



Universidade Federal do ABC

Centro de engenharia, modelagem e ciências sociais aplicadas

Valter Valentim Lula Júnior

**ESTUDO DA TRSMISSÃO DE CALOR NA DENTINA IRRADIADA POR *LASER* DE
Er,Cr:YSGG PARA PREVENÇÃO DA CÁRIE RADICULAR**

Monografia

Santo André – SP

março de 2013

Valter Valentim Lula Júnior

**ESTUDO DA TRANSMISSÃO DE CALOR NA DENTINA IRRADIADA POR *LASER* DE
Er,Cr:YSGG PARA PREVENÇÃO DA CÁRIE RADICULAR**

Monografia

**Monografia apresentada à Universidade Federal do ABC como parte dos requisitos necessários
à obtenção do grau de bacharel em Engenharia Biomédica**

Orientadora: Profa. Dra. Patrícia Aparecida da Ana

**Santo André – SP
março de 2013**

Valter Valentim Lula Júnior

**ESTUDO DA TRANSMISSÃO DE CALOR NA DENTINA IRRADIADA POR *LASER* DE
Er,Cr:YSGG PARA PREVENÇÃO DA CÁRIE RADICULAR**

**Essa dissertação foi julgada e aprovada para a obtenção do grau de bacharel em Engenharia
Biomédica da Universidade Federal do ABC**

Santo André/SP – de março de 2013

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins
Coordenador do curso

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Patrícia Aparecida da Ana
Orientadora

Profa. Dra. Juliana Kelmy M. F. Daguano
UFABC

Profa. Dra. Marcella Pecora Milazzotto
UFABC

**Aos doentes que se beneficiarão do avanço
nas pesquisas com laser aplicado à saúde.**

AGRADECIMENTOS

À minha família, meus pais **Valter e Zuleica**, e minha irmã **Lilian**, pela estrutura que me deram, carinho e incentivo incondicional à minha educação.

À **Márcia**, minha namorada e melhor amiga, muito amável e carinhosa. Deu-me muita força e me apoiou em todos os momentos, mesmo quando não pude dar a ela a atenção merecida. Ficaria muito difícil e penoso concluir esse trabalho se não fosse por ela.

À **Profa. Dra. Patrícia Aparecida da Ana**, sempre muito atenciosa. Sua simpatia é sem igual. Considero-me de muita sorte tê-la ao meu lado nesse trabalho.

À **Universidade Federal do ABC** que, mesmo não estando completamente construída, ofereceu ensino de qualidade e com excelência.

À **Profa. Dra. Denise Maria Zezell** e ao Centro de Laser e Aplicações (CLA) do **Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN)** pelo suporte nesse trabalho, que permitiram acesso ao laboratório e o uso de seus equipamentos.

Ao **Sérgio e André**, diretores da **VK Driller Equipamentos Elétricos LTDA**, pela compreensão e apoio, me liberando quando tive que me ausentar do estágio para a divulgação do trabalho em congresso e nos dias de prova, e pelo trabalho desafiador e enriquecedor que me deu motivação para enfrentar a pesada rotina de trabalhar e estudar.

“A essência do conhecimento consiste em aplicá-lo, uma vez possuído.”

Confúcio

ESTUDO DA TRASMISSÃO DE CALOR NA DENTINA IRRADIADA POR LASER DE Er,Cr:YSGG PARA PREVENÇÃO DA CÁRIE RADICULAR

Valter Valentim Lula Júnior

RESUMO

A exposição da dentina provocada pela retração gengival deixa os dentes mais sensíveis à dor e mais susceptíveis ao surgimento das lesões de cárie radicular. Isto se deve principalmente à composição química da dentina, a qual possui maior quantidade de matriz mineral e água quando comparada ao esmalte dental; desta maneira, as lesões de cárie ocorrem mais facilmente neste tecido. O aquecimento dessa região por laser de alta potência pode fundir e recristalizar a hidroxiapatita da dentina, além de induzir a modificações químicas e estruturais que podem propiciar uma maior resistência deste tecido à desmineralização. No entanto, a transmissão excessiva do calor a partir da superfície irradiada pode danificar a polpa e os tecidos periodontais. Assim, no presente trabalho, estudou-se a geração de calor, na câmara pulpar, oriunda da irradiação laser na dentina radicular a fim de se estabelecer parâmetros seguros e efetivos para aplicação clínica para prevenção de lesões de cárie nesta região. Para tanto, foram empregados 20 dentes incisivos inferiores humanos, os quais, após limpeza e preparo adequados, foram aleatoriamente distribuídos em 2 grupos de tratamento: G1 e G2, com as amostras irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$) a uma densidade de energia respectivamente de $2,8 \text{ J/cm}^2$ e $5,6 \text{ J/cm}^2$. Durante as irradiações das superfícies radiculares das amostras, foi avaliado o aumento de temperatura na superfície da dentina por meio de termografia no infravermelho, assim como o aumento da temperatura intrapulpar empregando-se termopares de resposta rápida. Os dados de temperatura superficial e pulpar obtidos foram analisados separadamente, empregando-se Análise da Variância e teste *post hoc* de Tukey, considerando-se o nível de significância de 5%. Os testes revelaram a densidade de energia de $2,8 \text{ J/cm}^2$ como a mais adequada para potencial aplicação clínica, pois houve um aumento de temperatura considerado suficiente para alterações cristalográficas na superfície da dentina ($96,6^\circ \text{C}$) com baixa transmissão de temperatura para a polpa ($1,5 \pm 0,5^\circ \text{C}$) sem correr o risco de danificá-la.

STUDY OF HEAT TRANSMISSION IN DENTIN IRRADIATED WITH Er,Cr:YSGG LASER FOR ROOT CARIE PREVENTION

Valter Valentim Lula Júnior

ABSTRACT

Dentin exposure by gingival recession makes teeth more sensible to pain and more susceptible to carie lesions appearance because demineralization. This happens mostly due to dentin chemical composition, which have more amount of mineral matrix and water when compared to dental enamel. Hi-power laser heating of this region may recrystallize dentin hydroxyapatite, besides induce structural and chemical modifications which may propitiate better demineralization resistance of this tissue. However, excessive heat transmission from irradiated surface may damage pulp and periodontal tissues. Therefore, in the present work, the heat generation in the pulp chamber due to dentin laser irradiation was studied to establish safe and effective parameters for clinical application for carie lesions in that region. For that, was applied 20 human inferior incisive teeth, which, after adequate cleaning and prepare, were distributed in two experimental groups: G1 and G2, with samples irradiated with Er,Cr:YSGG laser ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$) of energy density of respectively $2,8 \text{ J/cm}^2$ and $5,6 \text{ J/cm}^2$. During irradiations of the samples radicular surfaces, the dentin surface temperature raise was evaluated by infrared thermography, while the intrapulpal temperature raise was measured by fast-response thermocouples. Surface and pulpal temperature data obtained was separately analyzed, using the appropriated statistical test according to independence, normality and homogeneity, considering significance level of 5%. Tests revealed that energy density of $2,8 \text{ J/cm}^2$ as the more adequate for potential clinical application, because there was a enough temperature raise for dentin surface crystallographic changes ($96,6^\circ \text{ C}$) with low heat transmission to pulp ($1,5 \pm 0,5^\circ \text{ C}$) without the risk of damage it.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVO	3
3	REVISÃO DA LITERATURA	3
3.1	Noções de anatomia e fisiologia dental.....	3
3.1.1	<i>Coroa e raiz</i>	<i>4</i>
3.1.2	<i>Tecidos dentais</i>	<i>4</i>
3.1.3	<i>O periodonto.....</i>	<i>6</i>
3.1.4	<i>Terminologia para a definição de superfícies dentais</i>	<i>7</i>
3.2	A retração gengival e as doenças dela ocasionadas.....	8
3.3	Fundamentos do laser	10
3.3.1	<i>Mecanismo de funcionamento.....</i>	<i>11</i>
3.3.2	<i>Propriedades do laser.....</i>	<i>12</i>
3.3.3	<i>Interação da luz com o tecido.....</i>	<i>12</i>
3.4	O uso da irradiação laser de alta potência nos tecidos duros dentais	13
3.5	Efeitos do calor na polpa	17
4	MATERIAIS E MÉTODOS	18
5	RESULTADOS	22
6	DISCUSSÃO.....	24
7	CONCLUSÃO	26
8	REFERÊNCIAS	26

1 INTRODUÇÃO

Mesmo de etiologia, formas de tratamento e prevenção bastante conhecidos, as doenças que envolvem os tecidos duros da cavidade oral, isto é, os dentes, ainda são bastante prevalentes, o que demonstra a necessidade de se continuar a busca por novos métodos, principalmente aqueles destinados à prevenção, em larga escala, do surgimento dos focos das doenças. A prevenção se faz importante pois, com ela, evita-se tratamentos mais onerosos tanto para o paciente quanto para o profissional, além de evitar-se a sintomatologia delicada decorrente de lesões mais severas e perdas de estrutura dental que podem culminar em disfunção mastigatória e danos estéticos e funcionais.

De todas as doenças que acometem a cavidade oral, a cárie é, sem dúvida, a de maior prevalência (Bratthall, Hansel-Petersson, & Sundberg, 1996) (Clarkson & Mc Loughlin, 2000) (Marthaler, 2004). Devido ao aumento da expectativa de vida, aliado aos extensos programas educacionais e preventivos, observa-se um declínio acentuado na prevalência da doença cárie em âmbito mundial. Entretanto, a doença cárie apresenta uma distribuição irregular na população de forma que ainda existe um grupo de pessoas que apresenta alta prevalência de cárie, principalmente entre as crianças e adolescentes, com apenas 15% dos indivíduos de 17 anos livres de cárie. No Brasil, o último levantamento das condições de saúde bucal da população brasileira realizado pelo Ministério da Saúde demonstrou que 60% das crianças de até cinco anos de idade, 70% das crianças de 12 anos e cerca de 90% dos adolescentes (15 a 19 anos) apresentam pelo menos um dente permanente com cárie (Narvai, Frazão, & Castellanos, 1999) (Ministério da Saúde, 2004).

