

APLICAÇÃO DO LASER NA ÁREA CARDIOVASCULAR

MARIA CRISTINA CHAVANTES, ADIB D. JATENE
São Paulo, SP

“... o futuro é limitado somente pelo que podemos imaginar. O melhor em angioplastia com Laser ainda está por vir.”

Choy¹

O Laser no século XX já faz parte da vida moderna sob muitas formas. Tal instrumento tornou-se um ponto de referência, quando nos referimos à alta tecnologia. O Laser é capaz de enviar sinais por fibras ópticas através de muitas milhas em telecomunicações; é utilizado na indústria para corte, soldadura e medições ultra precisas; ele acrescentou alta fidelidade ao CD (compact disc) ou mesmo ao VCR (vídeo cassete record); promoveu impressão gráfica de alta qualidade e tem permitido leitura de códigos de preços. Levantamento realizado pela “American Association for the Advancement of Science”, através de cientistas e historiadores, concluiu que o Laser na ciência, tecnologia e medicina encontra-se entre os maiores desenvolvimentos do século.

O pioneirismo da utilização deste aparelho em algumas áreas da medicina data ainda da década de 60. Em alguns setores da área médica o Laser encontra-se numa fase amadurecida, por exemplo, em oftalmologia o emprego deste aparelho atualmente se faz indispensável nos distintos procedimentos terapêuticos. Sua utilização no sistema cardiovascular está em fase embrionária¹. Sua aplicação nesta especialidade, não obstante, tem adquirido grande importância e com o emprego de equipamentos mais adequados, tem proporcionado inúmeros benefícios.

Para se entender a utilidade deste equipamento em doenças cardiovasculares, temos inicialmente que compreender a interação do Laser com o tecido, bem como a biofísica envolvida neste processo.

Princípios básicos

Laser é a abreviação de Luz Amplificada pela Emissão Estimulada de Radiação Óptica, não tendo, portanto, qualquer relação com radiação produzida pelos raios X².

Em outras palavras, Laser é um processo gerador de energia eletromagnética, ou simplesmente, LUZ.

Como o princípio físico, uma fonte primária de energia elétrica ou óptica estimula o meio ativo do aparelho de Laser que pode ser gás, como CO₂, Argon, Excimer, líquido como o Dye, sólido como o Rubi, YAG, KTP e Alexandrite, ou elemento semi-condutor como no caso de Diode. Na verdade, número infinito de substâncias pode ser empregado como meio ativo para gerar a energia³. Contudo, apenas alguns meios encontram aplicação prática por fatores de ordem técnica e econômica. No presente, existem mais de 200 tipos eficazes de materiais que podem funcionar como elementos ativos.

Os elétrons provenientes do meio ativo, estimulados dentro de uma câmara especial de ressonância (interferômetro), oscilam de modo contínuo e quando refletidos em espelhos produzem novos fótons, que são liberados pela pequena abertura de um dos espelhos (somente 3% da radiação é liberada e 97% reflete alimentando o processo). Esta energia emitida em ondas paralelas dá como resultado uma luz de alta intensidade, de mesmo comprimento de onda e de cor específica (fig. 1). O “efeito de avalanche” (ressonância na cavidade) amplifica rapidamente o número de fótons no interior do interferômetro ampliando esta radiação contínua⁴.

Para exercer sua atuação, o feixe de luz é direcionado a um grupo específico de células ou substâncias a serem destruídas. O alvo absorve essa luz e se desintegra por efeito térmico ou por efeito ionizante. Em virtude da alta colimação do feixe de luz empregado, as áreas vizinhas ao ponto de incidência permanecem intactas, sem sofrerem danos decorrentes da radiação óptica. Este instrumento é extremamente sensível e torna possível quase que separar células individuais, uma das outras. Isso só ocorre graças às três propriedades básicas que diferem a luz do Laser da fonte de luz térmica, representada pela luz incandescente de um bulbo, e que são: a) **coerência**: os

Instituto do Coração do Hospital das Clínicas—FMUSP.
Correspondência: Maria Cristina Chavantes, Instituto do Coração— Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, CEP - 05403—São Paulo, SP.

