre, 2004; Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001; Augusti et al., 2014), para impedir o deslocamento da coroa uma vez colocada. A morfologia circunferencial define a forma do preparo, é um aspeto muito importante em quanto confere resistência ao preparo (Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001), para tentar de manter a máxima resistência estrutural a redução estrutural deve ser o mais conservadora possível (consoante com as necessidades protésicas) e tentar conferir uma forma oval a incisivos, caninos e pré-molar e uma conformação retangular para os dentes posteriores (Augusti et al., 2014). A linha de acabamento é um dos aspetos mais importantes de um preparo dentario porque é o ponto de transição entre o dente e a coroa e deve garantir selamento marginal. A estética pode influenciar a dissipação das forcas oclusais da coroa, e a forma e o posicionamento influenciar as características da linha de acabamento. Podemos dizer que um erro no preparo e localização da linha de acabamento pode causar problemas a nível de adaptação (Augusti et al., 2014). Quando as condições dentárias e estéticas permitirem, as linhas de acabamento devem estar localizadas supra-gengivalmente (Goodacre, 2004; Goodacre, Campagni e Aquilino, 2001; Augusti et al., 2014). Estes conceitos são a base para fazer a melhor escolha por parte de um clínico sobre a correta localização da linha de acabamento.

A comparação entre as diferentes linhas de acabamento é o foco principal desta revisão bibliográfica para tentar de perceber qual é o comportamento das diferentes linhas de acabamento quando submetidas o stress oclusal por parte da coroa e indicar qual é a melhor escolha pela realização de uma coroa em zircônio.

Um estudo prévio de análise fatorial de uma determinada preparação dental em conjunto com uma coroa, mostrou que o material e a espessura da coroa desempenharam o maior papel na resistência ao stress (Rafferty et al., 2010).

A adaptação marginal desempenha um papel vital na longevidade da saúde periodontal. O gap marginal é uma das medidas clinicamente importantes para a adaptação precisa da restauração, segundo o estudo feito por Chandrashekar et al., (2012) as coroas de zircônio fabricado usando a tecnologia CAD/CAM tem melhor adaptação marginal do que o coping Ni-Cr com a técnica da cera fundida.

Para reforçar a teoria que a espessura da estrutura é importante o estudo feito por Weigl et al., (2017) deu resultados interessantes sobre este aspecto as coroas monolíticas de 0,5 mm de espessura sobreviveram ao procedimento de envelhecimento e mostraram uma alta resistência à carga de fratura, mostrou o potencial de suportar a força oclusal fisiológica. A maioria das coroas com 0,2 mm de espessura falhou durante os procedimentos de envelhecimento e a resistência à fratura foi menor do que a de 0,5 mm de espessura.

Segundo Jager et al., (2011) para garantir uma boa longevidade das restaurações na região posterior, é aconselhável fazer uma preparação com linha de acabamento de chanfro. Cho et al., (2004) descobriram que a resistência à fratura da linha de acabamento em chanfro era maior que do ombro arredondado e do ombro. Em 2011 Jalalian, Rostami e Atashkr fizeram uma comparação entre o chanfro e o chanfro profundo (Fig. 5) tendo como resultado uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, revelando que o chanfro profundo tem mais resistência à fratura do que a margem de chanfro, o que pode ser atribuído a maiores espessuras nas margens de chanfro que suportam cargas melhores que os chanfros. Pelo contrário o estudo feito por Jalali et al., (2015) provou teste de resistência sobre dois tipos de preparações diferente, uma preparação mais superficial (chanfro) e uma mais profunda (chanfro profundo), e demonstrou que no ajuste marginal e a resistência à fratura dos dois modelos de preparação não foram encontradas diferenças significativas entre as adaptações marginais ou a força de fratura dos dois grupos. Outra comparação pode ser feita entre a preparação a ombro e a chanfro, segundo Beuer et al., (2008). O chanfro profundo pronunciado e as preparações em ombro não apresentam diferenças significativas entre eles na resistência a fratura (Fig. 6), mas as forças oclusais são suportadas de melhor forma pelo ombro, e houve menor concentração de tensão nas paredes axiais em comparação com as outras preparações. Jalalian, Rostami e Atashkar, (2011) demonstraram que resistência à fratura da margem do chanfro foi maior que a margem do ombro, porque a preparação em chanfro tem uma curva e um ângulo interno arredondado que leva a uma melhor adequação marginal e à carga de propagação, e não temos essa condição em uma margem de 90°. A preparação sem margem não foi significativamente diferente da preparação do ombro. Os resultados favoráveis podem ser explicados pelo padrão de distribuição de tensão durante o carregamento. Quando a carga na coroa foi aumentada, ela poderia deslizar pela parede axial porque não é limitado pela margem. Isso causa uma concentração de tensão na superfície oclusal da coroa (Beuer et al., 2008). Entre os preparos a fio de faca, chanfro e chanfro profundo, o preparo que mostrou mais incidência de fratura foi a fio de faca (Mitov et al., 2015).