Dentre a população idosa, a cárie também tem apresentado uma alta prevalência, sendo considerada o principal problema de saúde bucal das pessoas com mais de 60 anos (Ettinger, 1993). Nessa faixa etária acontece com mais frequência a hipossalivação resultante de desordens funcionais, doenças e tratamentos médicos. Além disso, a lesão de cárie pode ser potencializada se associada a hipossalivação com uma dieta rica em carboidratos, má higiene oral e baixas condições socioeconômicas. A redução da salivação diminui a capacidade de tamponamento durante as quedas de pH promovidas pela alimentação e leva a um aumento do número de microrganismos acidogênicos na saliva e na placa dental (Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011).

Devido à maior permanência dos dentes na cavidade oral, observa-se com frequência a recessão gengival, cuja consequência direta é a exposição da dentina radicular, o que leva à

hipersensibilidade dentinária (HD) e à maior prevalência de lesões de cárie nestas regiões. Na dentina, a cárie progride de forma mais rápida, podendo ocasionar a perda do dente.

Sendo assim, é importante a instituição de técnicas preventivas em alta escala que visem à prevenção do surgimento de lesões nas superfícies com recessão gengival. Dentre estas técnicas, a mais eficiente é a terapia com flúor, terapia de baixo custo que requer visitas periódicas ao cirurgião-dentista, pois o flúor é facilmente solubilizado na saliva (Clarkson & Mc Loughlin, 2000). Porém, a existência de grupos específicos de pessoas desprivilegiadas, com acesso restrito à água e produtos fluoretados, pessoas institucionalizadas, doentes e com dificuldades de higienização, enfatiza a necessidade de se aperfeiçoar os métodos preventivos já existentes, com a introdução de técnicas inovadoras que possam agir como coadjuvantes na prevenção e controle da cárie dentária nestes segmentos da população, mantendo o efeito preventivo por um maior período de tempo. Assim, a estratégia de associação de métodos preventivos, que atuassem de forma eficaz tanto em esmalte quanto em dentina tem sido considerada extremamente importante e necessária nos dias atuais.

Mudanças associadas ao desenvolvimento tecnológico e científico trazem a utilização da irradiação laser como auxiliar em procedimentos preventivos que visam à promoção da saúde bucal. Após a demonstração de que a irradiação laser pode promover mudanças estruturais em esmalte e dentina capazes de torná-los mais resistentes à ação dos ácidos bacterianos, grande motivação se deu na busca de comprimentos de onda e parâmetros não invasivos e seguros para os tecidos duros, polpa e tecidos periodontais adjacentes (Ana P. A., 2007).

Para isso, é necessário que a irradiação laser tenha interação com os tecidos dentais, de forma a promover aumentos de temperatura suficientes para promover mudanças químicas e físicas nestes tecidos. Os aumentos de temperatura superficiais promovidos durante a irradiação com lasers de alta intensidade devem, pelo menos, ser superiores a 100° C, de forma que possibilite modificações químicas tais como a remoção de carbonato (fase mais solúvel da hidroxiapatita, o principal constituinte dos tecidos dentários), a remoção de material orgânico (responsável também pela percolação de íons que favorecem a formação das lesões de cárie, ocorre em temperaturas acima de 400° C) e a formação de novas fases cristalinas (o que reduz a solubilidade dos tecidos duros dentais, ocorre em temperaturas superiores a 800° C).

Resultados promissores obtidos com o laser de Er,Cr:YSGG na inibição da formação de lesões de cárie em esmalte dental são relatados na literatura (Ana P. A., 2007), e motivam o seu emprego também como agente inibidor da progressão da lesão de cárie em dentina radicular, o que ainda não foi estudado. Assim, considerando os resultados promovidos em esmalte dental, este laser apresenta-se como potencial candidato para prevenção do surgimento de lesões de cárie também em dentina radicular, já que possui grande aplicabilidade clínica, com equipamento disponível comercialmente.

2 OBJETIVO

Tendo em vista a constante necessidade de aperfeiçoamento dos métodos preventivos, assim como a perspectiva da utilização da irradiação laser para este propósito, este projeto objetiva determinar os aumentos de temperatura superficial e pulpar decorrentes da irradiação com laser de alta potência Er,Cr:YSGG em superfície radicular, visando-se indicar um parâmetro para futura aplicação clínica.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo busca-se, inicialmente, apresentar conceitos básicos sobre os dentes, relatando-se aspectos anatômicos e fisiológicos. . A seguir, será revisada a literatura com relação à retração gengival e às doenças que ocorrem após a retração gengival, assim como relatados os efeitos do *laser* de alta potência no tecido duro dental para prevenção do surgimento das lesões de cárie e os efeitos do aumento de temperatura no tecido pulpar.

3.1 Noções de anatomia e fisiologia dental

Os seres humanos possuem duas dentições ao longo da vida: a primária na infância, com os dentes decíduos, e a permanente. Os dentes decíduos, pouco calcificados com relação aos permanentes, apresentam coloração mais clara, sendo, por isso, popularmente chamados de “dentes de leite” (Madeira, 2007) (Scheid & Weiss, 2012).

Os dentes, além de serem responsáveis pela mastigação, exercem proteção e sustentação dos tecidos moles a eles relacionados, auxiliam na articulação das palavras e

contribuem para a estética da face (Madeira, 2007). Eles são fixados aos ossos por meio de fibras colágenas que unem o cemento, tecido externo da raiz dental, à fina camada de osso alveolar denso que envolve cada dente, constituindo o ligamento periodontal. Esse ligamento resiste a forças de mastigação ao atenuar os impactos sofridos pelos dentes introduzidos nos alvéolos (Madeira, 2007) (Scheid & Weiss, 2012).

Os dentes são classificados de acordo com sua função e posição na arcada dental. Anteriormente estão os incisivos, responsáveis por cortar os alimentos. A seguir vêm os caninos, pré-molares e mais posteriormente os molares, que respectivamente têm a função de rasgar e triturar (Madeira, 2007).

3.1.1 Coroa e raiz

Cada dente é formado por duas partes: coroa e raiz(es), que podem ser didaticamente classificadas em anatômica ou clínica. A coroa anatômica é a parte do dente recoberta por esmalte, enquanto a raiz anatômica é a porção do dente recoberta por cemento. A separação da coroa da raiz anatômica é dada pela junção amelo-cementária. A denominação “coroa clínica” refere-se a porção do dente que se encontra visível na cavidade oral, sendo a raiz clínica a porção do dente que não é visível, pois está coberta pela gengiva (Scheid & Weiss, 2012).

O tamanho e o número de raízes tem relação com o tamanho da coroa, sendo que dentes com coroas pequenas possuem raízes únicas e mais curtas. Os dentes molares, com coroas grandes, podem ter uma, duas ou três raízes (Madeira, 2007). As raízes dos dentes bi ou trirradiculares saem de uma base comum denominada *bulbo radicular*. Cada raiz possui um *ápice*, que é uma extremidade livre que possui uma abertura denominada *forame apical*, por onde passam vasos e nervos ligando a polpa com o periodonto (Madeira, 2007).

3.1.2 Tecidos dentais

O dente é composto por 4 tecidos: esmalte, dentina, cemento e polpa (Figura 1).

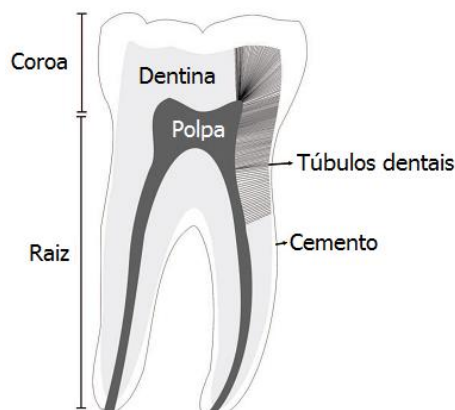


Figura 1 - Tecidos dentais (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011) - editado

O **esmalte** é o tecido que se encontra na superfície externa da coroa anatômica, sendo altamente mineralizado e, portanto, trata-se da substância mais dura do corpo humano. Ele possui 95% de hidroxiapatita, e o restante composto por água e matriz orgânica. Histologicamente, ele é derivado da ectoderme, produzido por células especializadas epiteliais denominadas ameloblastos (Scheid & Weiss, 2012).

O **cemento** é uma camada fina, amarela e amorfa externa à raiz dental composta por 65% de hidroxiapatita, 35% de fibras de colágeno e 12% de água. Assim, ele é tão duro como os ossos, porém consideravelmente mais mole do que o esmalte. Possui origem mesodérmica, sendo produzido pelos cementoblastos (Scheid & Weiss, 2012).

A **dentina** é um tecido duro e amarelado que fica interiormente ao esmalte e ao cemento. Constitui a maior massa interna dos dentes, se estendendo da cavidade pulpar no centro do dente até a superfície interna do cemento ou do esmalte. Em dentes hígidos, a dentina somente é visível por meio de exames diagnósticos por imagem. A dentina é mais dura que o cemento, porém mais mole e menos frágil que o esmalte, sendo composta por 70% de hidroxiapatita, 18% de fibras colágenas e 12% de água. Ela tem origem mesodérmica, sendo produzida pelos odontoblastos que ficam localizados na junção entre polpa e dentina (Scheid & Weiss, 2012).