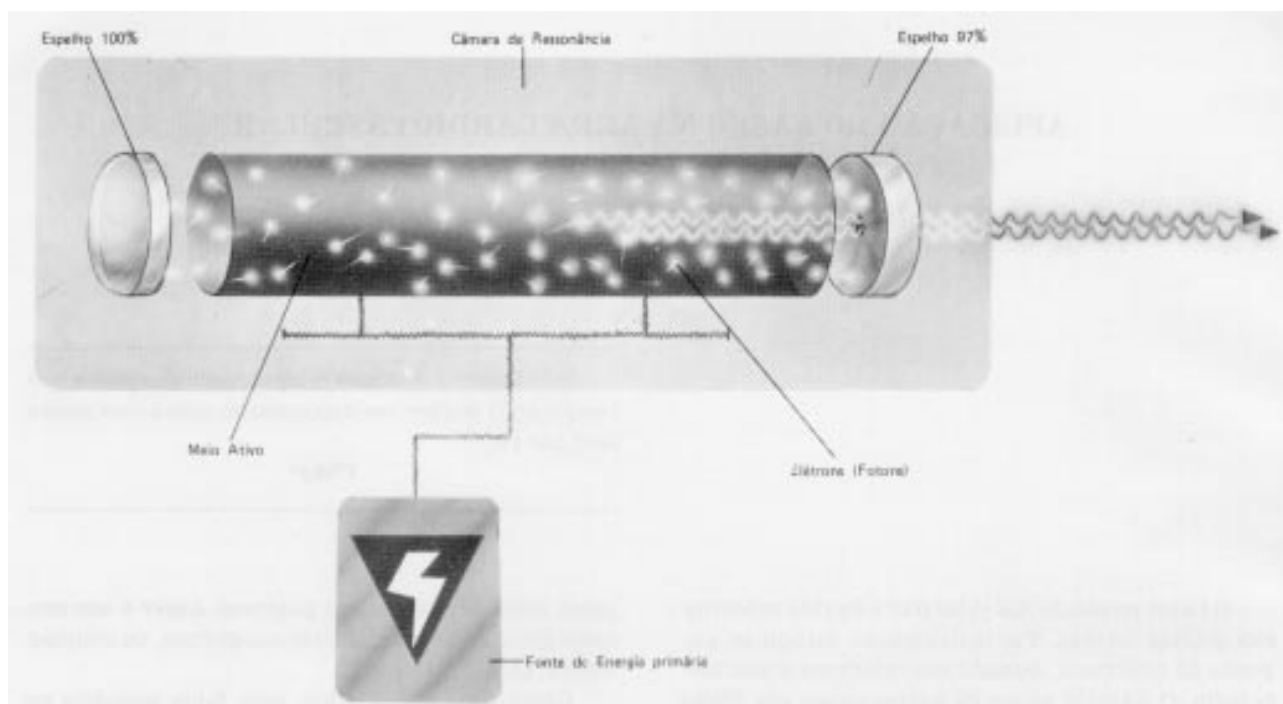


Fig. 1—Produção de Laser.

raios individuais integrantes de um mesmo feixe luminoso guardam entre si certa relação especial e temporal; b) **colimação**: a radiação do Laser é constituída por raios paralelos entre si e não divergem, podendo o mesmo ser colimado a um diâmetro muitas vezes menor que o tamanho de uma célula isolada e c) **monocromatismo**: o feixe de luz constituído por uma só freqüência, apresenta basicamente uma única cor.

Estas três características tornam possível focalizar o raio do Laser em pequenas áreas de secção transversal, alcançando alta densidade de energia, e oferecendo, assim, atuações terapêuticas precisas, e sem força mecânica para destruir o tecido.

Tipos de Laser Atualmente Empregados

O conhecimento amplo da ação dos diferentes tipos Laser sobre os diversos tecidos fez-se necessário para

correta utilização deste sofisticado equipamento, já que existem várias influências externas atenuando tal interação⁶.

Os mais importantes tipos de Laser na área médica estão no Quadro I.

O **CO₂ Laser** produz luz invisível no espectro do infravermelho com um comprimento de onda de 10.600 nm, que é totalmente absorvido pela água e convertido em calor. Como quase todo tecido corporal é constituído de 75-90% de água, esse tipo de Laser é absorvido superficialmente nos diversos órgãos do corpo humano, independente de sua cor ou textura. A penetração no tecido é da ordem de 0,2 mm, com fraca dispersão. Devido às características de penetração podemos coagular vasos linfáticos e vasos de pequeno calibre. Este desempenho específico permite que se utilize o **CO₂ Laser** como instrumento preciso para cortar e vaporizar o “tecido-alvo”, com

QUADRO I—Características dos vários tipos de Laser utilizados atualmente em procedimentos clínicos