## V. CONCLUSÃO

O objetivo desta revisão bibliográfica foi perceber quais são as características fundamentais que um preparo dentário deve ter para poder executar a sua função de suporte de uma coroa em zircônio, e ao mesmo tempo perceber se e como a linha de acabamento pode influenciar a resistência de uma coroa em zircônio.

As características que um preparo dentário deve ter são: uma convergência oclusal entre 10° e 20° para conferir bons níveis de retenção, uma dimensão ocluso-cervical de 3mm mínimo para impedir o deslocamento da coroa e a morfologia podendo variar consoante o dente preparado (forma ovoide do preparo para os incisivos, caninos ou premolares, e uma forma romboide ou retangular para as molares).

O tipo de linha de acabamento (ombro, chanfro profundo, chamfer e fio de faca) a usar é controverso entre os autores. Esta divergência de opinião e de resultados pode ser explicada através dos estudos que podem apresentar diferenças entre eles ou por causa da ideologia de cada autor podendo influenciar o resultado do trabalho. No entanto, foi possível averiguar que não existe uma linha de acabamento de eleição porque as situações clínicas não são iguais entre elas. Dependendo da situação, pode ser melhor usar um tipo ou um outro. Mas em qualquer maneira, o preparo deve ser o mais conservador para preservar tanto quanto possível a estrutura dental. Assim, uma margem supra-gengival é preferível, com uma linha de acabamento em chanfro para ter uma melhor dissipação das forças oclusais.

## Bibliografia

Arya, N. R. e Kurt, K. W. (2018). Biomaterials, Zirconia. [Em linha]. Disponível em <<https://knowledge.statpearls.com/chapter/dental-prosthodontics/34072/#References>>. [Consultado em 31/03/2018].

Augusti, G. *et al.* (2014). I principi delle preparazioni dentarie in protesi fissa. *Il Dentista Moderno*, 2, pp. 26-42.

Beuer, F. *et al.* (2007). Effect of Preparation Design on the Fracture Resistance of Zirconia Crown Copings. *Dental Materials Journal*, 27(3), pp. 362-367.

Beuer, F. *et al.* (2009). Marginal and internal fits of fixed dental protheses zirconia retainers. *Dental Materials Journal*, 25, pp. 94-102.

Bona, A. D., Pecho, O. E. e Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials*, 8, pp. 4978-4991.

Chandrashekar, S. *et al.* (2012). A Comparitive Evaluation of the Marginal Adaptation of Zirconium Coping and Nickel-Chromium Coping Using Shoulder Finish Line Design: An Invitro Study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 12(4), pp. 248-251.

Coelho, P.G. *et al.* (2009). Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials Journal*, 25, pp. 22-27.

Cho, L. *et al.* (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced all ceramic crown systems. *Journal Prosthet Dent*, 91(6), pp. 554-560.

De Jager N., Pallav P., Feilzer A.J. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD/CAM produced all ceramic dental crown. *Dental Materials*, 21, pp. 242-251

Goodacre, C. J. (2004). Designig tooth preparations for optimal success. *The Dental Clinics of North America*, 48, pp. 359-385.

