

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

INSTITUTO DE FÍSICA GLEB WATAGHIN

CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE UM
LASER DE CO₂ PARA MICROCIURGIAS*

Erzeli Jacques de Lima

Dissertação realizada sob a orientação do Dr. Jorge Humberto Nicola, apresentada ao Instituto de Física Gleb Wataghin da UNICAMP, em complementação aos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

*Trabalho parcialmente financiado pela Coordenação do Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP).

Campinas, fevereiro de 1984.

*Está exemplar corresponde a redação
final da tese defendida pelo aluno Erzeli Jacques
Lima e aprovada pela comissão julgadora.
Comp. 405 12/03/84
H. A. 2*

À Rosinha

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Jorge Humberto Nicola, pela orientação, apoio e amizade durante a realização deste trabalho. Sou grato ainda pelo incentivo constante e pela iniciação em pesquisa direcionadas à área médica.

À Ester M.D. Nicola pelo incentivo e ajuda na realização deste trabalho.

Aos colegas da UNICAMP pela colaboração e apoio prestados e pela amizade que nunca faltou.

Aos amigos Carlão, Vicente, Lauro, Rubens, Milton, Mário, Anderson, Muribeca, Paulão, Pedro, Marinalva, e "last but not least", Denise, pelos bons (e maus, vá lá) momentos que repartimos no laboratório.

Aos amigos da oficina de vidro, seu Cícero, Osmar e Zé Carlos pela ajuda com que me distinguiram sempre que precisei.

A todos aqueles que sempre me estimularam, ensinaram-me e aconselharam-me e que de uma forma ou de outra tornaram possível a realização deste trabalho.

SINOPSE

O relacionamento entre a física e a medicina é importante no sentido de que tem um alto interesse social, econômico e político em um país como o Brasil. Social, porque dá oportunidade de que a sociedade desfrute de melhores condições de atendimento clínico, advindo de aplicações geradas da interação entre físicos e médicos. Econômicas porque o desenvolvimento de equipamentos obtidos desta maneira, em geral, são muito mais baratos que os similares importados, e político porque permite que um grupo altamente treinado, como o formado por físicos e médicos, una esforços no sentido de tornar o país independente da tecnologia estrangeira.

Este trabalho primeiramente tece considerações sobre os processos tradicionais de cirurgia utilizados pelos médicos. Após isto introduz o uso de lasers em geral como uma ferramenta poderosa nas terapias e tratamentos de desordens orgânicas. Apresenta os parâmetros de mérito para a utilização deste moderno instrumental terapêutico. O laser de CO_2 é apresentado com destaque para suas aplicações nas microcirurgias e são consideradas as diversas áreas médicas onde é utilizado.

Em seguida, o laser de CO_2 é discutido na sua base teórica, onde consideramos o laser em si e destacamos o estudo de molécula de dióxido de carbono, a inversão de população para a ação laser e os mecanismos de relaxação. Passamos então a parte prática do trabalho que é o roteiro da constru-

ção de um laser de CO₂ nacional e a obtenção dos parâmetros de mérito para a ótima utilização deste aparelho. O sistema por nós construído é seguro e facilmente manipulável por médicos cirurgiões.

Tecemos então considerações sobre as aplicações deste laser de CO₂ nacional e o acompanhamento cirúrgico em diversas intervenções realizadas com este equipamento.

ABSTRACT

In a country like Brasil, with its social, economical and political characteristics, a close interrelation between physics and medicine is highly desirable.

This interaction may have a social impact among the population, yielding an improvement of the general health conditions.

From the economical point of view, the development of the required equipment by a highly trained group is much less expensive than purchasing foreign similars. In addition, large groups of physicians and physicists working in collaboration will join efforts in the process of making the country independent from foreign technology.

In this work we firstly discuss the traditional processes of common use in surgery. It follows an introduction of the laser techniques in medicine, showing the laser as a powerful tool in the treatments of organic diseases. The CO_2 laser is presented with prominence for use in microsurgeries and the medical areas where the laser is used are considered.

After this, we discuss the theoretical basis of the CO_2 lasers, specially in relation to the study of the carbon dioxide molecule, the population inversion and the relaxation processes.

We finally discuss practical aspects of our work, aiming at construction of national CO₂ lasers and optimizing the different parameters for best use. The system devised by us is of easy handling for medical personnel with a high standard for safety.

INDICE

INTRODUÇÃO	
O INSTRUMENTAL LASER NA MEDICINA	
Introdução.	7
O processo Cirúrgico.	8
O Laser na Medicina.	11
As Microcirurgias e o Laser de CO ₂ na Medicina.	12
O LASER DE CO ₂	
Introdução.	20
Teoria do Laser de CO ₂ .	22
Níveis de Energia do CO ₂ e Transição	
Laser de CO ₂ .	26
Mecanismos de Excitação da Molécula	
de CO ₂ .	29
Mecanismos de Relaxação	31
Construção do Laser de CO ₂	35
Aplicações do Laser de CO ₂ Nacional	44
CONCLUSÃO	46
BIBLIOGRAFIA	

INTRODUÇÃO

A palavra física vem do grego *physikē*, que podemos traduzir como "ciência da natureza", um conceito, na verdade, por demais amplo. Pode nos criar certas dificuldades ao ser aplicado a um estudo mais localizado (ou especializado) de um determinado assunto. Por exemplo, os termos "físico" e "médico" estão ligados de tal maneira que nos chama a atenção. Na Antiguidade, a pessoa que se ocupava de curar doentes e feridos, um médico portanto, era chamado de físico. Um outro fato interessante é que em alguns idiomas modernos os termos médico e físico vem de raízes comuns, por exemplo o inglês, onde temos as expressões *physicist* e *physician*. Na Inglaterra, até alguns anos atrás, um "professor of physic" era na realidade um "professor of medicine".

No desenrolar da História da Humanidade sempre houve uma estreita ligação entre a física e a medicina, um fluxo constante de informações e descobertas transferidas de um tipo de especialista para outro. Este fato se tornou patente principalmente na constatação da necessidade de medidas para ajudar na correta determinação de um diagnóstico clínico. Esta Era praticamente se iniciou quando Galileu usou os batimentos de seu pulso como um contador de tempo para medir o período de oscilação de um candelabro que balançava. Galileu viu que o tempo de oscilação era o mesmo, tanto para uma oscilação de grande alongação, quanto para uma oscilação de pequena alongação. Esta constatação o levou a descobrir o princípio do pêndulo.

dulo. Algum tempo depois, um amigo de Galileu, um médico, criava o pulsologium, um pêndulo simples que servia para medir os batimentos do pulso do paciente. Este pêndulo podia ter seu comprimento variado e este comprimento era a chamada taxa de pulsação quando o período do pêndulo coincidia com os batimentos do pulso do paciente.

Ainda hoje, para fazer um diagnóstico clínico, as primeiras informações recolhidas pelo médico são através de um exame físico, e este inclui uma série de medidas, como a temperatura, a pressão, o peso, etc.

A "simbiose" físico-médico é, nos dias de hoje, necessária e importante. A física médica, o traço de união entre estas duas especialidades abrange áreas bastante vastas; uma destas áreas, a de nosso interesse, trata da aplicação da física na prática da medicina o que envolve desde a física do estetoscópio até as aplicações médicas de lasers, ultrassom, radiação, etc. É interessante notar que a engenharia é o campo da física aplicada e algumas vezes a física médica pode ser chamada de engenharia médica.

Com o advento do laser em 1960, a medicina recebia uma das mais poderosas ferramentas, cujos usos terapêuticos incluem cortar, cauterizar e lesar tecidos. A tendência atual é da universalização do uso do laser em hospitais para as mais diversas aplicações. Esta tendência é possível, no Brasil, devido a implementação nas Universidades brasileiras de grupos dispostos ao desenvolvimento de lasers que podem ser facilmente

te acoplados a dispositivos clínicos. Como teremos oportunidade de mostrar, as vantagens do uso de lasers para usos terapêuticos são grandes e as desvantagens ou são poucas ou inexistentes.

