



BR0645354

INIS-BR--4025



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA DAS SUPERFÍCIES DO
ESMALTE E DO CEMENTO DENTAL APÓS A
IRRADIAÇÃO DO LASER DE ER:YAG EM
DIFERENTES ANGULAÇÕES**

JOSÉ TRANCOSO TANNOUS

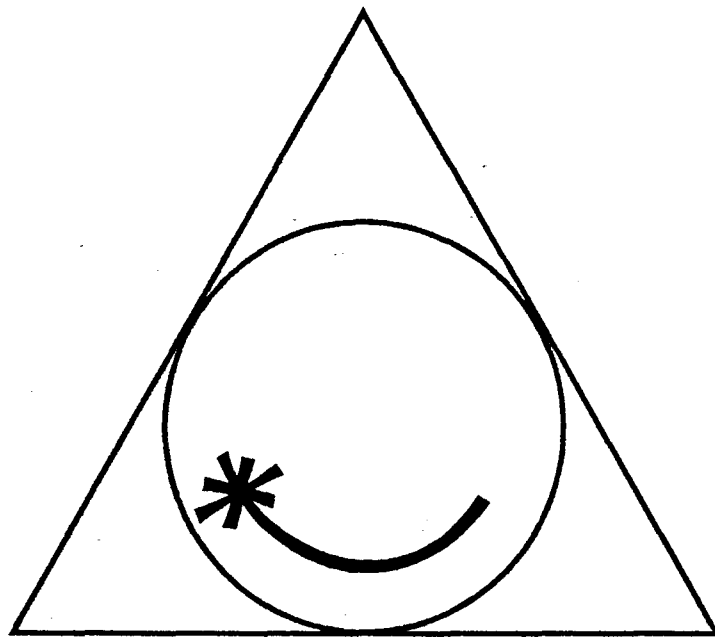
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientadora:
Profa. Dra. Martha M.F. Vieira

**São Paulo
2001**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

MESTRADO PROFISSIONALIZANTE
LASERS EM ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA DAS SUPERFÍCIES DO ESMALTE E
DO CIMENTO DENTAL APÓS A IRRADIAÇÃO DO LASER DE
ER:YAG EM DIFERENTES ANGULAÇÕES**

JOSÉ TRANCOSO TANNOUS



Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para a obtenção do grau de
Mestre Profissional em Lasers em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo
Co-Orientadora: Profa. Dra. Martha M.F. Vieira

São Paulo

2001

Dedico esse trabalho

*À minha família, meu pai Celso,
minha mãe Rosaura, meu irmão João Paulo
e à minha querida Alessandra...*

*Ao meu avô Ybirá Trancoso,
senador, estudioso incansável de
sua especialidade. Exemplo de
convicção e perseverança em
tudo aquilo que aposta...*

*A todos aqueles que eu puder vir
a ajudar ou esclarecer com as informações
contidas nesse trabalho...*

*A DEUS por, de forma tão
coerente, colimada e
monocromática ter colocado
essa Luz em minha vida....*

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo pela oportunidade do aprendizado e do convívio e, principalmente, pelo exemplo de conduta acadêmica e científica na área da odontologia.
- À Profa. Dra. Martha Vieira pela amizade e inestimável auxílio na execução de todas as etapas desse trabalho.
- Às queridas Cida, Sandra e Liliane pelo apoio e amizade constantes. Talvez tenham sido as pessoas com quem mais convivi e que, certamente, mais me incentivaram no dia a dia da execução desse trabalho.
- Aos colegas Lívio e Rubens pelo aprendizado, pelas palavras de apoio nos momentos certos e, principalmente pelo privilégio de tê-los como amigos.
- Aos colegas da primeira turma, por terem acolhido tão bem o caçula da turma desde o início e por terem propiciado muitos momentos de aprendizado.
- Aos amigos e professores José Pelino, Patrícia, Sheila, Eduardo Groth, Luciana, Edgar e Cláudia pela confiança e pelo convívio.
- Aos professores do IPEN que, de uma maneira muito competente, se esforçaram muito para transmitir seus conhecimentos de maneira simples e objetiva.
- Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e a Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela alegria de poder compartilhar o pioneirismo de cursar a primeira turma de mestrado profissionalizante da odontologia.
- À Opus Dent de Israel pelo empréstimo do equipamento utilizado nesse estudo através de convênio firmado com a Faculdade de Odontologia.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01. Esquema dos Componentes Básicos para Geração de Luz Laser

Figura 02. Mecanismos de Interação da Luz com a Matéria

Figura 03. Esquema do Perfil da Espessura do Esmalte Dental na Direção Axial

Figura 04. Esquema dos Tipos de Relação Esmalte – Cimento

Figura 05. Equipamento de Laser de Érbio e CO₂ (Opus 20 – Opus Dent)

Figura 06. Peça Reta, Peças Anguladas, Ponta de Calibração e Óculos de Proteção

Figura 07. Peças de Mão com Acessórios (Ponta de Safira e Stops Metálicos)

Figura 08. Dispositivos Adaptados

Figura 09. Dente desgastado com base de apoio paralela à superfície de irradiação

Figura 10. Dente fixado e alinhado a 90° em relação à ponta de safira

Figura 11. Dente fixado e alinhado a 45° em relação à ponta de safira

Figura 12. Dente fixado e alinhado a 30° em relação à ponta de safira

Figura 13. Dente fixado e alinhado a 30° em relação à ponta de safira

Figura 14. Cimento – 600mJ – 90°/45°/30° – Aumento 22X

Figura 15. Cimento – 700mJ – 90°/45°/30° – Aumento 24X

Figura 16. Cimento – 400mJ – 90°/45°/30° – Aumento 23X

Figura 17. Cimento – 400mJ – 90°/45° – Aumento 40X

Figura 18. Cimento – 400mJ – 45° – Aumento 50X

Figura 19. Cimento – 400mJ – 30° – Aumento 49X

Figura 20. Cimento – 500mJ – 90° – Aumento 500X

Figura 21. Cimento – 500mJ – 45° – Aumento 500X

Figura 22. Cimento – 500mJ – 30° – Aumento 500X

Figura 23. Esmalte – 400mJ – 90° – Aumento 500X

Figura 24. Esmalte – 400mJ – 45° – Aumento 500X

Figura 25. Esmalte – 400mJ – 30° – Aumento 500X

Figura 26. Esmalte – 500mJ – 90° – Aumento 500X

Figura 27. Esmalte – 500mJ – 45° – Aumento 500X

Figura 28. Esmalte – 500mJ – 30° – Aumento 500X

Figura 29. Esmalte – 400mJ – 90° – Aumento 2000X

Figura 30. Esmalte – 400mJ – 45° – Aumento 2000X

Figura 31. Esmalte – 400mJ – 30° – Aumento 2000X

Figura 32. Esquema da incidência do feixe a 90° com o tecido alvo

Figura 33. Esquema da incidência do feixe a 45° com o tecido alvo

Figura 34. Esquema da incidência do feixe a 30° com o tecido alvo

Figura 35. Espectro de Absorção dos Principais Cromóforos dos Tecidos Biológicos

LISTA DE ABREVIATURAS

Er:YAG – Granada de Ítrio-Alumínio dopada com Érbio

Nd:YAG – Granada de Ítrio-Alumínio dopada com Neodímio

CO₂ – Dióxido de Carbono

µm – micrômetro

nm – nanômetro

mm – milímetro

cm – centímetro

µs – microsegundo

J – Joule (Unidade de Energia)

mJ – milijoule

J/cm² – joule por centímetro quadrado

W – Watt (Unidade de Potência)

Hz – Hertz (Unidade de Frequência)

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

ml – mililitro

ml/seg – mililitro por segundo

g – grama

π - Pi

SUMÁRIO

	p.
RESUMO	
SUMMARY	
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	3
2.1 – Considerações Básicas sobre a Luz Laser.....	3
2.2 – Considerações Básicas sobre o Esmalte Dental.....	8
2.3 – Considerações Básicas sobre o Cimento Dental.....	10
2.4. Ângulos de Incidência na Literatura.....	15
3. PROPOSIÇÃO.....	19
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	20
4.1. Equipamentos	20
4.2. Materiais.....	20
4.3. Métodos.....	23
4.3.1. Seleção e Preparo das Amostras.....	23
4.3.2. Técnica e Parâmetros de Irradiação.....	24
4.3.3. Microscopia Eletrônica de Varredura.....	26
5. RESULTADOS.....	30
6. DISCUSSÃO.....	36
7. CONCLUSÃO.....	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48
ANEXO 1 – NORMAS DE SEGURANÇA.....	53

AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA DAS SUPERFÍCIES DO ESMALTE E DO CEMENTO DENTAL APÓS IRRADIAÇÃO DO LASER DE Er:YAG EM DIFERENTES ANGULAÇÕES

José Trancoso Tannous

RESUMO

Esse estudo avaliou morfológicamente, através de microscopia eletrônica de varredura, as diferenças de interação laser-tecido em função das variações nos ângulos de aplicação do feixe laser.

Catorze terceiros molares recém extraídos e mantidos hidratados em solução fisiológica de Cloreto de Sódio 0,9% foram divididos em 7 grupos, recebendo, respectivamente, aplicações com 100, 200, 300, 400, 500, 600 e 700mJ por pulso. Cada espécime dos vários grupos recebeu três aplicações em esmalte e três em cimento, pontuais e em contato, lado a lado, com ângulo de incidência do feixe em relação à superfície dental de 30°, 45° e 90° respectivamente. Em cada aplicação foram dados 4 pulsos de Er:YAG (comprimento de onda de 2,94 μ m; frequência de repetição no valor de 10 a 20 Hz, tempo de duração do pulso de 200 a 500 μ s; energia de pulso no intervalo de 0,1 a 1J, Laser Opus 20, da empresa Opus Dent) com sistema de refrigeração a água (0,4 ml/seg). Após as aplicações foi feita a análise das amostras por microscopia eletrônica de varredura.

Os resultados mostraram que, morfológicamente, existe grande variação nas características da interação laser-tecido em função do ângulo de aplicação do feixe laser.

De acordo com as observações realizadas neste estudo, pode-se concluir que, dentro dos parâmetros utilizados, o fator de variação do ângulo de aplicação mostrou-se de grande importância na obtenção do efeito morfológico desejado, constituindo um detalhe extremamente relevante na descrição técnica de protocolos de aplicação do laser de Er:YAG em tecidos dentais.

**SURFACE MORPHOLOGICAL CHANGES ON THE HUMAN DENTAL ENAMEL
AND CEMENT AFTER THE ER:YAG LASER IRRADIATION AT DIFFERENT
INCIDENCE ANGLES**

José Trancoso Tannous

ABSTRACT

This is a morphological analysis study through SEM of the differences of the laser tissue interaction as a function of the laser beam irradiation angle, under different parameters of energy.

Fourteen freshly extracted molars stored in a 0,9% sodium chloride solution were divided in seven pairs and were irradiated with 100, 200, 300, 400, 500, 600 and 700mJ per pulse, respectively. Each sample received three enamel irradiations and three cement irradiations, either in the punctual or in the contact mode, one near to the other, with respectively 30, 45 and 90 inclinations degrees of dental surface-laser-beam incidence. Four Er:YAG pulses (2,94 μm , 7-20Hz, 0,1-1J energy/pulse – Opus 20 – Opus Dent) with water cooling system (0,4ml/s) were applied. After the laser irradiation the specimens were analysed through scanning electron microscope (SEM).

The results were analysed by SEM micrographs showing a great difference on the laser tissue interaction characteristics as a function of the irradiation angle of the laser beam.

All the observations led to conclude that, considering the laser parameters used, the incidence angle variation is a very important parameter regarding the desired morphological effects. This represents an extremely relevant detail on the technical description of the Er:YAG laser irradiation protocols on dental tissues.

1. INTRODUÇÃO

Ciência, segundo Aurélio Buarque de Holanda⁷, significa *a soma dos conhecimentos humanos considerados em conjunto e que se prestam a um determinado fim*. É difícil entender como ela pode ser tão bela e abrangente como um oceano e, ao mesmo tempo, tão específica e complexa como as míseras forças que compõe uma molécula de água.

Há muito tempo já não é tão simples acompanhar e compreender tantas descobertas da ciência, tamanha a sua abrangência. Hoje vemos grande parte do conhecimento desenvolvendo-se de maneira compartimentada, restrito à áreas específicas e sendo, em função disso, transmitido de forma cada vez mais fragmentada. É óbvio que o próprio volume do conhecimento humano obriga a uma seleção natural das informações a serem absorvidas para atuação em cada especialidade. No entanto, quanto maior a especificidade, menor a probabilidade de interação com outras áreas de conhecimento. Nesse ponto é que a ciência começa a perder, interagindo com menor dinamismo e deixando de se desenvolver na velocidade e na qualidade que poderia.

Este trabalho é fruto de uma iniciativa da união e do intercâmbio entre duas instituições de áreas específicas da ciência, IPEN e FOUSP. Juntas, em última análise, essas instituições estão ampliando o conhecimento técnico e científico da área de laser para aplicação nas mais diversas especialidades da área odontológica. É o estado da arte científica se fazendo presente através de uma interação complexa entre duas áreas distintas da ciência.

O presente trabalho pretende desenvolver o tema até uma profundidade que permita uma conclusão com aplicabilidade clínica.

O estudo das aplicações da radiação laser na Odontologia vem se intensificando nas últimas décadas e principalmente passando por um processo de amadurecimento científico muito saudável. A cada dia as mais diversas áreas odontológicas vêm encontrando novas aplicações para essa tecnologia. Entretanto, muitas lacunas foram deixadas nas linhas de pesquisa e muitas informações foram omitidas nas publicações científicas.

Ainda hoje, apesar do nível de exigência ter implicado numa sensível melhora no detalhamento dos procedimentos, existe um dado técnico de suma importância que compromete imensamente a aplicabilidade clínica de procedimentos idealizados *in vitro*: o ângulo de aplicação. Pouquíssimos artigos descrevem esse detalhe técnico em suas metodologias. Muitas vezes as condições de acesso, na prática clínica, acabam requerendo uma *adaptação* da técnica desenvolvida *in vitro* e a interação com os tecidos pode estar deixando de ser a desejada, obtendo-se assim resultados diferentes dos esperados.

O presente trabalho pretende verificar, *in vitro*, se essa variabilidade clínica de ângulos de aplicação, particularmente com o laser de Érbio, acarreta ou não variações significativas, do ponto de vista morfológico, tanto no esmalte quanto no tecido cementário.

O desenvolvimento desse tema aborda um aspecto básico presente nos procedimentos clínicos comuns. Desse forma, o que se busca é certificar que o caminho que está sendo seguido está correto, e que nenhum detalhe técnico simples, como esse, esteja sendo esquecido, comprometendo os resultados de tantos que buscam contribuir com o desenvolvimento dessa tecnologia.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Considerações Básicas sobre a Luz Laser

A palavra *LASER* nada mais é do que o acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ou amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

A história dessa palavra e, principalmente, os caminhos que levaram à sua descoberta se confundem com inúmeros grandes nomes da ciência do século XX. Entretanto, esses grandes cientistas só foram capazes de sedimentar suas novas descobertas, por estarem fundamentados no legado deixado por toda evolução da ciência nas áreas da física e da matemática até o final do século XIX. Isso nos remete a uma célebre frase que todos aqueles que se dispõem a trabalhar e desenvolver as aplicações da radiação laser sempre devem ter em mente: “Se consegui enxergar longe é porque estava apoiado no ombro de gigantes” (Isaac Newton)¹³. Se isso é uma constante em inúmeras áreas de pesquisa da ciência, na área do laser é absolutamente evidente.