Laser	Região do Espectro (nary)	Sistema de Aplicação	Processo	Modo Operante
Excimer	Ultravioleta (308)	Fibra óptica	Ionizante	Pulsátil
Argon	Visível (488-514)	Fibra óptica “Hot Tip” Safira	Térmico	Contínuo
Dye	Visível (480-630)	Fibra óptica “Smart Laser”	Térmico Fotoablação/PDT	Turnable/Pulsátil
Nd-YAG	Infravermelho (1.064)	Fibra óptica “Hot Tip” Safira	Térmico	Contínuo/Pulsátil
CO:	Infravermelho (10.600)	Instrumental Rígido	Térmico	Contínuo/Pulsátil

PDT—Terapia fotodinâmica

mínima interferência nos tecidos vizinhos. Não obstante, esse tipo de **Laser** não consegue ser transmitido através de fibras óticas, o que impossibilita aplicação angioscópica⁷.

O **Dye Laser** tem como um dos seus meios o B-Rodamine Dye. O tipo pulsátil de **Dye Laser** apresenta grande espectro de comprimento de ondas, sendo conhecido como "turnable" **Laser** devido à versatilidade, removendo seletivamente ateromas³. O **Dye Laser** também pode ser propulsionado de uma forma contínua, como no caso do Argon que bombeia o Dye Laser tendo importância no campo da oncologia⁹.

O **Argon Laser** é constituído de íons de gás nobre que emitem radiação no espectro da luz visível, principalmente em comprimento de onda de 448 nm e 514 nm, com cores azul e verde, respectivamente. O Argon Laser pode ser usado em vasos devido a sua alta seletividade por substâncias cromóforas (ex. hemoglobina, pigmentos). A penetração do **Argon Laser** nos tecidos é da ordem de 0,8 mm. Por ser altamente absorvido pela hemoglobina é empregado no tratamento de telanectasias, hemangiomas e "port-wine stain"¹⁰. Contudo, clinicamente, seu resultado não tem sido satisfatório no tratamento de placas ateromatosas, devido à ação térmica sobre a parede dos vasos¹¹.

O **Argon-Dye Laser** produz luz vermelha no comprimento de onda de 630 nm capaz de excitar e destruir tecidos, quando usado com uma substância conhecida como Derivado Hematoporfirínico (HpD). As propriedades fluorescentes do HpD são empregadas no diagnóstico de condições patológicas, quando iluminados com luz violeta de 410 nm de comprimento de onda¹². A fluorescência do tecido permite biopsiar área suspeita de malignidade¹³, proporcionando condições de se tratar precocemente carcinoma "in situ", assegurando maior sobrevida a pacientes acometidos de carcinoma broncogênico¹⁴.

O **Argon-Dye Laser** pode atingir de um a vários milímetros de profundidade no tecido, devido ao processo físico-químico desencadeado dentro das células tumorais estimuladas. Tal processo é denominado de Terapia Fotodinâmica (PDT) e adquiriu maior dimensão na última década pelo efeito de fotocitotoxicidade como método de tratamento de neoplasias. Na terapia com radiação eletromagnética de comprimento de onda apropriado (630 nm), o HpD induz à necrose intracelular, ocasionando indubitavelmente morte celular¹⁵. O PDT não emprega a radiação como fonte de calor para vaporizar ou coagular o tecido tumoral irradiado, diferindo dos processos de interação com tecidos apresentados pelo **Laser de CO₂ e Nd-YAG**. Outros **Laser** têm sido investigados para o tratamento fotodinâmico, tais como o **Copper e Gold Vapor Lasers**, ainda em fase experimental.

Em adição, o HpD tem mostrado preferência por placas ateromatosas em modelos experimentais¹⁸. A espectroscopia intra-arterial fluorescente pode ser importante no desenvolvimento de sistema de cateter com

Laser para o diagnóstico e tratamento de doença vascular aterosclerótica¹⁷.

O **Nd-YAG Laser** é denominado pela abreviação de um cristal conhecido como Yttrium-AluminumGarnet associado a 1—3% com Neodymium líquido. A principal emissão deste Laser é de 1.064 nm e encontra-se no início da região de infravermelho³. O **Nd-YAG Laser** é cromóforo, o que acarreta alta dispersão nos tecidos, cerca de 4,8 mm. Esta característica fez com que esse Laser apresente efeito coagulante capaz de selar vasos sanguíneos com vários milímetros de diâmetro¹³, além de promover excelente vaporização, tendo pois suas maiores aplicações, no tratamento de tumores¹⁹.

Embora o **Nd-YAG Laser** tenha sido empregado na remoção de placas de ateroma, como o CO₂ e o Argon Laser rião é capaz de remover eficazmente placas calcificadas^{20, 21}.