A **linha cervical** (ou junção cimento-esmalte, ou linha amelo-cementária) separa o esmalte do cemento. Já a junção dentino-esmalte é a região de contato da superfície interna do esmalte com a dentina, e a junção cimento-dentina é a superfície interna do cemento ao se juntar com a dentina (Scheid & Weiss, 2012).

A **polpa** é o tecido mole e não mineralizado situado na **cavidade pulpar**, no centro da coroa e da raiz, com um rico suprimento de vasos sanguíneos e nervos. A cavidade pulpar tem uma câmara pulpar na porção coronal e um canal radicular na porção radicular. Pelo orifício do **forame apical**, a única região da polpa que não é envolvida pela dentina, há a entrada de nervos e vasos sanguíneos. Em dentes hígidos, a polpa somente é visível por meio de exames diagnósticos por imagem. Ela tem origem mesodérmica, formada a partir da papila dental.

A polpa pode desempenhar as seguintes funções: *formação*, com a produção de dentina secundária ou reacional por meio de odontoblastos, ao longo de toda a vida do dente; *sensorial*, em que terminações nervosas presentes na polpa transmitem ao cérebro sensações de calor, frio, perfuração, sabor doce, trauma ou infecção; *nutrição*, com o transporte de nutrientes da circulação sanguínea para a dentina; *defesa ou proteção*, em que há formação de dentina reacional como resposta a dano ou desgaste (Scheid & Weiss, 2012).

3.1.3 O periodonto

O periodonto é o conjunto de tecidos de suporte para os dentes, constituído por alvéolo dental, ligamento periodontal, cemento e gengiva (Figura 2).

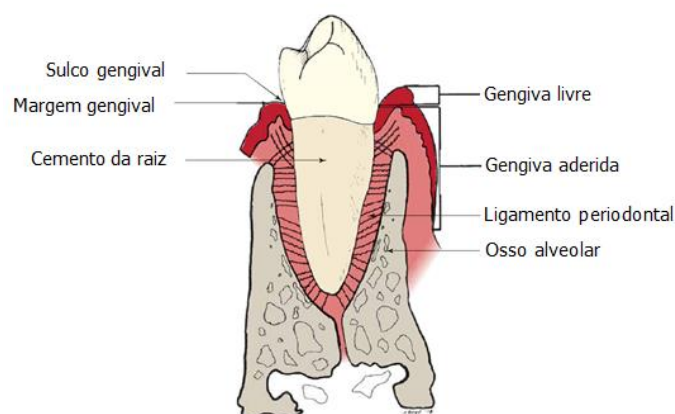


Figura 2 – O periodonto (Scheid & Weiss, 2012) - editado

O osso alveolar envolve as raízes dos dentes nas porções inferior da mandíbula e superior da maxila. O tecido gengival é a única parte do periodonto que é visível em uma

boca saudável. Este é formado por um tecido mole que recobre o osso alveolar das mandíbulas

3.1.4 Terminologia para a definição de superfícies dentais

Nomeiam-se as superfícies dentais de acordo com o alinhamento delas na arcada dentária, representadas na Figura 3.

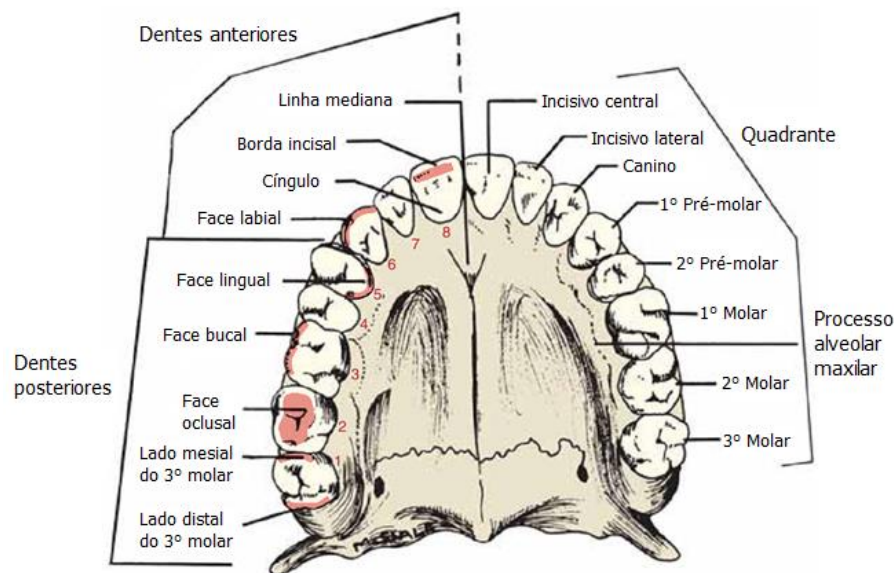


Figura 3 - Arcada dentária com destaque para as superfícies dentais (Scheid & Weiss, 2012) - editado

A face *vestibular* situa-se próxima à bochecha e aos lábios, sendo que para os dentes posteriores (pré-molares e molares) essa face é denominada *bucal*, e para os dentes anteriores (incisivos e caninos), *labial*.

As superfícies internas, voltadas para a língua, são denominadas *linguais*. Para os dentes situados na maxila que são voltadas para o palato, a superfície é conhecida como *palatina*. A superfície mastigatória dos dentes posteriores é a *oclusal*. Já os dentes anteriores têm uma crista incisiva cortante, ao invés de uma superfície denominada incisal. As faces *proximais* são aquelas de contato entre os dentes, se distinguindo em face *mesial*, mais próxima da linha média do arco dental, e face *distal* (Madeira, 2007) (Scheid & Weiss, 2012).

O dente pode ser dividido em *terços* por meio de linhas imaginárias para se descrever uma porção específica ou localizar algum detalhe anatômico ou alteração patológica, como representado pela Figura 4.

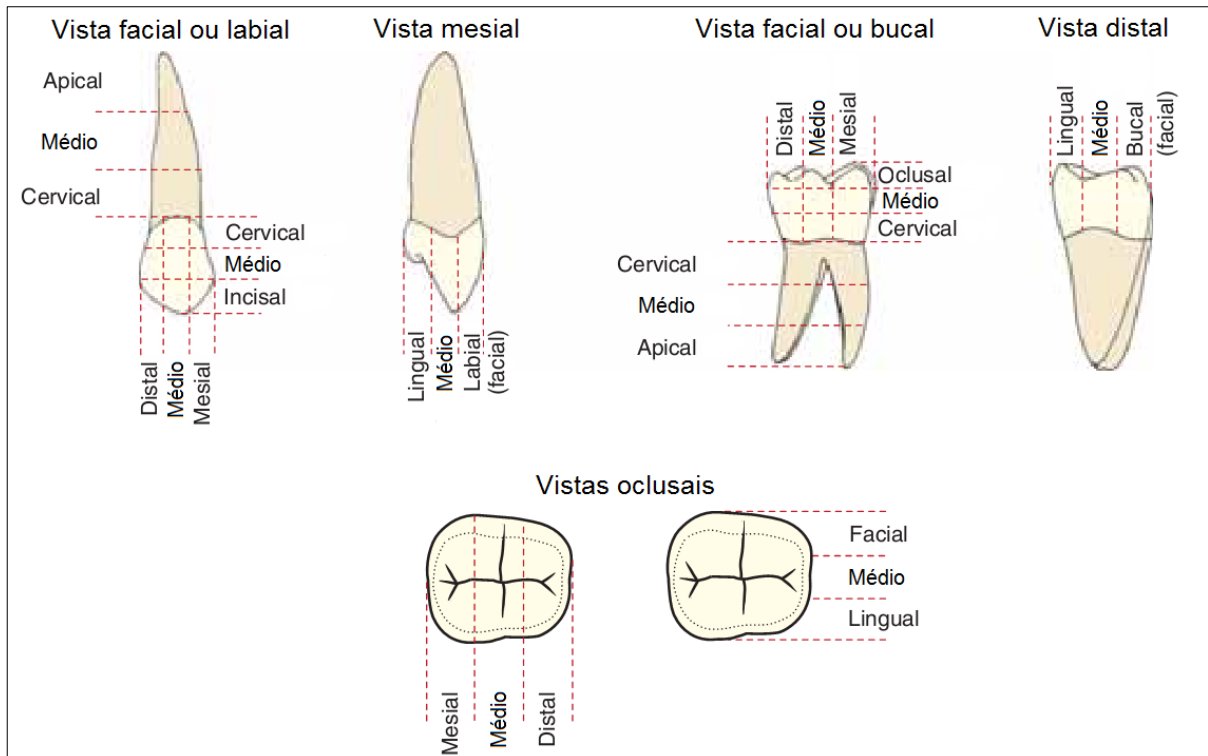


Figura 4 - Divisão dos dentes em terços (Scheid & Weiss, 2012) - editado

Linhas horizontais formam os terços *cervical*, *médio* e *oclusal (incisal)*, e as verticais, terços *mesial*, *médio* e *distal* nas faces vestibular e lingual, ou *vestibular*, *médio* e *lingual* nas faces mesial e distal (Madeira, 2007).

3.2 A retração gengival e as doenças dela ocasionadas

A retração gengival, representada pela Figura 5, se caracteriza pela exposição da raiz dental resultante do deslocamento da margem gengival apical à linha cervical (Dilsiz, Aydin, & Yavuz, Root Surface Biomodification with an Er:YAG Laser for the Treatment of Gingival Recession with Subepithelial Connective Tissue Grafts, 2010).