O rompimento com a física clássica no final do século XIX a partir da interpretação da luz como fenômeno eletromagnético por Maxwell e Hertz, o postulado de Plank e a elaboração do conceito de emissão estimulada em 1917 por Einstein, foram fatos que proporcionaram uma significativa mudança nos rumos do estudo da física. Nesse novo horizonte passou a despontar uma área que traria grandes conseqüências em toda a ciência: o estudo da “Mecânica Quântica”¹³.

A Mecânica Quântica, em particular, permitiu a compreensão de uma série de fenômenos, gerando novos conhecimentos e desenvolvimentos, dentre eles, a radiação laser.

De forma bastante simplificada, podemos considerar a luz laser como um feixe de ondas eletromagnéticas com características únicas de coerência, monocromaticidade e colimação. Essas características são decorrentes de vários fenômenos físicos que ocorrem de forma sincronizada. São consideradas ondas eletromagnéticas uma vez que transmitem a sua energia até na ausência da matéria (vácuo); monocromáticas por possuírem um único comprimento de onda; e coerentes e colimadas pois possuem uma relação de fase em seu perfil que lhe conferem propriedades próprias de propagação, permitindo que se propaguem por enormes distâncias sem grande aumento de diâmetro nas dimensões do seu feixe.

Segundo MAILLET apud MYAKI²² (1995), os componentes básicos de um aparelho capaz de gerar radiação laser são: o meio ativo, o sistema de bombeamento e a cavidade ressonante (Figura 1). Estes são:

Meio Ativo: é um meio que possui níveis de energia excitáveis e capaz de armazenar a energia recebida do exterior. Pode ser sólido, líquido ou gasoso.

Sistema de Bombeamento: elemento responsável pelo fornecimento de energia para que ocorra inversão de população no meio ativo.

Cavidade Ressonante: local de alojamento do meio ativo e que possui numa extremidade um espelho de reflexão total e na outra um espelho de reflexão parcial, responsáveis pela retroalimentação da radiação e pela sua distribuição espacial (coerência do feixe laser).

Explicando de maneira extremamente simplificada, o sistema de bombeamento fornece energia para o meio ativo de forma a excitar os elétrons de seus átomos a níveis de

energia superiores. Uma vez excitados, esses elétrons tendem a retornar ao seu estado fundamental de energia. Nesse processo ocorre a emissão de fótons.

Boltzman elaborou uma distribuição de ocupação das populações de elétrons em cada nível de energia. Nesse levantamento ficou evidente que as populações dos estados excitados são muito pequenas em relação ao estado fundamental. Isso ocorre porque todo sistema, quando elevado a um estado excitado, tende a retornar a seu estado fundamental.

Em 1917 Einstein introduziu o conceito de *emissão estimulada* pela radiação. Demonstrou que quando o sistema fosse arranjado de forma a existir mais elétrons nos níveis excitados do que no estado fundamental, ocorreria a chamada *inversão de população*. Conseqüentemente, ao incidirmos uma radiação ressonante com esse sistema atômico, haveria um aumento no número de fótons no feixe incidente, aumentando a intensidade transmitida, promovendo uma amplificação.

Dessa maneira, uma vez bombeados os átomos do meio ativo, haverá uma inversão de população e um natural retorno ao estado fundamental, com emissão de fótons em todas as direções. Nesse momento, passa a atuar o mecanismo desenvolvido na cavidade ressonante, onde a ação dos espelhos gradativamente “seleciona” os fótons que caminham no sentido longitudinal da cavidade, amplificando-os. Com isso, o feixe final adquire características perfeitas de coerência e colimação.

Além disso, o feixe luminoso apresenta-se no final do processo absolutamente monocromático, já que acaba sendo constituído por fótons com exatamente o mesmo comprimento de onda, oriundos do mesmo meio ativo, pela natureza da emissão estimulada.

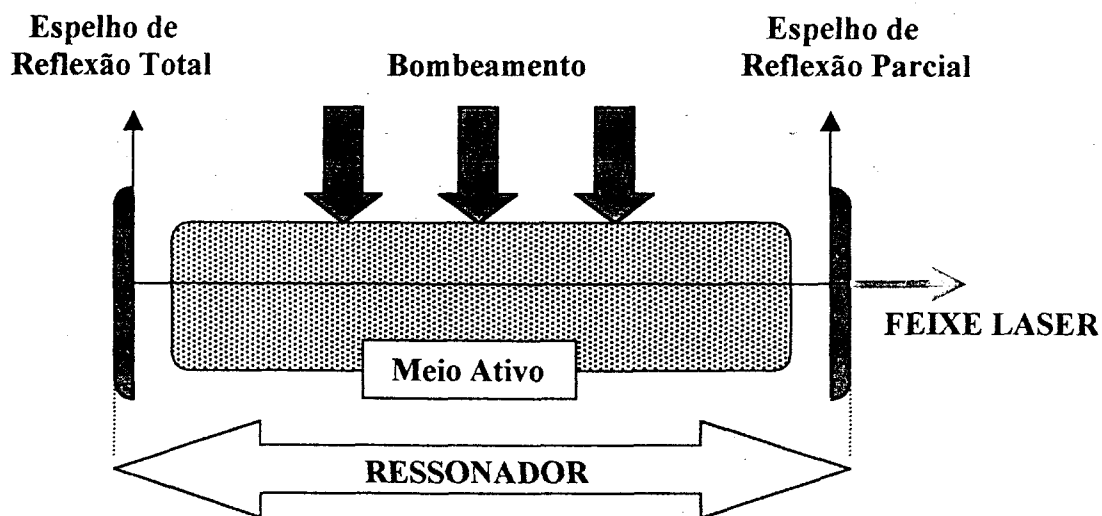


Figura 01. Esquema dos Componentes Básicos para Geração de Luz Laser

Uma vez compreendidos os princípios básicos da formação de um feixe laser, surge a necessidade de se abordar rapidamente os mecanismos de interação dessa luz de características particulares com os tecidos alvo.

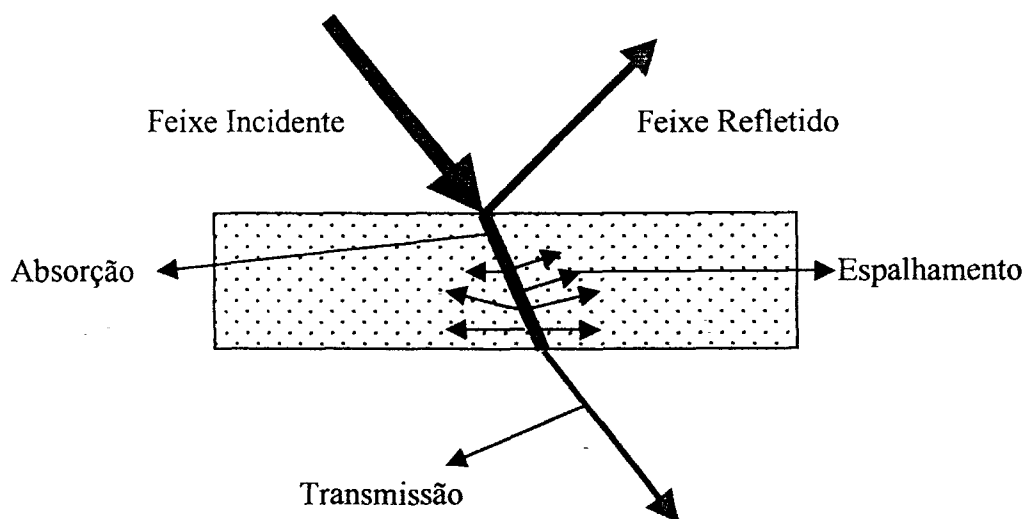


Figura 02. Mecanismos de Interação da Luz com a Matéria

Segundo KUTSCH¹⁶ (1993), uma vez incidido o feixe sobre o tecido alvo, quatro mecanismos de interação podem ocorrer: reflexão, absorção, difusão (ou espalhamento) e transmissão. Esses mecanismos podem ser identificados esquematicamente na Figura 2.

Dentre esses mecanismos destaca-se um, em particular, que merece ser mais aprofundado para melhor compreensão deste estudo: a absorção.

Um feixe laser é constituído por uma quantidade muito grande de fótons com o mesmo comprimento de onda. Desprezadas, por enquanto, as características de amplitude e ângulo de incidência do feixe, para que haja interação do feixe com o tecido alvo, faz-se necessária a presença de um fenômeno físico muito importante: a ressonância.

O fenômeno da ressonância está relacionado fundamentalmente com a energia e as características vibracionais de cada fóton. Da mesma forma, como os elétrons do meio ativo, os elétrons do tecido alvo só poderão movimentar-se em certas órbitas definidas emitindo ou absorvendo quantidades discretas de radiação (quanta de energia). Essa compatibilidade discreta de níveis de energia é denominada ressonância.

Assim, para que haja ressonância com o tecido e, conseqüentemente absorção é necessária que a energia do fóton seja a mesma que a energia da transição eletrônica, pois, segundo a Lei de Beer: $I_{\text{tram}} = I_{\text{inc}} \times \exp\{-\alpha L\}$, onde I_{tram} é a energia transmitida pelo tecido, I_{inc} é a intensidade incidente, α é o coeficiente de absorção óptica da amostra e L é a espessura da amostra.

Dessa forma, a grosso modo, o grau de ressonância entre a luz laser e, no caso deste estudo, o tecido biológico é que vai reger o grau de interação da luz sobre o tecido e suas conseqüências. Assim, as características de composição química desses tecidos mostram-se fundamentais na compreensão das interações e, por isso, serão abordadas a seguir.

Apenas como observação, vale lembrar que existem ainda outras variáveis como tipos de sistema de entrega, mecanismos de refrigeração, parâmetros de aplicação, etc, que obviamente, também interferem diretamente no grau das interações. Entretanto, essas abordagens específicas só serão realizadas na medida da necessidade, restritas ao estudo proposto.

2.2 – Considerações Básicas sobre o Esmalte Dental

Oriundo do ectoderma, o esmalte dental é o tecido mais duro do corpo humano (OSBORNE²³, 1998). Em peso, sua composição gira em torno de 1 a 2% de material orgânico, de 92 a 96% de material inorgânico e de 3 a 4% de água. Já em volume, MJOR¹⁹ (1990) aponta 86% como inorgânico, 12% como água e 2% como porção orgânica.

Segundo COSTACURTA⁶ (1979), em 100g de esmalte tem-se em média: 36,1g de Cálcio, 17,3g de Fósforo, 3g de Anidrido Carbônico, 1g de Sódio e 0,016g de Flúor. Encontram-se ainda em concentrações mais baixas e variáveis outros constituintes inorgânicos tais como potássio, cloreto, enxofre, cobre, silício, ferro e zinco; além de outros íons que, estando presentes no período de formação do esmalte dental, podem ser incorporados.

Entretanto, em termos de ressonância, como discutiremos mais à frente, a importante informação sobre a constituição do esmalte está relacionada à grande quantidade de hidroxiapatita, formada a partir da união de vários desses componentes inorgânicos, representando aproximadamente 90% da constituição desse tecido; e à pequena quantidade de água. Essas características conferem ao esmalte uma alta dureza, mas também uma excessiva friabilidade; a ponto dele necessitar estar sempre apoiado em

outro tecido mais resiliente, a dentina, para adquirir resistência e resistir às forças mastigatórias.

A espessura do esmalte varia de um máximo de 2,5mm nas superfícies de trabalho até uma borda muito delgada na linha cervical. Esse é um dado importante nesse estudo pois, como veremos mais à frente, justificará perfeitamente o ligeiro afastamento das irradiações em esmalte do limite amelocementário.

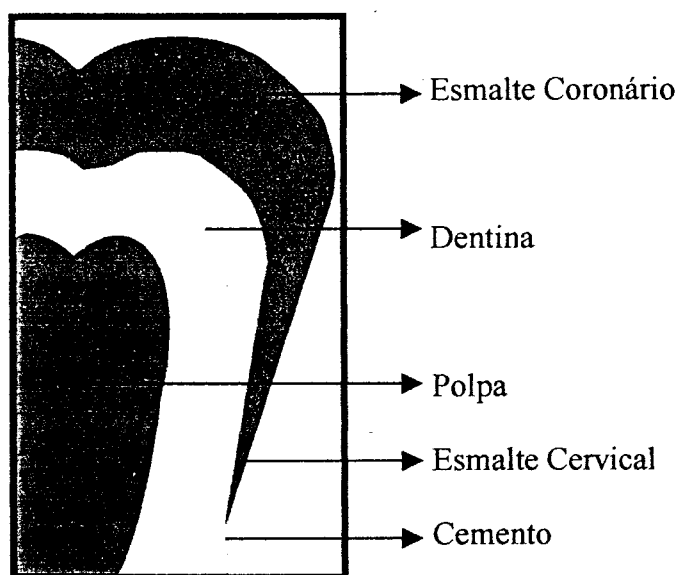


Figura 03. Esquema do Perfil da Espessura do Esmalte Dental na Direção Axial

Com natureza cristalina, o esmalte é formado por uma quantidade muito grande e densamente compactada de cristais formando, em conjunto, os chamados *prismas*. Essas estruturas possuindo largura média de 5 μ m dispõem-se grosseiramente de maneira perpendicular à dentina e são envoltas parcialmente por uma finíssima bainha com uma quantidade um pouco maior de conteúdo orgânico.

Infelizmente, o esmalte, sendo um tecido não vital, é incapaz de regenerar-se. Quando jovem pode ser considerado um tecido semi-permeável, permitindo o livre trânsito de íons através de suas microporosidades. Com o tempo, com seus cristais incorporando cada vez mais e mais íons, vão aumentando de tamanho. Com isso, as microporosidades vão sendo gradativamente fechadas e a permeabilidade do esmalte vai sendo perdida. Além disso, como consequência, o pequeno conteúdo de água que costumava ficar alojado nesses poros também diminui, tornando o tecido ainda mais friável. Não é objetivo deste estudo abordar esse tema com relação à idade do elemento dental, já que foram utilizados dentes com praticamente a mesma cronologia de erupção; vale registrar, no entanto, que quanto menor a quantidade de água no tecido, maior a dificuldade de ablacioná-lo.

Existe uma série de linhas de pesquisa em relação ao esmalte dental. Uma delas, particularmente, encontra certa ligação com as observações que serão feitas a seguir e, por isso, será abordada. Segundo TEN CATE²⁷ (1998), pode-se reconhecer três padrões de esmalte após a realização de ataque ácido à sua superfície. O tipo I é caracterizado pela remoção preferencial das porções centrais dos prismas. O tipo II é caracterizado pela remoção preferencial da periferia dos prismas, deixando as porções centrais intactas. E o tipo III, de alteração indiscriminada, com alteração total da morfologia do tecido.