LASER é um acronismo da expressão inglesa "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation". A sua radiação é monocromática, isto é, o feixe de radiação é de um mesmo comprimento de onda, é altamente colimado (sua divergência é de alguns segundos de arco) e suas ondas estão em fase, propriedade que chamamos coerência. Estas propriedades da radiação laser são importantes para as aplicações médicas. A monocromaticidade proporcionou a necessidade de pesquisas para descobrir os efeitos biológicos dos mais diversos comprimentos de onda sobre os tecidos humanos. Note-se que os lasers emitem com radiação no ultra-violeta, no visível e no infra-vermelho. A aplicação mais natural de lasers na medicina se deu na especialidade de oftalmologia, principalmente no tratamento de retinopatias não proliferativas. A luz solar devidamente focalizada foi utilizada para a fotocoagulação bem como as lâmpadas de xenônio. Com o surgimento de lasers apropriados o passo natural a ser dado foi usar o estreito feixe de radiação luminosa para a fotocoagulação, o que foi feito em 1961. Uma lâmpada de xenônio emite radiação não coerente numa faixa do espectro que vai dos 400 nm aos 1600 nm. A focalização desta lâmpada se dá com um diâmetro entre 500 μm e 1000 μm ; é necessário o uso de filtros para o infravermelho, pois o calor é

excessivo no meio ocular e mesmo assim o número de doses em cada tratamento é limitado. Além disso, para haver fotocoagulação são necessárias exposições de 250 ms a 1000 ms, em tempo relativamente grande comparado com o possível movimento da retina, logo uma anestesia geral se faz necessária.

A motivação para uso do laser em lugar da lâmpada de xenônio vem da constatação de que todas as inconveniências vistas acima simplesmente desaparecem.

O laser de argônio, que emite principalmente em 4880 Å e 5147 Å (comprimento de onda) é um dos mais comumente utilizados em cirurgia de olho. O diâmetro do "spot" de focalização deste tipo de laser chega a 50 µm. Os pulsos são bastante curtos e durante o tempo de duração destes pulsos não há possibilidade de movimento da retina; é possível se fazer uma aplicação de 400 a 500 pulsos num único tratamento. Um outro laser utilizado para este tratamento é o laser de rubí, no entanto o laser de argônio é mais usado e tem algumas vantagens sobre aquele; a absorção da radiação pelos vasos sanguíneos é mais eficiente para os comprimentos de onda do laser de argônio do que para os do laser de rubí (6943 Å). Os lasers de argônio são usados para fotocoagular vasos de 30 µm a 50 µm em diâmetro. Observamos então que diferentes meios laser emitem diferentes comprimentos de onda e estes interagem de maneiras diferentes com o tecido biológico humano. Embora para cirurgias na retina o laser de argônio seja comumente usado, emitindo luz nos 4880 Å e 5145 Å, estão sendo feitas pesquisas para de

terminar qual o comprimento de onda mais indicado para estas cirurgias e serão usados, provavelmente, para tal, lasers de corante, capazes de serem sintonizados em determinada frequência de larga faixa do espectro.

Outros tipos de lasers comumente usados em medicina são os de Nd:YAG (Neodymium:Yttrium Aluminum Garnet) e os lasers de CO₂. Estes lasers emitem no infra-vermelho, e as principais linhas de emissão são 1,06 µm no de Nd:YAG e 10,6 µm no de CO₂. Ambos emitem no infra-vermelho, mas suas aplicações são diferenciadas. No tecido biológico humano, os lasers de Nd:YAG penetram mais que os lasers de CO₂, mas sua radiação é refletida na ordem de 60%, enquanto os lasers de CO₂ tem sua radiação quase totalmente absorvida.

Uma das principais dificuldades enfrentadas pelos cirurgiões é fazer microcirurgias em partes do corpo frequentemente irrigadas, pois a perda de sangue pode ser alta. Mesmo que não o seja, um pequeno sangramento, visto através de um microscópio clínico, dificulta a visão da área de tratamento. Este problema, junto a outros que serão oportunamente discutidos, nos levou a construção e a consequente caracterização de um laser para microcirurgias. Este laser foi testado em cobaias num trabalho conjunto desenvolvido por médicos e físicos da Unicamp. O ponto crucial foi a utilização deste laser de CO₂ em intervenções cirúrgicas desenvolvidas na Santa Casa de Misericórdia de Campinas com sucesso, tanto do ponto de vista tecnológico como do ponto de vista médico. Este assunto será

tratado mais detalhadamente em outra parte do trabalho. A oportuna construção de maior número deste tipo de laser viabilizará que maior número de hospitais do país possua este moderno equipamento, melhorando, de um modo geral, a eficiência médica nas cirurgias e, principalmente, nas microcirurgias.

Introdução - Nos últimos anos os efeitos das diferentes radiações laser sobre tecidos biológicos humanos têm sido intensamente estudados. Estas radiações, de diferentes comprimentos de onda, são geradas por diferentes meios ativos.

Em 1960, a ação laser foi demonstrada pela primeira vez, através de um dispositivo construído à base de um rubí. Desde esta data, diversos materiais têm sido testados como fonte de radiação laser. Além do rubí, outros materiais com os quais se construíram lasers foram Nd:YAG (Neodymium: Yttrium Aluminum Garnet), dióxido de carbono, nitrogênio, argônio, hélio-neônio, criptônio; também foram construídos sistemas lasers nos quais o meio ativo são moléculas orgânicas dissolvidas em solventes apropriados (dye lasers), capazes de serem sintonizados em apreciável gama do espectro; existem sistemas em que o elemento laser ativo se apresenta como impureza em vidros, etc.

Estes lasers têm sido pesquisados e investigados nas suas aplicações biológicas. Os principais usos terapêuticos da radiação laser em medicina são cortar, cauterizar e danificar tecidos biológicos; o laser também é usado para análise espectral e transiluminação de tecidos para diagnósticos. No entanto, as pesquisas se sucedem no sentido de determinar as características dos diversos tipos de radiação laser, bem como técnicas de manipulação de maneira a ter aplicações específicas, visto que diferentes radiações laser, de variáveis

comprimentos de onda, interagem com os tecidos biológicos de maneira diferente, mais ainda em diversificados tecidos biológicos. Assim, enquanto se usa um laser de argônio para fotocoagulação do fundo do olho, o laser apropriado para cortar e cauterizar tecidos em campo aberto é o laser de CO₂.

Presentemente vários tipos de lasers são empregados na medicina. A radiação laser é usada em dermatologia, oncologia, hematologia, oftalmologia, otorrinolaringologia e mesmo em cirurgias do cérebro, em nodos neurais, nos rins, no fígado e em úlceras gástricas.

No entanto, pelo menos para nós, físicos, uma pergunta se faz necessária. Porque usar lasers na medicina? Para que possamos compreender isto é essencial que levemos em conta os procedimentos correntes e tradicionais em cirurgia.

O Processo Cirúrgico - Provavelmente o bisturí tradicional é o instrumento mais comum e mais antigo usado em cirurgia. Nos dias atuais, quando um médico se especializa em algum tipo de cirurgia, ele é treinado em um certo método de uso do bisturí, ou seja, é importante que este cirurgião domine completamente o processo de corte de tecido biológico.

Ao fazer a incisão com um bisturí, o cirurgião tem um corte limpo, sem necroses e queimaduras, a cicatrização é fácil e de boa qualidade do ponto de vista cosmético. Como o corte é limpo, há pequena chance de proliferação de bactérias e o tecido retirado na cirurgia pode ser preservado para

uma futura avaliação de cunho patológico.

No entanto, a manipulação de um bisturi tem inconvenientes e um deles é o sangramento. Obscurecendo a visão do cirurgião, este tem sua perícia diminuída e o fato de ser necessária a sutura dos vasos sanguíneos e a própria limpeza do sangue aumentam a duração e a complexidade da cirurgia, bem como a probabilidade de contaminação. As suturas, um corpo estranho ao organismo, devem permanecer nas incisões e, quando internas, podem ser focos de infecção e de rejeição.

Pode haver problemas no caso de sangramento excessivo: a necessidade de uma transfusão sanguínea acarreta o risco do paciente contrair hepatite e outras moléstias contagiosas. Além disso, podem ocorrer problemas em manter a pressão e o fluxo sanguíneo em órgãos vitais como o cérebro, o coração e os rins.

A eletrocauterização é outra técnica comumente usada em salas de cirurgias⁽¹⁾. Correntes elétricas pulsadas e geradas por aparelhos podem cauterizar tecidos e podem também cortá-los quando em operação contínua. O fato principal é que as células possuem resistividade elétrica não nula e quando a corrente elétrica passa através delas, uma determinada potência é dissipada nestas células. O calor assim gerado causa a desnaturação das proteínas e a consequente cauterização. A corrente elétrica é pulsada para a eletrocoagulação porque, neste caso, o calor gerado numa célula se dissipa pelos tecidos vizinhos no intervalo em que a corrente é nula e esta distri-

buição de calor causa a coagulação. Se a corrente é contínua, a quantidade de calor gerada na célula é tal que a água vaporiza arrebatando-a. Desta maneira, movendo-se o ponto de aplicação da corrente elétrica, é feito o corte.

