



UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA | INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA GERADA DURANTE  
PREPAROS DENTÁRIOS COM BROCAS TRONCO CÓNICAS  
COM DIFERENTES GRAUS DE USURA.**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa para  
obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:

Bruna Nogueira dos Santos

Viseu, 2014





UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA | INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA GERADA DURANTE  
PREPAROS DENTÁRIOS COM BROCAS TRONCO CÓNICAS  
COM DIFERENTES GRAUS DE USURA.**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa para  
obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:

Bruna Nogueira dos Santos

Sob a orientação do Mestre Helder José Martins Esteves e Mestre Cláudia

Sofia Da Silva Mendes

Viseu, 2014



*«O único lugar onde o sucesso  
vem antes do trabalho é no dicionário.»*

(Albert Einstein, 1879 – 1955)

*« ...the best possible way to prepare  
for tomorrow is to concentrate with all your intelligence,  
all your enthusiasm, on doing today's work superbly today. »*

(How to Stop Worrying and Start Living - Dale Carnegie, 1888 – 1955)



*À minha Mãe*

Por ser a estrela mais brilhante no céu.

*Ao meu Pai e Irmã*

Pelo apoio e força em todo o meu  
percurso académico e, amor incondicional.

*Aos meus avós, tios e primos*

Por toda a atenção, carinho, interesse  
e preocupação durante todo este percurso.

*Ao Ricardo*

Por sempre acreditar em mim.

*À Eva e à Laurinha*



## *AGRADECIMENTOS*

Ao Mestre Helder Esteves pelo interesse, pela competência científica e disponibilidade, assim como pelas críticas, correções e sugestões feitas durante este trabalho.

À Mestre Cláudia Mendes pelo incentivo, disponibilidade e correções feitas durante este trabalho.

Ao Professor Doutor Paulo Ribeiro e Professor Doutor Rui Amaral Mendes pela disponibilidade e interesse em estabelecer o protocolo com a PCE Instruments.

À PCE Instruments por cederem à Universidade o termómetro necessário para este trabalho.

Ao André e à Catarina pelo apoio e prestabilidade durante esta etapa.

À Ana, à Cláudia, à Filipa e às minhas binómias, Carolina e Gabriela, pela amizade e companheirismo durante todo o meu percurso académico.

À Bárbara, a quem admiro e de quem me orgulho.

A todos os meus restantes amigos, um sincero obrigado.

A todos os meus restantes Colegas de Faculdade que participaram enquanto operadores ou assistentes durante este trabalho.



## RESUMO

---

**Introdução:** A preparação dentária para uma coroa total é um procedimento traumático para a estrutura dentária e muitas vezes afeta a vitalidade pulpar. Vários são os fatores associados ao trauma pelo preparo dentário como, o aumento de temperatura devido ao calor friccional gerado que, pode ocasionar desde hipersensibilidade dentária a necrose pulpar. Existe um valor crítico estabelecido de temperatura intrapulpar de 42,5°C, a partir do qual os danos serão irreversíveis.

**Objetivo:** Estudo-piloto, para clarificar a influência da usura na variação da temperatura de fricção detetada à superfície dentária durante o preparo para coroas totais.

**Materiais e Métodos:** Durante a execução de preparos dentários para coroas totais em prótese fixa realizaram-se medições das temperaturas máximas atingidas na superfície dentária com o termómetro PCE-889. Foram selecionados três grupos de brocas com diferentes graus de usura. Os dados foram tratados estatisticamente pelo SPSS® (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.). Usou-se ainda Anova One-Way, a normalidade de distribuição foi analisada com o teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias com o teste de Levene. O nível de significância considerado foi  $p \leq 0,05$ .

**Resultados:** Existiram diferenças significativas na temperatura de fricção produzida pelos três tipos de brocas quando esta foi determinada ao fim de 2 minutos,  $p < 0,05$ . As temperaturas máximas atingidas com cada broca foram: nova, 32,35°C (5min); usura ligeira, 34,25°C(2min); usura considerável, 32,77°C(2min).

**Conclusão:** Durante este estudo piloto detetaram-se valores de temperatura de fricção que podem causar dano pulpar. Em função dos resultados obtidos, a amostra adequada para o futuro estudo é de 137 elementos.

**Palavras-chave:** preparos para coroas totais, temperatura nos tecidos dentários, usura das brocas diamantadas, termómetros de infravermelhos, estudo piloto.



## ABSTRACT

---

**Introduction:** Crown preparations are destructive to underlying tooth tissue and can affect the pulp vitality. Several factors are associated with the trauma by tooth preparation including the increased of temperature due to frictional heat which can cause dental hypersensitivity to pulpal necrosis. There is a critical value set intrapulpal temperature of 42,5°C, from which damages will be irreversible.

**Objectives:** By using a pilot study, we expect a clarification as to the influence of usury in the temperature variation of the tooth surface friction detected during preparation for crowns.

**Materials and Methods:** During the execution of dental preparation for full crowns in fixed prosthodontic were performed measures of high level temperatures observed in dental surface by PCE-889 thermometer. Three groups of burs with different degrees of usury were selected. Statistical analysis of the data was performed using SPSS® (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.). Anova One-Way was also used, the normality of distribution was assessed with the Shapiro-Wilk test and the homogeneity of variances with the Levene test. It was considered a significance level of  $\leq 0,05$ .

**Results:** There were significant differences in the friction temperature of the three types of burs only when it was determined 2 minutes after,  $p < 0.05$ . The maximum temperatures of which group of burs were: new, 32,35°C (5min); light wear, 34,25°C (2min); widely wear, 32,77°C(2min).

**Conclusion:** During this pilot study was detected values of friction temperatures which can cause pulpal damages. In function of results, the sample size ideal for future study is 137 elements.

**Key-Words:** tooth preparation for full crown, temperature on dental tissues, wear of burs, laser thermometers, pilot study.



## ÍNDICE

---

CAPÍTULO I .....	1
INTRODUÇÃO .....	3
CAPÍTULO II .....	5
ENQUADRAMENTO TEÓRICO.....	7
PREPARAÇÃO DENTÁRIA PARA COROAS TOTAIS E A PRODUÇÃO DE CALOR .....	7
COMPORTAMENTOS TÉRMICOS DOS TECIDOS DENTÁRIOS.....	11
BIOLOGIA DA POLPA .....	12
BROCAS DIAMANTADAS.....	14
IMPLICAÇÕES CLÍNICAS .....	17
CAPÍTULO III .....	21
PROBLEMA EM ESTUDO .....	23
TIPO DE ESTUDO E OBJETIVO .....	23
CAPÍTULO IV .....	25
METODOLOGIA.....	27
MATERIAIS.....	27
INSTRUMENTOS .....	27
MÉTODOS.....	29
CAPÍTULO V .....	31
RESULTADOS .....	33
TEMPERATURA INICIAL NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA.....	33
TEMPERATURA NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA APÓS 2 MINUTOS DE PREPARAÇÃO .....	34
TEMPERATURA NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA APÓS 5 MINUTOS DE PREPARAÇÃO .....	34
TEMPERATURA FINAL NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA.....	35
CAPÍTULO VI .....	41
DISCUSSÃO .....	43
CAPÍTULO VII .....	47
CONCLUSÃO .....	49
CAPÍTULO VIII .....	51
BIBLIOGRAFIA.....	53
CAPÍTULO XIX .....	61
APÊNDICES .....	63
APÊNDICE 1 – CONSENTIMENTO INFORMADO E FOLHA DE REGISTO.....	63



## ÍNDICE DE FIGURAS

---

Figura 1 – Pontos de medição termómetro Fluxe 62MAX+ .....	27
Figura 2 – Termómetro Fluxe 62MAX+ .....	27
Figura 3 – Relação distância/objeto termómetro PCE - 889 .....	28
Figura 4 – Ponto de medição em boca termómetro PCE - 889 .....	28
Figura 5 – Calibração emissividade.....	28
Figura 6 – a) broca nova; b) broca de usura ligeira; c) broca de usura considerável .....	30



## ÍNDICE DE TABELAS

---

Tabela 1 – Tabela de Registro .....	29
Tabela 2 – Temperatura inicial: significância das diferenças.....	33
Tabela 3 – Temperatura 2 min: significância das diferenças .....	34
Tabela 4 – Temperatura 5 min: significância das diferenças .....	35
Tabela 5 – Temperatura final: significância das diferenças .....	35
Tabela 6 – Testes de normalidade .....	37
Tabela 7 – Teste de homogeneidade de variáveis .....	38
Tabela 8 – ANOVA.....	38



## ÍNDICE DE GRÁFICOS

---

Gráfico 1 – Temperatura inicial em °C.....	33
Gráfico 2 – Temperatura 2 minutos em °C.....	34
Gráfico 3 – Temperatura 5 minutos em °C.....	35
Gráfico 4 – Temperatura final em °C .....	36
Gráfico 5 – Médias temperaturas dos três grupos de brocas .....	36
Gráfico 6 – Médias temperaturas em °C nos quatro momentos de medição.....	37
Gráfico 7 – Amostra no futuro estudo .....	39



# **CAPÍTULO I**

---

## **Introdução**



## INTRODUÇÃO

A preparação dentária para uma coroa total é um procedimento destrutivo para os tecidos dentários subjacentes e, caso não existam os cuidados adequados, pode lesar a polpa. O calor gerado pela utilização dos instrumentos rotativos e o dano mecânico associado ao preparo são fontes de trauma para a polpa dentária que podem causar danos nos tecidos, por vezes, irreparáveis, sendo também motivo de dor e desconforto no paciente<sup>(1,2)</sup>.

Lockart em 2002<sup>(6)</sup>, Ozkürt et al.<sup>(5)</sup> e Baldissora et al.<sup>(17)</sup> em 2004, demonstraram que vários são os fatores que influenciam a produção de calor. São eles o tamanho e tipo de broca, o torque do instrumento de alta-velocidade, a abrasividade dos instrumentos, pressão e quantidade de tecido removido<sup>(5,7)</sup>. Estes fatores devem ser controlados pelo Médico Dentista de forma a eliminar a produção exagerada de calor. Outra consideração, é o número de aberturas de refrigeração do instrumento de alta-velocidade e a direção dos mesmos que deve ser no sentido da ponta da broca<sup>(8)</sup>.