2.3 – Considerações Básicas sobre o Cimento Dental

Segundo BHASKAR⁴ (1978), o tecido cementário foi demonstrado macroscopicamente pela primeira vez em 1835. Tecido oriundo do mesoderma (BAUSSELS³, 1997), é composto por 65% de material inorgânico, 23% de material orgânico e 12% de água. Pode ser considerado um tecido conjuntivo duro, com

características físicas, químicas e estruturais muito semelhantes ao osso compacto, possuindo na sua composição, em média, 50% de hidroxiapatita. Os outros 50% são compostos em grande parte por colágeno e substância amorfa. Segundo JUNQUEIRA e CARNEIRO¹⁴ (1995), os constituintes da substância fundamental amorfa são basicamente proteoglicanas associadas a proteínas estruturais. Esses dados estruturais, como discutiremos a seguir, são de grande importância para a compreensão do grau das interações da luz com os tecidos biológicos.

O cimento, didaticamente, tem a sua embriologia claramente associada ao desenvolvimento do periodonto a partir do folículo dentário. Apesar de assemelhar-se muito ao tecido ósseo na composição, o cimento não possui vascularização e, provavelmente por isso, não tem capacidade de remodelação. Suas células são nutridas simplesmente por difusão a partir do ligamento periodontal. Tanto quanto o esmalte, o cimento não é capaz de regenerar-se. Entretanto, diferentemente do esmalte, aumenta continuamente sua espessura por aposição contínua de novas camadas minerais.

Segundo GOLDMAN¹⁰ (1993) e BHASKAR⁴ (1978), embora não haja remodelação, o cimento continua a crescer por aposição, de maneira que torna-se possível a visualização de linhas incrementais paralelas ao longo eixo do dente que representam períodos de descanso na sua formação. Essas linhas constituem zonas de maior mineralização que o tecido adjacente, com menor quantidade de tecido colágeno e maior presença de substância fundamental amorfa.

Segundo MOORE²⁰ (1986), as células responsáveis pela formação do cimento são os cementoblastos, que são encontrados revestindo a superfície das raízes, interpostos entre feixes de fibras do ligamento periodontal.

MJOR e FEJERSKOV¹⁹ (1990) descrevem que os cementoblastos possuem retículo endoplasmático rugoso e aparelho de Golgi bem desenvolvidos além de muitas mitocôndrias, sendo responsáveis tanto pela contínua produção de colágeno, como dos componentes da substância fundamental.

Segundo LASCALA e MOUSSALLI¹⁷ (1983), da cementogênese resultam dois tipos de cimento, dependentes da velocidade de formação da matriz orgânica: cimento celular e acelular.

O cimento acelular se deposita quando o processo é lento, permitindo o afastamento dos cementoblastos antes que ocorra a calcificação. Já no caso do cimento celular, a calcificação da matriz ocorre antes que os cementoblastos se afastem de tal forma que as células ficam aprisionadas na própria matriz, dentro de lacunas que acompanham o perfil celular e seus prolongamentos. Nessa situação, o cementoblasto passa a ser denominado cementócito.

O cimento acelular é normalmente encontrado como uma camada delgada imediatamente adjacente à superfície dentinária da raiz, enquanto o cimento celular cobre o terço apical sobrepondo-se ao cimento acelular. Segundo CARRANZA⁵ (1992), o cimento acelular, mais regular, é formado antes do dente atingir o plano oclusal e as concentrações de cálcio e fosfato são maiores nas área apicais que na cervical.

Uma vez aprisionados os cementoblastos, passam a ser denominados cementócitos que permanecem unidos entre si e com o ligamento periodontal através de uma fina e extensa rede de prolongamentos citoplasmáticos, garantindo a sua nutrição. Entretanto, como gradativamente mais e mais cimento vai sendo depositado na superfície externa da raiz, com o tempo os cementócitos tornam-se progressivamente mais afastados de sua fonte nutritiva, diminuindo seu número de organelas e a sua atividade funcional, entrando

gradativamente em degeneração. A partir daí, passam a ser observadas microscopicamente são lacunas vazias no cimento mais profundamente situado. Segundo BHASKAR⁴ (1978), a uma profundidade de 60 micrômetros os cementócitos passam a mostrar sinais de degeneração.

Quanto à sua disposição em relação aos demais tecidos dentários, em 60% dos casos o cimento se sobrepõe ao esmalte; em 30% essa interação ocorre através de uma relação de topo a topo, formando uma junção amelocementária evidente na margem cervical do elemento dentário. Já nos 10% restantes, o contato entre cimento e esmalte a nível cervical simplesmente não ocorre, deixando exposto, nessa circunstância, o tecido dentinário. (MJOR¹⁹, 1990).

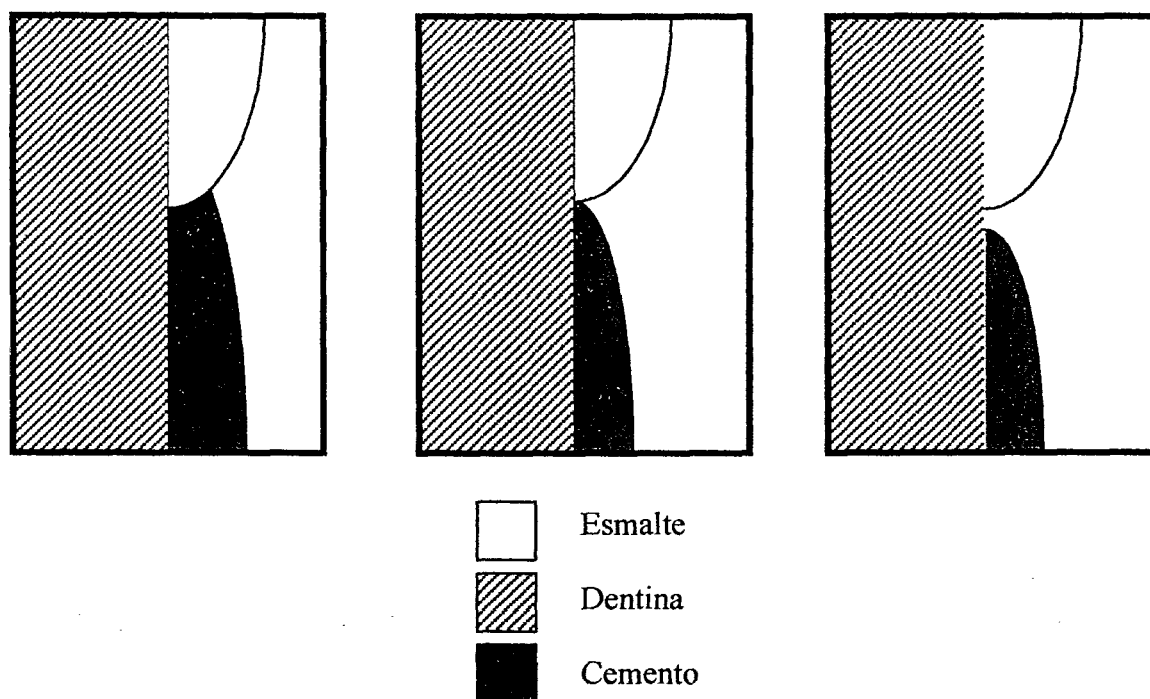


Figura 04. Esquema dos Tipos de Relação Esmalte – Cimento

Segundo BHASKAR⁴ (1978), quando observada no microscópio eletrônico de varredura, a junção dentina-cimento não é tão nítida quanto no microscópio óptico. Algumas vezes a dentina é separada do cimento por uma zona conhecida como "camada intermediária do cimento" que não exhibe aspectos característicos de dentina e nem de cimento. Essa área pode se apresentar de forma contínua ou em pontos isolados, sendo visualizada principalmente nos dois terços apicais das raízes de pré-molares e molares. Esta camada representa áreas onde as células da Bainha Epitelial de Hertwig ficaram aprisionadas durante a deposição inicial do cimento.

Segundo LASCALA¹⁷ (1983), ao nível da união amelocementária a espessura do cimento, no caso, acelular, varia com a idade. Entre 11 e 20 anos, essa espessura gira em torno de 50 micrômetros. Já aos 70 anos pode chegar até 130 micrômetros.

No caso do cimento celular, na região apical, entre 11 e 20 anos já constitui espessura próxima a 200 micrômetros, chegando a atingir o triplo aos 70 anos.

Aqui cabe esclarecer que a deposição de cimento celular está diretamente relacionada à função a que o dente está submetido. Ou seja, o contínuo desgaste fisiológico oclusal e incisal faz com que o organismo se adapte à nova distribuição de forças, fazendo o dente erupcionar fisiologicamente de forma constante e gradativa. Para isso passa a depositar mais tecido na região apical, em maior velocidade, na forma de cimento celular.

Dessa forma, à medida que os dentes erupcionam, uma menor parte da raiz permanecerá dentro do alvéolo, enfraquecendo o suporte do dente. Para compensar isso, o cimento vai se depositando em maior quantidade nas áreas apicais e nas furcas, alongando a raiz. (MJOR¹⁹, 1990).

Por fim, temos que as funções do cimento são basicamente: servir de ancoragem para o dente no alvéolo, através das fibras do ligamento (fibras de Sharpey) que o cimento

incorpora e envolve durante a sua formação; e compensar o desgaste oclusal e incisal através de sua contínua aposição contribuindo para o reequilíbrio das forças oclusais.

2.4. Ângulos de Incidência na Literatura

O primeiro trabalho científico relatando a emissão estimulada no visível foi o de Maiman em 1960, utilizando um cristal de Rubi. Na odontologia os primeiros estudos relacionados à aplicação de radiação laser nos tecidos dentais partiram da mãos de Stern e Sognneas em 1964 utilizando laser de rubi. De lá pra cá, o número de pesquisas voltadas às aplicações dos lasers na odontologia não param de crescer.

Infelizmente, são poucas as referências na literatura que permitam traçar uma adequada visão das alterações nos mecanismos de interação da luz laser com os tecidos bucais em função dos ângulos de aplicação. Apenas alguns trabalhos esporádicos, considerando a totalidade de pesquisas na área, enfocam, ao menos parcialmente, o tema proposto neste estudo.

SHINOKI, YAMAMOTO, KATAOBA e OKAGAMI²⁶ (1998) buscaram, através de um modelo de estudo *in vitro*, reproduzir a ação do laser de Er:YAG no fluido dos túbulos dentinários mediante a aplicação do feixe laser em diferentes ângulos (90°, 75°, 60° e 45°). A finalidade desse estudo era verificar se o ângulo de aplicação do feixe poderia influir na sintomatologia pós-operatória. O resultado não foi conclusivo, mas deixou indícios de que esses dois eventos podem estar relacionados.

GÁSPAR e KASLER⁹ (1991) estudaram a extensão e a profundidade das interações do feixe de laser de CO₂ quando esse incidia em diferentes angulações nos tecidos da cavidade bucal de ratos. Observaram que, em tecidos moles, com os mesmos parâmetros, a

irradiação laser incidindo a 90° provocava a formação de uma cratera estreita e profunda. À medida em que o ângulo de incidência diminuía, mais rasa e extensa tornava-se a cratera. Além disso, concluíram que a 90° o controle sobre a distribuição de energia, por parte do operador, se dava de maneira mais efetiva, possibilitando a manutenção da integridade das estruturas vizinhas.

AOKI² (1992) e colaboradores avaliaram a utilização do laser de Er:YAG para raspagem de cimento e cálculos subgingivais. Para tanto, utilizaram 45 dentes extraídos por problemas periodontais. Foram utilizados diversos parâmetros de energia e taxas de repetição, com e sem presença de irrigação, tanto sobre os cálculos como sobre o cimento. Todas as irradiações foram realizadas utilizando fibra, trabalhando em contato e incidindo o feixe a 90° (o que por si só já inviabilizaria uma aplicação in vivo). Parte dos espécimes foram submetidos a avaliação de aumento de temperatura durante as irradiações e todos em seguida foram submetidos à microscopia eletrônica de varredura. Como resultados observaram que o laser de Er:YAG, já com energias baixas, a partir de 30mJ, provocava a formação de crateras bem delineadas na superfície do cimento. Com relação à remoção dos cálculos, observaram que o laser mostrou-se bastante efetivo na sua remoção. Entretanto, perceberam que no momento em que o feixe laser atingia a superfície do cimento começava a provocar alterações. Por fim com relação à irrigação, observaram que na sua ausência a temperatura pulpar subia de 26 a 28°C para 63 a 73°C graus para uma espessura cementária de 1,4mm em média. Assim, concluíram que de todos os parâmetros testados, a utilização do laser de Er:YAG para remoção de cálculos salivares seria viável com energias de 20 a 30 mJ por pulso, a 10Hz e com irrigação. (Obs.: nesse artigo os autores não revelaram a vazão de água utilizada para irrigação e refrigeração dos espécimes)

Seguindo a mesma linha, RECHMANN²⁵ et al. (1997) compararam o laser de Er:YAG (2,94 μ m) com o laser de Alexandrita (377nm) para remoção de cálculos. Novamente, os ângulos de incidência utilizados foram de 90°, perpendiculares à superfície cementária. Os resultados mostraram que ambos foram capazes de remover os cálculos. Entretanto, só o laser de Alexandrita se mostrou seletivo para o cálculo, sem injuriar a superfície do cimento.

ANIC¹ et al. (1998) estudaram as alterações morfológicas na superfície da dentina com lasers de argônio, neodímio e CO₂. O artigo relata irradiações perpendiculares e “paralelas” à superfície dentinária do canal radicular. Ao invés de paralela, já que, logicamente, não haveria incidência, os autores devem estar se referindo a irradiações praticamente tangentes à superfície da dentina do canal radicular. Eles observaram que, nos três comprimentos de onda, quanto mais paralelo o eixo de incidência à superfície radicular, menores eram as alterações morfológicas, variando desde nenhum efeito até a provocação de erosões irregulares e *melting* entre dentina e *smear layer*. Já no caso da irradiação perpendicular à superfície, todos os lasers provocaram crateras bem nítidas e bem delineadas. Dessa forma, concluíram que o ângulo de incidência em relação ao tecido alvo pode ser um fator decisivo de quanta energia será absorvida pela dentina e, conseqüentemente, do grau das alterações induzidas pelo laser.

KINKLE¹⁵ et al. (1997) realizaram um estudo para aferir a capacidade de desinfecção do laser de Nd:YAG para *streptococcus mutans*. Os parâmetros utilizados foram de 1,5W, 15Hz, com 4 aplicações repetidas de 10 a 20 segundos, realizadas com técnica de varredura. Esse protocolo foi aplicado estimando o ângulo de incidência em aproximadamente 5°. Os resultados mostraram que, mediante essa técnica, o laser de Nd:YAG obteve uma grande efetividade na desinfecção de *streptococcus mutans*.