Procurando-se encontrar novas formas de remoção do material calcificado da placa ateromatosa, outros Laser têm sido pesquisados. O Erbium-YAG Laser emitindo comprimentos de onda de 2.940 nm, bem como o **Hydrogen Fluoride** (2300-3000 nm) têm sido estudados, pela alta absorção no tecido com mínimo dano térmico à área adjacente ao alvo²². É capaz de cortar tecido ósseo fazendo ablação do tecido, micron por micron, e mantendo superfície lisa no plano de clivagem²³.

A única desvantagem no momento é a transmissão da energia destes **Laser** por meio de fibras óticas.

O **Excimer Laser** é uma mistura de gás nobre (argon, krypton ou xenon) com halogênio (Cl₂, F₂ ou Br₂), que produz uma luz ultravioleta. A excitação do átomo do halogênio e a ligação com um dos gases nobres constituintes da mistura resultam na formação de "Excited dimer" ou abreviando "Excimer" Laser. Os principais comprimentos de onda do Excimer são: 193 nm (ArF), 248 nm (KrF), 308 nm (XeCl), e 351 nm (XeF). O emprego do Excimer Laser tem proporcionado excelentes resultados, devido à fotoionização seletiva sobre as placas de ateroma, sem afetar a íntima dos vasos²⁴. O fenômeno conhecido como "Fotodecomposição ablativa", descrito em 1982 resulta na quebra da estrutura orgânica sólida por fótons com expulsão dos fragmentos em velocidade supersônica. Tal efeito fotoiônico destrói basicamente as ligações dos polímeros sem gerar qualquer processo térmico na área do impacto²⁵. A reação fotoionizante produz uma penetração de 0.1 a 5 nm no tecido, sendo, portanto, extremamente preciso na retirada de material calcificado. O fato de não ocasionar elevação da temperatura local, torna-o extremamente eficaz no tratamento angioplástico de lesões ateroscleróticas²⁵.

Com os avanços tecnológicos, novos Laser de 3ª geração deverão substituir os amigos instrumentais na cirurgia convencional. Tal expectativa repousa principalmente em novos aparelhos, tais como **Excimer, Diode e Alexandrite Laser**.

QUADRO II—Angioplastia com Laser

Pontas Modificadas de Fibras Ópticas	Forma de Reconhecimento das Placas	Ablação Seletiva das Placas
Ponta de Safira (Geshwind)	Angioscopia — convencional — robotizada	Cromófora Endógena (caroteno)
“Hot Tip” (Sanborn)	Espectroscopia — convencional — computadorizada	Cromófora Exógena (HpD; Tetraciclina)
Ponta com Lente (Russo) “Laser Hybrid Ballon Catheter” (Abela) Cateter com Múltiplas Fibras (Coltren)		

HPD = Derivado hematoporfirínico.

QUADRO III—Aplicação do Laser

Indicação	Procedimento
Recanalização vascular	Interação com o Tecido Fototérmico Fotoionizante Fotodinâmico “Laser-sealing” após angioplastia
Anastomose vascular	com balão Sutura arterial ou venosa
Miotomia Cardiomiopatia hipertrófica Ablação de Endomiocardiopatia Doenças cardíacas congênitas	Laser mioplastia
Estenose pulmonar Estenose aórtica calcificada	Laser valvulopatia
Taquiarritmia ventricular	Laser fotocoagulação

Dispositivos

Na ablação de placas ateroscleróticas observou-se grande dano térmico quando empregado “bare fiber”, devido a sua alta dispersão angular na parede dos vasos²⁷, fato que obrigou a se pesquisar novos dispositivos, mais seletivos na destruição das placas (quadro II). Atualmente empregam-se as pontas de safira²³ e o “Hot Tip” com alta densidade de potência localizada, evitando-se danificar as camadas mais profundas dos vasos²⁹.

Existem duas formas—“não contato” e “contato”—de aplicação do Laser diretamente ao tecido alvo. A técnica do “não contato” é o modo mais empregado em Medicina, onde o alvo está cerca de 0,5-1cm de distância da

ponta da fibra (“bare fiber”). A de “contato” permite cortar tecidos com maior densidade de potência, evitando dispersão de calor nas regiões vizinhas com mínima reação³⁰. Contudo, a ponta de safira, de custo relativamente elevado, destrói-se quando não constantemente esfriada.

Aplicações

Existe uma gama de aplicações potenciais para o Laser na área cardiovascular (quadro III), que vão desde anastomose vascular até ablação de fibras de condução para terapia de arritmias³¹. Não obstante, a maior aplicação no momento é na angioplastia³².