Figura 5 - A) Situação normal; B) Retração gengival, com exposição da raiz (9)

Ela ocorre principalmente em adultos, sendo que sua prevalência, extensão e severidade aumentam com a idade. Nos Estados Unidos, tem sido reportada em 78 a 100% dos indivíduos de meia-idade, e em Oslo, na Noruega, em 51% da população adulta de mais de 18 anos (MARINI, GREGHI, PASSANEZI, & SANT'ANA, 2004).

A recessão gengival pode ser resultado da ocorrência de um processo inflamatório local provocado por uma agressão física, química ou bacteriana. Ela é causada por fatores predisponentes como qualidade e quantidade funcionalmente insatisfatória de gengiva aderida, deiscências ósseas e vestibularização, e também por fatores precipitadores como acúmulo de placa bacteriana, trauma mecânico relacionado à escovação frequente e vigorosa, terapia ortodôntica e trauma químico devido ao tabagismo (MARINI, GREGHI, PASSANEZI, & SANT'ANA, 2004).

A exposição da raiz leva à remoção da fina camada de cimento que recobre a dentina, o que provoca a hipersensibilidade dentinária devido à exposição da abertura dos túbulos dentinários, assim como deixa a raiz mais suscetível à desmineralização. A hipersensibilidade dentinária é caracterizada por uma sensação de dor aguda e não espontânea, considerada um dos mais dolorosos e crônicos problemas reportados atualmente, que pode ocorrer após estímulos osmóticos, térmicos, químicos ou mecânicos (Scheid & Weiss, 2012) (Yilmaz, Cengiz, Kurtulmus-Yilmaz, & Leblebicioglu, 2011) (Romano, Aranha, Silveira, Baldochi, & Eduardo, 2011) (Dilsiz, Canakci, Ozdemir, & Kaya, 2009) (Aranha & Eduardo, 2011).

Os diferentes graus de hipersensibilidade dentinária são determinados pelo número, obstrução e tamanho dos túbulos dentinários abertos. O número de túbulos por unidade de área em dentes que apresentam tal manifestação clínica é aproximadamente oito vezes maior

que em dentes que não apresentam tal manifestação, e possuem diâmetro duas vezes maior (Aranha & Eduardo, 2011).

Muitas substâncias como fluoreto de sódio, íon potássio, oxalatos, sistemas adesivos e dentifrícios têm sido utilizadas para a redução da hipersensibilidade dentinária, tanto em domicílio como nos consultórios, além de serem recomendadas, em alguns casos, as cirurgias plásticas periodontais. No entanto, a maioria dos tratamentos é ineficaz ou funciona por pouco tempo (Yilmaz, Cengiz, Kurtulmus-Yilmaz, & Leblebicioglu, 2011) (Romano, Aranha, Silveira, Baldochi, & Eduardo, 2011) (Dilsiz, Canakci, Ozdemir, & Kaya, 2009).

Dentes com recessão gengival também são mais susceptíveis ao desenvolvimento das lesões de cárie, isto porque a dentina, por sua composição, é mais facilmente desmineralizada que o esmalte. A cárie é um processo invasivo, multifatorial e patológico que ocasiona a perda de mineral dos tecidos duros dentais, dependente da presença de biofilme e carboidratos fermentáveis. A produção de ácidos pela microbiota cariogênica ocasiona a perda de cálcio e fosfato dos tecidos mineralizados, o que leva à destruição dos mesmos (Cury, 2001).

3.3 Fundamentos da irradiação laser

Laser é um acrônimo da expressão inglesa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, ou seja, amplificação da luz por emissão estimulada de radiação. A estimulação de fótons é a essência de um laser, pois ela permite um controle da emissão pelo átomo, como o comprimento de onda, fase e polarização do fóton.

Os lasers podem ser divididos em dois grupos principais, segundo o emprego de sua potência:

Laser de Alta Potência (LAP): São os lasers que possuem potência acima de 1 Watt. São também conhecidos como lasers cirúrgicos e apresentam como vantagens precisão do corte e ablação, de forma menos invasiva. Dentre os efeitos dos LAP no tecido biológico estão: fototérmicos, como coagulação, carbonização e vaporização; fotomecânicoacústico, para cortes; fotoablativo, para ablação; fotoionizante, em que ocorre a quebra da ligação quaternária do DNA por lasers emissores no UV.

Laser de Baixa Potência (LBP): São lasers com potência menor que 1 Watt e provocam elevação de temperatura menor do que 1°C. Por isso, promovem efeitos

fotomoduladores de processos biológicos nos tecidos-alvo, tais como efeitos antiinflamatórios e analgésicos.

3.3.1 Mecanismo de funcionamento

O funcionamento do laser baseia-se na ação combinada de três elementos básicos: meio ativo, mecanismo de bombeamento e cavidade de ressonância (Figura 6).

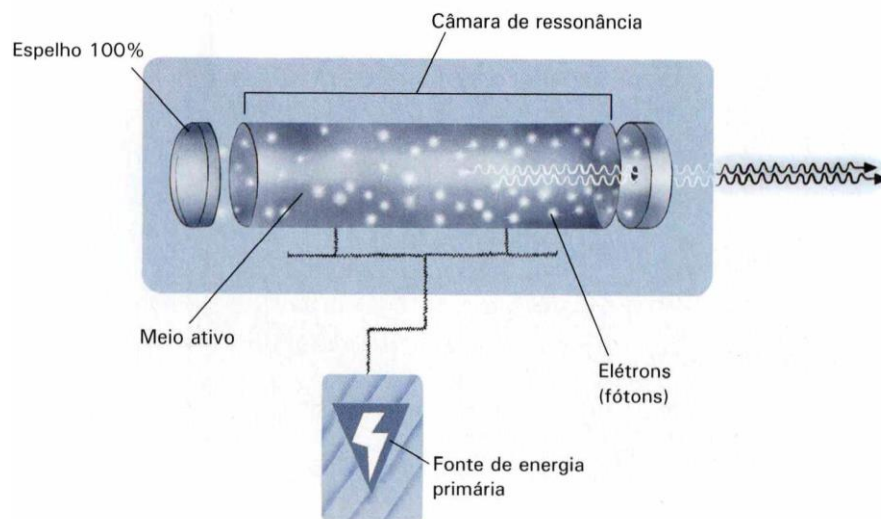


Figura 6 - Mecanismo de bombeamento

- Meio Ativo: São átomos que, excitados, servem como um meio para a amplificação da luz proveniente do bombeamento de energia contínua. Nesse projeto foi utilizado um laser de Er,Cr:YSGG, que é constituído de um cristal de óxido de gálio, escândio e ítrio dopado com cromo e érbio. Com esse meio ativo, o laser é capaz de emitir luz de comprimento de onda de 2,78 μm .

- Mecanismo de Bombeamento: emprega uma fonte primária de energia que pode ser uma descarga elétrica, lâmpada de flash ou, ainda, um outro laser. Por meio desse bombeamento acontece a estimulação do meio ativo que resultará na emissão de fótons.

- Cavidade de Ressonância: é onde ocorre o processo de amplificação da luz do laser. Consiste de uma cavidade em que um lado há um espelho com 100% de reflexão e no outro, 97%. Dessa forma, os fótons produzidos pela emissão estimulada concentram sua energia produzindo uma luz de alta intensidade, de mesmo comprimento de onda, que são emitidos pelo espelho semi-reflexivo.

3.3.2 Propriedades da irradiação laser

Direcionalidade ou colimação: os raios de luz são emitidos em uma única direção e paralelos entre si. Essa propriedade é possível pois somente a radiação normal à superfície do espelho será repetida na cavidade de ressonância e amplificada.

Monocromaticidade: emissão de luz com um único comprimento de onda, o que confere uma cor específica a cada tipo de laser característica do material constituinte do meio ativo.

Focabilidade: a irradiação laser, devido à sua baixa divergência, pode ser focalizada em pequenos pontos. Por isso, a luz pode ser acoplada com eficiência a finas fibras ópticas e guiada endoscopicamente a órgãos internos.

3.3.3 Interação da luz com o tecido

Pelo fato de os tecidos biológicos serem meios ópticos complexos, e a propagação da luz no tecido-alvo depende tanto da não-homogeneidade das estruturas biológicas quanto das propriedades ópticas do meio, cada comprimento de onda terá um tipo diferente de interação de acordo com o tecido-alvo. Assim, nas aplicações terapêuticas e de diagnóstico da luz em medicina, é importante avaliar os fenômenos ópticos que podem ocorrer nos tecidos.

Quando a luz laser atinge um tecido, podem acontecer quatro fenômenos, conforme representado pela Figura 7:

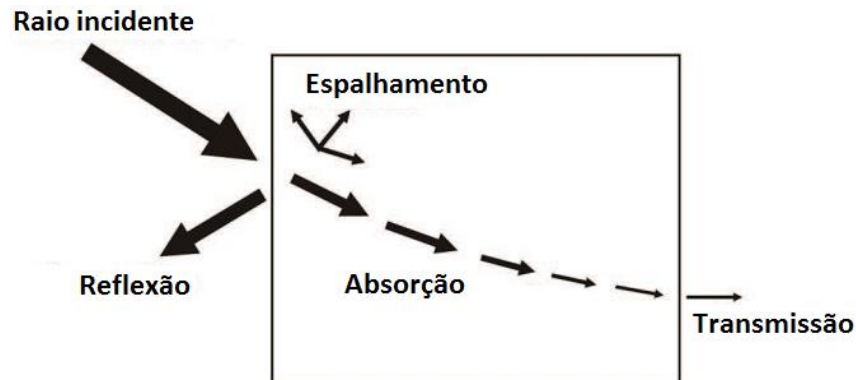


Figura 7 - Interação da luz com o tecido (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011) - editado

Reflexão: quando a luz volta para o mesmo meio da onde tinha propagado, sem interagir com o tecido. Por isso, é importante atentar-se para que a luz não reflita em material metálico durante os procedimentos cirúrgicos.