Neste estudo piloto, será abordado somente o fator - broca. Esta seleção deveu-se ao facto de não haver dados na literatura que relacionem, *in vivo*, a usura da broca com a temperatura gerada à superfície durante a preparação dentária em dentes humanos. Neste sentido adaptaram-se as metodologias realizadas de medição da temperatura por um termómetro de infravermelhos de não contacto, durante a preparação dentária com brocas com diferentes graus de uso<sup>(11,15,18,19,22,34)</sup>.

O segundo capítulo deste trabalho consiste numa análise do estado da arte. No terceiro capítulo descreve-se o problema em estudo e definem-se os objetivos a cumprir. Ao longo do quarto capítulo descreve-se toda a metodologia elaborada e adotada, assim como todos os materiais necessários. O quinto capítulo consiste na apresentação dos resultados obtidos, seguido de uma breve discussão dos mesmos, no capítulo sexto. Finalmente, apresentam-se as conclusões gerais e algumas perspetivas futuras no sétimo capítulo.



## **CAPÍTULO II**

---

### **Enquadramento Teórico**



## **ENQUADRAMENTO TEÓRICO**

A preparação dentária é, uma das fases mais importante na elaboração de trabalhos em prótese fixa. Por este motivo, deve ser cuidadosamente planeada e executada para permitir a longevidade do tratamento.

A manutenção da vitalidade pulpar, do periodonto saudável, da função estética, mastigatória e fonética, da oclusão e da integridade do remanescente dentário dependem principalmente da preparação dentária<sup>(3)</sup>.

As características de um preparo dentário para receber uma coroa, por exemplo, em metalocerâmica, têm sido constantemente relatadas na literatura e é universalmente aceite que a quantidade de desgaste das paredes dentárias, angulação e localização da linha término cervical influenciam muito na longevidade e estética da restauração.

Segundo o artigo publicado em 2009<sup>(4)</sup>, os preparos dentários para coroas totais devem permitir uma espessura adequada de material restaurador ao mesmo tempo que devem preservar a integridade pulpar. Essa espessura depende do material restaurador a empregar.

Porém, desgastes com espessura de 0,5 a 0,7mm da parede vestibular, 1,5mm na lingual/palatina e 2mm na oclusal/incisal são aceites como valores médios por vários autores<sup>(3,4)</sup>. Acredita-se que desgastes de 1,5mm deixam o dente preparado com aproximadamente 25% da sua área inicial e uma espessura de dentina de apenas 0,5mm até ao órgão pulpar, deixando, desta forma, pouco espaço para prováveis erros do operador.

Os principais objetivos no tratamento com próteses fixas é a preservação da saúde periodontal e vitalidade pulpar. Assim, o calor gerado durante o preparo, a qualidade das brocas, a quantidade de dentina remanescente e as reações exotérmicas dos materiais empregados podem provocar danos pulpares, aumentando assim o tempo de tratamento e custos.

### **PREPARAÇÃO DENTÁRIA PARA COROAS TOTAIS E A PRODUÇÃO DE CALOR**

A preparação dentária é um dos mais perigosos procedimentos para a polpa dentária, independentemente do equipamento usado, porque se não for controlado, o calor gerado e o dano mecânico associado durante o procedimento pode causar danos no

tecido irreparáveis, causando dor e desconforto ao paciente<sup>(2,5)</sup>. Em parte esta suscetibilidade ao dano térmico deriva do aumento de temperatura transmitido ao esmalte e dentina, que posteriormente causa dano pulpar.

Considera-se que, cada passo no procedimento para uma coroa total apresenta riscos que podem lesar a polpa, podendo traduzir-se em pulpite e conseqüentemente dor, e ainda aumento da probabilidade de perda dos dentes.

Instrumentos rotativos cortantes de alta velocidade permitem preparos com o mínimo de esforço e, conseqüentemente, são mais eficientes. Contudo, se forem usados de forma inapropriada, a polpa dentária pode ser irreparavelmente danificada<sup>(2,5)</sup>.

A possibilidade de dano pulpar está associada a vários fatores como o tamanho, abrasividade e tipo de broca utilizada, torque e velocidade do instrumento de alta velocidade, pressão aplicada, quantidade de tecido removido e sistema de refrigeração<sup>(5,26)</sup>. Além disso, segundo refere Whitworth em 2002, os tratamentos em prótese fixa são, maioritariamente, realizados em dentes que já sofreram ciclos de cáries e restaurações, podendo por isso, o preparo para a colocação de uma coroa ser o fator decisivo para a perda pulpar e posterior necessidade de tratamento endodôntico<sup>(25)</sup>.

Muitos autores consideram o calor friccional causado, como o principal fator de dano pulpar, mas concordam que existem outros procedimentos que podem contribuir para este dano<sup>(6)</sup>.

Várias alterações resultam, a partir deste aumento de temperatura, como a sensibilidade pós-operatória, o desenvolvimento de dentina reparadora ou necrose pulpar. A extensão e grau de dano no tecido depende da magnitude e da duração do calor aplicado<sup>(2)</sup>. No entanto, considera-se que a resposta pulpar aos tratamentos protéticos é influenciada por<sup>(7)</sup>:

- espessura de dentina remanescente;
- o calor friccional e a vibração produzida por brocas de alta-rotação durante o preparo para a coroa;
- a excessiva secagem da dentina pelo jato de ar;
- efeitos da anestesia local;

- substâncias utilizadas para o alargamento do sulco gengival;
- impressão;
- cimentação.

### **Espessura de dentina remanescente**

O aumento da temperatura na dentina durante o corte dentário é talvez mais crucial do que o causado por cortes no esmalte, pois o tecido pulpar encontra-se adjacente à dentina<sup>(2)</sup>.

Sabe-se que, a parte coronal do dente é dividida em três camadas: esmalte, dentina e polpa, em que o esmalte é um tecido mineralizado composto principalmente por 90% de hidroxiapatite e 4% de matriz orgânica<sup>(8)</sup>. A dentina é semelhante ao esmalte sendo a principal diferença a percentagem de matriz orgânica que é muito mais elevada do que no esmalte. É ainda, uma camada mais grossa que o esmalte e contém a extensão das células especializadas da polpa (odontoblastos), onde estão localizadas as terminações nervosas e vasos sanguíneos.

Após a preparação dentária não é possível observar quaisquer detalhes estruturais de esmalte ou dentina. Estes, ficam cobertos por uma camada, denominada de smear-layer que reduz o fluxo do fluido dentinário e diminui a sua permeabilidade, o que causa um efeito protetor à polpa<sup>(9)</sup>.

Considera-se que, devem ser deixados 2mm entre o preparo e a polpa de forma a isolar a mesma de potenciais traumas durante as técnicas operatórias.

Strefezza et al. em 2001 verificaram que, quando a espessura de dentina é inferior a 1mm, o aumento da temperatura pulpar é mais acentuado<sup>(10)</sup>. Outro estudo<sup>(11)</sup> registou temperaturas dentro da câmara pulpar superiores a 39°C mesmo com uma camada de dentina de 2mm. No entanto, este valor não está próximo do limite crítico de 42,5°C<sup>(11,12,40)</sup>.

Outros autores, como Murray et al. em 2003<sup>(14)</sup>, consideram que para a manutenção da vitalidade pulpar uma espessura de 0,25mm a 0,50mm de dentina remanescente é apropriada<sup>(7)</sup>.

No entanto, considera-se que a espessura de dentina remanescente afeta apenas na gravidade das lesões, de acordo com a profundidade da preparação <sup>(13)</sup>.

### **Calor Friccional**

Durante o preparo dentário, a energia não usada no processo de corte é, na sua maioria, transformada em calor.

A quantidade de calor transmitida ao dente depende do tipo de broca, da pressão aplicada, do tempo e ritmo de corte, da técnica de refrigeração e da velocidade, torque do instrumento rotativo e quantidade de tecido removido, pois quanto menor o remanescente dentário, maior será a probabilidade de dano ao tecido pulpar<sup>(1, 2, 15, 16)</sup>. Estes fatores devem ser controlados pelo Médico Dentista de forma a eliminar a produção exagerada de calor<sup>(5)</sup>. No entanto, a transmissão de calor é também influenciada pela condutividade térmica do alvo<sup>(17)</sup>.

De um ponto de vista fundamental é útil considerar o processo de corte segundo uma perspectiva energética.

Há duas importantes fontes de energia: o clínico e a peça de mão. A energia fornecida pelo clínico, ou seja, o trabalho, é proporcional à pressão aplicada e à distância percorrida pela broca. Supondo que a distância é fixa, o clínico pode diminuir a energia, reduzindo a força aplicada na peça de mão. Contudo, o trabalho de maior interesse para o potencial de aumento de temperatura intrapulpar é resultado da resistência de rotação, que atua entre o instrumento de corte rotativo e o dente.

### **Efeito da Anestesia Local**

É importante realçar que a anestesia local diminui a tolerância a estímulos térmicos por parte das células da polpa<sup>(17)</sup>.

Goodis, Schein e Stauffer em 1988 e, Muller e Raab em 1990, propuseram que o fluxo sanguíneo pulpar (mais especificamente, o seu aumento por estímulos térmicos) tem a importante função de dissipação de calor, antes das células pulpares serem danificadas. Mas a reação defensiva deste fluxo sanguíneo pulpar pode ser reduzida ou bloqueada pela anestesia local.

A capacidade de circulação sanguínea para resistir ao aumento de temperatura foi classificada em cerca de 1 a 3°C em molares humanos anestesiados, sendo na ausência de anestesia o limite presumivelmente mais elevado, dado que estímulos térmicos de 10°C causam um aumento médio de 100% do fluxo sanguíneo pulpar<sup>(17)</sup>.

### COMPORTAMENTOS TÉRMICOS DOS TECIDOS DENTÁRIOS

O calor gerado durante um tratamento dentário causa danos térmicos nos componentes duros do dente, que resulta numa alteração estrutural do esmalte e dentina, e nos componentes moles, podendo danificar a polpa dentária<sup>(11, 19,20)</sup>.

Os resultados de alguns estudos<sup>(17)</sup> sugerem que as células dentárias têm baixa suscetibilidade ao calor, não sendo este um fator importante de lesão pelo menos a curto prazo. A principal causa de lesão pós-operatória ou de necrose pulpar é, provavelmente, a lesão da dentina, um tecido funcional em direta ligação fisiológica com a polpa.