MORITZ²¹ et al. (2000) publicaram um outro trabalho que, assim como o de KINKLE¹⁵ et al. (1997) objetivava verificar a efetividade de desinfecção do laser de Nd:YAG. Nesse caso, entretanto, desejava mais especificamente avaliar especialmente o grau de efetividade do laser de Nd:YAG perante bactérias gram positivas (*Enterococcus faecalis*) e gram negativas (*Escherichia coli*). Após inoculação dos microorganismos sobre as amostras, os espécimes sofreram irradiações com técnica de varredura com o ângulo de aplicação do feixe em torno de 10°, em contato através de fibra óptica. Como resultado observou-se que as bactérias gram negativas, com estrutura celular mais sensível ao neodímio mostraram injúrias estruturais imediatas, ao passo que as gram positivas, embora também afetadas na primeira aplicação, mostraram a necessidade de outras aplicações subsequentes para se atingir o mesmo resultado. Dessa forma, concluiu-se, mediante os parâmetros de aplicação usados, que a estrutura celular é um fator crucial na sensibilidade e no grau de interação da luz laser junto aos tecidos e organismos vivos.

Apesar de serem poucas as referências bibliográficas que citam o ângulo de aplicação dentro dos protocolos utilizados, as pesquisas realizadas mostram indícios claros de que, em se tratando de desinfecção, ainda que esse dado precise ser melhor avaliado, o fator ângulo de aplicação não parece ser relevante na obtenção dos resultados. Entretanto, no caso das interações com finalidade invasiva, as alterações morfológicas, no que tange a esse dado de angulação, precisam ser melhor detalhadas, principalmente junto aos tecidos duros.

Assim, as poucas referências a respeito dos ângulos de aplicação do feixes laser nos tecidos orais, evidenciaram a necessidade de se investigar melhor esse tema, com a proposição que segue.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo é avaliar, in vitro, a existência ou não de variações nas alterações morfológicas produzidas nas superfícies do esmalte e do cimento dental quando um feixe de laser de Er:YAG é aplicado em diferentes ângulos de incidência em relação à superfície.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Equipamentos

- Neste trabalho foi utilizado o laser de Er:YAG modelo Opus 20 da marca Opus Dent – Medical Systems (Figura 5), emitindo no comprimento de onda de 2,94 micrômetros, com energia ajustável entre 0,1 e 1 Joule por pulso, com taxa de repetição variando de 7 a 20Hz, com duração de pulso de 200 a 500 μ s e sistema de entrega através de guia de onda oca acoplada a uma peça de mão que trabalha por contato através de uma ponta de safira de 1mm de diâmetro acoplada (Figuras 6 e 7). O aparelho possui um sistema de refrigeração através de um spray de água destilada. Esse aparelho, que emite também laser de CO₂ e, segundo à norma ANSI, é classificado como um aparelho da Classe 4, requerendo obediência permanente aos protocolos de segurança (Anexo 1). Esse aparelho possui peças retas e anguladas que permitem o trabalho em contato ou de maneira desfocada, possuindo um prático sistema de auto-calibração a partir da seleção da peça a ser usada no display, compensando as eventuais perdas. Uma outra característica interessante, que inclusive foi explorada neste estudo, é que o aparelho, se houver necessidade, permite a limitação automática do número de pulsos por irradiação (de 1 a 99).
- Aparatos ópticos adaptados (Figura 08)
- Politriz de bancada Ecomet 3 – Marca Buehler
- Microscópio Eletrônico de Varredura (Philips XL Série 30)



Figura 05. Equipamento de Laser de Érbio e CO₂ (Opus 20 – Opus Dent) – LELO-FOUSP

Intercâmbio FOUSP com a Opus Dent - Israel

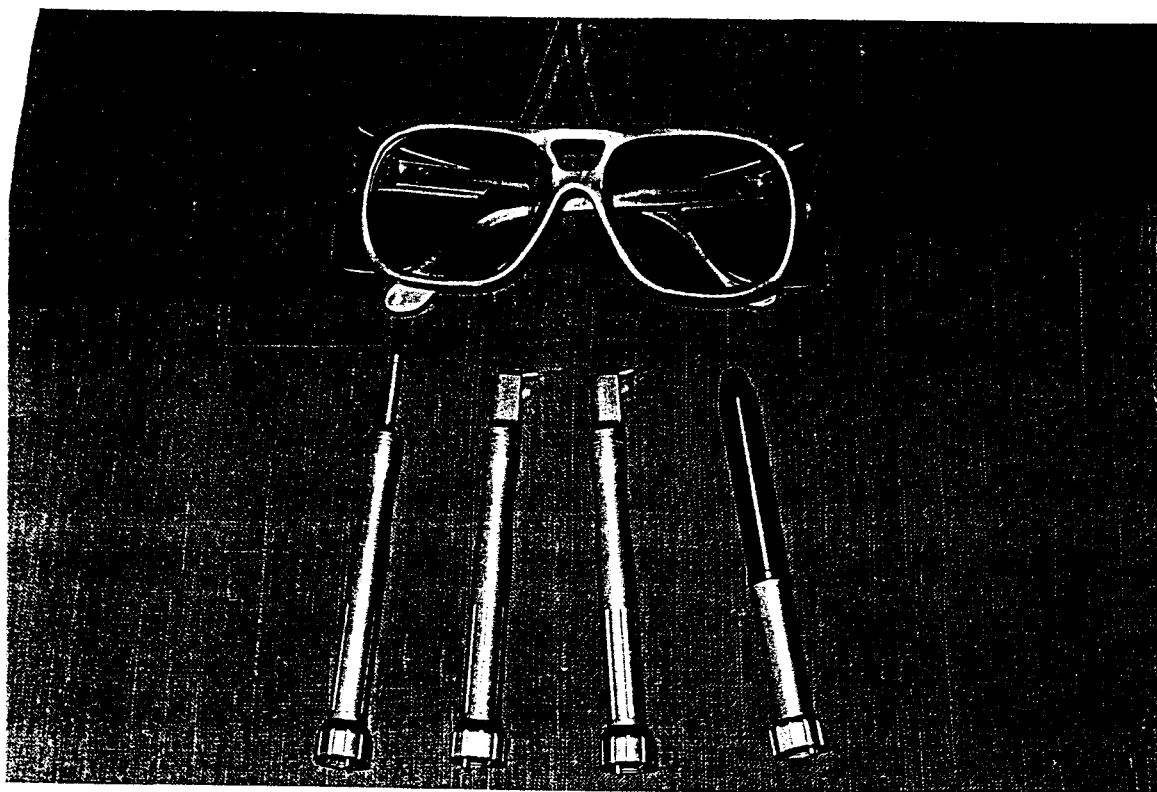


Figura 06. Peça Reta, Peças Anguladas, Ponta de Calibração e Óculos de Proteção

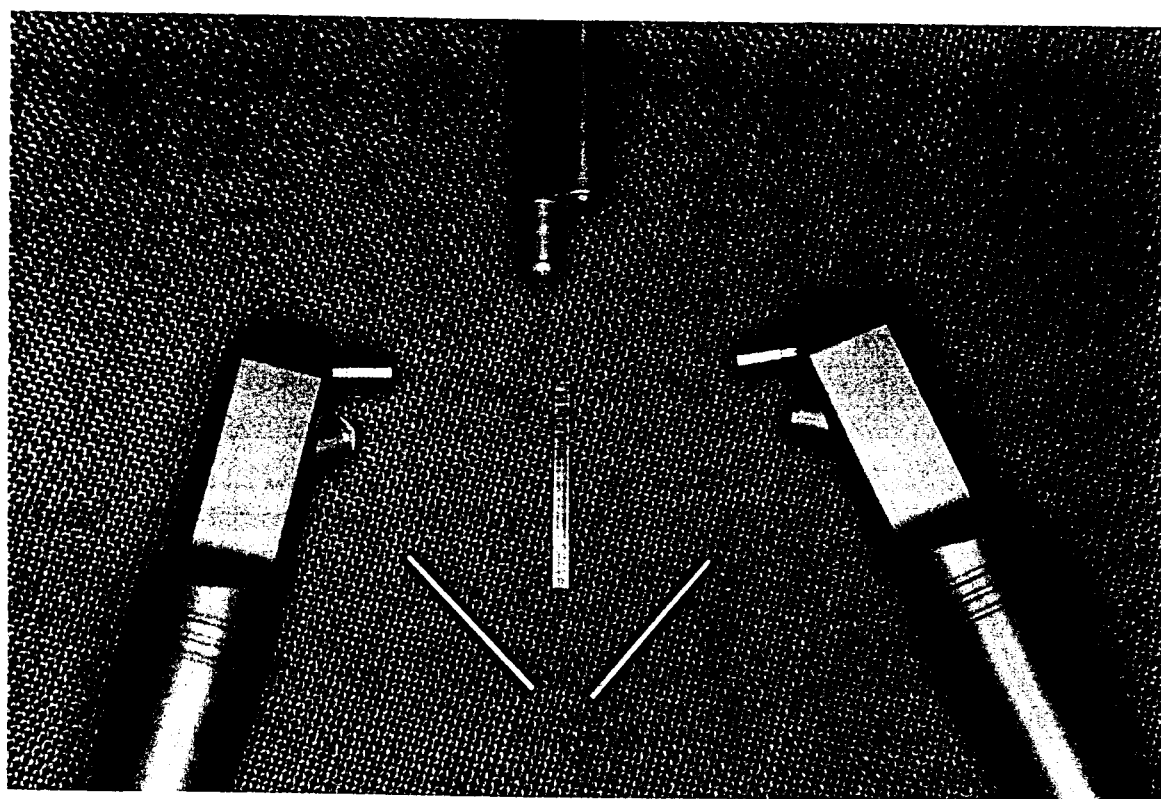


Figura 07. Peças de Mão com Acessórios (Ponta de Safira e Stops Metálicos)

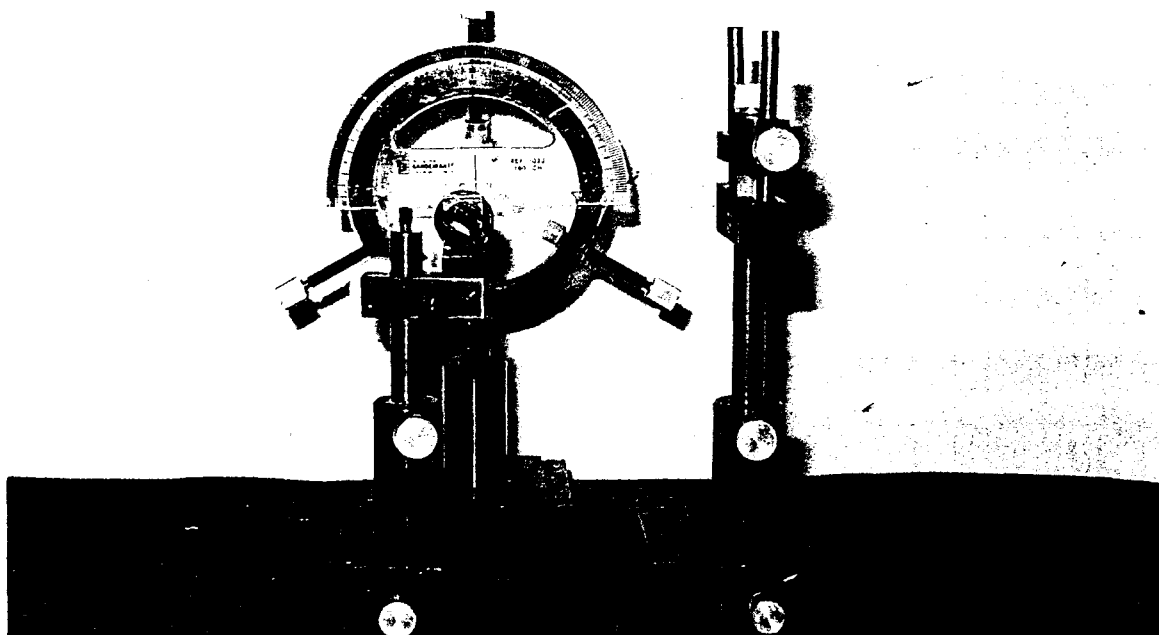


Figura 08. Dispositivos Adaptados

4.2. Materiais

No presente trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

- 14 Terceiros Molares Hígidos com extração indicada (*aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP, parecer número 132/00)
- Soro Fisiológico 0,9% (SIDE PAL)
- Cera Utilidade (Horus-Herpo)
- Micromotor e Contra-Ângulo (KAVO)
- Taças de Borracha e Mini Rodas de feltro para polimento
- Pastas de Polimento Poli 1, Poli 2 e Fotogloss (Kota)
- Lixas de Granulação 120 e 1200
- Copo Plástico

- Pipeta de 1ml
- Transferidor

4.3. Métodos

4.3.1. Seleção e Preparo das Amostras

Para as observações propostas na microscopia foram selecionados 14 terceiros molares, que foram armazenados em soro fisiológico 0,9% imediatamente após a extração. Posteriormente sofreram profilaxia com pasta para polimento de resinas compostas Poli 1, Poli 2 e Fotogloss (Kota) na superfície a ser irradiada. No caso, a superfície eleita para sofrer a irradiação foi a mesial da coroa e da raiz por se apresentarem com uma curvatura cervico apical bastante reduzida, possibilitando a análise das irradiações no MEV num plano praticamente comum. Em seguida, a superfície oposta (distal) foi desgastada com lixa de granulação 300 e em seguida polida com granulação 1200, de forma a diminuir o volume das amostras e fornecer uma “base” de apoio paralela à superfície a ser irradiada, facilitando, não só os procedimentos de irradiação nos ângulos propostos, bem como a posterior análise no microscópio eletrônico de varredura (Figura 9).