Esta técnica cirúrgica tem algumas desvantagens e uma das maiores é a de poder causar extensos danos subcutâneos, o que leva a dissecação de células saudáveis próximas à área tratada. Além disso, há o perigo da condução de corrente elétrica através de vasos sanguíneos causando danos em tecidos distantes da área tratada.

No entanto, as unidades de eletrocauterização são muito úteis no caso de tratamento de uma porção de tecido que seja extensa e altamente vascularizada. A corrente gerada corta e cauteriza estes tecidos, melhorando a atividade cirúrgica e diminuindo o tempo de operação do cirurgião. As unidades de eletrocauterização são úteis também quando se deseja suturar vasos sanguíneos de diâmetro reduzido, ocasião em que é usada no modo "coagulação".

A criocirurgia é outra técnica usada nos hospitais para cirurgias. Uma sonda criocirúrgica é usada para destruir certos tecidos pela aplicação de frio intenso. Usualmente é utilizado nitrogênio líquido (temperatura: 77 K) para a refrigeração da sonda. Esta é termicamente isolada com exceção de sua ponta e é esta ponta que destrói os tecidos congelando as suas células. A técnica é usada para a destruição de tecidos cancerosos de certa extensão no abdomen. Já foi mui

to usada para o tratamento de mal de Parkinson; atualmente existem drogas para o tratamento deste mal.

Estas são as principais técnicas tradicionalmente usadas pelos cirurgiões nos tratamentos em que é necessária a destruição ou corte de tecidos biológicos.

O Laser na Medicina - Em 1961 uma nova ferramenta foi utilizada pela primeira vez em tratamento cirúrgico: o laser. Nos dias atuais, um grande número de hospitais utiliza fototerapia laser para coagular, cauterizar e cortar tecidos biológicos.

Do mesmo modo que a eletrocauterização, a radiação laser faz seu efeito aquecendo as células que formam os tecidos biológicos, só que neste caso é por absorção óptica das referidas células. Geralmente o coeficiente de absorção das células é muito alto e assim a energia laser é absorvida próximo à superfície, não afetando tecidos distantes ao ponto de aplicação do feixe laser.

Ao usar o laser para uma terapia, o cirurgião observa a densidade de potência do feixe laser e o coeficiente de absorção das células, dois dos fatores principais na cauterização laser. Precisamos notar que diferentes lasers são usados em diferentes tecidos e em diferentes situações. Assim, os seguintes fatores devem ser considerados pelo cirurgião:

- a) comprimento de onda da radiação laser;
- b) coeficiente de absorção óptica do tecido neste comprimento

de onda;

- c) densidade de potência na área de tratamento (W/cm^2);
- d) tempo de exposição do tecido à radiação laser e
- e) volume do tecido tratado.

Desta maneira, embora um feixe laser possa ser aplicado a qualquer tecido, selecionando apropriadamente um determinado comprimento de onda, o feixe laser pode interagir com um tipo de tecido biológico especial. Queremos dizer com isto que podemos selecionar um determinado tecido para sofrer maior ação laser.

Nas cirurgias oftalmológicas é isso que ocorre pois o feixe laser atua no fundo do olho, na retina, e não causa dano, em geral, nas partes anteriores do olho.

Com estas considerações, vemos então que o uso do laser é particularmente vantajoso em determinadas cirurgias, embora não se espere que seja superior a eletrocauterização em determinados casos e tampouco venha a substituir inteiramente o bisturi.

As Microcirurgias e o Laser de CO_2 na Medicina.

Nos tratamentos cirúrgicos ocorrem casos em que a área a ser tratada é pequena e de difícil acesso. Neste caso, o cirurgião lança mão de um microscópio cirúrgico para poder fazer seu trabalho de maneira satisfatória: são as microcirurgias. Um microscópio cirúrgico é um dispositivo óptico geralmente capaz de aumentos da ordem de 40 vezes. Estas mi-

crocirurgias são realizadas em tecidos cujo ponto visado pode ter o tamanho da ordem de milímetros.

Uma das microcirurgias em que o laser tem sido comumente usado se relaciona à área da otorrinolaringologia. Esta área tem relações com o estudo e o tratamento de enfermidades que ocorrem nos ouvidos, nariz e cavidade oral.

A região da cabeça e do pescoço é altamente vascularizada, o que cria um problema adicional ao cirurgião. A microcirurgia tem este problema aumentado, literal e metaforicamente, pelo microscópio cirúrgico: uma pequena quantidade de sangue impede ou atrapalha a visão do cirurgião através do microscópio.

Usando o bisturí, o cirurgião pode assistir a uma perda excessiva de sangue e a duração da intervenção cirúrgica é aumentada caso seja necessário cauterizar ou utilizar outra técnica qualquer para estancar a perda de sangue.

Deve-se considerar também que certas áreas a serem tratadas são pequenas e de difícil acessibilidade, instrumental e visual, quando tratadas com técnicas convencionais⁽²⁾. Estas áreas, entre outras, são a faringe, o laringe, a traquéia e o ouvido médio. Em áreas altamente vascularizadas, capazes de grande perda de sangue, pode-se usar um torniquete para reduzir esta perda. Naturalmente é impossível seu uso nas cirurgias da cabeça e da cavidade oral.

A fim de superar estes problemas, novas técnicas e equipamentos são desenvolvidos para utilização na área otor

rinolaringológica. O laser de CO_2 é uma destas novas ferramentas e as técnicas de seu uso são estudadas para uma enorme variedade de problemas.

Estes lasers são capazes de fornecer até 30 W de potência contínua. Alguns lasers são utilizados com 50 W de potência contínua, pois sofrem perdas consideráveis utilizando equipamento de apoio algo antiquados.

Como a radiação do laser de CO_2 está na região do infra-vermelho, invisível portanto, é necessário um dispositivo que permita ao cirurgião ver onde o laser vai ser aplicado. Uma maneira complicada de se fazer isto é utilizar um pequeno laser de hélio-neônio com o feixe colinear ao feixe do laser de CO_2 . Uma maneira mais simples é utilizar um feixe luminoso que forneça uma imagem virtual ao cirurgião do ponto de aplicação da radiação infra-vermelha. As cirurgias que utilizam um laser de CO_2 devem ser as chamadas de "campo aberto", isto é, não existe tecido biológico que seja transparente à radiação de $10,6 \mu\text{m}$, logo, a radiação deve incidir diretamente no local da cirurgia.

Não existem fibras ópticas para este tipo de radiação infra-vermelha. Os dispositivos de manipulação do feixe de radiação geralmente são providos de uma série de lentes de maneira a poder fornecer a densidade de potência óptica necessária para cortar ou cauterizar. Um laser de CO_2 comercial pode fornecer uma densidade de potência desde uns 100 W/cm^2 , sem o uso de lentes, até uns 15.000 W/cm^2 , utilizando uma len

te capaz de focalizar em um "spot" de 0,5 mm de diâmetro.

Na maior parte das intervenções com laser de CO_2 é interessante utilizar um sistema de sucção a ar próximo ao campo de operação no interesse de remover tecidos vaporizados, vapor e fumaça gerados na interação entre o tecido biológico e a radiação laser.

Nas cirurgias de áreas externas (cabeça, pescoço e cavidade oral), o cirurgião utiliza, geralmente, um braço articulado para dirigir convenientemente a radiação laser. Uma lente de 10 cm a 15 cm de distância focal é utilizada nestes casos.

Na situação de cirurgias na cavidade oral, de acesso difícil, utiliza-se um micromanipulador para direcionar o feixe laser. Estas microcirurgias geralmente são feitas usando-se um microscópio clínico e as lentes utilizadas são de distância focal entre 200 mm e 400 mm. Com o microscópio utilizando uma lente de foco coincidente à lente do feixe laser, a visualização da área de tratamento pelo cirurgião é excelente.

Numerosos problemas são tratados em otorrinolaringologia com a radiação laser de 10,6 μm . São tomadas, naturalmente, precauções para proteger estruturas vitais ou importantes do paciente, bem como do cirurgião e da equipe que assiste à cirurgia. Um problema bastante considerado vem do fato da radiação laser de CO_2 ter uma alta refletividade em metais como o de espátulas, etc.