O esmalte tem uma micro-estrutura única que consiste em vários prismas perpendiculares a partir da junção esmalte-dentina em direção à superfície do dente. Este arranjo característicos dos prismas de esmalte parece ter uma influência significativa na condução do calor<sup>(18)</sup>. Um dente com dentina exposta responde mais rapidamente à estimulação térmica do que um dente intacto, devido à ausência de esmalte, sendo o calor diretamente transferido para a dentina.

O esmalte e a dentina têm diferentes propriedades térmicas e mecânicas. Estes têm valores relativamente baixos de condutividade térmica e assim protegem a polpa das variações térmicas nocivas<sup>(16)</sup>. Enquanto que os tecidos duros, esmalte e dentina, são termo isolantes, a polpa é vulnerável ao calor<sup>(21)</sup>.

A condutividade térmica e módulo de Young (elasticidade) do esmalte é aproximadamente 2,5 vezes superior ao da dentina<sup>(18)</sup>. A diferença de propriedades pode resultar em stress térmico e fraturas no interior do dente quando o mesmo é sujeito a estímulos térmicos<sup>(18)</sup>.

A condutividade térmica no esmalte calculada é de 0,81W/mk e na dentina 0,48W/mK<sup>(22)</sup>.

Embora a dentina seja um baixo condutor térmico, em profundas preparações o potencial de dano pulpar é maior quando uma grande área da superfície tubular é

atingida<sup>(23)</sup>. Assim, a condutividade térmica na dentina diminui com o aumento da fração em volume dos túbulos dentinários<sup>(18, 22)</sup>.

### BIOLOGIA DA POLPA

A polpa está sujeita ao longo da vida a sofrer agressões como: as mudanças de temperatura, os estímulos elétricos e químicos, a pressão aplicada no esmalte e dentina ou na própria polpa.

<sup>(24)</sup>É um tecido único e muito importante para o prognóstico a longo prazo do dente e reside numa câmara rígida formada por dentina, esmalte e cimento, que providencia um forte suporte mecânico e proteção contra a microflora oral. Tem a importante função de reter os odontoblastos secretores, responsáveis pela formação de dentina esclerótica, dentina reacionária e dentina terciária como resposta defensiva a estímulos provenientes de cárie ou procedimentos operativos<sup>(24,25)</sup>.

Injúrias de curta duração podem causar inflamação localizada, que será resolvida e o tecido reparado desde que o fator irritante não persista ou seja prolongado<sup>(26)</sup>.

A preparação para colocação de coroas coloca a polpa em risco de inúmeras formas<sup>(25)</sup>. A reação pulpar imediata à preparação a alta-velocidade pode ser classificada em 3 grupos:

- mudanças estruturais - a mais importante é o deslocamento do núcleo dos odontoblastos para os túbulos dentinários;
- reações vasculares - dilatação, diminuição do fluxo sanguíneo e/ou hemorragias, edema, êxtase vascular;
- reações inflamatórias mesmo na ausência de bactérias.

O deslocamento dos núcleos odontoblásticos seguintes à preparação dentária é um fenómeno tido em conta após a introdução dos motores de alta velocidade nos finais do ano de 1950<sup>(7)</sup>.

O deslocamento dos odontoblastos foi verificado em vários estudos<sup>(13,25,27)</sup> e pode ser produzido por diversos mecanismos como, o superaquecimento da dentina,

evaporação do fluido dentinário das superfícies preparadas, exposição a alta pressão pela secção dos túbulos, excessiva secagem de dentina pelo jato de ar.

Quanto mais profunda a dentina é cortada, mais permeável se torna<sup>(25)</sup> e mais vulnerável a polpa fica a irritantes químicos, físicos e à flora oral que é, de longe, o mais perigoso e capaz de criar respostas inflamatórias intensas que vão desde a formação de micro-abcessos a necrose pulpar.

No entanto, a capacidade de regeneração/cicatrização pulpar como resultado de uma inflamação, característica que ocorre quando existe um aumento de temperatura<sup>(24)</sup>, interfere com o fornecimento vascular e nervoso do tecido.

Alterações na microcirculação sanguínea da polpa podem ser dos primeiros achados a ocorrer durante uma inflamação pulpar<sup>(24)</sup>. O fluido circulatório é oferecido pela artéria dentária, proveniente da artéria maxilar, que entra no dente por um forâmen apical e se movimenta ao longo da estrutura dentária através das arteríolas.

Um aumento simultâneo da pressão do tecido pulpar foi registado como resultado da vasodilatação<sup>(24)</sup>. Devido à dilatação capilar e transdução de fluidos que compõem os estágios iniciais da inflamação, pode existir um aumento de pressão que estimula os nervos da polpa registando-se dor.

São os nervos sensitivos que estão envolvidos na percepção de transdução da dor pulpar e estes, são ramificações do nervo trigémio. Estes pequenos ramos entram no forâmen apical e progridem coronalmente e perifericamente ao longo dos vasos sanguíneos<sup>(24)</sup>. A maior parte dos recetores sensoriais correspondem a terminações nervosas livres que penetram na matriz odontoblástica e na zona pré-dentinária ou no interior da dentina.

<sup>(24)</sup>As fibras A- $\delta$  e A- $\beta$  são responsáveis pela rápida dor inicial em resposta a um estímulo externo sem presença de lesão tecidual. Por outro lado, as fibras C menores causam uma dor lenta e maçante e estão relacionadas com danos no tecido pulpar e processo inflamatório. A maior parte das fibras A- $\delta$  estão localizadas na porção coronal da polpa, com uma grande densidade nervosa ao nível dos cornos pulpares.

A polpa responde usualmente aos estímulos com uma sensação, por exemplo dor, mas o mecanismo exato de transmissão do estímulo ao longo da dentina e o início da dor é largamente desconhecido. Várias teorias foram sugeridas tais como a teoria do mecanismo hidrodinâmico, a teoria da transdução odontoblástica e a teoria de inervação da dentina.

A teoria mais popular é a teoria do mecanismo hidrodinâmico introduzida por Brannstorm et al.<sup>(27)</sup> e explica a dor dentária associada a um fenómeno de hipersensibilidade resultante de alterações físicas, osmóticas e da temperatura<sup>(24,27)</sup>.

As terminações nervosas livres existentes na periferia da polpa são altamente sensíveis a alterações súbitas de pressão e do movimento do fluido. Um estímulo como o calor, conduz o fluido tubular para dentro em direção à polpa o que causa uma expansão da mesma<sup>(24,28)</sup>. Este rápido movimento, exerce uma deformação mecânica direta mas de baixo limiar nas fibras A- $\delta$  dentro dos túbulos ou no tecido pulpar adjacente. O movimento do fluido pode também causar um movimento concomitante de odontoblastos que pode deformar as fibras nervosas<sup>(24)</sup>. Esta deformação da membrana nervosa aumenta a sua permeabilidade aos iões Na<sup>+</sup>. O movimento rápido de Na<sup>+</sup> para o interior despolariza a membrana A- $\delta$  e o potencial de ação é iniciado, ou seja, o impulso da dor.

Todavia, a resposta ao estímulo depende de paciente para paciente e varia de acordo com a tolerância individual à dor, estado emocional e condições ambientais.

Gato e Jordan<sup>(29)</sup> avaliaram o efeito da preparação para uma coroa total na polpa primária. Observaram alterações inflamatórias de leve a grave em amostras de 2 a 14 dias após a cimentação. Já a formação de dentina reparadora era evidente em casos em que já tinham passado 30 dias após o corte.

Kim et al.<sup>(29)</sup> investigaram os efeitos de vários procedimentos restauradores sobre a microcirculação da polpa em dentes caninos de cães. O fluxo sanguíneo pulpar diminui progressivamente à medida que a espessura de dentina remanescente se torna menor.

## BROCAS DIAMANTADAS

A primeira broca diamantada usada em prótese fixa surgiu no final do Século XIX<sup>(30)</sup>. O longo uso das brocas diamantadas deve-se à sua grande resistência à abrasão e desgaste, diminuindo o calor gerado durante o seu uso e aumentando a sua vida útil.

A eficiência de desgaste de uma broca pode ser definida como a capacidade do instrumento remover o máximo de estrutura dentária no mínimo período de tempo, e com o menor esforço, sem gerar calor friccional mantendo-se assim a integridade do complexo dentino-pulpar<sup>(31,32)</sup>.

Entende-se assim que o poder de corte da broca influencia a quantidade de calor produzida, na medida em que, se a eficiência de corte da broca for menor ocorre um aumento da energia de corte e sucessivamente a temperatura gerada e o tempo necessário para remover um certo volume de dente, aumenta.

<sup>(33)</sup>De entre os fatores capazes de alterar a eficiência das brocas podem ser citados os consecutivos preparos, as repetidas esterilizações e a acumulação de detritos. No entanto, o desgaste do instrumento ainda pode variar de acordo com a sua marca comercial, granulação e densidade dos diamantes da ponta ativa, tipo de refrigeração da peça de mão e substrato a ser desgastado.

Relativamente ao desgaste dos substratos por brocas diamantadas, a literatura<sup>(31,46)</sup> aponta melhor eficiência de desgaste em dentina do que em esmalte, possivelmente devido à maior dureza deste último.

Quanto à frequência de uso, Pinelli et al. em 2010<sup>(46)</sup> e Cavalcant el al. em 2013<sup>(33)</sup>, demonstraram que o uso em excesso, sem substituição, promove maior desgaste e perda de eficiência do instrumento. Pontas novas apresentam partículas de diamante com ângulos vivos em toda a superfície. Já em pontas desgastadas, os diamantes deslocam-se tornando aparente a base do instrumento e expondo crateras correspondentes aos locais onde os diamantes estavam depositados.

A relevância do uso excessivo das brocas diamantadas torna-se ainda mais preocupante quando associado a outro dado encontrado no estudo de Cavalcant et al. em 2013<sup>(33)</sup>. A maioria dos participantes (68%) não se acham capazes de estimar quantas vezes utilizaram o instrumento na sua prática clínica e ainda sugerem que a vida útil de uma broca seria de 10 utilizações (37%), e entre 10 a 20 utilizações (35%), enquanto

que a literatura sugere o uso entre 3 a 10 utilizações sem comprometimento da sua eficiência.