Goodacre, C. J., Campagni, W. V. e Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *The Journal of Prosthetic Denstistry*, 85(4), pp. 363-376.

Ha, S. R. *et al.* (2013). The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5, pp. 187-197.

Habib, S. R. *et al.* (2017). Effect of Margin Designs on the Marginal Adaptation of Zirconia Copings. *Acta Stomatologica Croatica*, 51(3), pp. 179-187.

Jalali, H. *et al.* (2015). Comparison of Marginal Fit and Fracture Strength of a CAD/CAM Zirconia Crown with Two Preparation Designs. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 12(12), pp. 874-881.

Jalalian, E., Atashkar, B. e Rostami, R. (2011). The Effect of Preparation Design on the Fracture Resistance of Zirconia Crown Copings (Computer Associated Design/Computer Associated Machine, CAD/CAM System). *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 8(3), pp. 123-129.

Jalalian, E., Rostami, R. e Atashkar, B. (2011). Comparison of Chamfer and Deep Chamfer Preparation Designs on the Fracture Resistance of Zirconia Core Restorations. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 5(2), pp. 41-45.

Kokubo, Y. *et al.* (2011). The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental Materials Journal*, 30(3), pp. 281-285.

Manicone, P. F., Iommetti, P. R. e Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35, pp. 819-826.

Mitov, G. *et al.* (2016). Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, p.30-36.

Rafferty, B. T. *et al.* (2010). Clinically-Relevant Design Features of a Three-Dimensional Correct Molar Crown and Related Maximum Principal Stress. A Finite Element Model Study. *Dental Materials Journal*, 26(2), pp. 1-20.

Silva, L. H. *et al.* (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research Journal*, 31, pp. 133-146.

Wang, J. *et al.* (2016). Good Biocompatibility and Sintering Properties of Zirconia Nanoparticles Synthesized via Vapor-phase Hydrolysis. *Scientific Reports*, 6, pp. 1-9.

Weigl, P. *et al.* (2018). *In-vitro* performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10, pp. 79-84.

Yin, L. *et al.* (2017). A review of engineered zirconia surfaces in biomedical applications. *Procedia CIRP*, 65, pp. 1-11.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials Journal*, 30(10), pp. 1-18.

## Anexos

Tabela 1. Resultados da resistência a fratura (Adaptado de Mitov et al., 2015)

Preparation form	Control group	Thermocycling 5-55°C, 5000 cycles, 60 s per cycle Chewing simulation	Autoclave 137°C, 2 bar for 3 h Chewing simulation
Shoulderless	5712 (758)	5487 (310)	4799 (500)
Slight chamfer	4703 (787)	4613 (626)	4527 (596)
Chamfer	5090 (741)	5138 (328)	3414 (457)

**Fig. 1:** Preparo a chamfer (Adaptado de Augusti et al., 2014)



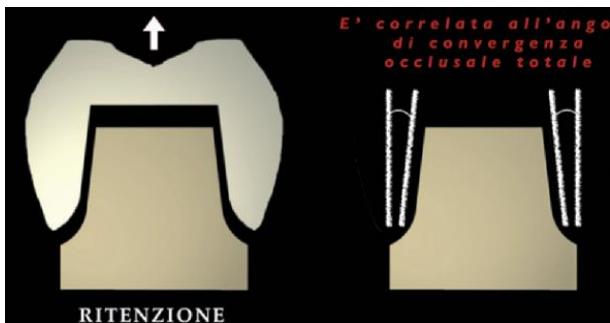
**Fig.2:** Preparo a fio de faca (Adaptado de Augusti et al., 2015)