Um dos problemas mais comuns tratados com laser

de CO₂ na cavidade oral é o referente a certos crescimentos benignos de tecidos - os papilomas. Outro problema diz respeito a manchas brancas de células atípicas da mucosa oral causadas por irritação crônica - a leucoplaquia⁽³⁾.

Nestas intervenções, vasos sanguíneos de diâmetro menores que 0,5 mm são cauterizados simultaneamente à operação de corte, o que simplifica sobremaneira a cirurgia. Nestes casos, se a área tratada não for por demais extensa, o completo restabelecimento do paciente ocorre em 2-3 semanas.

Na cavidade, vestíbulo e septo nasal também o laser de CO₂ é aplicado na remoção de tumores e papilomas. Na faringe e nasofaringe a remoção de carcinomas e a realização de tonsilectomias e adenoidectomias são também feitas utilizando-se a cirurgia laser.

No laringe, o laser de CO₂ é utilizado na remoção de nódulos das cordas vocais, pólipos, cistos e carcinomas, quando é utilizado o laringoscópio e o paciente se submete à anestesia geral. Outras lesões são tratadas satisfatoriamente no laringe com laser de dióxido de carbono, mesmo aquelas situadas sobre as cordas vocais. Papilomas na traquéia, são removidos com laser de CO₂ através de endoscopia.

As cirurgias do ouvido interno, embora embrionárias, podem ser realizadas com laser de CO₂ graças à propriedade de ser possível aplicar grandes quantidades de energia em áreas extremamente reduzidas. O desenvolvimento de técnicas de microcirurgia do ouvido médio e o contínuo avanço destas téc-

nicas que já são conhecidas em otorrinolaringologia fazem do laser de CO₂ uma ferramenta poderosa nesta especialidade.

Um outro campo de aplicação do laser de CO₂ na medicina é na neurocirurgia, especialidade dos que se dedicam ao tratamento dos diversos tecidos nervosos na cabeça, na raque e em outros lugares do corpo. Diversas técnicas são empregadas nestes tratamentos cirúrgicos, algumas bastante perigosas para o bem-estar do paciente. A aplicação da radiação laser na neurocirurgia tem sido muito investigada^(4,5). Esta radiação é usada para cortar tecidos, vaporizar lesões e cauterizar vasos sanguíneos. A cauterização de vasos é possível inclusive em vasos com cerca de 1 mm de diâmetro.

Uma das desvantagens do laser de CO₂ nesta especialidade é a necessidade de exposição direta do sítio a ser tratado, ao feixe laser, plenamente recompensada quando exige destruição mínima dos tecidos vizinhos à área de tratamento. O laser de CO₂ também é utilizado para realizar laminectomias, isto é, remoção de tecido da raque em pessoas com problemas de disco da coluna vertebral.

Nas cirurgias em queimaduras têm-se usado sistemas laser de CO₂. Uma queimadura pode ser de primeiro, segundo e terceiro grau. A de primeiro grau é um simples eritema ou vermelhidão da pele; a de segundo grau é um eritema mais a formação de bolhas e a de terceiro grau envolve a necrose da epiderme e da derme. As queimaduras de segundo e terceiro grau necessitam de cuidados especiais. Infecção é a principal cau-

sa de óbito em pacientes com queimaduras de terceiro grau. Eventualmente é necessária a excisão cirúrgica de tecidos com este tipo de queimadura. Usando-se o laser de CO₂ há uma significativa diminuição da perda de sangue quando comparada com a cirurgia convencional a bisturi, além de uma interessante diminuição da incidência de infecções nas áreas tratadas⁽⁶⁾.

Nos casos de resecção de úlceras em pessoas que precisam ficar deitadas por longos períodos o tratamento com laser de CO₂ diminui o internamento destes pacientes em hospitais de uma média de 10 dias para a de 3 dias. Novamente, a diminuta perda de sangue e a esterilidade da área tratada, permitindo uma rápida recuperação dos tecidos, são as principais vantagens do uso do laser de CO₂ nestes tratamentos.

Em dermatologia, lasers de CO₂ têm sido utilizados na remoção de certos tumores como os angiosarcomas, locais suscetíveis a sangramentos excessivos. Lasers pulsados são indicados para a remoção de telangiectasia de diferentes partes do corpo. Vasos sanguíneos rompidos em pessoas obesas são eliminados sem causar dor devido a estimulação laser ser de muito curta duração.

Assim vimos que o laser de CO₂ tem uma aplicação muito importante na medicina, em particular nas microcirurgias. Graças às propriedades inerentes à radiação laser e ao fato de que o laser de CO₂ tem um comprimento de onda no infra-vermelho isto é, a radiação é puro calor, diversas especialidades da ciência médica usam esta especial ferramenta

para melhor desenvolver as terapêuticas indicadas para seus pa-
cientes. Convém notar que especialidades não consideradas aqui,
como a oftalmologia e a gastroentereologia já utilizam experi-
mentalmente o laser de CO₂ nos tratamentos de certos distúr-
bios das especialidades.

Os lasers já se incorporaram aos equipamentos
padrões nos melhores estabelecimentos hospitalares. As vanta-
gens oferecidas por estes tipos de equipamentos facilitam so-
bremaneira não só o trabalho realizado pelo médico, mas tam-
bém a rápida e boa recuperação do paciente.

Introdução - Em 1964, Patel e seus colaboradores observaram emissão laser infra-vermelha das moléculas de dióxido de carbono quando estas eram excitadas por descargas elétricas pulsadas^(7,8). Na mesma época, se descobriu a existência de um sistema altamente eficiente para a excitação do dióxido de carbono: a transferência de energia vibracional do nitrogênio para o CO₂⁽⁹⁾. Baseado neste princípio, transferência de energia vibracional, Patel, ainda em 1964, construiu um laser de CO₂, veja figura 1, demonstrando a emissão laser devida tão somente a esta transferência de energia vibracional. Neste sistema, as moléculas de nitrogênio são excitadas por uma descarga de radio frequência⁽¹⁰⁾.

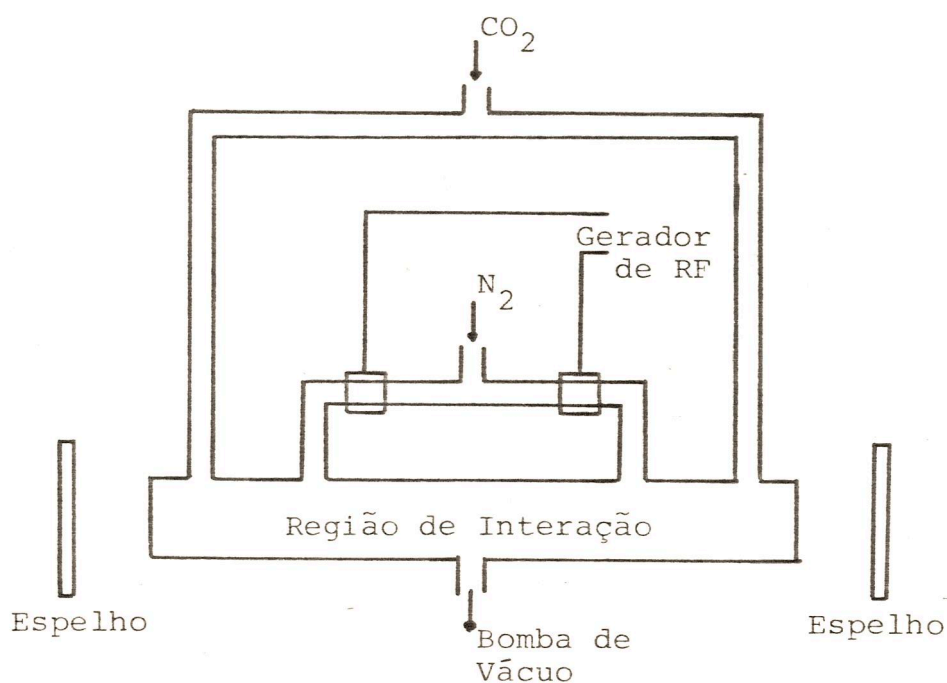
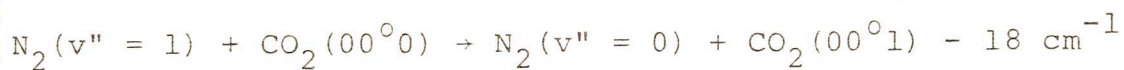


Fig. 1 - Sistema desenvolvido por Patel, para demonstrar a transferência de energia vibracional do N₂ para o CO₂

As moléculas de nitrogênio, excitadas vibracionalmente, mistu-ram-se na região de interação com o dióxido de carbono não ex-citado. Através da reação de transferência abaixo, o CO_2 se torna excitado vibracionalmente em um determinado modo normal de vibração:



A diferença de energia não é problemática se con-siderarmos que a energia térmica dos gases, à temperatura am-biente, é aproximadamente 200 cm^{-1} .