Absorção: É o processo de atenuação da luz que é intensificado à medida que aumenta sua profundidade de penetração no tecido. Ele é caracterizado pelo coeficiente de absorção, que é específico para cada material e dependente do comprimento de onda.

3.4 O uso da irradiação laser de alta potência nos tecidos duros dentais

Os *lasers* de alta potência, tendo em vista que seus efeitos são em sua maioria fototérmicos e fotoacústicos, se forem altamente absorvidos pelos tecidos duros dentais, terão sua energia eficientemente convertida em calor. Aumentos de temperatura superiores a 100° C provocam mudanças químicas e morfológicas em suas estruturas que podem resultar no aumento da resistência da estrutura dental à desmineralização, reduzindo a susceptibilidade às cáries incipientes (Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011) (Ana, Blay, Miyakawa, & Zezell, 2007). No entanto, no caso do uso dos lasers de érbio para esta finalidade, o processo de ablação deve ser evitado para minimizar o acúmulo de biofilme (Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011)

Assim, torna-se imprescindível o conhecimento da transmissibilidade deste calor gerado para o interior do dente. Os primeiros fatores a serem considerados são aqueles relacionados com o tecido a ser irradiado, tais como a espessura do tecido, a massa total do dente e os coeficientes de absorção para cada comprimento de onda (WHITE, MARK, & GOODIS, 1994).

O esmalte, o cemento e a dentina contêm apatita carbonatada que possui bandas de absorção no infravermelho devido aos grupos fosfato, carbonato e hidroxila na estrutura cristalina (Featherstone & Nelson, 1987). Além disso, o cemento e a dentina são piores isolantes térmicos que o esmalte por conterem mais água e compostos orgânicos (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011). As características térmicas do esmalte e da dentina, de fundamental importância para o entendimento dos fenômenos de propagação de calor, são listadas na Tabela 1 a seguir.

Tabela 1: Parâmetros térmicos de esmalte e dentina (BROWN, DEWEY, & JACOBS, 1970).

<i>Tecido</i>	<i>Densidade (g/cm³)</i>	<i>Calor específico (cal/g.°C)</i>	<i>Condutividade térmica (cal/s.cm.° C)</i>	<i>Difusibilidade térmica (cm²/s)</i>
Esmalte	2,8	0,17	2,23 x 10 ⁻³	4,69 x 10 ⁻³
Dentina (perpendicularmente aos túbulos)	1,96	0,38	1,39 x 10 ⁻³	1,87 x 10 ⁻³
Dentina (paralelamente aos túbulos)	1,96	0,38	1,36 x 10 ⁻³	1,83 x 10 ⁻³

Neste contexto, a dentina é o tecido de maior preocupação, por se tratar de um tecido de baixa condutividade térmica que oferece maiores riscos à polpa à medida que se trabalha em profundidade, pois a área e a densidade dos túbulos dentinários aumenta com a profundidade deste tecido (BROWN, DEWEY, & JACOBS, 1970) (SRIMANEEPPONG, PALAMARA, & WILSON, 2002).

Por isso, parâmetros precisos de irradiação devem ser escolhidos, como potência (W), tempo de exposição (s), emissão contínua ou pulsada, taxa de repetição, densidade de energia, distância focal e largura do feixe, distância da superfície e ângulo de aplicação

(Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011) (Dilsiz, Aydin, & Yavuz, Root Surface Biomodification with an Er:YAG Laser for the Treatment of Gingival Recession with Subepithelial Connective Tissue Grafts, 2010). Carbonização ou fraturas podem ocorrer levando a danos estruturais e estéticos, além de queixas pós-operatórias. Além disso, a fim de preservar a vitalidade da polpa e dos tecidos periodontais, deve-se utilizar densidades de energia seguras (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011) (Ana, Blay, Miyakawa, & Zezell, 2007) (Rohanizadeh, LeGeros, Fan, Jean, & Daculsi, 1999) (Featherstone & Nelson, 1987).

As alterações estruturais que reduzem a susceptibilidade ao ataque ácido e às cáries são a fusão e recristalização da apatita, a diminuição de carbonato (fase mais solúvel da hidroxiapatita, o principal constituinte dos tecidos dentários), a formação de novas fases de cálcio-fosfato, como α -TCP (fosfato tricálcico na fase α), β -TCP (fosfato tricálcico na fase β) e TetCP (fosfato tetracálcico), remoção de material orgânico (responsável pela percolação de íons que favorecem a formação das lesões de cárie) e a formação de componentes mais estáveis e com menor solubilidade ácida (Beltrano, et al., 2008).

Na dentina, um laser de Nd:YAG no modo Q-switched a uma densidade de energia de 40 J/cm² provoca um aumento do tamanho dos cristais de hidroxiapatita entre 2 a 30 vezes, contendo menos carbonato, se comparado aos daqueles que não foram irradiados. São também observados espaços vazios decorrentes do derretimento de cristais de hidroxiapatita, e uma menor relação Ca/P.

Muitos tipos de lasers podem causar esses efeitos nos tecidos dentais, como os de érbio - Er:YAG ($\lambda=2,94 \mu\text{m}$) e Er,Cr:YSGG ($\lambda=2,78 \mu\text{m}$). A eficiência deles em aplicações dentais é esperada devido à alta absorvância de seus comprimentos de onda pela água e pela hidroxiapatita constituintes do esmalte e da dentina, conforme a Figura 8 (Yilmaz, Cengiz, Kurtulmus-Yilmaz, & Leblebicioglu, 2011) (Ana P. A., 2007).

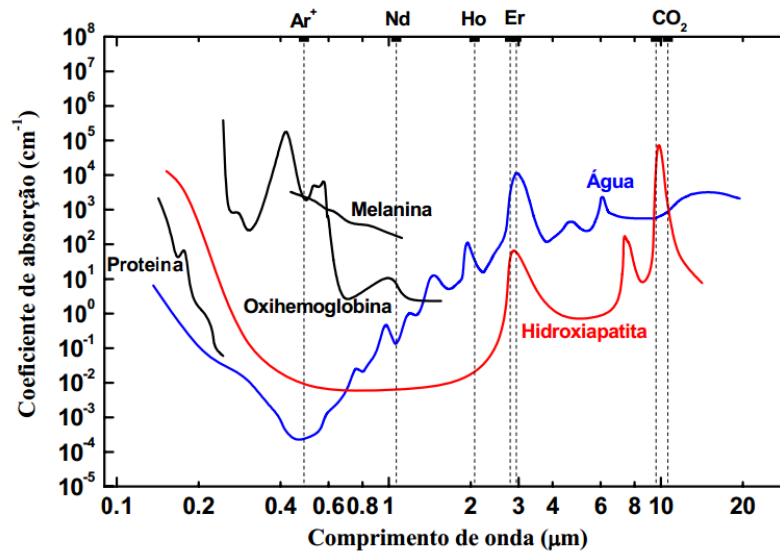


Figura 8 – Principais lasers utilizados na odontologia e os espectros de absorção de componentes de tecidos biológicos (Ana P. A., 2007)

Além disso, os lasers de érbio são indicados pois a irradiação pode não promover danos morfológicos e térmicos nos tecidos duros dentais. Para tanto, as densidades de energia deles devem ser ajustadas para abaixo do limiar de ablação objetivando atividades preventivas (Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011)

O *laser* de Er,Cr:YSGG possui maior absorção pelo íon OH⁻ constituinte de hidroxiapatita e pela água, em comparação com o de Er:YAG (Ana P. A., 2007). Por isso, ele provoca um maior aumento de temperatura e, assim, a alteração química da superfície e a mudança do conteúdo mineral do esmalte e da dentina são maiores quando comparados ao *laser* de Er:YAG. Além disso, devido à grande absorção, a difusão de calor é mínima, o que evita danos térmicos colaterais. No entanto, o *laser* de Er,Cr:YSGG é um dispositivo relativamente novo e os dados sobre seu potencial de dessensibilização dentinária ainda são limitados (Yilmaz, Cengiz, Kurtulmus-Yilmaz, & Leblebicioglu, 2011) (Beltrano, et al., 2008).

Há uma forte interação do laser de Er,Cr:YSGG com a dentina. Ela é um tecido vital, rico em colágeno e túbulos dentais cheio de fluidos que são diretamente conectados à polpa (Botta, Ana, Teixeira, Salvadori, & Matos, 2011). No que tange à hipersensibilidade dentinária, devido à alta absorção do laser de Er,Cr:YSGG pela água, há a evaporação do fluido dentinário que resulta na deposição de sais insolúveis dos túbulos expostos. Isso levaria à obturação parcial ou total dos túbulos, o que produz uma superfície lustrosa e não porosa. Por isso, haveria a diminuição de sua condutância hidráulica, o que inibiria os estímulos

dolorosos. Assim esse laser, com os efeitos de redução da cárie e da solubilidade nos tecidos duros dentais, poderia levar a uma redução da hipersensibilidade dentinária a longo prazo (Aranha & Eduardo, 2011) (WHITE, MARK, & GOODIS, 1994) (Yilmaz, Kurtulmus-Yilmaz, Cengiz, Bayindir, & Aykac, 2011).