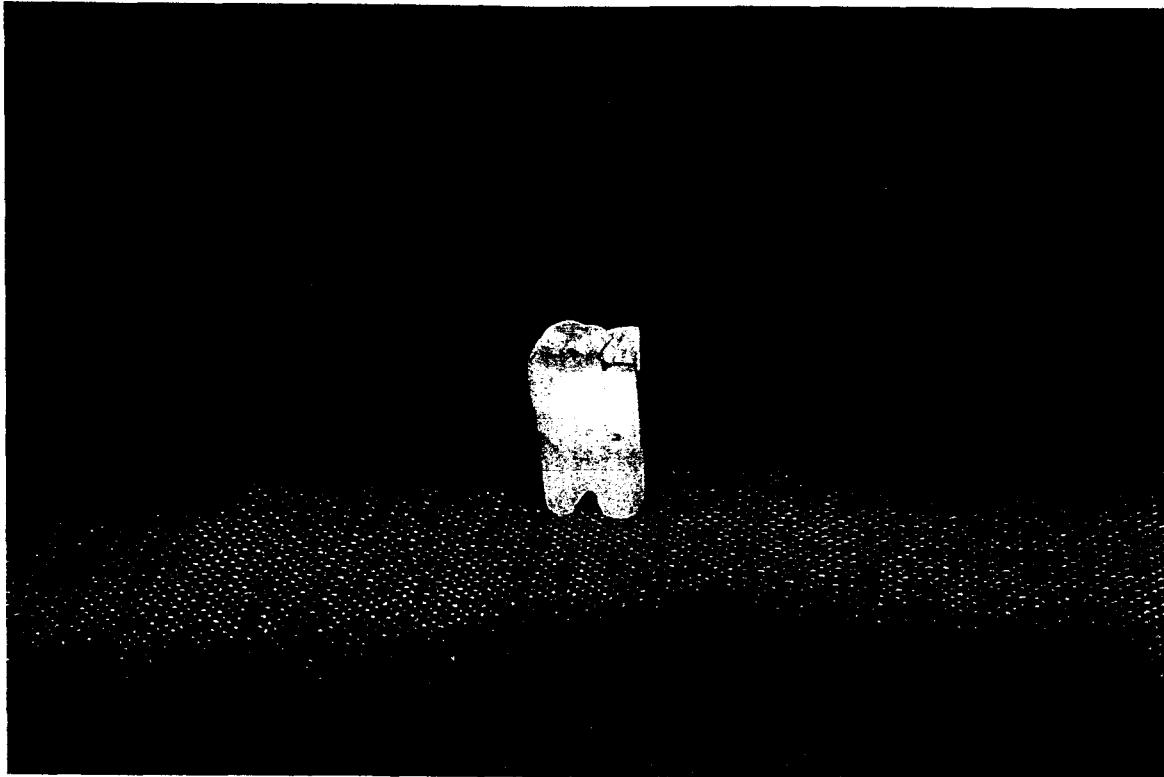


Figura 09. Dente desgastado com base de apoio paralela à superfície de irradiação

4.3.2. Técnica e Parâmetros de Irradiação

Os 14 dentes foram divididos em 7 grupos de observação, recebendo respectivamente 100, 200, 300, 400, 500, 600 e 700mJ de energia por pulso. A frequência foi ajustada em 7Hz (a menor que o aparelho permite) e cada aplicação foi programada para se limitar a 4 pulsos. A vazão da água destilada para o spray de refrigeração foi aferida momentos antes das aplicações permitindo a vazão total da água num copo plástico durante 1 minuto, sendo em seguida quantificada através de uma pipeta milimetrada. A partir de 2,2

Bar de pressão de ar e 2,4 Bar de pressão de água, a vazão no momento da aplicação era de 24ml por minuto ou 0,4ml por segundo.

O equipamento foi utilizado levando-se em conta todas as normas de segurança. O aparelho foi calibrado e verificou-se que o sistema de entrega estava operando de maneira adequada e que os componentes internos estavam devidamente alinhados. No display foi selecionado para uso a peça de mão reta, em cuja ponta, com uma pinça clínica, foi cuidadosamente posicionada uma ponta de safira nova (dispositivo que fornece com exatidão a distância focal, permitindo o máximo de aproveitamento energético, trabalhando por contato). Em seguida fixou-se a peça de mão com a ponta de safira no dispositivo adaptado, de forma que ela permanecesse paralela à base do conjunto e alinhada perpendicularmente ao plano de aplicação no sentido horizontal, com o longo eixo da amostra e o longo eixo da peça de mão pertencendo ao mesmo plano. Dessa maneira, no dispositivo improvisado era necessário apenas alterar o ângulo de inclinação do dente em relação ao transferidor para se obter a aproximação dos ângulos de aplicação desejados.

As amostras foram posicionadas uma a uma e fixadas com cera utilidade no dispositivo óptico adaptado, sendo alinhadas segundo o transferidor disposto como referência (Figuras 10, 11, 12 e 13).

Cada amostra recebeu três aplicações de 4 pulsos em esmalte e 3 em cimento, lado a lado, com ângulos de incidência de 90°, 45° e 30° respectivamente, da esquerda para a direita, no menor espaço possível, para serem analisadas praticamente sob um mesmo plano.

4.3.3 Microscopia Eletrônica de Varredura

Cada amostra foi fixada individualmente em um stub de alumínio com uma cola condutora à base de prata e teve toda a sua superfície recoberta com ouro, à exceção da superfície irradiada. Nessa etapa, procuramos posicionar contra os stubs a base da face distal das amostras preparadas de forma aproximadamente paralela ao plano de irradiação (como descrito no item 4.3.1), para que pudéssemos fazer as observações da forma mais frontal possível. Em seguida, as amostras foram levadas ao MEV para observação. Na medida do possível buscou-se padronizar os aumentos em 50, 100, 500 e 2000 vezes para, na seqüência, selecionar as imagens de maior efeito didático ou com maior relevância comparativa para posterior discussão.

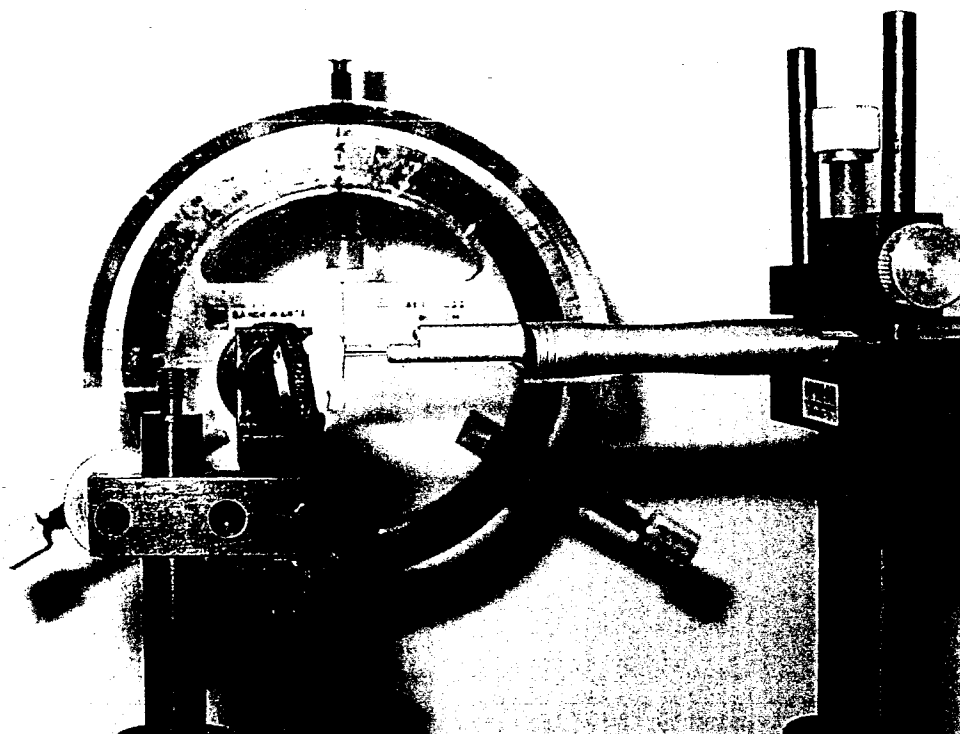


Figura 10. Dente fixado e alinhado a 90° em relação à ponta de safira

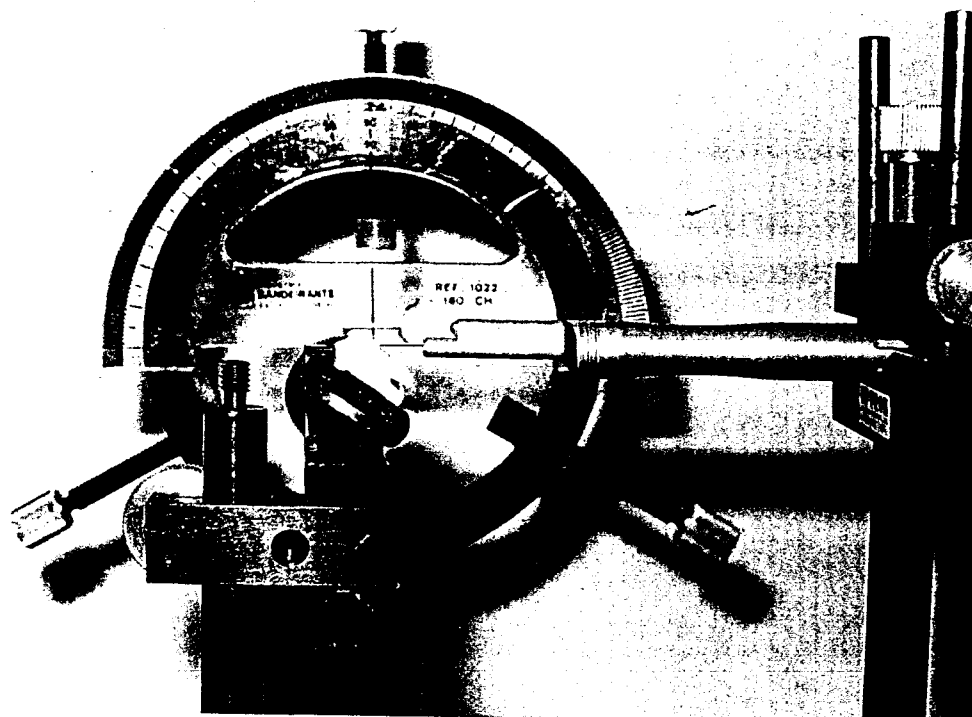


Figura 11. Dente fixado e alinhado a 45° em relação à ponta de safira

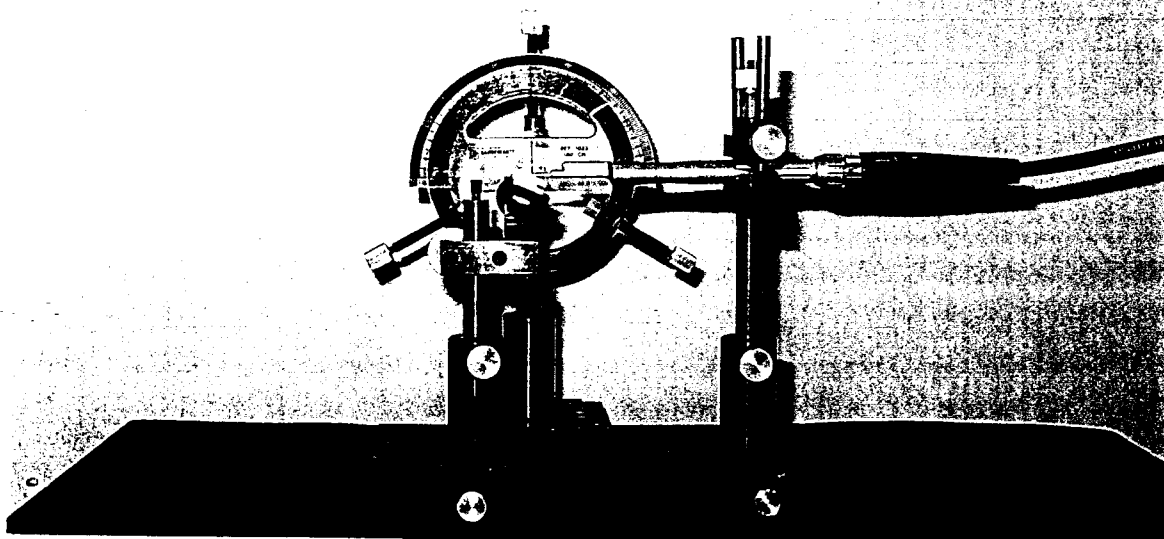


Figura 12. Dente fixado e alinhado a 30° em relação à ponta de safira

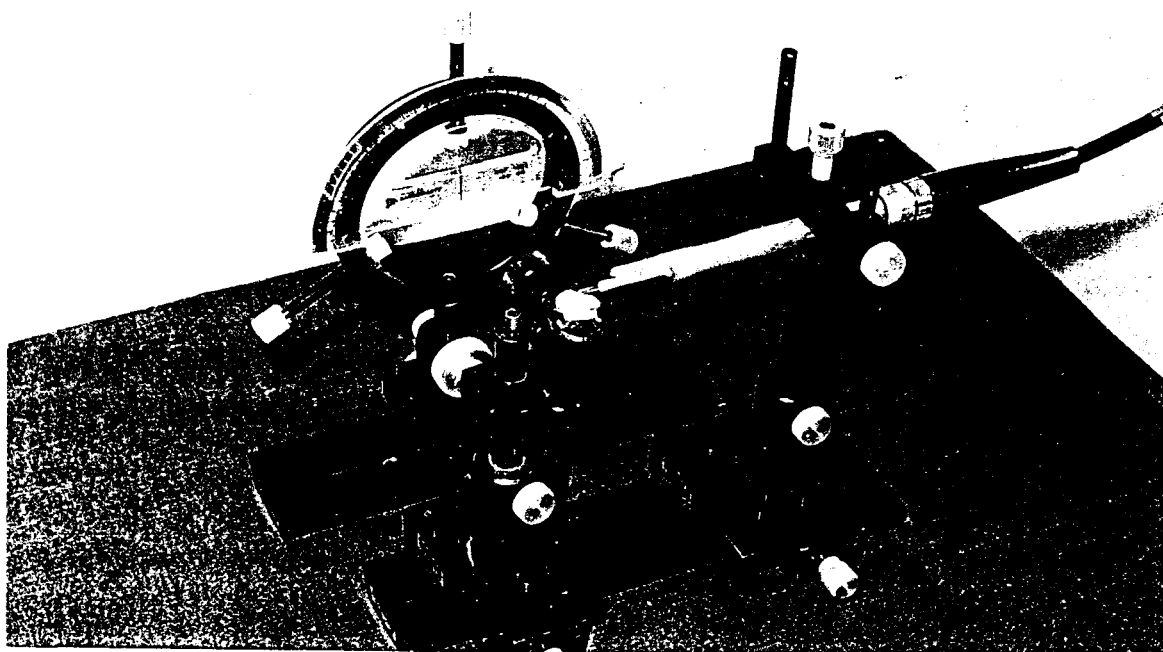


Figura 13. Dente fixado e alinhado a 30° em relação à ponta de safira

5.RESULTADOS

As imagens a seguir foram selecionadas de acordo com o tema proposto. A presença de todo o volume de imagens estudadas não se justificaria, uma vez que as alterações observadas, dentro das condições propostas, permitiram comparações claras somente com valores de energia mais elevados, a partir de 400mJ.

Provavelmente devido à grande vazão de água para refrigeração presente durante as irradiações, as alterações que ocorreram progressivamente nos grupos de 100, 200 e 300mJ foram muito pequenas e, por isso, não geraram imagens capazes de contribuir com o objetivo desse estudo. Isto é, não apresentaram alterações que variassem de forma significativa em função da variação do ângulo de irradiação, do ponto de vista morfológico.

As imagens selecionadas foram divididas em dois grupos de observação: cimento (da figura 14 à figura 22) e esmalte (da figura 23 à figura 31).

As figuras 14 e 15 mostram as superfícies do cimento irradiadas a 90°, 45° e 30° respectivamente, da esquerda para a direita, sob diferentes valores de energia. Nessas imagens podemos observar que conforme o ângulo de incidência vai diminuindo, as alterações vão sendo promovidas em áreas maiores e cada vez menos profundas.

As figuras 16, 17, 18 e 19 mostram, particularmente a superfície do cimento irradiada a 400mJ, onde pode-se observar mais de perto a diferença nas áreas (aumentando da esquerda para a direita) e no grau das interações (profundidade diminuindo da esquerda para a direita).