A emissão laser ocorre entre os níveis rotacio-nais do estado (00^01) e níveis rotacionais de estados de ener-gias vibracionais menores. Este mecanismo será melhor detalha-do mais adiante neste trabalho.

As potências ópticas obtidas pelos lasers, em operação contínua nesta época inicial de pesquisa, variava de 1 mW a 200 mW ^(8,11). A excitação direta de uma mistura de ni-trogênio e dióxido de carbono através de uma descarga elétri-ca dc aumentou a potência óptica de saída, chegando a aproxi-madamente 12 W ⁽¹²⁾. Logo depois se descobriu que a adição de hélio ao fluxo de dióxido de carbono e nitrogênio aumentava de maneira considerável a potência contínua deste tipo de laser. Desta maneira se obteve 106 W ⁽¹³⁾. Todo este desenvolvimento se obteve em um ano, e se tornou uma das maneiras mais efici-entes de conseguir radiação infra-vermelha.

Em 1969 foi construído um laser de cerca de 300 metros de comprimento capaz de gerar uma potência de saída de 8,8 kW⁽¹⁴⁾. Novas técnicas de excitação foram desenvolvidas e resultaram em lasers de CO₂ com potências ópticas contínuas acima de 100 kW. Ainda em 1969, surgiram os primeiros lasers de CO₂ excitados transversalmente, permitindo que a mistura gasosa se mantivesse à pressão atmosférica. Foram obtidos pulsos de milissegundos com energias da ordem de kJ. Neste mesmo ano se desenvolveram lasers de CO₂ baseados no resfriamento convectivo, que tornou os lasers de CO₂ compactos e capazes de fornecer 1 kW de potência contínua⁽¹⁵⁾.

Os avanços no desenvolvimento dos lasers de CO₂, desde a comunicação de Patel em 1964, permitiram uma rápida aplicação na pesquisa básica e aplicada, na indústria e no desenvolvimento de novas tecnologias. Atualmente se encontram disponíveis no mercado lasers de CO₂ contínuos com 10 kW a 15 kW de potência óptica. Os centros de pesquisa continuam buscando o desenvolvimento de maiores potências para aplicação industrial e principalmente militar.

Teoria do Laser de CO₂ - Num ressonador óptico somente algumas distribuições eletromagnéticas podem subsistir sem perdas: são os chamados modos da cavidade. Os dois modos principais da cavidade são o modo longitudinal e o modo transversal.

Definimos modo longitudinal como o número de

meios comprimentos de onda do campo eletromagnético que pode ser contido entre os espelhos refletores, isto é,

$$q = 2d/\lambda$$

onde λ é o comprimento de onda e d a distância entre os refletores. As frequências destes modos são espaçadas por

$$\Delta\nu = c/2d$$

Numa cavidade de 0,5 metro esta separação é de 300 MHz. Ao mesmo tempo ocorrem configurações do campo eletromagnético perpendiculares ao eixo óptico. São os modos transversais eletromagnéticos TEM_{mn}. A variação transversa do campo eletromagnético é descrita da forma $H_\ell(\xi)\exp(-\xi^2/2)$ onde $\xi = \sqrt{2}x/w$ e H_ℓ são os polinômios de Hermite de ordem ℓ . Estas funções são bastante conhecidas pois correspondem, na mecânica quântica, às funções de onda $u_\ell(\xi)$ do oscilador harmônico.

A largura de linha de emissão, correspondendo a uma determinada transição em um laser a gás típico, pode ser muitas vezes maior que o espaçamento entre os modos longitudinais. Diversas maneiras são usadas para determinar um só modo de operação com uma determinada frequência desejada. Diz-se que um laser operando desta maneira está "mode-locked".

Os lasers de CO₂ convencionais basicamente não são nada mais que um tubo resfriado à água, com espelhos nas

suas extremidades, através deste tubo fluindo uma mistura de gases excitada eletricamente. Estes lasers convencionais podem fornecer uns 500 W de potência contínua. No desenho abaixo esquematizamos um laser de dois estágios.

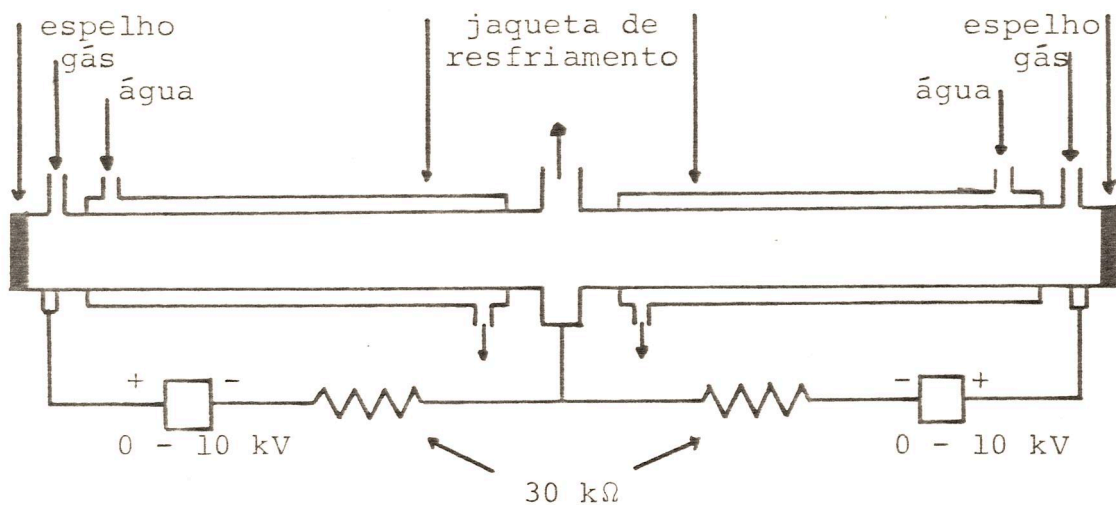


Fig. 2 - Esquema de laser de CO₂ convencional.

Em condições otimizadas pode-se obter 80 W/m para tubos curtos (< 3 metros) ou cerca de 50 W/m para tubos longos (> 50 metros).

Outro fator importante do laser de CO₂ é a composição gasosa da mistura que é excitada no laser. Diversas misturas foram investigadas, mas a literatura cita como a que conseguiu maior potência de saída a mistura de dióxido de carbono, nitrogênio e hélio. A razão ideal destes gases é apro

ximadamente 0,8:1:7 respectivamente $\text{CO}_2:\text{N}_2:\text{He}$, embora a máxima potência de um dado sistema seja geralmente encontrada empiricamente variando a razão da mistura durante a operação. Parâmetros como do diâmetro do tubo, a razão de fluxo e o acoplamento óptico também influem na razão ótima da mistura para um dado sistema.

Quanto ao diâmetro do tubo foi determinado que a máxima potência de saída é independente deste diâmetro se ele for maior que 50 mm⁽¹⁶⁾, contanto que a pressão do gás e a corrente de descarga sejam otimizadas para este diâmetro.

A corrente de descarga determina a razão em que as moléculas de CO_2 são excitadas a níveis vibro-rotacionais convenientes à ação laser. No entanto, não é verdade que um aumento contínuo da corrente determine um aumento contínuo da potência de saída. A potência satura, em um ponto particular, com o aumento da corrente e inclusive, se a corrente aumentar mais, esta potência diminui. A corrente de descarga para a máxima potência de saída de um determinado sistema depende da pressão do gás e do diâmetro do tubo.

Sabe-se que se o diâmetro do tubo aumenta, a corrente ótima também aumenta, enquanto que a pressão da mistura diminui, isto para uma máxima potência de saída⁽¹⁷⁾. Num tubo de 5 cm de diâmetro interno, a corrente ótima está entre 100 mA e 125 mA e a pressão máxima do gás é aproximadamente 6 Torr. Para um tubo de 2,5 cm de diâmetro são necessários 80 mA e uma pressão total de 10 Torr.

Níveis de Energia do CO_2 e Transição Laser de CO_2

A molécula de CO_2 , responsável pela ação laser no sistema que consideramos, é uma das mais simples moléculas poliatômicas e seu espectro do infra-vermelho é bem conhecido⁽¹⁸⁾.