Existem alguns requisitos que se deve seguir ao se tratar a recessão gengival por irradiação *laser*. A terapia não deve ser irritante à polpa nem provocar dor durante a aplicação, deve ser realizada fácil e rapidamente, além de ser efetiva por um longo período. Lesões térmicas na superfície radicular, tecidos gengivais, polpa e tecidos adjacentes podem ocorrer devido ao uso inapropriado do *laser* (Yilmaz, Cengiz, Kurtulmus-Yilmaz, & Leblebicioglu, 2011).

3.5 Efeitos do calor na polpa

Na escolha de parâmetros da irradiação *laser* para qualquer aplicação clínica em Odontologia, um dado importante a ser considerado é a temperatura atingida na polpa e nos tecidos periodontais adjacentes no momento das irradiações, com o intuito de se evitar riscos e eventuais danos a esses tecidos quando os resultados permitirem que se passe para pesquisas clínicas.

Por se tratar de um tecido conectivo altamente vascularizado e indiferenciado, a polpa é altamente susceptível às variações térmicas, as quais influenciam sua microvascularização, a ativação celular (para a formação de dentina reacional com a ativação dos odontoblastos), hidratação e defesa (NYBORG & BRÄNNSTRÖM, 1968) (BALDISSARA, CATAPANO, & SCOTTI, 1997). Os tecidos duros dentais, por sua vez, são pobres condutores de calor e, assim, são considerados verdadeiros isolantes térmicos (ZEZELL, CECCHINI, PINOTTI, & EDUARDO, 1996). No entanto, como eles absorvem poucos fótons de comprimento de onda dos espectros visível e infravermelho próximo, a difusão de calor para a polpa é facilitada (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011).

Há muito se discute os efeitos deletérios do calor, decorrentes dos mais diversos procedimentos odontológicos, sobre a polpa e os tecidos periodontais. O respeito aos limites

de temperatura determinados pelo clássico trabalho de Zach e Cohen (1965) (ZACH & COHEN, 1965) com macacos *Rhesus* ainda é imperioso para a determinação dos parâmetros *laser*. Naquele estudo, foram descritas mudanças pulpares reversíveis em aumentos de temperatura ao redor de 3,3° C; aumentos de temperatura pulpar superiores a 5,6° C são considerados potencialmente perigosos para a vitalidade da mesma, quando se demonstrou haver danos irreversíveis em 15% dos casos, enquanto que aumentos da ordem de 16° C resultam em completa necrose pulpar. Portanto, aumentos de temperatura acima destes valores são considerados simplesmente inaceitáveis.

As características dos tecidos e a influência do ambiente oral devem ser levados em conta do mesmo modo que parâmetros como comprimento de onda do laser, densidade de energia e duração do pulso. Em situações clínicas, características como tipo de dente, espessura restante, presença de saliva e de desmineralização devem ser consideradas. Como em lesões de cárie há uma grande quantidade de água, a transferência de calor para a polpa pode ser maior (Zezell, Ana, Pereira, Correa, & Jr, 2011).

Considerando a bem-sucedida aplicação do *laser* de Er,Cr:YSGG para a prevenção da desmineralização do esmalte, pouco se conhece sobre os parâmetros que possam ser empregados também no tecido dentinário, os quais devem promover aumentos de temperatura superficiais suficientes para promover alterações químicas, assim como devem promover aumentos de temperatura intrapulpar inferiores a 5,5° C para não induzir danos a este tecido. Desta forma, buscando-se determinar um comprimento de onda e um parâmetro seguro para potencial aplicação clínica, este estudo foi proposto.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho fez parte de colaboração entre a Universidade Federal do ABC e o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP), onde parte deste trabalho foi executada.

Para a realização deste projeto, foram utilizados 20 dentes incisivos inferiores humanos, os quais foram cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo após aprovação do presente projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição.

Após cessão, os dentes foram lavados com água corrente e detergente aniônico, e se realizou raspagem ultrassônica e profilaxia com pedra-pomes e água para a remoção de seus indutos orgânicos. Até o momento dos experimentos, as amostras foram mantidas em ambiente úmido (em algodão estéril umedecido com água deionizada) sob refrigeração a +4°C.

Uma lixa de granulação 600 (Carbimed Paper Discs, 30-5108-320, Buehler, IL, USA) foi utilizada para lixar os ápices radiculares lixados por 10 segundos, a fim de expor um maior diâmetro de seus forames apicais. Esses, por sua vez, foram abertos com instrumento rotatório tipo Gates-Glidden, e a remoção de restos pulpares e limpeza completa de seus condutos radiculares e da câmara pulpar foi realizada por meio de limas endodônticas tipo K #80 com auxílio de água destilada.

Com auxílio de seringas descartáveis para insulina, foi introduzida pela abertura apical criada uma pasta térmica (Implastec, Votorantim, Brasil), de condutividade térmica equivalente a $0,4 \text{ cal s}^{-1} \text{ m}^{-1} \text{ K}^{-1}$. Isso permitiu o preenchimento completo da câmara pulpar e dos condutos radiculares dos elementos. Em seguida, termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stamford, USA), com espessura de $127 \mu\text{m}$ e resolução de $0,2^\circ \text{C}$ foram introduzidos de forma que sua extremidade pode ser posicionada no interior do canal radicular, no exato local onde foram efetuadas as irradiações. Este posicionamento foi monitorado com tomadas radiográficas periapicais. Certificado este posicionamento, a porção apical da raiz de cada amostra foi selada com resina composta (Z100, 3M ESPE, SP, Brasil), que foi fotoativada por 40 segundos (Optilight Plus, Gnatus, SP, Brasil), visando evitar a entrada de água para o interior dos condutos.

As 20 amostras assim obtidas foram aleatoriamente distribuídas em três grupos propostos ($n = 10$), a saber:

- Grupo 1: amostras irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG, sob fluência de $2,8 \text{ J/cm}^2$;
- Grupo 2: amostras irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG, sob fluência de $5,6 \text{ J/cm}^2$;

O *laser* de Er,Cr:YSGG empregado foi o Biolase (Millenium, Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA), do Laboratório de Biofotônica do IPEN-CNEN/SP. Este laser emite no comprimento de onda de $2,78 \mu\text{m}$, com pulsos variando entre 140 a $200 \mu\text{s}$, por meio de uma fibra óptica flexível de $750 \mu\text{m}$ de diâmetro terminada por uma ponta de cristal de safira banhada por um spray de ar/água ajustável. As irradiações foram realizadas com ponta de

safira tipo S75 (750 μm de diâmetro), com ausência de spray ar-água, e distância padronizada de 1 mm da superfície da dentina.

Antes de todas as irradiações, a energia emitida pelo *laser* foi verificada por um medidor de energia (FieldMaster GS + Detetor LM45, Coherent, USA).

Para simular *in vitro* a temperatura corporal e a inserção dos dentes em ambiente oral, durante a realização das análises as amostras foram posicionadas estáticas em banho térmico com temperatura controlada a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ (Precision Scientific Co., Chicago, USA), de forma que 2/3 do comprimento total das raízes estivessem submersos. As extremidades livres (externas) dos termopares foram, então, conectadas a um sistema de monitoração de temperatura composto de um amplificador, um conversor de sinais, um registrador, com resolução temporal de 0,05 segundos (Lock-in Amplifier SR510, Stamford Research Systems, CA, USA) e um computador pessoal (Notebook Key Note Force, Notebook Computer, Tawan) (Figura 9).



Figura 9 - Equipamento utilizado para realização de medidas de temperatura intrapulpar, composto de amplificador, conversor de sinais, banho térmico e computador para análise de dados.

A seguir, a fibra óptica do *laser* foi posicionada em suporte óptico, de forma que fosse mantida a distância fibra-amostra preconizada de 1 mm para o laser de Er,Cr:YSGG. A fibra do *laser* foi posicionada perpendicularmente à superfície vestibular cervical das raízes das amostras, simulando a aplicação da irradiação em local da exposição dentinária de maior ocorrência de lesões cervicais cariosas.

As irradiações foram realizadas sob a forma de varredura durante 10 segundos, sobre uma superfície de 3 x 3 mm de dentina radicular cervical, visando a aproximação de um procedimento clínico. A fibra óptica do *laser*, juntamente com os suportes ópticos de sustentação, foram posicionados em um deslocador automático micrométrico X-Y-Z (Model ESP300, Newport Corporation, CA, USA) ajustado a uma velocidade de 6 mm/s, o que permitiu a padronização das irradiações.

Uma câmera termográfica foi posicionada para medição da variação de temperatura superficial durante as irradiações, numa distância padronizada de 10 cm do sistema fibra-amostra previamente descrito. As análises de temperatura superficial foram realizadas utilizando-se a câmera termográfica ThermoCam FLIR SC3000 Systems (Boston, USA), do Laboratório de Biofotônica do IPEN/CNEN-SP (Figura 9). A câmera termográfica capta imagens no infravermelho e gera diferentes tons de cinza ou cores correspondentes a diferentes valores de temperatura, em cada pixel da imagem, como as imagens de um filme contínuo. Estas imagens demonstraram o padrão de dissipação de calor e variação de temperatura entre os tecidos dentais. Esta câmera é dotada de um detector do tipo *Quantum Well Infrared Photodetector* (QWIP) refrigerado a 70 K, capaz de registrar temperaturas na faixa de -20° C a 2000° C, com variação de $\pm 1^\circ$ C.