O tempo de uso das brocas diamantadas associado a possíveis resíduos na sua parte ativa provocado por má limpeza faz com que, a cada novo procedimento, seja necessário aumentar a pressão de corte durante o preparo dentário, com consequente aumento do calor produzido, podendo ocasionar injúrias à polpa.

É de realçar que a maioria dos Médicos Dentistas numa preparação em prótese fixa aplicam uma pressão entre 50 a 150g quando usa brocas diamantadas em peça de mão de alta velocidade para preparação de dentes<sup>(34,35 36)</sup>.

Peyton e Henry<sup>(6)</sup> mostraram que um aumento da pressão causa também um aumento na temperatura produzida.

Enquanto que procedimentos de limpeza e esterilização não parecem afetar adversamente a eficiência de corte<sup>(32)</sup>, o desgaste da broca e a acumulação de detritos diminuem a eficiência de corte da broca<sup>(36)</sup>, aumentando a energia de corte e o tempo necessário para remover um certo volume de dente. Demonstrou-se que, uma adequada refrigeração diminui os depósitos de detritos na broca, dissipa o calor e muitas vezes leva à diminuição da temperatura intrapulpar<sup>(1)</sup>.

Num teste<sup>(11)</sup> com brocas de grão grosso e médio, a temperatura máxima atingida na cavidade pulpar é superior à atingida por brocas de grão fino. No entanto, a temperatura limite de 42,5°C<sup>(11,12,40)</sup>, não foi atingida. Todas as três granulações de brocas demonstraram elevações de temperatura mais pronunciadas durante a terceira etapa de desgaste, uma vez que, o isolamento de dentina residual, ou seja a smear-layer, tinha sido já, em grande parte, removida.

No entanto, pensa-se que a produção de temperatura está mais relacionada com a refrigeração do que com o tipo de broca usada<sup>(1, 37)</sup>. É assim importante o número de aberturas de refrigeração da peça de mão e a direção dos mesmos, que deverá ser no sentido da ponta da broca<sup>(5)</sup>.

A preparação para coroa total com instrumentos de alta velocidade refrigerados pode causar um aumento de temperatura intrapulpar de aproximadamente 8,8°C<sup>(17)</sup>.

Langeland e Langeland em 1965 mostraram que as preparações para coroas, usando uma refrigeração adequada não evidenciam resposta pulpar inicial<sup>(7)</sup>. Se esta for insuficiente a dentina exibe uma secção queimada.

Anderson e Van Prach<sup>(6)</sup> mostraram que, se a água de refrigeração estiver em contacto direto com a dentina a ser cortada, o aumento de temperatura é completamente eliminado.

O resultado de um estudo realizado em 2005 por Vitalariu, Caruntu e Bolintineanu<sup>(13)</sup> demonstra que, mesmo existindo um sistema de refrigeração adequado, os procedimentos de preparação dentária a alta velocidade produzem modificações pulpares imediatas. No entanto, a gravidade destas alterações depende da espessura de dentina remanescente ou profundidade da preparação.

Segundo o artigo publicado em 2009 por Ercoli et al.<sup>(37)</sup>, a preparação dentária com um fluxo adequado de água não causa mudanças de temperatura nocivos na câmara pulpar, independentemente do tipo de instrumento cortante.

### IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Como descrito são diversos os fatores que influenciam a produção de calor aquando de um preparo dentário.

Vários estudos avaliam a produção de temperatura em relação à pressão aplicada durante o preparo, influência do instrumento rotativo utilizado e a influência da água de refrigeração. Mas, os estudos que estão disponíveis abordam a temática numa perspetiva *in vitro* e, não são conclusivos quanto à influência da usura das brocas nos preparos dentários para coroas totais.

Considerando a usura como o resultado do desgaste da broca após várias utilizações, sabe-se que, a redução gradual da taxa de corte é resultado do desgaste da broca<sup>(38)</sup>.

Com este estudo *in vivo*, em que serão avaliadas brocas diamantadas tronco cónicas com diferentes graus de utilização, pretende-se uma clarificação quanto à influência da usura na variação da temperatura de fricção detetada na superfície dentária

durante o preparo para coroas totais. Tal, irá permitir verificar o máximo de utilizações que uma broca suporta até ser potencialmente nociva.

Brocas diamantadas de grão grosso devem ser usadas com moderação, pois existe o risco de causar danos térmicos na polpa dentária<sup>(11)</sup>.

Poucos são os estudos numa perspectiva *in vivo*, no entanto, embora que noutro contexto, um método de medição da temperatura não invasivo, com um termómetro de infravermelhos, mostrou-se capaz de medir a temperatura nos tecidos biológicos do dente<sup>(39)</sup>.

Embora a caracterização *in vivo* da temperatura no dente seja desejável, uma vez que, reflete o processo ativo da circulação sanguínea dentro da câmara pulpar e o movimento do fluido tubular não capturado *in vitro*, algumas características são difíceis de capturar. Como por exemplo, medições experimentais *in vivo* das alterações da temperatura pulpar são impraticáveis<sup>(40)</sup>. Investigações *in vivo* são usualmente realizadas em animais e a correlação destes resultados com o dente humano são questionáveis.

Zach e Cohen<sup>(1)</sup> mostraram em estudos *in vivo* realizados em macacos com polpas saudáveis, que o aumento da temperatura causa um dano no tecido intrapulpar. Estes autores estabeleceram ainda um limite de segurança de aproximadamente 35°C acima da junção pulpo dentinária.

Tem sido demonstrado que a temperatura no interior da câmara pulpar pode atingir até 44,4°C se a temperatura à superfície excede os 35°C, e que, este aumento na temperatura é mais acentuado quanto maior quantidade de remanescente dentário for reduzido<sup>(11,37)</sup>.

Evidências sugerem que um aumento da temperatura intrapulpar de aproximadamente 2,2°C permite que o tecido pulpar permaneça histologicamente inalterado. Com um aumento de 5,5 °C (aproximadamente 42,5°C), inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se a temperatura a 11°C, ter-se-á 60% de necrose e 100% quando a marca for de 17°C<sup>(10, 22)</sup>, considerando que a polpa se encontra à temperatura fisiológica de aproximadamente 37°C<sup>(26)</sup>.

Num estudo de Bergenholtz e Nyman<sup>(1)</sup>, 15% dos 255 dentes vitais originais sofreram necrose, 8 a 10 anos após a preparação para a colocação duma coroa. Apenas 2,5% dos dentes controlo não preparados perderam a vitalidade durante o mesmo período de observação.

Correa Afonso et al. em 2007 sugere que o dano pulpar não é causado pela vibração ou calor produzido, mas sim pela quebra dos processos odontoblásticos ou devido ao processo inflamatório causado por cárie e agravado pelos procedimentos restauradores<sup>(2)</sup>.

Wolfgang<sup>(41)</sup> conclui que entre os 49°C e os 51°C existe uma alteração na microcirculação que leva a uma perda rápida e irreversível da microcirculação pulpar.

Laurell et al. demonstraram que existe uma diferença no movimento sanguíneo ou outros fluidos associados ao potencial de dissipação de calor. Em estudos animais até um pequeno aumento de temperatura, independentemente do método de indução, parece causar evidências histológicas de pulpíte de grau de severidade variável<sup>(5,25)</sup>.

Experiências histológicas e clínicas mostram que, embora a polpa tenha um bom potencial regenerador e a resposta inflamatória, muitas vezes, seja seguida por cura, as modificações induzidas podem tornar-se significativas a longo prazo.

A literatura identificou 3% a 25% de casos de necrose pulpar associados aos procedimentos dentários de preparação para coroa total<sup>(6)</sup>.



## **CAPÍTULO III**

---

### **Problema em Estudo**



## **PROBLEMA EM ESTUDO**

### TIPO DE ESTUDO E OBJETIVO

Pretende-se realizar um estudo piloto para determinar a existência de associação entre a usura dos instrumentos rotativos e calor libertado por fricção, durante a preparação dentária para uma coroa total em ambiente de prática clínica.

A hipótese em estudo é:

- i) Há diferenças significativas entre a temperatura de fricção produzida durante a redução dentária entre as três brocas usadas com diferentes graus de usura.



## **CAPÍTULO IV**

---

### **Metodologia**



## **METODOLOGIA**

### MATERIAIS

- Brocas diamantadas tronco cónicas da marca Komet® com 1mm de diâmetro na ponta e grão grosso, ref. 6856-016-K;
- Turbina NSK M600L, velocidade de rotação entre 360 000 a 430 000 rotações por minuto e 3 saídas de refrigeração;
- Termómetro de infravermelhos de não contacto Fluke 62MAX+;
- Termómetro de infravermelhos de não contacto PCE-889 cedido pela PCE Instruments®;

### INSTRUMENTOS

Em ambiente de pré-clínico foi testado o primeiro instrumento de medição de temperatura selecionado – termómetro infravermelhos de não contacto Fluke 62MAX+. Este instrumento permite determinar a temperatura à superfície. No entanto, verificou-se que a distância entre os dois pontos de medição era muito superior ao pretendido, não sendo por isso possível determinar a temperatura à superfície de um único dente.



*Figura 1 - Pontos de medição termómetro Fluke 62MAX+*



*Figura 2 - Termómetro Fluke 62MAX+*

Posteriormente, em colaboração com a PCE Instruments, selecionou-se um segundo instrumento de medição e verificou-se a viabilidade do mesmo para uso neste trabalho. A escolha deveu-se às características pretendidas ao nível da relação distância

/ objeto. Neste instrumento esta relação é de 50:1 o que permite por isso medições em dentes humanos a uma distância que não interfira com o trabalho do operador.



Figura 3 – Relação distância/objeto termómetro PCE- 889



Figura 4 – Ponto de medição em boca termómetro PCE- 889

O instrumento selecionado foi o termómetro de infravermelhos de não contacto PCE-889. Este termómetro permite a leitura de temperaturas num intervalo de  $-50^{\circ}\text{C}$  a  $1000^{\circ}\text{C}$  com uma resolução de  $0,1^{\circ}\text{C}$ . Oferece valores sobre a temperatura média, a temperatura máxima e a mínima. Para este estudo apenas interessou a temperatura máxima atingida e o termómetro foi calibrado a uma emissividade de  $0,91^{(8)}$ , tanto para temperaturas medidas em esmalte como em dentina.