Concluindo as observações em cimento, as figuras 20, 21 e 22 mostram as irradiações realizadas com 500mJ com aumento de 500 vezes. Pode-se observar que o grau de homogeneidade das interações vai diminuindo conforme o ângulo de incidência decresce.

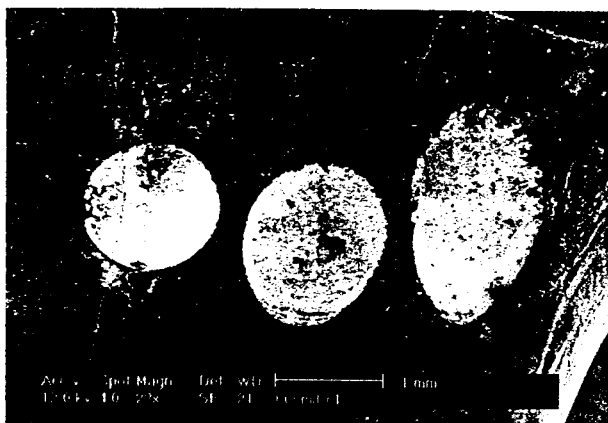


Fig. 14- Cemento – 600mJ– 90°/45°/30°–Aumento 22X



Fig. 15- Cemento – 700mJ– 90°/45°/30°–Aumento 24X

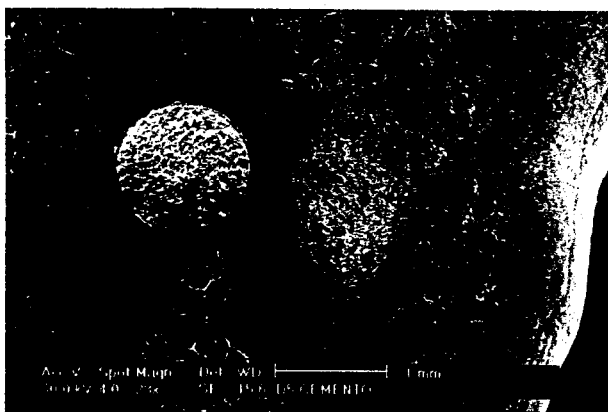


Fig. 16- Cemento – 400mJ – 90°/45°/30°–Aumento 23X

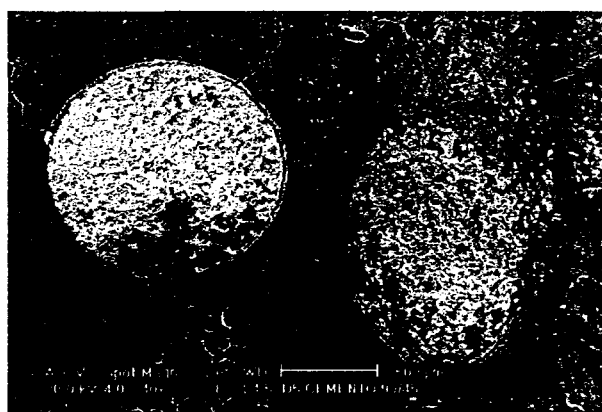


Fig. 17 - Cemento – 400mJ – 90°/45° – Aumento 40X

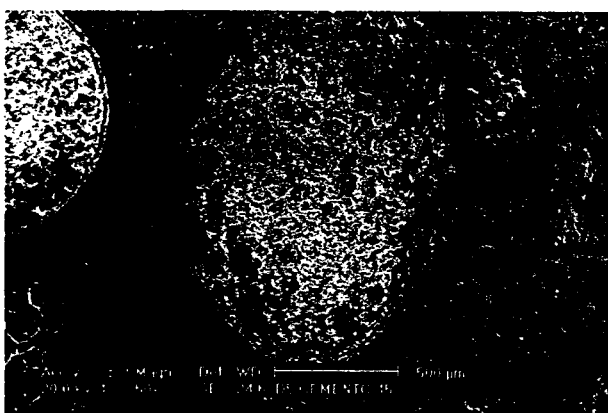


Fig. 18 - Cemento – 400mJ – 45° – Aumento 50X

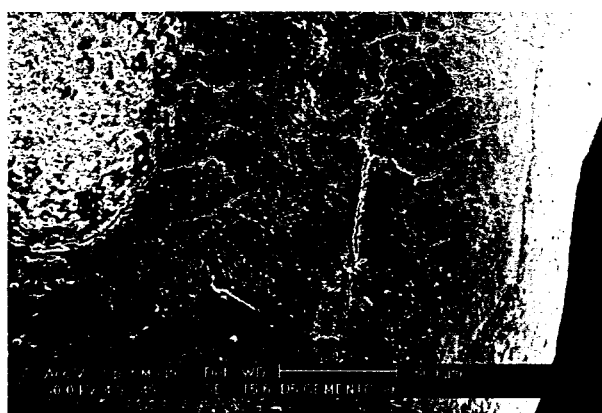


Fig. 19 - Cemento – 400mJ – 30° – Aumento 49X

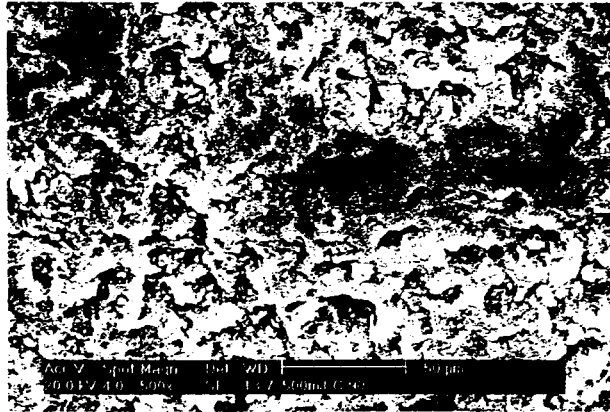


Fig. 20 - Cimento - 500mJ - 90° - Aumento 500X

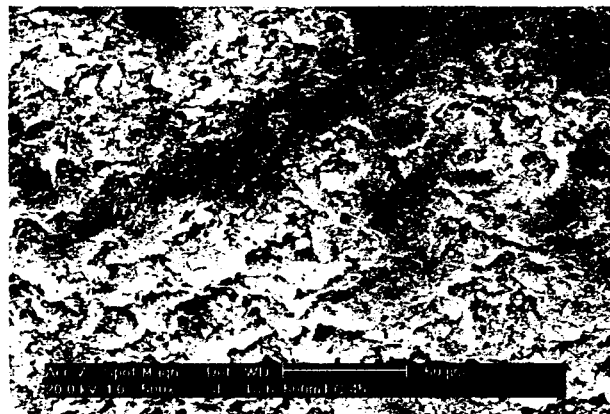


Fig. 21 - Cimento - 500mJ - 45° - Aumento 500X

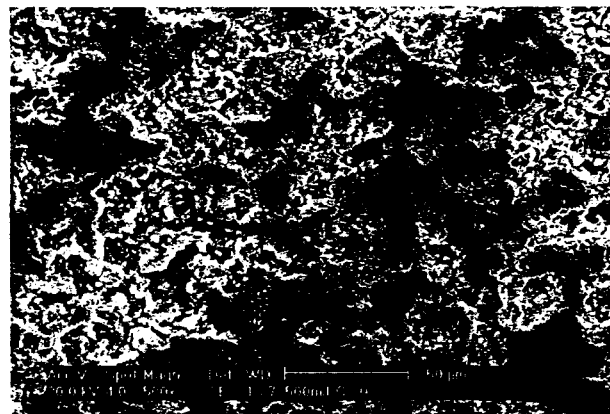


Fig. 22 - Cimento - 500mJ - 30° - Aumento 500X

Nas figuras 23, 24, 25, 26, 27 e 28 observa-se a superfície do esmalte em aumento de 500 vezes e irradiados respectivamente a 400mJ (Figuras 23, 24 e 25) e 500mJ (Figuras 26, 27 e 28). Nesse conjunto verificou-se novamente que as alterações morfológicas aconteceram de maneira mais homogênea nas irradiações realizadas a 90°, e que foram perdendo o seu padrão na medida em que o ângulo de incidência do feixe laser diminuía.

Particularmente, dentro desse conjunto de irradiações, faz-se necessária uma observação particular a respeito da irradiação realizada com ângulo de incidência de 90° irradiado com energia de 400mJ (Figura 23). Dentro das condições específicas de irradiação sob as quais essa amostra foi submetida, principalmente no que tange ao número de pulsos aplicados e às condições de refrigeração, foi encontrado um padrão de alteração morfológica compatível a um padrão tipo I de condicionamento do esmalte.

Por fim, nas figuras 29, 30 e 31 visualizamos o esmalte sob as mesmas condições de irradiação apresentadas nas figuras 23, 24 e 25, dessa vez, num aumento maior, de 2000 vezes, ratificando as diferenças de padrão morfológico observadas nos menores aumentos.

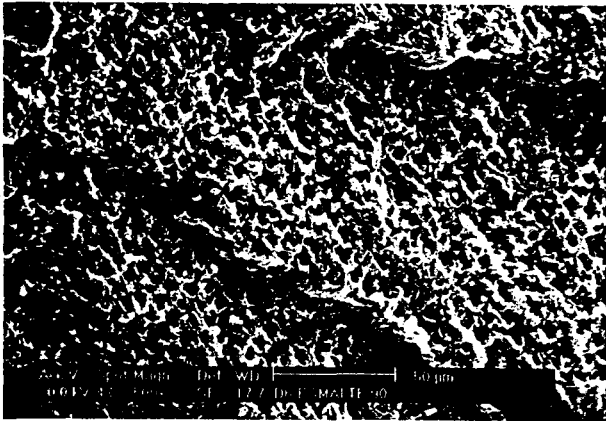


Fig. 23 - Esmalte - 400mJ - 90° - Aumento 500X

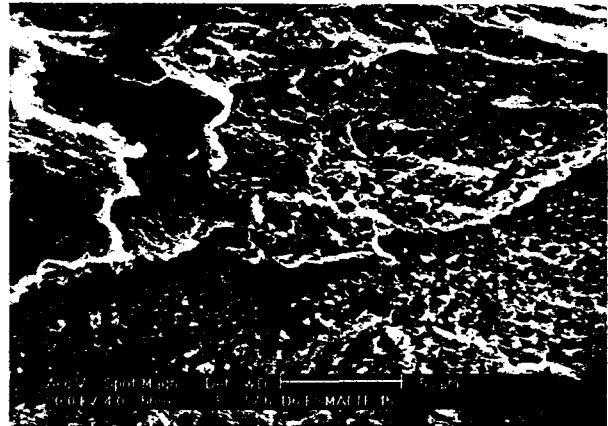


Fig. 24 - Esmalte - 400mJ - 45° - Aumento 500X

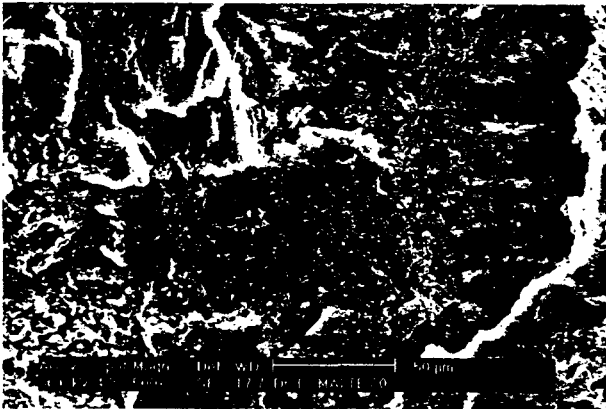


Fig. 25 - Esmalte - 400mJ - 30° - Aumento 500X

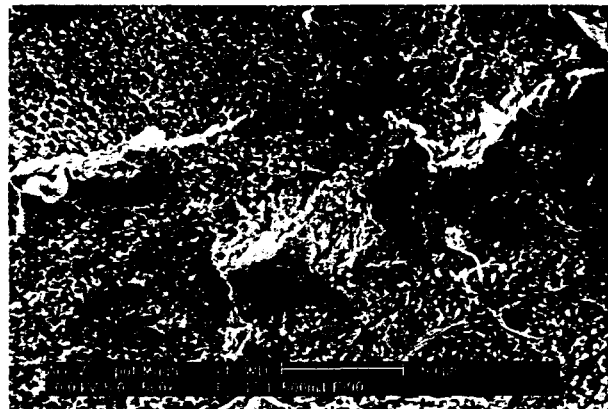


Fig. 26 - Esmalte - 500mJ - 90° - Aumento 500X

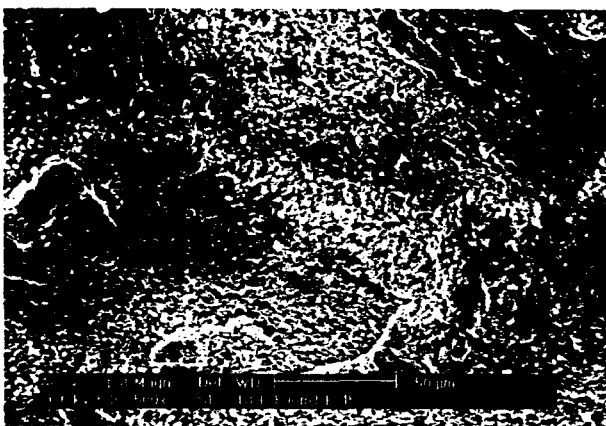


Fig. 27 - Esmalte - 500mJ - 45° - Aumento 500X

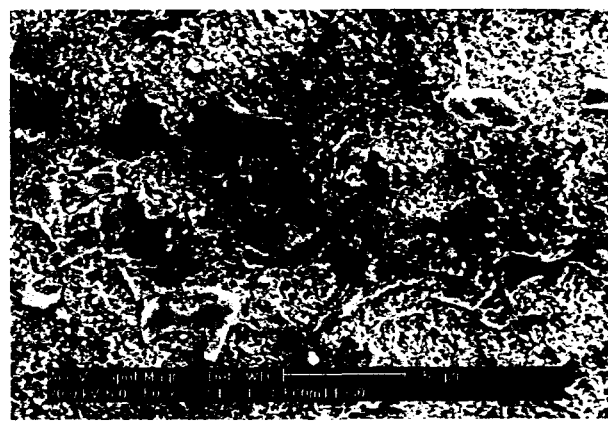


Fig. 28 - Esmalte - 500mJ - 30° - Aumento 500X

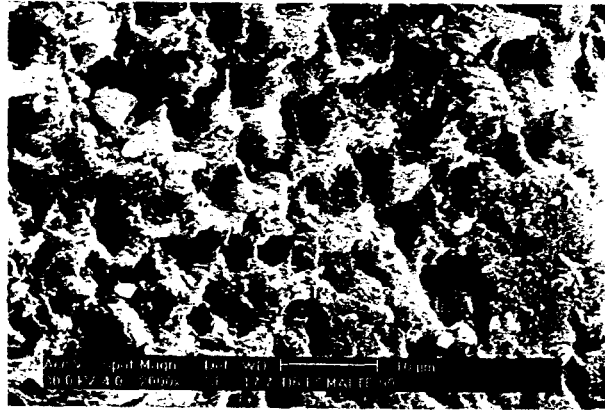


Fig. 29 - Esmalte - 400mJ - 90° - Aumento 2000X



Fig. 30 - Esmalte - 400mJ - 45° - Aumento 2000X

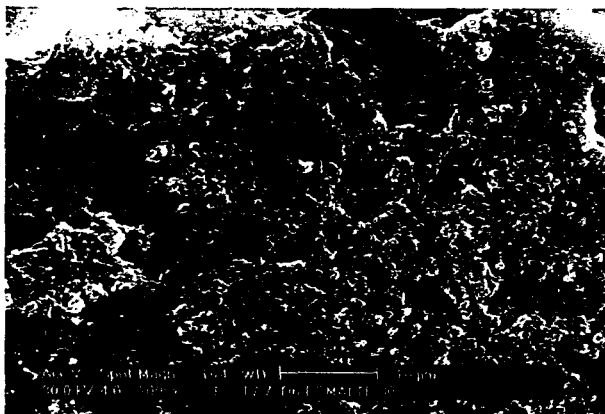


Fig. 31 - Esmalte - 400mJ - 30° - Aumento 2000X

6.DISCUSSÃO

Não são poucas as considerações a serem feitas a respeito do tema trabalhado. Apesar de aparentemente óbvios, os resultados obtidos mostram que é necessária a especificação dos ângulos de incidência da radiação laser nos protocolos de irradiação. Já dizia Leonardo da Vinci (1452-1519) que “nenhuma investigação humana pode-se considerar verdadeira ciência se não passa por demonstrações matemáticas”¹³. Nesse caso, partimos de uma demonstração matemática elementar, calculando as áreas dos spots em função dos ângulos de inclinação da ponta de safira para determinar as distribuições energéticas sobre cada área, ou seja, a fluência.