Perspectivas

Está aberto um capítulo na história do Laser na área cardiovascular. Nos próximos anos, compartilharemos o sucesso da aplicação de fótons nos sistemas biológicos, com maior eficácia e maior segurança. Contudo, não podemos deixar de citar que o postulado de Einstein em 1917 sobre “Emissão Estimulada”³³, possibilitou a cientistas agraciados com o prêmio Nobel, tanto dos Estados Unidos (Charles H. Townes e Artur Schawlow), quanto da Rússia (Nikolai Basov e Aleksander Prokhorov), a desenvolverem o princípio do MASER/LASER ainda na década de 50. Theodore Maiman² desenvolveu e descreveu pela primeira vez o conceito básico do LASER, alcançando a credibilidade junto a comunidade científica, no dia 16 de maio de 1960.

Um sumário da história do desenvolvimento do Laser em cirurgia cardiovascular está no quadro IV³⁴⁻⁴⁵.

QUADRO IV—Aspectos históricos do desenvolvimento do Laser em angioplastia

Macruz ³⁴ ; Choy ³⁵	Laser experimental em Cardiologia	1980
Jain ³³	Laser na anastomose de vasos	1980
Choy ³⁷	Argon—recanalização artéria coronária	1982
Abela ³⁸	CO ₂ , Argon e YAG—ateroma em coronária	1982
Geshwing ³⁹	Nd YAG—recanalização artéria femoral	1984
Isner ⁴⁰	Argon—cardiomiopatia hipertrófica sub-aórtica	1984
Sanborn ⁴¹	Argon—“hot tip” recanalização artéria femoral	1985
Fourrier ⁴²	Nd-YAG—“safira tip”, recanalização percutânea	1986
Cumberl ⁴³ ; Sanborn ⁴⁴	Argon—“hot tip” angioplastia coronária percutânea	1986
Wollenek ⁴⁵	Excimer—angioplastia artéria femoral	1988
Grundfest	Excimer—angioplastia artéria coronária	1989

QUADRO IV—Aspectos históricos do desenvolvimento do Laser em angioplastia

A aterosclerose ocorre numa proporção quase epidêmica em países do ocidente. A doença coronariana obstrutiva é a “causa mortis” que lidera as estatísticas americanas nos anais epidemiológicos há vários anos⁴⁵. Só nos Estados Unidos da América mais de 4,5 milhões de pessoas apresentam angina pectoris ou história de infarto do miocárdio. Acima de 200.000 procedimentos de revascularização miocárdica e 100.000 angioplastias são realizadas anualmente⁴⁷. Recentemente, o cateterismo cardíaco tem se expandido, passando de estudo diagnóstico, para uma forma de terapêutica pela introdução predominante da angioplastia percutânea. O cateterismo através de balões sob fluoroscopia para casos de vasos estenosados apresenta uma taxa moderada de recorrência tendo um papel limitado em oclusão completa e difusa de vasos⁴⁸.

Em casos de obstrução recorrente, muitos pacientes não podem ser submetidos a nova cirurgia.

Uma das pioneiras tentativas na recanalização de vasos com Laser foi efetuada ainda no início da década de 80 no Instituto do Coração³⁴. A aplicação clínica do Laser na doença cardiovascular data de 1984³⁹. Atualmente distintos procedimentos com Laser para desobstrução de vasos são realizados em vários centros mundiais. Entretanto, várias comunicações sobre perfuração, espasmo, trombose e aneurisma indicam a dificuldade de seleção da melhor técnica de radiação do Laser em tecidos patológicos^{49, 50}.

Não podemos considerar a angioplastia percutânea transluminal utilizando o Laser (como fonte térmica) como método eficiente, pois, em verdade, esta não é propriamente uma recanalização com Laser, já que não ocorre uma interação direta do mesmo com a placa¹.

Na tentativa de sobrepor tais dificuldades, distintos sistemas de Laser têm sido estudados. O Excimer e Er-YAG Laser têm determinado os melhores resultados²². Wollenek e col⁴⁵ concluíram que o **Excimer Laser** é o mais adequado na recanalização angioscópica periférica. Recentes dados de Grundfest (comunicação pessoal) vêm confirmar o excepcional desempenho deste Laser na revascularização de lesões periféricas e artérias coronárias. Entretanto, o suporte na área de imagem para reconhecimento e visualização da placa se fez imperiosa. Imagem tridimensional, em futuro próximo, pode dar substratos específicos para mapeamento e delimitação precisa da lesão.