Figura 5 – Calibração da emissividade

## MÉTODOS

### **Definição do grupo controlo**

Selecionaram-se 14 preparos dentários para coroa total na consulta de prótese fixa. Não existiram critérios de exclusão, tendo-se avaliado todos os dentes, sendo 13 vitais e 1 não vital.

### **Estudo Piloto**

O estudo piloto permite melhorar o desenho da metodologia a instituir. Para tal, inclui a realização de todos os procedimentos previstos na experimentação final.

Pelos preparos dentários avaliados foram distribuídos aleatoriamente as brocas tronco cónicas.

A medição das temperaturas atingidas foi realizada durante o preparo das paredes axiais na superfície vestibular, num intervalo pré-definido, durante 10 segundos, sem paragem do operador e registadas as temperaturas máximas atingidas numa tabela como a seguinte:

*Tabela 1 – Tabela de Registo*

<b>Tipo de Broca</b>	
<b>Código Dente</b>	
<b>Código Paciente</b>	
<b>T°C Máxima Inicial</b>	
<b>T°C Máxima aos 2 minutos</b>	
<b>T°C Máxima aos 5 minutos</b>	
<b>T°C Máxima Final</b>	

### **Análise estatística**

#### Descrição das variáveis

Neste estudo as variáveis a observar foram:

- Tipo de brocas a usar, definidas como:

- a) broca nova – sem qualquer utilização
- b) broca de usura ligeira – entre 3 a 10 utilizações;
- c) broca de usura considerável – mais de 10 utilizações.



Figura 6– a) broca nova; b) broca de usura ligeira; c) broca de usura considerável

- Temperatura máxima atingida na superfície dentária em °C.

A necessidade de codificar o paciente e o dente surgiu por uma questão de controlo de dados, não sendo por isso, variáveis a discutir.

### **Tratamento dos dados**

Foi utilizado o *software Statistical Package for the Social Sciences* (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.) para efetuar a análise dos dados recolhidos.

A análise estatística envolveu medidas de estatística descritiva e inferencial. Neste estudo, usou-se a Anova One-Way pois estamos a comparar três brocas e a variável dependente (temperatura) é de tipo quantitativo. A normalidade de distribuição foi analisada com o teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias com o teste de Levene.

Usou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância  $p \leq 0,05$ .

## **CAPÍTULO V**

---

### **Resultados**



## RESULTADOS

Os valores representativos das distribuições foram:

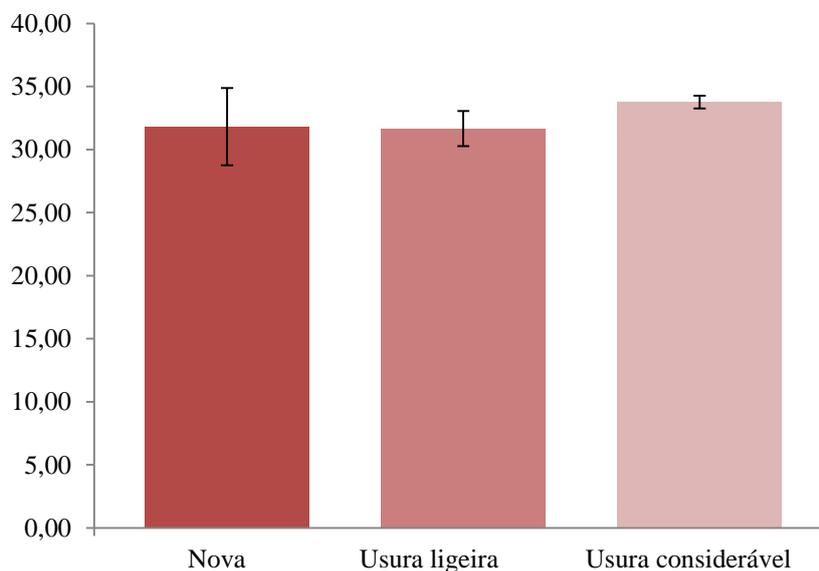
### TEMPERATURA INICIAL NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA

O grupo analisado como broca de usura ligeira é o que apresenta a temperatura mais baixa (31,66°C) e a de usura considerável a que apresenta a temperatura mais elevada (33,77°C), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 11) = 1,705$ ,  $p = ,226$ .

*Tabela 2 – Temperatura inicial: significância das diferenças*

<i>Broca</i>	Nova		Usura ligeira		Usura considerável		Sig.
	Média	Dp	Média	Dp	Média	Dp	
<i>Temperatura inicial em °C</i>	31,82	3,06	31,66	1,39	33,77	0,51	,226

*Gráfico 1 – Temperatura inicial em °C*



## TEMPERATURA NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA APÓS 2 MINUTOS DE PREPARAÇÃO

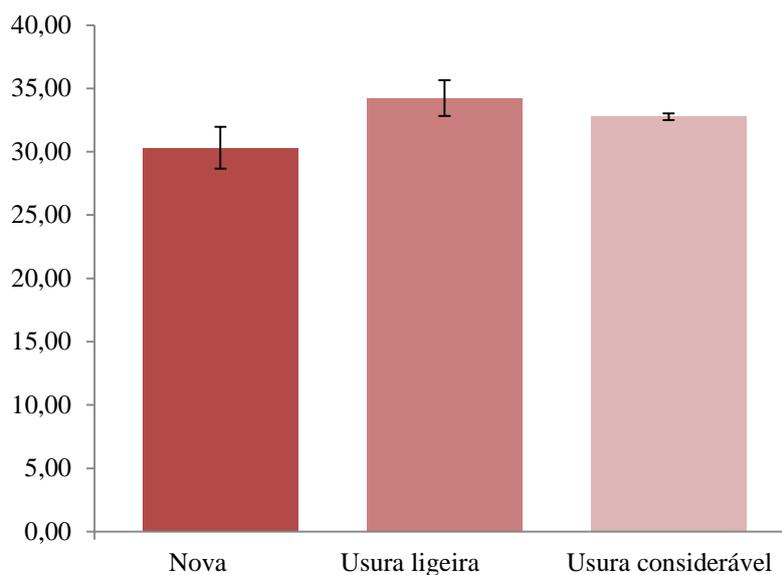
A broca nova é a que apresenta a temperatura mais baixa (30,32°C) e a de usura ligeira a que apresenta a temperatura mais elevada (34,2°C), sendo a diferença estatisticamente significativa,  $F(2, 11) = 11,078$ ,  $p = ,002$ .

Tabela 3 – Temperatura 2min: significância das diferenças

Broca	Nova		Usura ligeira		Usura considerável		Sig.
	Média	Dp	Média	Dp	Média	Dp	
Temperatura aos 2min em °C	30,32	1,65	34,25	1,41	32,77	0,26	,002 *

\*  $p \leq ,05$

Gráfico 2 – Temperatura 2 minutos em °C



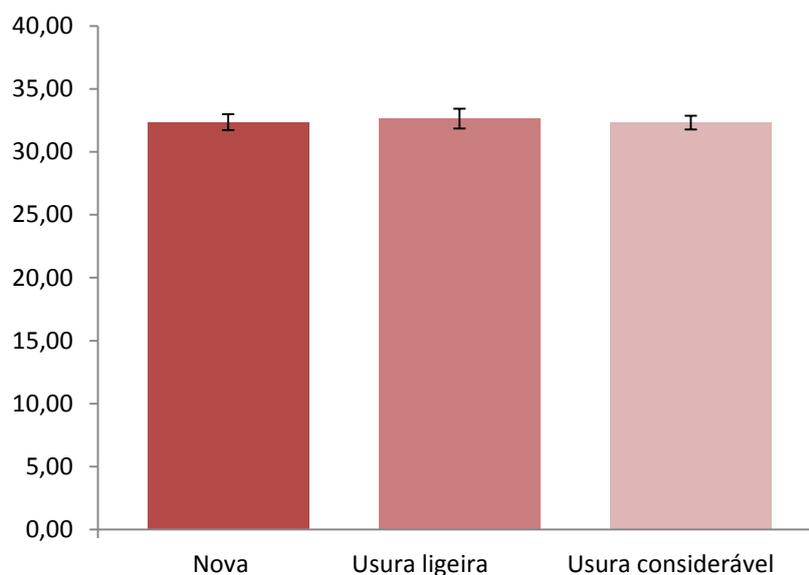
## TEMPERATURA NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA APÓS 5 MINUTOS DE PREPARAÇÃO

A broca de usura considerável é a que apresenta a temperatura mais baixa (32,32°C) e a de usura ligeira a que apresenta a temperatura mais elevada (32,63°C), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 11) = 0,326$ ,  $p = ,729$ .

Tabela 4 – Temperatura 5min: significância das diferenças

Brocas	Nova		Usura ligeira		Usura considerável		Sig.
	Média	Dp	Média	Dp	Média	Dp	
Temperatura aos 5min em °C	32,35	0,63	32,63	0,78	32,32	0,054	,729

Gráfico 3 – Temperatura 5 minutos em °C



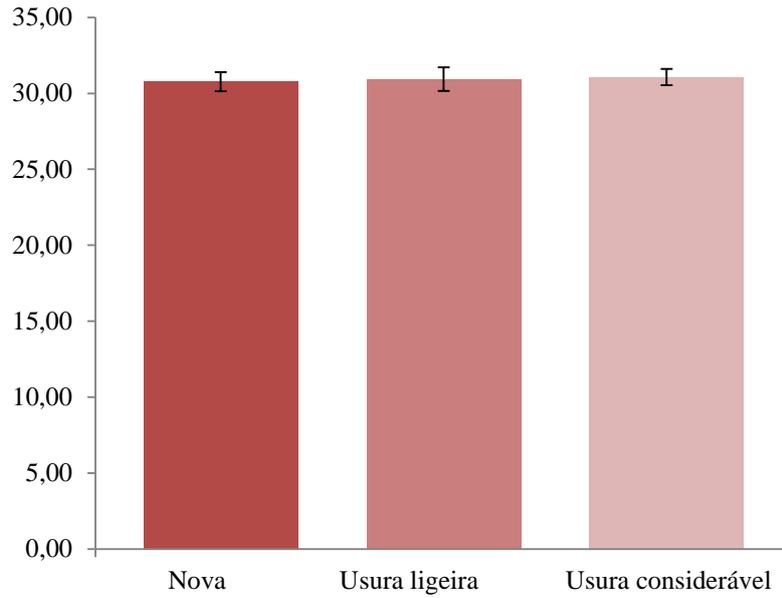
### TEMPERATURA FINAL NA SUPERFÍCIE DENTÁRIA

A broca nova é a que apresenta a temperatura mais baixa (30,77°C) e a de usura considerável a que apresenta a temperatura mais elevada (31,07°C), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 11) = 0,153$ ,  $p = ,860$ .