Dessa forma, assim como GÁSPAR e KASLER⁹ em 1991 em tecido mole, esperávamos encontrar, em tecido duro, as mesmas relações de que quanto menor a inclinação da incidência do feixe laser sobre o tecido alvo, maior seria a sua área de incidência, diminuindo assim a sua fluência. Por estar assim dissipada a sua concentração, o efeito seria mais superficial, ou seja, com pouca profundidade e em uma área maior.

Da mesma maneira, quanto mais aumentássemos a inclinação de incidência do feixe laser sobre o tecido alvo, menor seria a sua área de distribuição, aumentando a sua concentração. Assim, esperávamos um efeito mais concentrado e em maior profundidade, otimizando a energia despendida.

Os resultados obtidos foram exatamente esses, de maneira que, seguindo a descrição de GÁSPAR⁹, temos, para um spot de 1mm de diâmetro, a seguinte representação matemática:

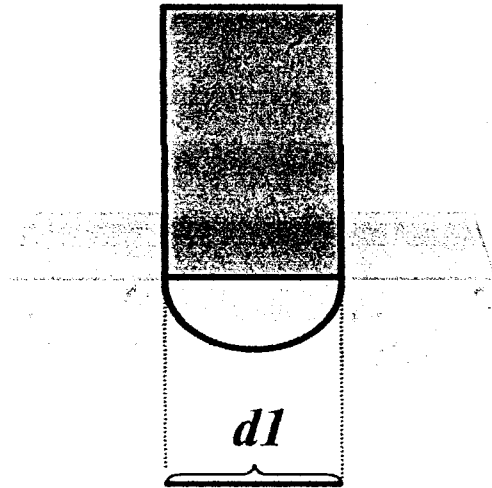


Figura 32. Esquema da incidência do feixe a 90° com o tecido alvo

Nesse caso a área de incidência do feixe coincide com a área do spot. Como o diâmetro do spot coincide com dl e é de 1mm, temos que o raio é de 0,5mm, logo,

$$\begin{aligned} \text{Área da Circunferência (Spot)} &= \pi r^2 \\ \text{(incidência em } 90^\circ) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Área da Circunferência (Spot)} &= 3,14 \times 0,5^2 \\ \text{(incidência em } 90^\circ) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Área da Circunferência (Spot)} &= 0,785\text{mm}^2 \\ \text{(incidência em } 90^\circ) \end{aligned}$$

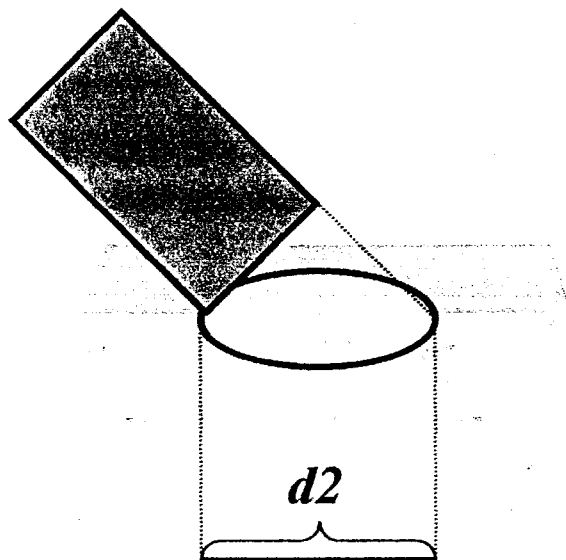
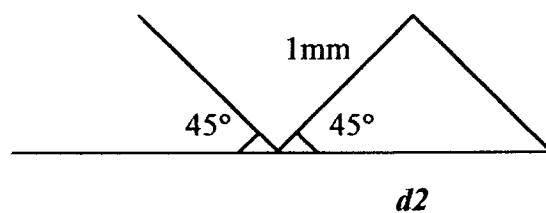


Figura 33. Esquema da incidência do feixe a 45° com o tecido alvo

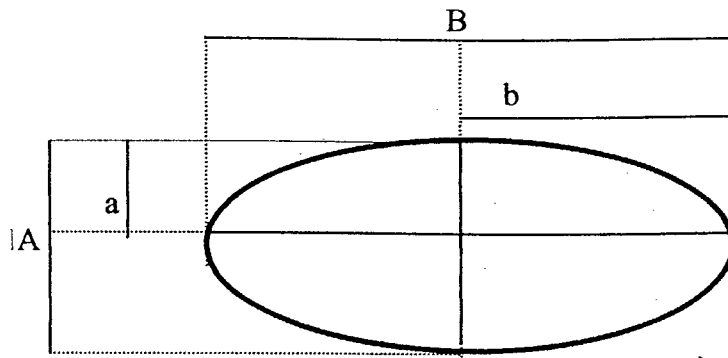
Nesse caso o maior diâmetro da elipse de incidência $d2$ deverá ser calculado a partir do ângulo de incidência do feixe.



Como $\cos \alpha = \frac{\text{cateto adjacente}}{\text{hipotenusa}}$, temos, $\cos 45^\circ = \frac{1\text{mm}}{d2}$. Se $\cos 45^\circ = 0,707$,

$$0,707 = \frac{1\text{mm}}{d2}, \text{ portanto, } d2 = 1,414\text{mm}$$

Para cálculo da área da elipse, consideramos o diâmetro menor como sendo 1mm pelo próprio paralelismo do feixe laser; e o diâmetro maior, $d2$, de 1,414 como calculado.



Assim, como a área da elipse é igual a $\pi \cdot a \cdot b$ ou $\frac{\pi \cdot A \cdot B}{4}$, temos,

$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(incidência em } 45^\circ) \end{array} = \frac{\pi \times A \times B}{4}$$

$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(incidência em } 45^\circ) \end{array} = \frac{3,14 \times 1 \times 1,414}{4}$$

$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(incidência em } 45^\circ) \end{array} = 1,109\text{mm}^2$$

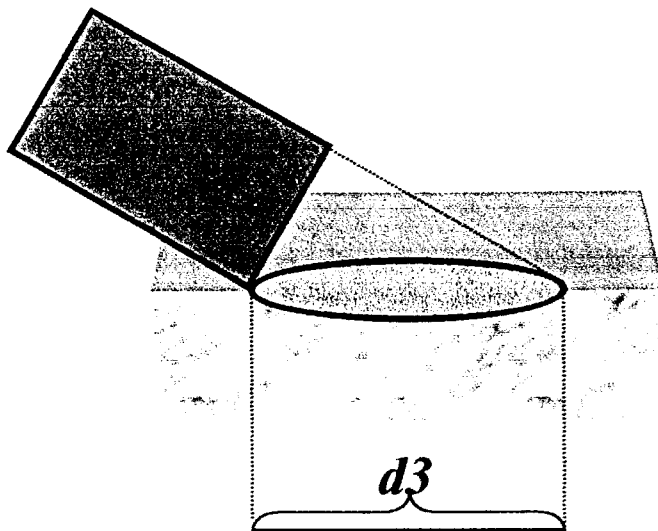
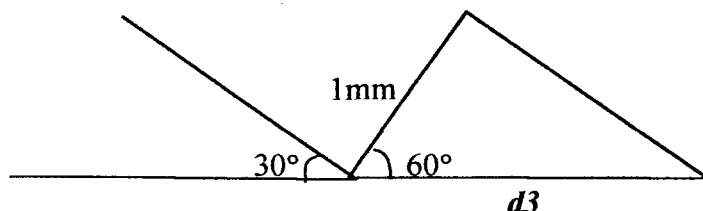


Figura 34. Esquema da incidência do feixe a 30° com o tecido alvo

No caso da incidência a 30° , o maior diâmetro da elipse de incidência d_3 também deverá ser calculado a partir do ângulo de incidência do feixe.



Como $\cos\alpha = \frac{\text{cateto adjacente}}{\text{hipotenusa}}$, temos, $\cos 60^\circ = \frac{1\text{mm}}{d_3}$. Se $\cos 60^\circ = 0,5$,

$$0,5 = \frac{1\text{mm}}{d_3}, \text{ portanto, } d_3 = 2\text{mm}$$

Também para cálculo da área dessa elipse, consideramos o diâmetro menor como sendo 1mm pelo próprio paralelismo do feixe laser; e o diâmetro maior, d_3 , de 2mm como calculado.

Assim, como a área da elipse é igual a $\pi \cdot a \cdot b$ ou $\frac{\pi \cdot A \cdot B}{4}$, temos,

$$\begin{aligned} \text{Área da Elipse} &= \frac{\pi \times A \times B}{4} \\ \text{(incidência em } 30^\circ) & \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Área da Elipse} &= \frac{3,14 \times 1 \times 2}{4} \\ \text{(incidência em } 30^\circ) & \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Área da Elipse} &= 1,57\text{mm}^2 \\ \text{(incidência em } 30^\circ) & \end{aligned}$$

Essa equação matemática funcionaria perfeitamente num modelo ideal de estudo. Entretanto, quando consideramos uma estrutura biológica, o órgão dentário, como tudo na

natureza, apresenta uma anatomia com superfícies constantemente curvilíneas e, muitas vezes, microscopicamente irregulares, longe de um modelo de estudo ideal. Dessa maneira, é importante frisar que a metodologia buscou a melhor condição para o estabelecimento dos ângulos de irradiação, estabelecendo cuidadosamente um padrão de aproximação bem definido com os ângulos preestabelecidos. O aspecto da falta de precisão absoluta pode ser encarado com certa naturalidade, já que clinicamente, por diversos fatores, a precisão no posicionamento para irradiação também fica comprometida.

Existe um questionamento praticamente inevitável que todo o clínico certamente fará ao analisar os resultados obtidos: se essas particularidades anatômicas, mesmo com a utilização de recursos ópticos, elementos para alinhamento geométrico e visualização total do campo operatório ainda tornaram extremamente difícil e vulnerável uma irradiação *in vitro*, será que se pode alimentar alguma ambição de se aplicar os resultados em protocolos clínicos? Certamente essa dificuldade existe. Entretanto, os resultados obtidos, sob o ponto de vista dos padrões das alterações morfológicas em função dos ângulos de irradiação, foram bastante claros. Dessa forma, fica evidente que esse dado técnico não pode ser relegado a um segundo plano na elaboração de novos protocolos e na revisão dos já existentes.

Por exemplo, de acordo com FRAME⁸ (1985) o efeito da energia laser aplicada a um tecido alvo depende do comprimento de onda do laser e das características de absorção de cada tipo de tecido irradiado. O autor afirma ainda que os outros fatores importantes a serem avaliados são: potência utilizada, grau de focalização, duração da exposição e distância do tecido alvo.

Em outro trabalho, WIGDOR²⁸ et al.(1993) afirmaram que as características de absorção dos tecidos alvo têm importante papel em avaliar como a radiação laser irá afetar

os tecidos que estão sendo tratados, sendo que esses mesmos tecidos podem absorver, refletir, espalhar ou transmitir a energia laser. Afirmam ainda que o efeito terapêutico do laser está relacionado com o seu comprimento de onda, comprimento de pulso e com as características de absorção do tecido tratado.

Em nenhum momento fala-se da importância do ângulo de incidência desse feixe, mesmo sendo esse um elemento fundamental na maneira com que essa luz será absorvida ou transmitida pelo tecido.

Se nos primórdios das pesquisas para aplicação dos lasers na área odontológica, o importante foi verificar quais comprimentos de ondas eram compatíveis com as estruturas da cavidade bucal e em quais níveis, quais os parâmetros técnicos de energia, se havia necessidade da presença ou não de refrigeração, etc; talvez agora seja o momento de avançar um pouco e detalhar mais a fundo de que maneira essa energia deverá ser irradiada; em quais angulações, e em função de quais situações.

Por exemplo, se por alguma dificuldade de posicionamento clínico para a execução de uma determinada técnica de aplicação não se consegue posicionar o feixe de acordo com o protocolo, não seria o caso de se fazer alguma compensação aumentando ou diminuindo a energia para se retomar a profundidade inicial de atuação que desejada inicialmente? Esse detalhamento passa a ser essencial.

É surpreendente a escassez de referências na literatura de autores que tivessem se preocupado em descrever esse detalhe técnico do ângulo de incidência do feixe em seus protocolos. Num universo tão grande de publicações na área do laser em odontologia esse número chega a ser irrisório. Isso chegou a ser motivo de grande preocupação. Entretanto, o fato da maioria absoluta dos pesquisadores não demonstrarem importância perante esse aspecto técnico gera muitas dúvidas sobre as circunstâncias nas quais seus estudos foram

desenvolvidos, dificultando a sua reprodução e aprimoramento. Trabalhos como o de GÁSPAR⁹ (1991), ANIC¹ (1998) e SHINOKI²⁶ (1998), devem ser lembrados sempre na elaboração técnica de novos protocolos.

Amostras

Para a elaboração do estudo, tivemos a preocupação de buscar amostras com regiões anatômicas com curvatura bastante suave. Nesse aspecto, a região eleita para trabalhar foi a da superfície mesial dos terceiros molares. Segundo PICOSSE²⁴ (1977) a fusão total das raízes nos terceiros molares é bastante comum e a semelhança volumétrica, diferentemente dos demais molares, é evidente, sendo a face mesial bem maior e menos convexa que a face distal. Sendo assim, as faces mesiais desses dentes, quando bem selecionados, são capazes, de proporcionar, dentro de nossas necessidades, áreas suficientemente planas para irradiação.