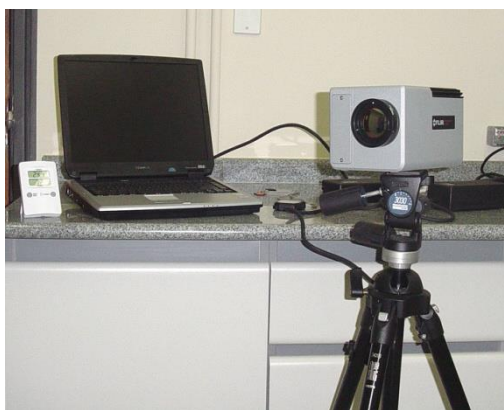


Figura 10 - Equipamento de câmera termográfica que foi utilizado no presente estudo

Os experimentos foram realizados em sala com temperatura controlada de 25°C, umidade relativa do ar controlada (ao redor de 50%) e considerando a emissividade do dente igual a 0,91. A área de interesse para análise foi isolada a uma distância focal de 10 cm, com o auxílio de lentes apropriadas. As imagens foram obtidas com resolução de 0,01° C,

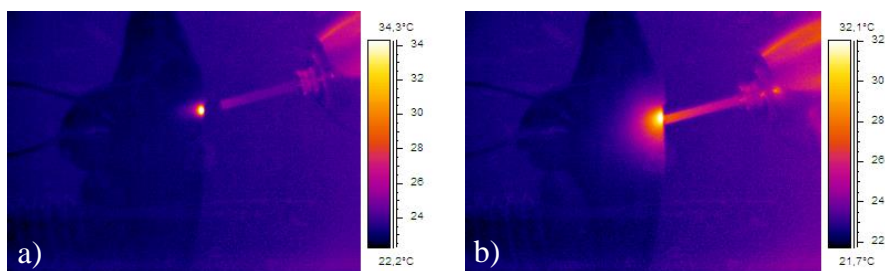
utilizando-se frequências de 60 Hz e 900 Hz, buscando uma melhor definição das imagens e melhor detecção das variações de temperatura considerando-se a largura temporal dos lasers.

Após posicionamento correto das amostras e dos equipamentos necessários, o monitoramento da temperatura, tanto pela câmera termográfica quanto pelos termopares, foi iniciado 5 segundos antes do início das irradiações, para registro da temperatura inicial de cada amostra, e foi mantido por um tempo total de 1 minuto, visando à obtenção da curva característica do declínio de temperatura em função do tempo.

Para a análise da temperatura superficial das amostras do presente estudo, foi empregado o software ThermoCam Researcher. Para as análises, foi delimitada uma área retangular superficial, imediatamente adjacente à fibra óptica do laser, o que garantiu a detecção da maior temperatura da dentina ocorrida durante as irradiações. Para a análise da temperatura pulpar, foi empregado o software ImageView, cujos dados foram transportados para planilhas para análise estatística.

5 RESULTADOS

A Figura 11 a seguir mostra imagens em infravermelho obtidas antes, durante, imediatamente após e durante o resfriamento da dentina radicular quando irradiada com laser de Er,Cr:YSGG. Pode-se observar que, no início das irradiações, a elevação de temperatura aparece de forma pontual e, no decorrer do tempo, ocorre uma propagação de calor bastante intensa, tanto para o interior do tecido irradiado, quanto para as superfícies adjacentes às irradiações, tais como terço médio da dentina radicular e terço cervical do esmalte coronário. Durante o resfriamento, observa-se diminuição gradativa da propagação do calor, evidenciada pela coloração amarelo intensa.



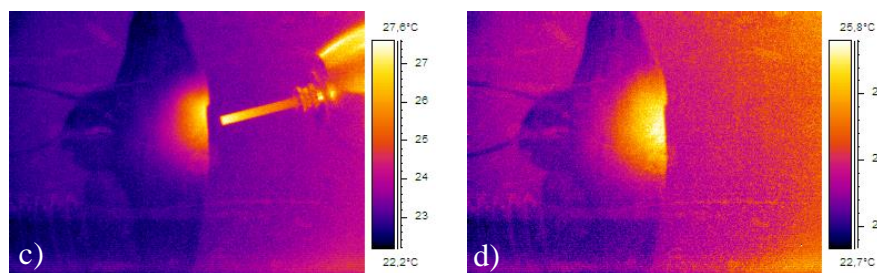


Figura 11 - Imagens representativas no infravermelho obtidas durante a irradiação da dentina radicular com laser de Er,Cr:YSGG: (a) – no início das irradiações; (b) – durante as irradiações; (c) – no término das irradiações; (d) – durante o resfriamento do dente, após as irradiações.

Por meio da análise dos filmes gerados, observou-se que a menor densidade de energia promoveu aumentos de temperatura significativamente inferiores às temperaturas obtidas com densidade de energia de $5,6 \text{ J/cm}^2$, conforme a Tabela 2. Por se tratar de um laser pulsado, no grupo 1 foram observados picos de temperatura de $96,6^\circ \text{ C}$, enquanto que a temperatura média atingida foi de $25,3^\circ \text{ C}$. Já para o grupo 2, evidenciou-se picos de temperatura ao redor de $192,3^\circ \text{ C}$, com temperaturas médias de $74,6^\circ \text{ C}$ na superfície da dentina irradiada.

Tabela 2: Elevações na temperatura máxima (média \pm desvio padrão) obtidas durante a irradiação da dentina radicular com laser de Er,Cr:YSGG.

Parâmetros analisados	Grupo 1 ($^\circ \text{ C}$)	Grupo 2 ($^\circ \text{ C}$)
Temperatura máxima na superfície da dentina	$96,6 \pm 10,9^a$	$192,3 \pm 11,5^b$
Temperatura média durante as irradiações	$25,3 \pm 8,5^c$	$74,6 \pm 13,3^d$

Letras distintas evidenciam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey.

A análise de temperatura intrapulpal por meio dos termopares evidenciou achados semelhantes, confirmando que o uso de menor densidade de energia ($2,8 \text{ J/cm}^2$) promoveu

aumentos de temperatura significativamente menores ($1,5 \pm 0,5^\circ \text{C}$) quando comparadas com o parâmetro que empregou densidade de energia de $5,6 \text{ J/cm}^2$ ($3,5 \pm 1,7^\circ \text{C}$).

6 DISCUSSÃO

Por meio de sua absorção ressonante pelos radicais hidroxila tanto da água quanto da hidroxiapatita, a irradiação laser de Er,Cr:YSGG atua no esmalte e na dentina sob ação fotomecânica pelo mecanismo de ablação. Desta forma, para evitar que este mecanismo ocorresse, as fluências empregadas no presente estudo foram reduzidas às mínimas ajustáveis no aparelho comercialmente disponível, buscando-se doses abaixo do limiar de ablação estabelecido na literatura, reportado como 2 J/cm^2 (Belikov, Erofeev, V.V., & Tkachuk, 1993).

Neste estudo, a opção da realização das irradiações com ausência de refrigeração deve-se ao fato da água exercer um importante efeito sobre a interação dos lasers de érbio com os tecidos duros dentais, aumentando-a significativamente. A presença de uma película de água, dependentemente de sua espessura, pode aumentar a eficiência de remoção do esmalte e da dentina pelo laser, aumentando a taxa de ablação, alterar a morfologia e a composição química do tecido irradiado (Fried, Ashouri, Breunig, & Shori, 2002), aumentando também a resistência do mesmo aos ácidos ou mesmo tornando a superfície irradiada mais susceptível à percolação dos ácidos bacterianos (Apel, Birker, Meister, Weiss, & Gutknecht, 2004). Considerando que, para promover um aumento da resistência à desmineralização, os aumentos de temperatura proporcionados pela irradiação laser tornam-se mais desejáveis e a ablação deve ser evitada (Ana P. A., 2007), preferiu-se remover o spray ar-água durante as irradiações, estratégia adotada com frequência para os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG visando a prevenção da cárie. Destaca-se, aqui, a vantagem da utilização de um laser pulsado, o qual permite a relaxação térmica mais eficiente do tecido nos intervalos entre pulsos e, assim, minimiza a propagação de calor excessivo para o interior do elemento dental (Ana, Bachmann, & Zezell, 2006).

Contudo, a remoção da refrigeração durante as irradiações leva a uma preocupação com o calor que pode ser transmitido para o interior da polpa, apesar da utilização de lasers com pulsos da ordem de $140 \mu\text{s}$ de duração, o qual pode comprometer a vitalidade pulpar em longo prazo. A confirmação dos valores de temperatura superficial atingidas durante as irradiações é o primeiro passo para ratificar se a irradiação laser proporciona mudanças na

composição da dentina (Ana, Bachmann, & Zezell, 2006). Os dados de temperatura superficial obtidos neste trabalho evidenciam o potencial do laser de Er,Cr:YSGG em induzir modificações cristalográficas da dentina quando empregado sob fluência de $5,6 \text{ J/cm}^2$, uma vez que foram atingidas temperaturas superiores a 100° C . Sabendo que a perda de água e de carbonato, componente que propicia o aumento da solubilidade do tecido duro dental, se inicia em temperaturas ao redor de 100° C (Fowler, 1986), pode-se inferir que as irradiações com laser de Er,Cr:YSGG nestas fluências pode promover um aumento da resistência do tecido à desmineralização. Em contrapartida, a irradiação sob fluência de $2,8 \text{ J/cm}^2$ pode exercer menores efeitos sobre a microestrutura da dentina, pois não foram atingidos valores de temperatura superiores a 80° C .