Tabela 5 – Temperatura final: significância das diferenças

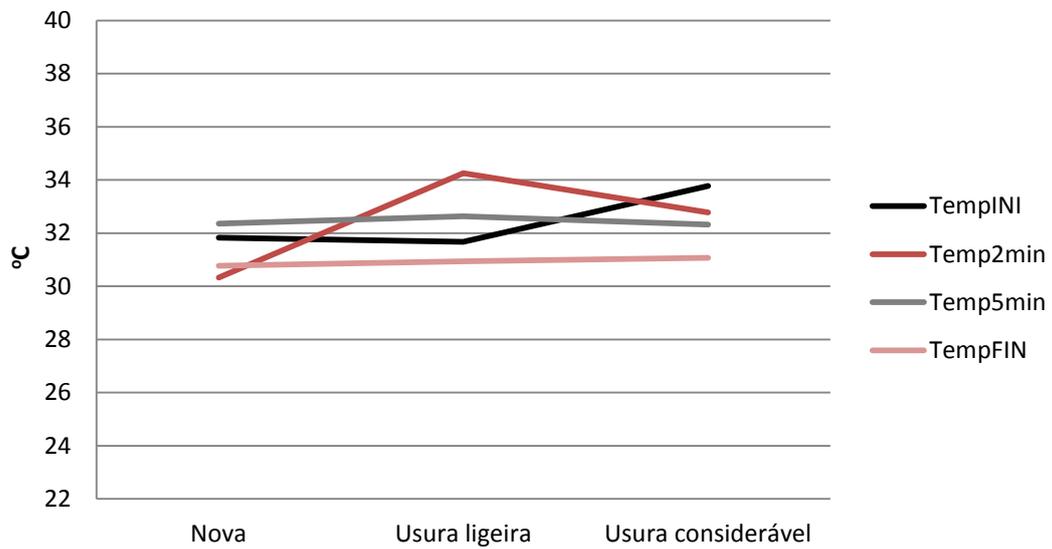
Broca	Nova		Usura ligeira		Usura considerável		Sig.
	Média	Dp	Média	Dp	Média	Dp	
Temperatura final em °C	30,77	0,86	30,93	0,74	31,07	0,71	,860

Gráfico 4 – Temperatura final em °C



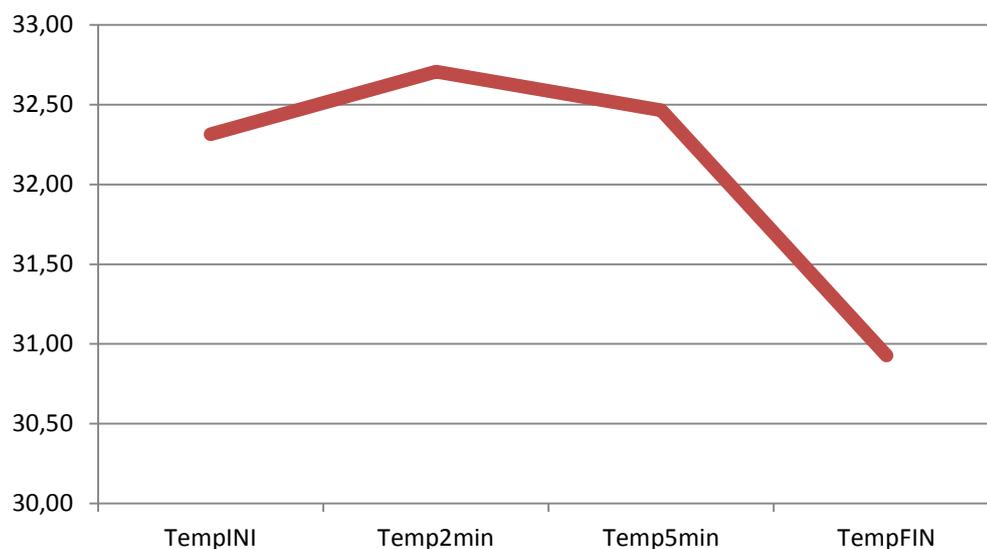
As médias das temperaturas lidas nos três grupos de usura considerados foram:

Gráfico 5 – Médias temperaturas dos três grupos de brocas



As médias das temperaturas lidas nos quatro momentos de medição foram:

Gráfico 6 – Médias temperaturas em °C nos quatro momentos de medição



Uma vez que, as amostras eram muito pequenas quaisquer referências estatísticas devem ser entendidas como tendências.

Para verificar a normalidade das distribuições usou-se o teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias com o teste de Levene.

Tabela 6 – Testes de normalidade

TipoBroca		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
TempINI	<i>Nova</i>	,276	4	.	,891	4	,386
	<i>Usura ligeira</i>	,184	6	,200*	,896	6	,352
	<i>Usura considerável</i>	,192	4	.	,971	4	,850
Temp2min	<i>Nova</i>	,292	4	.	,932	4	,606
	<i>Usura ligeira</i>	,156	6	,200*	,944	6	,688
	<i>Usura considerável</i>	,288	4	.	,887	4	,369
Temp5min	<i>Nova</i>	,219	4	.	,965	4	,813
	<i>Usura ligeira</i>	,201	6	,200*	,952	6	,756
	<i>Usura considerável</i>	,227	4	.	,950	4	,717
TempFIN	<i>Nova</i>	,283	4	.	,863	4	,272
	<i>Usura ligeira</i>	,308	6	,078	,863	6	,201
	<i>Usura considerável</i>	,224	4	.	,916	4	,514

\*. Limite inferior à verdadeira significância

Tabela 7 – Teste de homogeneidade de variâncias

Levene				
	Statistic	df1	df2	Sig.
TempINI	10,640	2	11	,003
Temp2min	2,332	2	11	,143
Temp5min	,297	2	11	,749
TempFIN	,171	2	11	,845

Executou-se ANOVA para se determinar a existência de diferenças significativas nas médias das temperaturas determinadas.

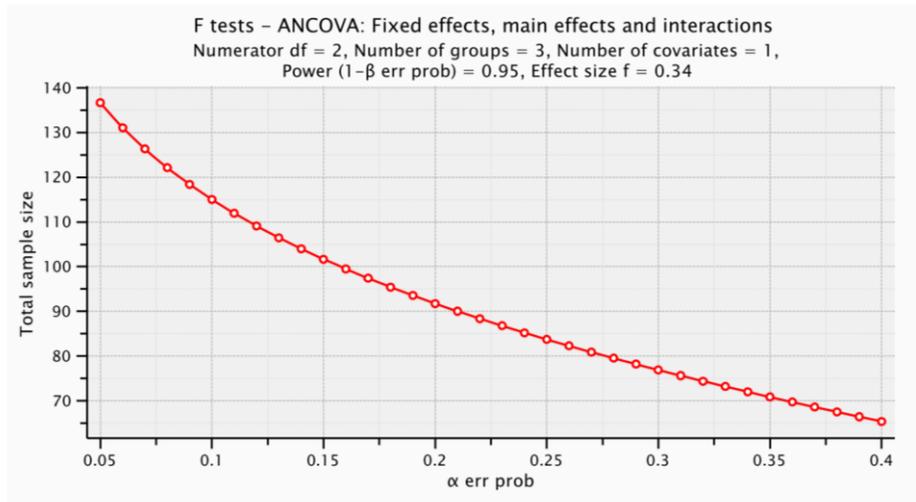
Tabela 8 – Anova

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Temp INI	Between Groups	12,009	2	6,004	1,705	,226
	Within Groups	38,728	11	3,521		
	Total	50,737	13			
Temp 2min	Between Groups	36,999	2	18,500	11,078	,002
	Within Groups	18,370	11	1,670		
	Total	55,369	13			
Temp 5min	Between Groups	,301	2	,151	,326	,729
	Within Groups	5,091	11	,463		
	Total	5,392	13			
Temp FIN	Between Groups	,180	2	,090	,153	,860
	Within Groups	6,468	11	,588		
	Total	6,649	13			

Para calcular o tamanho da amostra no futuro estudo, usou-se o programa Gpower. Usando “F test” para o teste estatístico “ANCOVA: Fixed effects, main effects and interactions”. O tipo de análise foi selecionado “à priori” com o “effect size f” calculado através da razão entre as diferenças, entre as médias e o desvio padrão encontradas neste estudo piloto que foi de 0,34.

De acordo com o gráfico 6 pode-se concluir que a amostra deverá incluir 137 elementos para se poderem extrair diferenças significativas.

Gráfico 7 – Amostra no futuro estudo



É de notar que, durante a observação clínica se verificou que quando o ponto de medição do termómetro PCE-889 encontra a ponta da broca, a temperatura registada sofria de imediato um aumento na ordem de mais 2°C do que a temperatura máxima até então registada.



## **CAPÍTULO VI**

---

### **Discussão**



## DISCUSSÃO

A preparação dentária para uma coroa total em prótese fixa é uma fase crucial para a obtenção de sucesso no tratamento e um dos mais perigosos procedimentos para a polpa dentária<sup>(2)</sup>. O seu sucesso depende da capacidade de efetuar procedimentos o mais cuidadosa e pormenorizadamente possível de forma a manter a vitalidade pulpar, o periodonto saudável, não colocando em causa funções como a estética, a mastigação e ainda, a oclusão.

Compreender o comportamento térmico do dente humano é um benefício para os protocolos de prática clínica e sugere a dose máxima que um dente suporta. O tecido pulpar tem a importante função de reter os odontoblastos secretores, responsáveis pela formação de dentina terciária como resposta defensiva às lesões dentárias a que o dente está sujeito ao longo da vida<sup>(29)</sup>. Se tal não fosse razão suficiente para a preservação de polpas saudáveis, então o desejo de não criar danos ao paciente, assim como evitar dor e edema que muitas vezes acompanha a lesão da polpa, deverá sê-lo. Em prótese fixa é comum a experiência de hiperalgesia em dentes vitais preparados<sup>(17)</sup>.