Muitos investigadores têm desenvolvido técnicas angioscópicas⁵¹, espectroscópicas⁵², e por meio de imagem de ultra-sonografia⁵⁴, que permitem distinguir claramente a placa, da artéria normal. Neste sentido, dezenas de companhias estão engajadas em alcançar uma solução para o problema de recanalização com **Laser**.

Uma das propostas desenvolvidas pela MCM é o **“Smart Laser”**, que consiste basicamente de dois tipos

de Laser: uma para excitação de fluorescência dos diferentes tecidos e outro para destruição da placa. Um sistema de computação efetua uma análise espectral da luz coletada pela emissão fluorescente do tecido, determinando espectroscopicamente a diferença entre parede normal do vaso e placa. Posteriormente, o segundo Laser, acoplado ao sistema, dispara seletivamente sobre o ateroma, poupando o tecido normal⁵⁵.

Outro estudo piloto está sendo conduzido em alguns centros americanos, com o sistema desenvolvido pela Medilase. Um mecanismo de pontaria eletromecânica-robotizada e angioscopia com Laser está sendo empregado. Tal sistema permite remover efetivamente sob visualização direta as placas ateromatosas. A combinação do sistema de Laser computadorizado e controle automatizado de “feedback” aumentam a segurança e a velocidade do procedimento total com Laser na angioplastia⁵⁶.

O sistema ideal de Laser deve preencher os seguintes requisitos: 1) ser capaz de remover rapidamente as diferentes composições de ateroma (gorduroso, fibroso e calcificado); 2) fazer a ablação do tecido-alvo com alta eficiência, sem transferir o efeito térmico à região adjacente; 3) criar uma superfície ablativa que propicie a reepitelização rápida, com mínima trombogenicidade no endotélio vascular; 4) remover o tecido indesejado sem gerar resíduos, que possam causar efeitos citotóxicos ou seqüela isquêmica; 5) reconhecimento da placa e um controle de “feedback”, que aumentem a especificidade do tecido em questão; 6) alcançar áreas tortuosas e remotas com obstrução aterosclerótica; 7) recanalização de vasos totalmente ocluídos.

Analisando o fato de termos menos de uma década desde os estudos pilotos em cirurgia cardiovascular e a introdução de novos avanços tecnológicos na área clínica, fica a perspectiva de resultados mais eficazes nos próximos anos. Aliás nas palavras de Isner e col⁵⁷ “a angioplastia com Laser está aqui para ficar”. Esperamos que a implementação da Central do Laser do INCOR contribua efetivamente para que a previsão se confirme.

REFERÊNCIAS

1. Choy DSJ—History and state of art of Lasers in cardiovascular disease. *Laser Med Surg News Advances*, 1988; 6, 34-38.
2. Maiman TH—Report. *Phy Rev Lett*, 1960;4: 564.
3. Burlamacchi P—Laser sources. In: Hillenkamp F, Pratesi R, Sacchi CA (eds)—Lasers in Biology and Medicine. New York. Plennun Press, 1980. pp. 1-16.
4. Abstein GT, Joffe SN—Lasers in Medicine. An Introductory Guide, London, Chapman and Hall, 1985.
5. Zeither E, Wolbarsht ML—Laser characteristics that might be useful in biology. In: Wolbarsht ML (ed)—Laser Applications in Medicine and Biology. New York, Plennun Press, 1971. vol. 1.
6. Chavantes MC, Casev KR, Kvale PA—Influence of gaseous environment on Laser-tissue interaction in vivo. *Lasers Surg Med*, 1988; 8: 144.
7. Polanyi TG—Physics of surgery with the CO₂ Laser. In: Andrews AH, Polanyi TG (eds)—Microscopie and Endoscopic Surgery with CO₂ Laser. London, John Wright, 1982. pp. 26-72.
8. Prince MR, Deutseh TF, Shapiro AH et al—Selective ablation of