Os níveis vibracionais desta molécula são gerados a partir dos três modos normais de vibração mostrados na figura 3. Note-se que um destes modos é duplamente degenerado.

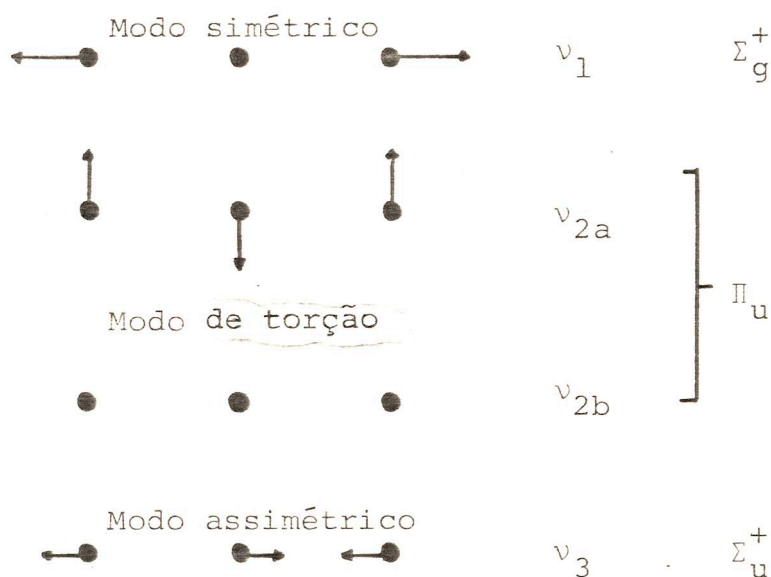


Fig. 3 - Modos normais de vibração do CO_2

A notação Σ_g^+ , Σ_u^+ e Π_u é a classificação de cada um destes modos vibracionais da representação irreduzível do grupo de ponto $D_{\infty h}$ do CO_2 ao qual pertencem as autofunções da vibração. Os símbolos $\nu_{1,2,3}$ representam as frequências de cada um destes modos de vibração.

No modo de vibração simétrico, de frequência ν_1 ,

os dois átomos de oxigênio se movem em direções opostas enquanto o átomo de carbono permanece estacionário.

No modo de vibração assimétrico, de frequência ν_3 , os átomos de oxigênio se movem em um mesmo sentido e o átomo de carbono se move no sentido contrário.

Finalmente, o modo de vibração de torção, com frequência ν_2 , duplamente degenerado, os átomos se movem no plano da folha e perpendicular a ela.

A notação espectroscópica define um estado vibracional como (n_1, n_2^{ℓ}, n_3) , onde n_1 , n_2 e n_3 são os números de quanta com frequências ν_1 , ν_2 e ν_3 , respectivamente, da molécula considerada. O subscrito ℓ do número quântico da vibração degenerada toma os valores $\ell = n_2, n_2-2, \dots, 1, 0$ e cada ℓ dá origem a um subnível.

Assim, se $n_1=0$, $n_3=0$ e $n_2=2$, temos $\ell = 2, 0$ resultando dois subníveis, (02^20) e (02^00) .

Em dois dos estados vibracionais de nosso interesse, (10^00) e (02^00) , ocorre uma ressonância entre suas energias. Como resultado há uma mistura das autofunções devido a perturbações nos níveis vibracionais. Assim as autofunções são na realidade uma mistura das autofunções originais e assim passamos a designar os seus estados, agora corretamente, como $(10^00, 02^00)_I$ e $(10^00, 02^00)_{II}$, o último deles com energia menor que o primeiro⁽¹⁹⁾. Estas ressonâncias, chamadas ressonâncias de Fermi, ocorrem em diversos outros níveis vibracionais do CO_2 . Existem transições entre níveis vibracio-

nais que usando a notação inexata são consideradas "proibidas!"

Cada nível vibracional não é apenas um nível discreto, pois tem associado a ele uma série de níveis rotacionais. O número quântico destes níveis rotacionais é designado por J. As regras de seleção para transições entre estes níveis vibro-rotacionais são

$$\begin{array}{lll} \Delta n = 1 & \Delta l = 0, \pm 1 & \text{transições vibracionais} \\ \Delta J = 0, \pm 1 & & \text{transições rotacionais} \end{array}$$

Existem divisões das transições vibro-rotacionais e são designadas pela variação de J, como segue:

$$P \equiv \Delta J = -1 \qquad Q \equiv \Delta J = 0 \qquad R \equiv \Delta J = +1$$

As linhas são designadas P(J), Q(J) e R(J). As linhas geradas por um laser de CO₂ são devidas as transições entre as bandas rotacionais dos seguintes estados:



Os comprimentos de onda emitidos estão próximos de 10,4 μm no primeiro caso e 9,4 μm no segundo caso.

Na banda dos 10,4 μm a oscilação ocorre principalmente nas linhas P(18), P(20) e P(22), próximos dos 10,6 μm. Por isso, costuma-se dizer que o comprimento de onda de um feixe laser de CO₂ é 10,6 μm. Mas o laser de CO₂ é capaz de oscilar em mais de 100 linhas nas bandas de 10,4 μm e 9,4 μm.

Existem oscilações em outras bandas no intervalo de 11 μm e 18 μm embora estas oscilações sejam fracas e algumas delas são detectadas com o laser em operação pulsada. Se considerarmos os isótopos do CO₂, o número de linhas subirá a

várias centenas. Apresentamos na figura 4 o diagrama de níveis de energia do CO_2 e do N_2 , ressaltando que mostramos somente os níveis de baixa energia, ou seja, mostramos os mecanismos de excitação e de desexcitação do CO_2 com as bandas laser de nosso interesse.

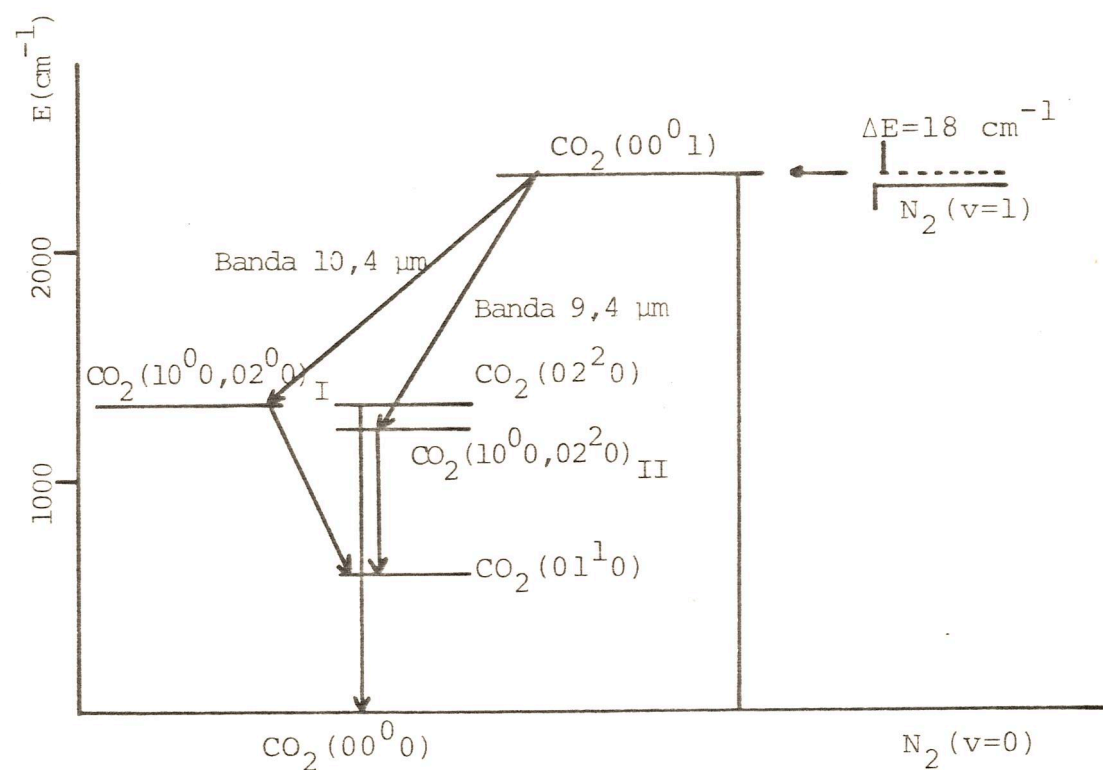


Fig. 4 - Diagrama dos níveis de energia do CO_2 e N_2 .