Ao longo do preparo dentário, são vários os fatores que podem contribuir para um dano, seja ele, de maior ou menor magnitude. O calor friccional causado é considerado por muitos autores<sup>(5,6)</sup>, como o principal fator de dano pulpar, mas concordam que existem outros procedimentos possíveis de o causar.

Tal como sugerido pela literatura<sup>(11,15,18,19,22,34)</sup>, um método de medição não invasivo, com um termómetro de infravermelhos, mostrou-se capaz de medir a temperatura nos tecidos biológicos duros do dente. Assim, durante este estudo piloto foi possível fazer um registo da temperatura máxima obtida na superfície dentária em quatro momentos diferentes para os três grupos de brocas.

A análise efetuada informou-nos que se detetaram diferenças significativas na temperatura dos três tipos de brocas apenas quando esta foi determinada ao fim de 2 minutos,  $p < 0,05$ . Em função dos dados não se pode concluir mais nada entre os graus de usura.

Considera-se que, a temperatura intraoral é de 37°C<sup>(26)</sup>, no entanto, as temperaturas iniciais na superfície dentária registadas ao longo deste trabalho, foram inferiores a esse valor. Tal, pode dever-se às próprias limitações do instrumento de medição, pois, a precisão de medição das temperaturas diminui quanto maior a distância ao objeto. Assim como, as condições do próprio paciente.

Durante a observação efetuada neste estudo piloto e conseqüente análise estatística verificou-se que, os valores de temperatura de fricção encontrados podem causar dano pulpar. Estudos<sup>(11,37)</sup> demonstram que, se a temperatura à superfície dentária excede os 35°, a temperatura intrapulpar pode atingir até 44,4°C, valor de temperatura intrapulpar superior ao limite crítico de 42,5°C. Ao longo da observação, apenas na medição realizada ao fim de 2 minutos para a broca com usura ligeira existem valores suscetíveis de criar dano pulpar (34,25°C à superfície dentária e, efetuando o cálculo através de uma regra de três simples, a temperatura intra pulpar seria de 44,42°C). No entanto, este valor foi encontrado ainda ao nível do esmalte e sabe-se que, o potencial de dano, é maior quanto menor a quantidade de dentina remanescente<sup>(11)</sup>. Até se atingir temperaturas com potencial de dano, as reações pulpares são controladas por um aumento do fluxo sanguíneo<sup>(41)</sup>.

White et al.<sup>(18)</sup> e Paghdiwala et al.<sup>(18)</sup> concluíram que, pequenas quantidades de dentina remanescente eram mais propensas ao aumento de temperatura. Um dente com dentina exposta responde mais rapidamente à estimulação térmica do que um dente intacto, devido à ausência de esmalte sendo o calor logo transferido para a dentina. Dahl em 1977<sup>(48)</sup> observou reações pulpares agudas graves subjacentes aos túbulos dentinários cortados ao longo do preparo para uma coroa total e afirmou que essas lesões podem levar a necrose parcial ou total.

Brocas de grão grosso atingem temperaturas superiores, embora não atinjam a temperatura limite de 42,5°C<sup>(11,12,40)</sup>. Mas mais que o tipo de grão, o facto de ao longo do preparo dentário se fazer um desgaste progressivo, com conseqüente diminuição da estrutura dentária, o aumento de temperatura intrapulpar torna-se mais significativo quando o isolamento de dentina residual é, em grande parte, removido.

De acordo com o verificado também durante este trabalho, um estudo<sup>(1)</sup> realizou a preparação dentária de um pré-molar com broca nova, tendo este terminado quando o remanescente de dentina estava a 0,5mm da polpa. Esta preparação tão profunda, pouco usada na prática clínica foi adotada para testar brocas em condições extremas. Mesmo com este limite de dentina residual entre a broca e a câmara pulpar, não existiram alterações perigosas da temperatura a serem registadas. Este estudo<sup>(1)</sup>, sugere que de um ponto de vista térmico, uma preparação com brocas novas com uma distância de 0,5mm ou mais da câmara pulpar, é segura para a prática clínica, desde que, exista uma adequada refrigeração.

É ainda um facto possível de se afirmar por este estudo piloto, que a temperatura atingida durante o desgaste do esmalte é maior do que na remoção da dentina. Tal pode ser resultado de vários fatores como, os valores de condutividade térmica dos tecidos, a pressão aplicada que, devido à proximidade da dentina à polpa, será menor. Deste ponto de vista, a vitalidade pulpar está em grande perigo se existir o sobreaquecimento da dentina. Um estudo<sup>(13)</sup> verifica que, durante a preparação superficial do dente (aproximadamente 0,4mm) não existiram modificações pulpares óbvias, mas notaram-se algumas alterações de posição e orientação dos núcleos axiais dos odontoblastos, o que sugere uma tendência de deslocamento dos mesmos para os túbulos dentinários. No mesmo estudo, durante a preparação profunda do dente (aproximadamente 1,5mm) existiu uma destruição importante dos tecidos duros e uma diminuição significativa da espessura de dentina remanescente. Verifica-se ao nível pulpar, desordem celular e no centro da polpa a existência de algumas áreas com abundantes fibrócitos e colagénio. Confirma-se neste estudo que, a gravidade das lesões depende essencialmente da espessura de dentina remanescente/profundidade da preparação<sup>(13)</sup>.

Na prática, os Médicos Dentistas geralmente atuam de acordo com a sua experiência, tato pessoal e tanto a broca como a peça de mão, estão já seleccionadas. No entanto, a pressão exercida pelo operador através da peça de mão contra o dente varia devido a inúmeros fatores<sup>(36)</sup>. Um deles é a perda de eficiência de corte que deriva das sucessivas utilizações, assim a utilização de uma broca com um uso ligeiro ou considerável, como as utilizadas neste trabalho, faz com que o operador empregue maior pressão de modo a manter a capacidade de corte, o que conduz a um maior

calorfriccional e temperatura nos tecidos dentários. Contudo, quanto menor a proximidade à polpa maior é o cuidado na pressão aplicada.

Vários autores<sup>(5,6)</sup> mostraram que um aumento de pressão causa também um aumento na temperatura gerada. Solo e Schuchard<sup>(11)</sup> demonstraram que um calor excessivo resulta numa alteração estrutural dos tecidos dentários duros e danifica a polpa dentária. A duração do estímulo térmico e a temperatura máxima gerada determinam em que medida o trauma ocorre. Quando o estímulo para, a temperatura decresce muito mais rapidamente do que aumenta<sup>(17)</sup>, o que foi também possível de verificar durante este trabalho uma vez que, as temperaturas finais na superfície dentária são inferiores às temperaturas iniciais e anteriormente medidas.

## **CAPÍTULO VII**

---

**Conclusão**



## CONCLUSÃO

Neste estudo *in vivo* instituiu-se uma metodologia totalmente nova, baseada em estudos *in vitro*, para medição da temperatura gerada na superfície dentária durante preparos dentários efetuados com brocas com diferentes graus de uso, a partir de um termómetro de infravermelhos de não contacto, PCE-889. Os estudos *in vivo* existentes são baseados em modelos animais o que torna difícil a posterior correlação entre dados, uma vez que, têm diferentes propriedades térmicas, mecânicas e biológicas.

Dentro das limitações deste trabalho e em função dos dados recolhidos há indícios de que:

- a temperatura atingida durante a preparação mais superficial (esmalte) é superior à temperatura atingida durante a preparação mais profunda (dentina).
- existem diferenças significativas nos três tipos de brocas na medição da temperatura após 2 minutos de preparação dentária. No entanto, não se pode tirar outras conclusões relativamente aos graus de usura e temperatura gerada na superfície dentária, assim como os danos resultante desses procedimentos.

É pertinente e importante referir, que pouco se sabe a respeito da real razão e conduta clínica dos profissionais face ao envelhecimento progressivo destes instrumentos cortantes, e os danos a ele associados. Sabe-se que, os procedimentos operativos para colocação de coroas em prótese fixa são potencialmente perigosos e tal se deve a vários fatores, como descrito anteriormente.

Tendo em conta a metodologia utilizada, as suas limitações e as condições de observação, é de salientar que, o facto de o operador não interromper o seu trabalho, muitas vezes dificulta a medição e, para além disso, seria uma mais valia se o termómetro se mantivesse numa posição estática de modo a evitar erros de medição por aproximação ou afastamento em relação ao objeto. Da mesma forma que existe também maior facilidade na medição das superfícies vestibulares, a fase de desgaste axial não diz só respeito a esta parede e seria interessante uma melhoria na metodologia de modo a ultrapassar as limitações apresentadas.

Outra limitação a este trabalho é, sem dúvida, a amostra. Uma vez que as amostras eram muito pequenas, quaisquer referências estatísticas devem ser entendidas como tendências. Num futuro trabalho é importante, como se pode ver pelo Gráfico 6, aumentar substancialmente a amostra.