- atheromas using a flashlamp-excited dye laser at 465 nm. *Proc Natl Acad Sci USA*, 1986; 83: 7064-7068.
9. Chavantes MC—Laser em Oncologia. *Acta Oncolog Bras* (no prelo).
 10. Silver L—Argon Laser photocoagulation of Port Wine stain hemangiomas. *Lasers Surg Med*. 1986; 6: 24-28.
 11. Lawrence PF, Dries JD, Moatamed F, Dixon J—Acute effects of Argon Laser on human atherosclerotic plaque. *J Vase Surg*, 1984; 1:852-859.
 12. Porno AK, Sarnaik J—Fluorescence of HpD for tumor detection and dosimetry in photoradiation therapy. In: Doiron DR, Comer CJ (eds)—*Porphyrin Localization and Treatment of Tumor*. New York, Alan R. Liss, Inc., 1984. pp. 163-175.
 13. Balchum O, Doiron DR et al—Fluorescence bronchoscopy for localizing early bronchial cancer and carcinoma in situ. *Recent Results in Cancer Res*, 1982; 82: 97-120.
 14. Hayata Y, Kato H et al—Hematoporphyrin derivate and Laser photoradiation in treatment of lung cancer. *Chest*, 1982; 81: 269-274.
 15. Dougherty TJ, Kaufman JE et al—Photoradiation for the treatment of malignant tumors. *Cancer Res*, 1978; 38: 2628-2635.
 16. Spears JR, Serur J, Shropshire D, Paulin S—Fluorescence of experimental atherosclerotic plaques with hematoporphyrin derivate. *J Olin Invest*, 1983; 71: 395-399.
 17. Kramer JR, Striwerda S, Kittrell C, Feld MS—Laser angiography: a brief overview of tissue micromachining with spectral diagnostics. In Spaan JAE, Brusehke AVG (eds)—*Coronary Circulation: From Basic Mechanisms to Clinical Implications*. Martinus Nohoff Publ. 1987. pp. 225-234.
 18. Fuller TA—Fundamentals of Lasers in surgery and medicine. In: Dixon J (ed)—*Surgical Application of Lasers*. Chicago Year Book Med Publ, 1983. pp. 11-28.
 19. Personne C, Colehen A, Toty L, Voure'h G (France)—Tracheal surgery under Nd-YAG Laser. Results on 521 cases. 905 Sessions. Abstract 4th. Congr. Intern. Society for Laser Surgery. Tokyo, 1981. p. 20.
 20. Hu C, Barnes F—The thermal-chemical damage in biological material under Laser irradiation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1980; 17: 220-231.
 21. Gesehwind H, Fabre M, Chaitman BR et al—Histopathology after Nd-YAG Laser percutaneous transluminal angioplasty of peripheral arteries: morphologic studies. *JACC*, 1986; 8: 1089-1095.
 22. Esterowitz L, Hoffman CA, Levin K, Bonner RF—Angioplasty with Laser and Fiber Optics at 2.9 um. *SPIE*, 1986; 605: 32-36.
 23. Wolbarsht ML—Laser surgery: CO₂ or HF. *IEEE J Quantum Electronics* QU, 1984; 20: 1427-1432.
 24. Christensen CP—New Laser source technology. *Seienee*, 1984; 224: 11-123.
 25. Srinivasan R—Ablation of polymers and biological tissue by ultraviolet Lasers. *Seienee*, 1986; 234: 559-565.
 26. Grundfest WS, Litvak IF, Goldberg T et al—Pulsed ultraviolet lasers and potential for safe Laser angioplasty. *Am J Surg*, 1985; 150: 220-222.
 27. Lee G, Ikeda RM, Theis JH et al—Acute and chronic complications of Laser angioplasty: vascular wall damage and formation of aneurysms in atherosclerotic rabbit. *Am J Cardiol*, 1984; 53: 290-293.
 28. Pilger E, Lammer J, Kleinert R et al—Laser angioplasty with contact probe for treatment of peripheral vascular disease. *Cardiovasc Res*, 1988; 22:149-153.
 29. Sanborn T, Faxon DP, Kellett MA, Ryan TJ—Percutaneous coronary Laser thermal angioplasty. *J Am Coll Cardiol*, 1986; 8: 1437-1440.
 30. Joffe SN, Daikuzono N et al—Contact probes for Nd-YAG Laser SPIE: Optical fibers in Medicine a. *Surgery*, 1985; 576: 42-50.
 31. Isner J—Non-coronary. In: Isner J, Clarke R (eds)—*Cardiovascular Laser Therapy*. NY, Raven Press, Ltd. 1989. pp. 273-291.
 32. Isner JM—Excimer Laser angioplasty (editorial). *Laser Surg Med*. 1988;8: 447-449.
 33. Einstein A—Zur Quantum Theorie der Strahlung. *Phys Zeiteher*, 1917;18:121128.