Outra preocupação foi a de estabelecer as comparações dentro de cada amostra individualmente. Isso deveu-se basicamente a dois motivos. O primeiro visava descartar totalmente a variável de se estabelecer comparações entre amostras com diferentes graus de mineralização, hidratação, ou maturação. O segundo motivo deveu-se a um aspecto puramente técnico dentro da metodologia, uma vez que ao posicionarmos as amostras no microscópio eletrônico de varredura, o plano de observação pode ser alterado de uma amostra em relação à outra, criando outra variável para análise e dificultando a comparação das alterações morfológicas, principalmente com relação à aferição das áreas irradiadas.

Considerações sobre o Equipamento

Nesse estudo, como foi explicado na metodologia, utilizou-se o laser de Er:YAG do aparelho Opus 20 da Opus Dent. Esse aparelho, embora de fácil manuseio e bastante seguro, esse aparelho apresentou, entretanto, uma dificuldade grande na regulagem da vazão de água para refrigeração, apresentando-se esta constantemente excessiva. Essa importante particularidade já se apresentou logo durante os primeiros pilotos e por essa razão decidimos não só aferir a vazão imediatamente antes da execução das irradiações, como também submeter outros grupos a irradiações com energia mais elevada.

Características das Interações

O laser de Er:YAG, com comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, encontra-se numa faixa do espectro de grande interação com a água e, ainda, de razoável interação com a hidroxiapatita. (Figura 29). Segundo JELINKOVÁ^{11,12} (1997) essas características conferem ao Er:YAG um excelente padrão para preparos cavitários em tecidos duros.

As características de ressonância na faixa dos $2,94\ \mu\text{m}$ apresentaram-se de forma bastante clara nos resultados obtidos. As constituições químicas dos tecidos irradiados, bem como as regiões anatômicas nas quais incidimos as radiações (levantadas nos itens 2.1 e 2.2 da revisão da literatura) foram fundamentais na interpretação das interações obtidas.

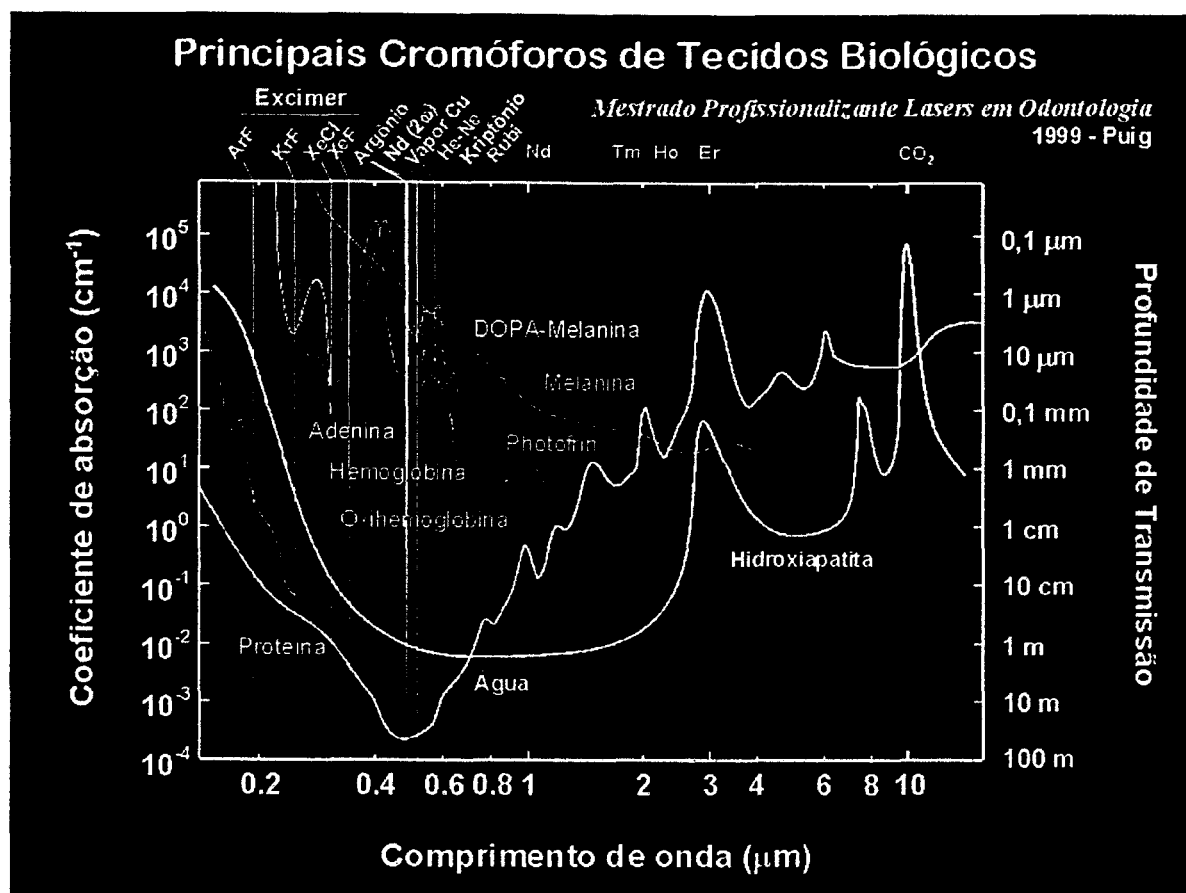


Figura 35. Espectro de Absorção dos Principais Cromóforos dos Tecidos Biológicos (Maldonado, E.P.; Ribeiro, M.S.; Zzell, D.M. São Paulo: Mestrado Profissionalizante Laser em Odontologia – IPEN-FOUSP, 2000. Apostila do Curso.)

No caso do esmalte, a altíssima concentração de hidroxiapatita em sua constituição e a ínfima quantidade de água (3 a 4%) justificam perfeitamente o aspecto irregular das cavidade encontradas. Dessa maneira, também por sua dureza, as interações de cavitação só passaram a ocorrer de maneira didática para observação das áreas envolvidas a partir de energias mais elevadas.

Já no caso das irradiações em cimento, foram promovidas cavitações mais regulares a partir de energias mais baixas, em função de sua menor constituição inorgânica e maior quantidade de água (12%).

Outro aspecto importante foi com relação à profundidade das interações obtidas. Houve grande variação quando a incidência da fibra não ocorria a 90°. A 45° e a 30° as interações se davam mais profundamente junto ao ponto de contato da fibra com o tecido dental, tornando-se gradativamente mais rasas em direção à região de maior distância entre a superfície da safira e o dente. Isso pode ter acontecido, provavelmente, devido ao perfil gaussiano do feixe ou, até mesmo, em função do progressivo aumento no acúmulo de água entre o dente e a safira na medida em que o seu ângulo de incidência era diminuído para 45° e, posteriormente, para 30°. Nessa situação a energia seria parcialmente absorvida pela água, interagindo em menor profundidade com os tecidos dentais abaixo.

Além das comparações terem sido realizadas lado a lado em cada amostra, individualmente, para evitar as variáveis já citadas, particularmente, nas irradiações em cimento, tomou-se o cuidado de efetuá-las a uma certa distância da junção amelocementária. Isso foi feito para que não houvesse a possibilidade de se irradiar a dentina (condição possível em 10% das junções, como descrita na revisão de literatura) e incluindo-se, assim, outra variável para análise.

De maneira geral os resultados obtidos mostraram as interações esperadas. A partir de agora, cabe refletir seriamente sobre a real aplicabilidade clínica dos protocolos desenvolvidos in vitro para o laser de Er:YAG, eventualmente corrigindo-os, no que tange aos ângulos de irradiação.

7. CONCLUSÃO

De acordo com as observações realizadas neste estudo, a variação do ângulo de aplicação do laser em relação ao dente mostrou-se de grande importância na obtenção das alterações morfológicas, constituindo-se num parâmetro extremamente relevante na descrição técnica de protocolos de aplicação do laser de Er:YAG, tanto no esmalte quanto no cimento dental.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- ANIC, I.; SEGOVIC, S.; KATANEC, D.; PRKALO, K.; NAJZAR-FLEGER, D.
Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂, and Nd:YAG laser.
J. Endod. Feb; 24(2): 77-81, 1998.

- 2- AOKI, A. ; ANDO, Y.; IIDA, M.; SUZUKI, K.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I.
Basic Studies on the application of Er:YAG Laser to Scaling. Proceeding of ISLD, Salt Lake
City, 1992. p.199-200.

- 3- BAUSELLS, J. **Odontopediatria: Procedimentos Clínicos**. Ed. Premier, 1997

- 4- BHASKAR, S.N. **Histologia e Embriologia Oral de Orban**. São Paulo: Artes Médicas,
1978, p. 185-209.

- 5- CARRANZA JR., F.A. **Periodontia Clínica de Glickman**. Rio de Janeiro: Guanabara,
1992, p. 40-48.

- 6- COSTACURTA, L. **Anatomia Microscópica Buco-Dental Humana**. São Paulo:
Atheneu, 1979, p. 101-13.

- 7- FERREIRA, A.B. **Dicionário Aurélio**. Rio de Janeiro. Ed. Nova Fronteira. 1980.

- 8- FRAME, J. Carbon Dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br Dent J*, v.158, n.4, p. 125-128, Feb. 1985.
- 9- GÁSPÁR, L.; KASLER, M, Significance of the angle of the CO₂ laser beam, experimental studies in the oral cavity. *Forgov Sz.*, aug; 84(8): 243-6, 1991.
- 10- GOLDMAN, HENRY M.; COHEN, W. **Periodontia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1983, p.30-44.
- 11- JELÍNCOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; MIEJOGI, M.; WANG, Y. SHI, Y.; DOLEZALOVÁ, L.; HAMAL, K.; KREJSA, O.; KUBELKA, J. PROCHÁZKA, S. Waveguide and articulated arm for Er:YAG laser system-shape and depth of laser cavity in hard dental tissues. SPIE 1998. Proceedings of Lasers in Dentistry IV. p. 51-61.
- 12- JELÍNCOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; DOLEZALOVÁ, L.; HAMAL, K.; KREJSA, O.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Comparison of preparation speed of Er:YAG laser and conventional drilling machine. SPIE 1997. Proceedings of Lasers in Dentistry III, p. 2-5.
- 13- JÚNIOR, O.F. **O Universo dos Quanta**. São Paulo. FDT. 1997, p 16.
- 14- JUNQUEIRA, L.C. **Histologia Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995, p. 84-87.

- 15- KLINKE, T.; KLIMM, W.; GUTKNECHT, N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. *J Clin Laser Med Surg*, Feb;15(1):29-31, 1997.
- 16- KUTSCH, U.K. Laser in Dentistry: comparing wavelenghts. *J Am Dent Asso*, v.124, n.2. p.49-54, Feb. 1993.
- 17- LASCALA, N.T.; MOUSSALLI, N.H. **Periodontia Clínica**. São Paulo: Artes Médicas, 1983, p. 12-14, 29-31, 49-55.
- 18- MALDONADO, E.P.; RIBEIRO, M.S.; ZECELL, D.M. *Interação da luz com os tecidos biológicos*. São Paulo: Mestrado Profissionalizante Laser em Odontologia – IPEN-FOUSP, 2000. Apostila do Curso.
- 19- MJOR, I.A.; FEJERSKOV, O. **Embriologia e Histologia Oral Humana**. São Paulo: Panamericana, 1990, p. 131-175.
- 20- MOORE, K.L. **Embriologia Clínica**. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1986, p. 413-19.
- 21- MORITZ, A.; JAKOLITSCH, S.; GOHARKHAY, K.; SCHOOP, U.; KLUGER, W.; MALLINGER, R.; SPERR, W. Morphologic changes correlating to different sensitivities of Escherichia coli and enterococcus faecalis to Nd:YAG laser irradiation through dentin. Georgopoulos A. *Lasers Surg Med* , 26(3):250-61, 2000.

22- MYAKI, S.I. *Efeitos da Irradiação da Luz Laser Nd:YAG nos Sulcos e Fissuras de Premolares Humanos: Estudo "in vitro" empregando o microscópio eletrônico de varredura*. São Paulo 1995. Tese de Mestrado. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

23- OSBORNE, J.W. *Histologia Dental Avançada*. São Paulo: Quintessence, 1988, p 150-78.

24- PICOSSE, M. *Anatomia Dentária*. São Paulo: Sarvier, 1977, p. 152-63.

25- RECHMANN, P.; HENNIG, T.; SADEGH, H.M.M.; GOLDIN, D.S. Light scanning electron microscope investigations comparing calculus removal using na Er:YAG laser and a frequency doubled Alexandrite laser. *Proceeding of SPIE*. V.. 2973: 53-59, 1997.

26- SHINOKI, T.; YAMAMOTO, A.; KATAOKA, K.; OKAGAMI, Y. Hard tissue breaking efficacy and possibilities for reducing pain by inclined irradiation of Er:YAG. *Proceeding of 6th International Congress on Laser in Dentistry*, 1998.

27- TEN CATE, A.R. *Histologia Bucal*. Rio de Janeiro: Guanabara, 1998, p. 193-234.

28- WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J.T. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Ass*, v.124, n.2, p.65-70, Feb. 1993.

ANEXO 1

Protocolos dos Procedimentos Básicos de Segurança

Segundo a norma da International Electrotechnical Commission IEC 825-1:1993 o laser utilizado neste estudo pode ser classificado como oriundo de um equipamento da Classe 4, já que gera radiações laser capazes de produzir reflexões difusas perigosas; ou seja, estando acima da Classe 3B cuja visualização intrafeixe é sempre perigosa mas cujas reflexões difusas são normalmente seguras.

Para tanto, devemos obedecer sempre que possível às seguintes normas de segurança:

Uso de Protetores Oculares

Ítem obrigatório sempre e de utilização irrestrita por todas as pessoas presentes no ambiente clínico e/ou laboratorial. O protetores oculares devem estar sempre adequados ao comprimento de onda do laser utilizado.

Materiais Refletores

Sempre que possível, mesmo com o uso de protetores oculares, deve ser evitada a utilização de materiais e instrumentais reflexivos durante a prática clínica ou laboratorial, no sentido de se evitar ao máximo a produção de reflexão difusa.

Aspiradores

Sempre que planejar a execução de procedimentos clínicos com lasers da classe 4 deve-se prever o uso de maneira constante, durante toda a intervenção, de aspiradores de alta potência acoplados à bomba à vácuo. Isso deve ser feito com o objetivo de se evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual. Da mesma maneira deve-se utilizar máscaras com alto poder de filtração com a mesma finalidade.

Ambiente Clínico ou Laboratorial

Sempre que possível o ambiente clínico e/ou laboratorial deve ser fechado e de uso restrito a pessoas habilitadas. Dispositivos de travamento e desligamento automático do equipamento do tipo *interlock* pode e deve ser usado sempre que possível. O ambiente deve ainda conter, obrigatoriamente, placas de advertência externa para alertar os eventuais desavisados que queiram adentrar ao recinto.

Habilitação

Todos os clínicos ou pesquisadores que forem fazer uso do equipamento devem, sempre que possível, ter tido treinamento e demonstrado conhecimento científico suficiente para manusear esse tipo de aparelho.



M22107



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 05508-000

Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3546

SÃO PAULO - São Paulo

[Http://www.ipen.br](http://www.ipen.br)

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.