## **CAPÍTULO VIII**

---

### **Bibliografía**



## BIBLIOGRAFIA

1. Galindo DF, Ercoli C, Funkenbusch PD, Greene TD, Moss ME, Lee H-J, et al. Tooth Preparation: A Study on the Effect of Different Variables and a Comparison Between Conventional and Channeled Diamond Burs. *Journal of Prosthodontics*. 1 de março de 2004;13(1):3–16.
2. Correa-Afonso, AM & Palma-Dibb, RG Thermal Effects Caused by Different Methods of Cavity Preparation. *Journal of Oral Laser Applications*. 17 de maio de 2007; 7: 115-121.
3. Shillingburg, HT, et al. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3.ed. Quintessence Books. 1997. 570p.
4. Pigozzo MN, Laganá DC, Mori M, Gil C, Mantelli AG. Preparos dentais com finalidade protética: uma revisão da literatura. *Rev odontol Univ Cid Sao Paulo*. janeiro a abril de 2009; 21(1): 48-55.
5. Oztürk B, Uşümez A, Oztürk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent*. maio de 2004;91(5):436–40.
6. Lockard MW. A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant. *J Prosthet Dent*. novembro de 2002;88(5):473–8.
7. Langeland K, Langeland LK. Pulp reactions to crown preparation, impression, temporary crown fixation, and permanent cementation. *J Prosthet Dent*. fevereiro de 1965;15:129–43.
8. Correa PR, Pereira TM, Veloso MN, Zezzel DM. Development of a communication interface to determinate the thermal diffusivity as a function of

- temperature by infrared thermography. 11th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography. Naples Italy. 11 a 14 de junho de 2012.
9. Ia M, D O. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. *Quintessence Int.* dezembro de 2000;32(7):537–51.
  10. Strefezza C, Groth EDB, Bachmann L, Eduardo C de P, Zezell DM. Monitoração de temperatura na câmara pulpar durante irradiação com laser de Ho: YLF na superfície de esmalte de dente de coelho. *Rev Inst Ciênc Saúde.* dezembro de 2001;19(2):93–8.
  11. Ottl P, Lauer H-C. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* julho de 1998;80(1):12–9.
  12. Panas AJ, Żmuda S, Terpiłowski J, Preiskorn M. Investigation of the Thermal Diffusivity of Human Tooth Hard Tissue. *International Journal of Thermophysics.* 1 de maio de 2003;24(3):837–48.
  13. Vițalariu A, Căruntu ID, Bolintineanu S. Morphological changes in dental pulp after the teeth preparation procedure. *Rom J Morphol Embryol.* 2005;46(2):131–6.
  14. Murray PE, Smith AJ, Windsor LJ, Mjör IA. Remaining dentine thickness and human pulp responses. *International Endodontic Journal.* 1 de janeiro de 2003;36(1):33–43
  15. Aranha VM dos S, Concílio LR da S, Neves ACC, Barcellos DC, Rode S de M. Comparação da variação da temperatura produzida por dois tipos de

- instrumentos cortantes rotatórios diamantados no preparo cavitário. *Brazilian Dental Science*. 8 de agosto de 2012;14(3/4):38–41.
16. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Thermal imaging of ultrasonic scaler tips during tooth instrumentation. *Journal of Clinical Periodontology*. 1 de maio de 2004;31(5):370–5.
  17. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1 de novembro de 1997;24(11):791–801.
  18. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth—Experimental characterization and mathematical modeling. *Dental Materials*. junho de 2010;26(6):501–13.
  19. Sulieman M, Rees JS, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J*. 10 de Junho de 2006;200(11):631–4.
  20. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. abril de 1965;19(4):515–30.
  21. Magalhães MF de, Ferreira RAN, Grossi PA, Andrade RM de. Measurement of thermophysical properties of human dentin: Effect of open porosity. *Journal of Dentistry*. agosto de 2008;36(8):588–94.
  22. Lin M, Liu QD, Kim T, Xu F, Bai BF, Lu TJ. A new method for characterization of thermal properties of human enamel and dentine: Influence of microstructure. *Infrared Physics & Technology*. novembro de 2010;53(6):457–63.

23. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey P-J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *Journal of Dentistry*. outubro de 1995;23(5):267–71.
24. Yu C, Abbott P. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Australian Dental Journal*. 1 de março de 2007;52:S4–S6.
25. Whitworth JM, Walls AWG, Wassell RW. Crowns and extracoronal restorations: Endodontic considerations: the pulp, the root-treated tooth and the crown. *Br Dent J*. 23 de março de 2002;192(6):315–27.
26. Oliveira de MAVC, Biffi JCG, Dechichi P. CVD (Chemical Vapor Deposition)– solução para controle de temperatura durante preparo cavitário? *Rev odontol UNESP (Online)*. 2009;38(6):363–9.
27. Bartold P. Dentinal hypersensitivity: a review. *Australian Dental Journal*. 1 de setembro de 2006;51(3):212–8.
28. Walters PA. Dentinal hypersensitivity: a review. *The journal of contemporary dental practice*. 2005;6(2):107–17.
29. Bidar M, Madani AS, Mohtasham N, Vardkar M, Jafarzadeh H. The Effect of Full Crown Preparation on Normal and Inflamed Pulp Tissue: An Animal Study. *Journal of Dental Materials and Techniques*. 23 de janeiro de 2013;2(1):29–33.
30. Siegel SC, Von Fraunhofer JA. Dental cutting: the historical development of diamond burs. *Journal of the American Dental Association*. 1 de junho de 1998;129(6):740–5.

31. Ciccone JC, Souza WCS, Torres CP, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Avaliação da eficiência de pontas diamantadas. RGO (Porto Alegre). setembro de 2004;52(3):211–4.
32. Pinelli LAP, da Silva RHBT, Santana IL, Fais LMG, Guaglianoni DG. Estudo fotomicrográfico das características de superfície de pontas diamantadas: efeito do método de esterilização por estufa ou autoclave. Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo. 2008;20(2):154–9.
33. Cavalcanti AN, Santos PRB, Oliveira JC, Ramos DL, Fontes CM. Conduta clínica profissional quanto ao uso e descarte de pontas diamantadas. Revista Bahiana de Odontologia. 2013.
34. Ercoli C, Rotella M, Funkenbusch PD, Russell S, Feng C. In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of ten different rotary cutting instruments. Part II: Electric handpiece and comparison with turbine. The Journal of Prosthetic Dentistry. maio de 2009;101(5):319–31.
35. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Irrigation rates and handpieces used in prosthodontic and operative dentistry: Results of a survey of North American dental school teaching. Journal of Prosthodontics. 1 de junho de 2000;9(2):82–6.
36. Siegel SC, Fraunhofer JA. Dental Cutting with Diamond Burs: Heavy-Handed or Light-Touch? Journal of Prosthodontics. 1 de março de 1999;8(1):3–9.
37. Ercoli C, Rotella M, Funkenbusch PD, Russell S, Feng C. In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of 10 different rotary cutting instruments. Part I: Turbine. The Journal of Prosthetic Dentistry. abril de 2009;101(4):248–61.

38. Pilcher ES, Tietge JD, Draughn RA. Comparison of cutting rates among single-patient-use and multiple-patient-use diamond burs. *Journal of Prosthodontics*. 1 de junho de 2000;9(2):66–70.
39. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. maio de 2003;24(10):1809–20.
40. Linsuwanont P, Palamara JE, Messer HH. Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing. *International Endodontic Journal*. 1 de março de 2008;41(3):204–10.
41. Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*. 1992;88 Suppl 1:469–79.
42. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extracoronal restorations: Preparations for full veneer crowns. *Br Dent J*. 25 de maio de 2002;192(10):561–71.
43. Magalhães de MF, Ferreira RAN, de Andrade RM. Medição do calor específico do esmalte dentário humano por meio de calorimetria diferencial exploratória. VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. Brasil. 18 a 21 de agosto de 2010.
44. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Cutting efficiency of three diamond bur grit sizes. *Journal-American Dental Association*. 2000;131(12):1706–10.
45. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection* [Internet]. Quintessence Publ. Chicago; 1997

46. Pinelli LAP, Faria IR de, Marcelo CC, Pita APG, Silva RHBT da, Guaglianoni DG. Estudo fotomicrográfico do desgaste de pontas diamantadas em diferentes substratos. *Brazilian Dental Science*. 11 de agosto de 2010
47. Ben-Hanan U, Regev M, Judes H. Temperature Measurements During Dental Cutting Using an Internally Cooled Diamond Dental Bur. *Journal of Materials Science and Engineering B*. 25 de outubro de 2012; 2(10): 551-559.
48. Dahl BL. Dentine/pulp reactions to full crown preparation procedures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1 de julho de 1977;4(3):247–54.
49. Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, De Goes MF. In Vivo Temperature Measurement: Tooth Preparation and Restoration with Preheated Resin Composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1 de outubro de 2010;22(5):314–22.
50. Cavalcanti BN, Otani C, Rode SM. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. fevereiro de 2002;87(2):158–61.
51. Jackson MJ, Sein H, Ahmed W. Diamond coated dental bur machining of natural and synthetic dental materials. *J Mater Sci: Mater Med*. 1 de dezembro de 2004;15(12):1323–31.
52. Yara A, Ogura H, Shinya A, Tomita S, Miyazaki, T, Sugai Y, et al. Durability of diamond burs for the fabrication of ceramic crowns using dental CAD/CAM. *Dent Mater J*. março de 2005;24(1):134–9.
53. Dicionário da Língua Portuguesa. Dicionários Editora - Porto Editora; 2013.



## **CAPÍTULO XIX**

---

**Apêndices**



## APÊNDICES

### APÊNDICE 1 – CONSENTIMENTO INFORMADO E FOLHA DE REGISTO



#### Consentimento Informado

#### Folha de Registo

*“AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA GERADA DURANTE PREPAROS DENTÁRIOS COM  
BROCAS TRONCO-CÔNICAS COM DIFERENTES GRAUS DE USURA.”*

No âmbito da minha tese de monografia do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, venho por este meio comunicar que farei um estudo, onde será necessário fazer um registo da temperatura gerada na superfície do dente durante a preparação para uma coroa total. Este registo será realizado sem contacto directo a partir de um termómetro apropriado.

A medição realizada não interfere de modo algum no tratamento dentário a ser efectuado ou com a sua saúde. A recusa de participação neste estudo não irá alterar em nada o plano de tratamento a receber e a qualquer momento pode cancelar a participação neste estudo, mesmo tendo assinado este documento.

A informação recolhida será tratada com a máxima confidencialidade, o seu nome não será registado e será utilizado apenas um código para estudo.

A participação neste estudo não implicará qualquer custo de atendimento.

Eu, \_\_\_\_\_ autorizo o estudo que me é proposto. Fui devidamente informado(a) e esclarecido(a).

Estou ciente que esta investigação tem como responsáveis o Mestre Helder Esteves, a Mestre Cláudia Mendes e a aluna Bruna Santos.

Assino este documento de livre e espontânea vontade, estando ciente do seu conteúdo.

Visou, \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2014

\_\_\_\_\_  
(Assinatura da aluna)

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do paciente)

<b>Tipo de Broca</b>	
<b>Código Dente</b>	
<b>Código Paciente</b>	
<b>T°C Máxima Inicial</b>	
<b>T°C Máxima aos 2 minutos</b>	
<b>T°C Máxima aos 5 minutos</b>	
<b>T°C Máxima Final</b>	