 34. Maeruz R, Martins JRM, Tupinambá A et al—Possibilidades terapêuticas CIO rain Laser em ateromas. *Arq Bras Cardiol*, 1980; 34: 9-12
 35. Choy DSJ—Proceeding of International Laser Conference. Shanghai, 1980.
 36. Jain K—Sutureless microvascular anastomosis using Nd-YAG Laser. *J Microsurg*, 1980;1: 436-439.
 37. Choy DSJ, Stertzer SH, Rotterdam HZ, Bruno MS—Laser coronary angioplasty: Experience with 9 cadaver hearts. *Am J Cardiol*, 1982; 50: 1209-1211.
 38. Abela GS, Normann S, Cohen D et al—Effects of carbon dioxide, Nd-YAG, and Argon Laser radiation on coronary atherosclerotic plaques. *Am J Cardiol*, 1982; 50: 1199-1205.
 39. Geshwind HJ, Boussignae G, Teisseire B et al—Conditions of effective Nd-YAG Laser angioplasty. *Br Heart J*. 1984; 52: 484-489.
 40. Isner JM, Clarke RH, Paudian NO et al—Laser myoplasty for hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol*, 1984; 53: 1620-1626.
 41. Sanborn TA, Faxon DP, Handenseh Ud C et al—Experimental angioplasty: Circumferential distribution of laser thermal energy with laser probe. *J Am Coll Cardiol*, 1985; 5: 934-938.
 42. Fourrier JL, Maraehé P, Brunetand JM et al—Percutaneous Laser angioplasty with sapphire tip in man. (*Abstr*) *Circulation*, 1986; 74: II, 204.
 43. Cumberland DC, Oakley GDG, Smith OH et al—Percutaneous Laser assisted coronary angioplasty. *Lancet*, 1986; 1: 214.
 44. Sanborn TA, Faxon DP, Kellett MA et al—Percutaneous coronary Laser thermal angioplasty. *JACC*, 1986; 8: 1437-1440.
 45. Wollenek G, Laufer G, Grabenwoger F—Percutaneous transluminal excimer Laser angioplasty in total peripheral artery occlusion in man. *Laser Surg Med*. 1988; 8: 464-468.
 46. *Cancer Statistic*, 1989, January, February Vol. 39 § 1.
 47. *American Heart Association: Heart Facts*, Dallas, Texas, 1986.
 48. Rutherford BD, McConahay DR, Hartzler GO—PTCA: State of Art. In *Biamino G. Mueller GJ (ed.)—Advances in Laser Medicine: First German Symposium on Laser Angioplasty*. *Laser Medizin Zentrum-SPIE*. 1988, p. 19.
 49. Sanborn TA, Faxon DP, Handenseh Ud CC et al—Angiographic and histopathologic consequences of in vivo laser revascularization of atherosclerotic lesions. (*Abstr.*) *Circulation*, 1983; 68: III 145.
 50. Kramer JR, Bott-Silverman C, Ratliff NB et al—Removal of atherosclerotic plaque using multiple short exposures of argon ion laser light. *Am Heart J*. 1987;113: 1038-1040.
 51. Lee G, Ikeda RM, Stobbe D et al—Intraoperative use of dual fiberoptic catheter for simultaneous in vivo visualization and laser vaporization of peripheral atherosclerotic obstructive disease. *Cathet Cardiovasc Diagn*, 1984;10: 1116.
 52. Gaffney E, Clarke RH, Lucas AR, Isner JM—Correlation of fluorescence emission with the plaque content and intimal thickness of atherosclerotic coronary arteries. *Lasers Surg Med*. 1989; 9: 215-228.
 53. Harnoss BM, Kar H, Mueller G, Haering R—Microspectral photometry of atherosclerotic vessels. In: *Biamino G. Mueller GJ (eds) —Advances in Laser Medicine. First German Symposium on Laser Angioplasty*. *Laser Medizin Zentrum-SPIE*. 1988, pp. 157-169.
 54. Sahn DJ, Barratt-Boyes BE, Kerr OK—Ultrasonic imaging of coronary arteries in open chest humans: evaluation of coronary atherosclerotic lesions during cardiac surgery. *Circulation*, 1982; 66: 1034-1044.
 55. MCM Smart Laser, Clinical update, August, 1988, published by MOM Lab, Mountain View, CA.
 56. *Laser Angioplasty System*. MedUse Inc. VIII Annual Meeting *Laser Med Surg*, 1988. Dallas, Texas.
 57. Isner JM, Fields CD, Clarke RH—Cardiovascular Laser Therapy. In: *Biamino G. Mueller GJ (eds) —Advances in Laser Medicine. First Symposium on Laser Angioplasty*. *Laser Medizin Zentrum SPIE*, 1988, pp. 65-69.