Baseados nos dados obtidos, ressalta-se que a fluência laser de $2,8 \text{ J/cm}^2$ não ultrapassou os limites críticos de temperatura para indução de pulpíte, reportados em trabalho clássico de Zach e Cohen como $5,5^\circ \text{ C}$ (ZACH & COHEN, 1965), mesmo com 20 segundos de irradiação contínua sobre a superfície das amostras. Entretanto, deve-se ter cautela quanto ao tempo de irradiação, pois estudos prévios mostram que 50 segundos de irradiação, sob as mesmas condições, induzem a aumentos de temperatura que podem superar o limiar estabelecido para pulpíte (Ana P. A., 2007). O tempo de 20 segundos de irradiação foi definido como sendo um período clínico aceitável em que é possível irradiar toda a superfície vestibular dentinária de dentes hígidos, de acordo com estudo piloto. Períodos maiores de irradiação podem acarretar em riscos pulpares e são, portanto, desaconselhados. Ainda assim, estudos posteriores devem ser realizados para se determinar o tempo ideal de irradiação considerando dentes com menor massa, com algum grau de cárie ou presença de restaurações, características que alteram as propriedades térmicas dos tecidos, assim como se sugere a realização de estudos histológicos *in vivo*.

Considerando-se que o limite de temperatura para causar processo inflamatório na polpa encontra-se em torno de $5,5^\circ \text{ C}$ [18], os valores de temperatura intrapulpar medidos no presente trabalho sugerem que a densidade de energia de $5,6 \text{ J/cm}^2$ parece estar contraindicada para posterior uso clínico. O aumento de temperatura pulpar pareceu ter uma relação positiva com a fluência laser empregada, o que corrobora resultados anteriores obtidos com outros comprimentos de onda (Rohanizadeh, LeGeros, Fan, Jean, & Daculsi, 1999) (ZEZELL, CECCHINI, PINOTTI, & EDUARDO, 1996). Embora a ausência de refrigeração seja um passo crítico para a promoção de aumentos de temperatura, o mesmo não foi verificado neste

estudo. Isto se deve ao fato de terem sido empregadas fluências baixas, associado ao modo de aplicação pulsado do laser que permitiu um resfriamento do tecido entre os pulsos.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, pode-se sugerir que o laser de Er,Cr:YSGG, sob fluências de 2,8 e 5,6 J/cm², promove aumentos de temperatura superficial superiores a 90° C em dentina radicular, o que indica o potencial uso deste laser para indução de mudanças microestruturais no tecido dentinário. Entretanto, ao atingir valores de temperatura intrapulpar inferiores ao limiar crítico para pulpite, apenas a fluência de 2,8 J/cm² apresenta-se promissora para futura aplicação clínica para prevenção da cárie radicular.

8 REFERÊNCIAS

- Ana, P. A. (2007). *Estudo in vitro da resistência à desmineralização e da retenção de flúor em esmalte dental irradiado com laser de Er,Cr:YSGG*. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- Ana, P. A., Bachmann, L., & Zezell, D. M. (2006). Lasers Effects on Enamel for Caries Prevention. *Laser Physics*, 16(5), 865 – 875.
- Ana, P., Blay, A., Miyakawa, W., & Zezell, D. (15 de June de 2007). Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. *Laser Phys. Lett*, pp. 1-8.
- Apel, C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C., & Gutknecht, N. (2004). The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg*, 22(4), 312-7.
- Aranha, A. C., & Eduardo, C. d. (September de 2011). In vitro effects of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity. Dentine permeability and scanning electron microscopy analysis. *Lasers Med Sci*, 27(4), 827-834.
- BALDISSARA, P., CATAPANO, S., & SCOTTI, R. (1997). Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J. Oral Rehabilitation*, 24, 791-801.

- Belikov, A., Erofeev, A., V.V., S., & Tkachuk, A. (1993). Comparative study of the 3 μm laser action on different tooth tissue samples using free running Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers. *Proc. SPIE*, 2080, 60-7.
- Beltrano, J. J., Torrisi, L., Campagna, E., Rapisarda, E., Finocchiaro, I., & Olivi, G. (April de 2008). Er,Cr:YSGG pulsed laser applied to medical dentistry. *Radiation effects and deffects in solids*, 163, 331-8.
- Botta, S. B., Ana, P. A., Teixeira, F. d., Salvadori, M. C., & Matos, A. B. (2011). Relationship Between Surface Topography and Energy Density Distribution of Er,Cr:YSGG Beam on Irradiated Dentin: An Atomic Force Microscopy Study. *Photomedicine and Laser Surgery*, 29(4), 261-9.
- Bratthall, D., Hansel-Petersson, G., & Sundberg, G. (1996). Reasons for the caries decline: what do the experts believe? *Eur J Oral Sciences*, 104, 433-5.
- BROWN, W., DEWEY, W., & JACOBS, H. (1970). Thermal properties of teeth. *J. Dent. Res.*, 49(4), 752-755.
- Chavantes, M. C. (2009). *Laser em Bio-Medicina*. São Paulo: Atheneu.
- Clarkson, J., & Mc Loughlin, J. (2000). Role of fluoride in oral health promotion. *Int Dent J*, 50(3), 119-128.
- Cury, J. (2001). Uso do flúor e controle da cárie como doença. Em L. e. Baratieri, *Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades* (1ª ed.). São Paulo: Santos.
- Dilsiz, A., Aydin, T., & Yavuz, M. S. (2010). Root Surface Biomodification with an Er:YAG Laser for the Treatment of Gingival Recession with Subepithelial Connective Tissue Grafts. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(4), 511-517.
- Dilsiz, A., Canakci, V., Ozdemir, A., & Kaya, Y. (Dec de 2009). Clinical Evaluation of Nd:YAG and 685-nm Diode Laser Therapy for Desensitization of Teeth with Gingival Recession. *Photomedicine and Laser Surgery*, 27(6), 843-848.
- Ettinger, R. (1993). Oral health needs of the elderly – an international review. *Int Dent J*, 43(4), 348-54.

- Featherstone, J. D., & Nelson, D. G. (October de 1987). Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res*, 1(1), 21-26.
- Fowler, B. O. (1986). Changes in Heated and in Laser Irradiated Human Tooth Enamel and their Probable Effect on solubility. *Calcif Tissue Int*, 38, 197-208.
- Fried, D., Ashouri, N., Breunig, T., & Shori, R. (2002). Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers Surg. Med*, 31, 186-193.
- Madeira, M. C. (2007). *Anatomia do Dente* (5 ed.). São Paulo: Sarvier.
- MARINI, M. G., GREGHI, S. L., PASSANEZI, E., & SANT'ANA, A. C. (Sept de 2004). Gingival recession: prevalence, extension and severity in adults. *J Appl Oral Sci*, 12(3), 250-255.
- Marthaler, T. (2004). Changes in dental caries 1953-2003. *Caries Res*, 38, 173-181.
- Ministério da Saúde. (2004). *Projeto SB Brasil 2003: condições de saúde bucal da população brasileira 2002-2003: resultados principais*. Brasília: Ministério da Saúde. Fonte: Projeto SB Brasil 2003.
- Narvai, P., Frazão, P., & Castellanos, R. (1999). Declínio na experiência de cárie em dentes permanentes de escolares brasileiros no final do século XX. *Odontol e Sociedade*, 1(1/2), 25-29.
- NYBORG, H., & BRÄNNSTRÖM, M. (1968). Pulp reaction to heat. *J. Prosthet. Dent.*, 19, 605-612.
- Perito, M. A., Jorge, A. C., Cassoni, A., & Rodrigues, J. A. (2009). Uso do laser na prevenção da cárie dental. *Revista Dentística on line*(18).
- Pogue BW, P. M. (2006). Review of tissue simulating phantoms of optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *J. Biomed Optics*, p. 041102.
- Rohanizadeh, R., LeGeros, R. Z., Fan, D., Jean, A., & Daculsi, G. (Dec de 1999). Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res*, 78(12), 1829-35.
- Romano, A. C., Aranha, A. C., Silveira, B. L., Baldochi, S. L., & Eduardo, C. d. (Jan. de 2011). Evaluation of carbon dioxide laser irradiation associated with calcium

hydroxide in the treatment of dentinal hypersensitivity. A preliminary study. *Lasers Med Sci*, 26(1), 35-42.

Scheid, R. C., & Weiss, G. (2012). *Woelfel's Dental Anatomy* (8th ed.). Philadelphia: LWW.

SRIMANEEPONG, V., PALAMARA, J., & WILSON, P. (2002). Pulpal space pressure and temperatura changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. *J. Dent.*, 30, 291-296.

WHITE, J., MARK, C., & GOODIS, H. (1994). Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment on dentin, in vitro. *J. Periodontol.*, 65, 255-259.

Yilmaz, H. G., Cengiz, E., Kurtulmus-Yilmaz, S., & Leblebicioglu, B. (2011). Effectiveness of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity: a controlled clinical trial. *J Clin Periodontol*, 38(4), 341-346.

Yilmaz, H. G., Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Bayindir, H., & Aykac, Y. (2011). Clinical evaluation of Er,Cr:YSGG and GaAlAs laser therapy for treating dentine hypersensitivity: A randomized controlled clinical trial. *Journal of dentistry*(39), 249–254.

ZACH, L., & COHEN, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg.*, 19, 515-530.

Zezell, D. M., Ana, P. A., Pereira, T. M., Correa, P. R., & Jr, W. V. (2011). Heat Generation and Transfer on Biological Tissues Due to High-Intensity Laser Irradiation. Em M. A. Bernardes (Ed.), *Developments in Heat Transfer*. Rijeka: InTech.

ZEZELL, D., CECCHINI, S., PINOTTI, M., & EDUARDO, C. (1996). Temperature changes under Ho:YLF irradiation. *J. Lasers in Dentistry II*, 2672, 34-39.