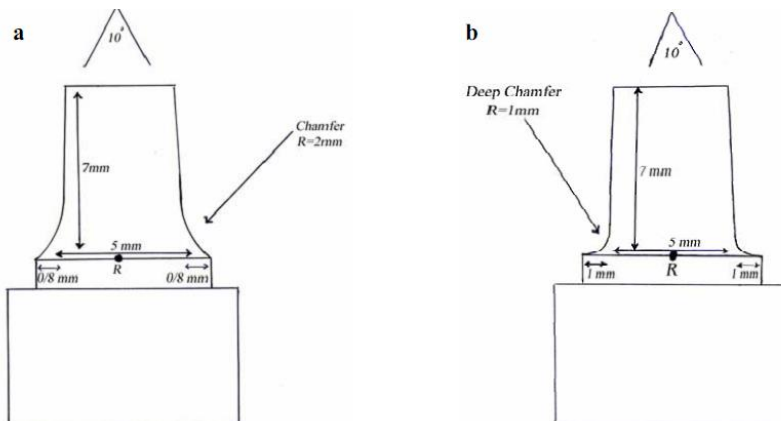
**Fig.3:** Dimensão ocluso-cervical (Adaptado de Augusti et al., 2015)



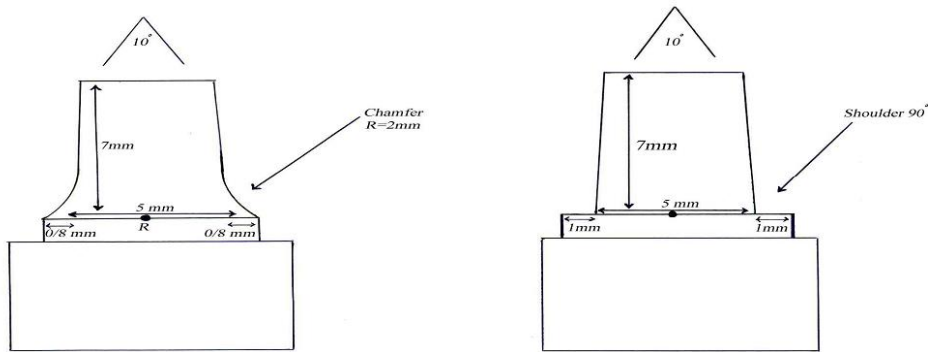
**Fig. 4:** Convergência oclusal (Adaptado de Augusti et al., 2015)



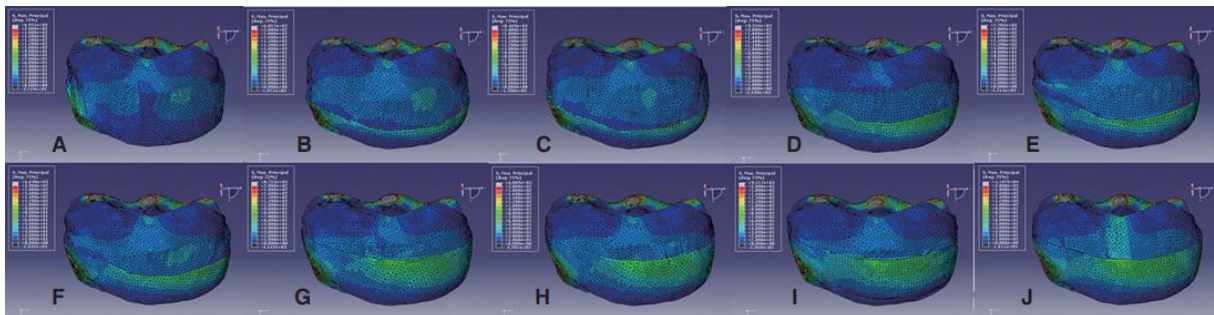
**Fig.5:** Diagrama de chamfer ligeiro e profundo (Adaptado de Jalalian, Rostami e Atashkar, 2011)



**Fig.6:** Diagrama de chamfer e ombro (Adaptado de Jalalian, Rostami e Atashkar, 2011)



**Fig.7:** Vista vestibular dos stresses máximos sobre uma força vertical (Adaptado de Ha et al., 2013)



**Fig.8:** Distribuição dos stresses máximos de aplicação de uma força de 90° (Adaptado de Ha et al., 2013)