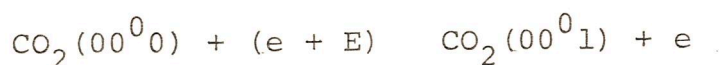
Mecanismos de Excitação da Molécula de CO_2 - Va

mos considerar somente os mecanismos de excitação em lasers de fluxo contínuo, isto é, não consideraremos lasers selados. O nosso interesse é promover moléculas de CO_2 do seu estado fundamental $\text{CO}_2(00^0_0)$ para o estado $\text{CO}_2(00^0_1)$. Utilizamos a nota

ção espectroscópica. O estado $\text{CO}_2(00^00)$ significa que a molécula de CO_2 não possui nenhum quantum de energia nas frequências ν_1 , ν_2 e ν_3 dos modos normais de vibração. O estado excitado de nosso interesse, $\text{CO}_2(00^01)$ nos diz que a molécula tem um quantum de energia ν_3 , isto é, um quantum de energia vibracional no modo de vibração assimétrico.

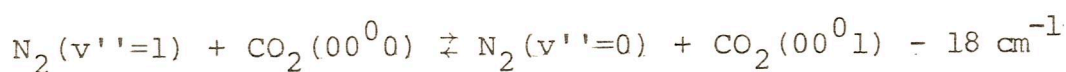
Os dois principais mecanismos de excitação da molécula de CO_2 são a colisão inelástica do CO_2 com elétrons de baixa energia e a transferência de energia ressonante de moléculas de nitrogênio vibracionalmente excitadas.

No primeiro caso as moléculas de CO_2 são excitadas por colisões inelásticas de elétrons com energia menor ou igual a 5 eV de acordo com a equação:



Na equação acima, E representa a energia e e o elétron. No entanto a probabilidade de excitação do CO_2 a níveis vibracionais mais altos é consideravelmente maior que a excitação para níveis vibracionais mais baixos, os de nosso interesse, no caso da colisão direta com elétrons. Apesar disso, pode haver uma efetiva criação de estados $\text{CO}_2(00^01)$ já que níveis vibracionalmente elevados do CO_2 decaem em cascata para aquele estado. De qualquer maneira, considera-se estes casos de formação do estado $\text{CO}_2(00^01)$ como devido a colisão inelástica com elétrons.

A transferência de energia ressonante de moléculas de nitrogênio para as moléculas de dióxido de carbono é o mecanismo dominante de bombeamento em laser de CO₂. O nitrogênio é uma molécula diatômica homonuclear e quando é excitada eletricamente ou por outro meio, ela pode ser levada a estados vibracionais. O primeiro nível vibracional deste estado N₂(v''=1) é quase coincidente em energia com o nível excitado CO₂(00⁰1). A energia é transferida com alta eficiência nas colisões do nitrogênio com o dióxido de carbono, através da seguinte equação:



Como já ressaltamos, a energia de 18 cm⁻¹ é muito menor que a energia térmica das moléculas na descarga, que é aproximadamente 200 cm⁻¹, logo não há problemas à transferência eficiente de energia. Elétrons com energias no intervalo 1,5 eV a 4,0 eV são mais efetivos em excitar v''=1 do nitrogênio do que excitar os níveis com v''=2,3, etc.

Mecanismos de Relaxação - Vamos considerar o estado CO₂(00⁰1). Deste estado excitado é possível a emissão laser através de dois tipos de transição: a transição dos níveis (00⁰1) → (10⁰0,02⁰0)_I formando a banda dos 10,4 μm e a transição dos níveis (00⁰1) → (10⁰0,02⁰0)_{II} formando a banda dos 9,4 μm.

Agora são necessários processos de relaxação para depopular estes níveis laser inferiores até o estado fundamental $\text{CO}_2(00^0_0)$, onde novamente os processos de excitação podem atuar.

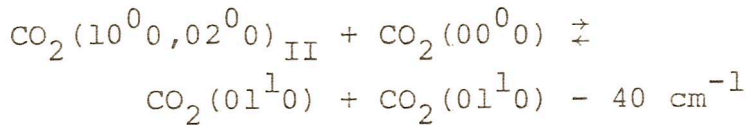
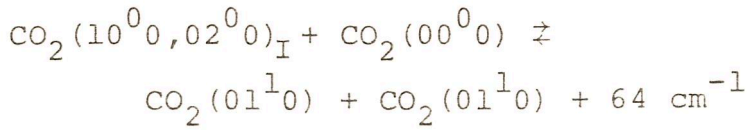
No início do desenvolvimento dos lasers de CO_2 a eficiência destes lasers era pobre e a potência fornecida chegava apenas a ordem de 1 mW. Foi constatado que adicionando hélio na mistura gasosa utilizada havia um aumento considerável na potência de saída. Sabe-se agora que o efeito principal do hélio na mistura é causar a relaxação dos níveis inferiores laser sem contudo afetar a população do estado (00^0_1) .

Os átomos de hélio também favorecem a depopulação do estado (01^1_0) e diminui a temperatura cinética dos gases. Este efeito é muito importante em lasers de CO_2 de potência, isto é, lasers capazes de fornecer mais de 10 W. A ordem de magnitude das taxas de decaimento radiativo é algumas vezes menor que aquela devida a colisão de estados excitados do CO_2 (exceto o estado (00^0_1)) com átomos de hélio e outros componentes da mistura. Exemplificamos mostrando na lista abaixo os valores do coeficiente A de Einstein para decaimento radiativo de algumas transições de interesse da molécula de dióxido de carbono $(20,21)$:

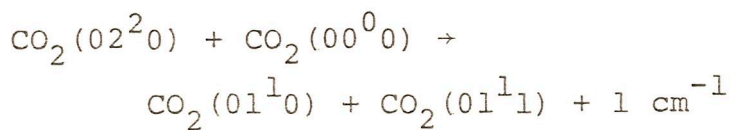
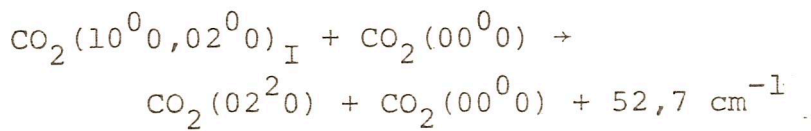
Transição $(00^0_1) \rightarrow (00^0_0)$	$A=10 \text{ s}^{-1}$
Banda 10,4 μm , região de $J=20$	$A=0,2 \text{ s}^{-1} \rightarrow 2 \text{ s}^{-1}$
Níveis laser inferiores $\rightarrow (01^1_0)$	$A=0,2 \text{ s}^{-1} \rightarrow 2 \text{ s}^{-1}$
$(01^1_0) \rightarrow (00^0_0)$	$A=0,4 \text{ s}^{-1} \rightarrow 1 \text{ s}^{-1}$

O coeficiente A de Einstein é simplesmente o inverso da vida média radiativa τ do nível superior considerado.

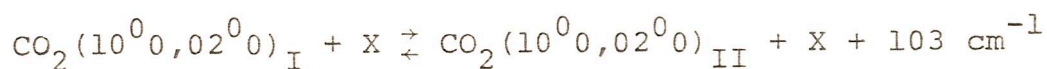
O decaimento do estado $\text{CO}_2(10^0 0, 02^0 0)_I$ e do estado $\text{CO}_2(10^0 0, 02^0 0)_{II}$ ocorrem da seguinte maneira:



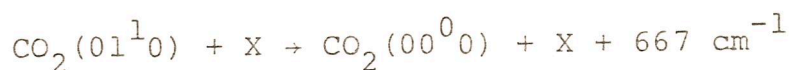
Uma outra maneira de decaimento do estado excitado $\text{CO}_2(10^0 0, 02^0 0)_I$ é a seguinte⁽¹⁷⁾:



Estas duas últimas equações são interessantes devido a um mecanismo de transferência entre os níveis inferiores de laser:

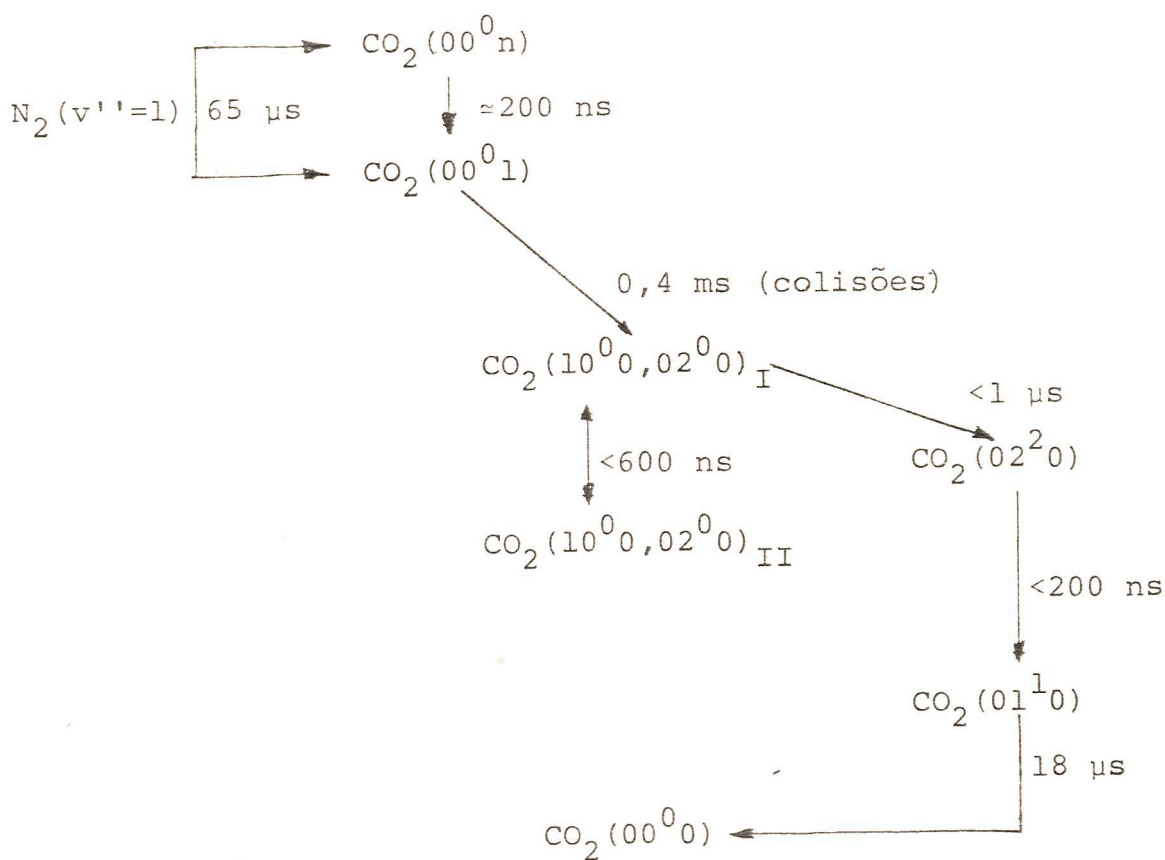


Finalmente, os processos de resfriamento do nível (01^1_0) envolvem transferência de energia vibro-translacional:



Nas duas últimas equações X pode ser qualquer dos gases envolvidos na mistura utilizada num laser de CO_2 .

Apresentamos abaixo os tempos de relaxação em uma descarga contínua de uma mistura de CO_2 , N_2 e He nas proporções 1:1:8 a pressão de 15 Torr e a temperatura de 420 K:



Construção do Laser de CO₂ - Um sistema próprio

para microcirurgias implica, em primeiro lugar, em que o laser propriamente dito seja adaptável a um microscópio clínico.

Existem duas maneiras pelas quais podemos conseguir isto. A primeira é adaptando o laser diretamente ao microscópio e a segunda é ligando o laser ao microscópio através de um braço articulado ou de uma fibra óptica. A segunda destas opções, embora dê ao cirurgião uma maior facilidade no manuseio do microscópio, impõe a necessidade de o laser ser capaz de desenvolver uma potência mais elevada que a necessária para a cirurgia, compensando desta maneira as perdas que ocorreriam nos diversos espelhos do braço articulado ou na fibra óptica.

A primeira opção, com o laser acoplado diretamente ao microscópio, só é usado um espelho para mudar a direção do feixe laser e assim sua potência não precisa ser maior que a recomendada para o fim cirúrgico. Esta foi a maneira por nós escolhida para a construção do laser de CO₂.

Salientamos que para a radiação infra-vermelha de 10,6 μm ou usávamos o laser acoplado diretamente ao microscópio clínico ou usávamos um braço articulado visto que ainda não existem fibras ópticas eficientes para aquela radiação.

Considerando a maneira de adaptação ao microscópio que escolhemos, uma série de fatores se tornaram imperativos:

a) o laser deve ser relativamente pequeno e leve;

- b) deve ter alta estabilidade, tanto do ponto de vista de potência fornecida como do modo transversal eletromagnético em que ele trabalha;
- c) deve ter possibilidade de desenvolver uma potência óptica de saída de até 30 W e
- d) que todo o sistema seja de fácil locomoção não necessitando instalações especiais para seu funcionamento.

Para a construção de um laser de CO₂ otimizado, próprio para microcirurgias, seguro e manipulável fora do laboratório foi necessário desenvolver um sistema que servisse para estudos e tentativas, um verdadeiro banco de testes, cujos resultados seriam, se bem sucedidos, aplicados ao sistema que nos propunhamos construir.

Este primeiro laser foi feito sem nos preocuparmos com os fatores necessários para utilização em microscópios clínicos e conseqüentemente em microcirurgias. Este "modelo zero" seria o nosso campo de prova, um sistema robusto que pudesse facilmente ser modificado e manipulável no laboratório.

Estudamos aí a mistura de gases utilizados no laser, as relações entre as quantidades de dióxido de carbono, nitrogênio e hélio, de maneira que a eficiência fosse ótima em função de determinadas características do laser, como a cavidade utilizada, a óptica do infra-vermelho, a potência elétrica aplicada ao laser, etc. É importante notar que entendemos eficiência como a razão entre a potência óptica de saída e a potência elétrica de entrada.

De posse dos dados obtidos com o chamado modelo zero passamos a projetar um protótipo para uso clínico.

Optamos por usar uma fonte de tensão construída segundo nossas especificações. Na realidade é uma fonte dupla, isto é, possui dois terminais independentes com tensão de mesmo sinal. O retorno da corrente é feito por um terceiro terminal que é aterrado. Sem carga esta fonte é capaz de gerar uma tensão de 10 kV em cada um dos terminais "quentes". É capaz de fornecer uma corrente de 30 mA também em cada um dos terminais. No tubo laser propriamente dito, os dois terminais quentes são ligados a eletrodos nas extremidades do tubo, enquanto um eletrodo central está aterrado, veja figura 5.

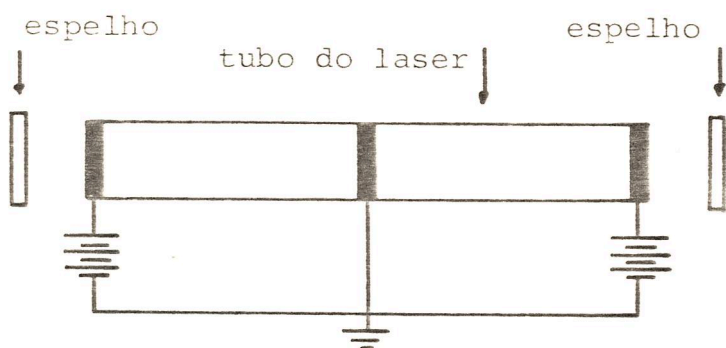


Fig. 5 - Esquema de alta tensão do laser de CO₂

As condições de máxima potência fornecida pela fonte quando ligada ao tubo laser, com carga portanto, foi de 360 W, pois em cada um dos terminais quentes passava uma corrente de 30 mA com uma tensão de 6 kV.

O sistema de fornecimento de gases dióxido de

carbono, nitrogênio e hélio no modelo zero foi estudado a partir de cilindros individuais destes gases. Desta maneira foi possível saber qual a mistura ideal para o laser que era de nosso interesse construir. Já no protótipo clínico, esta mistura se encontrava em um único cilindro pequeno. A concentração molar é de aproximadamente 9% de dióxido de carbono, 16% de nitrogênio e balanço de hélio.

A alimentação gasosa do laser de CO_2 é feita através de um tubo plástico na seguinte sequência: a mistura liberada pela válvula do cilindro vai até uma outra válvula, esta uma solenóide de segurança (ligada ao sistema elétrico do sistema laser), daí vai a uma válvula agulha que controla a pressão ideal ao funcionamento ótimo do laser. Esta pressão é lida em um medidor especial.

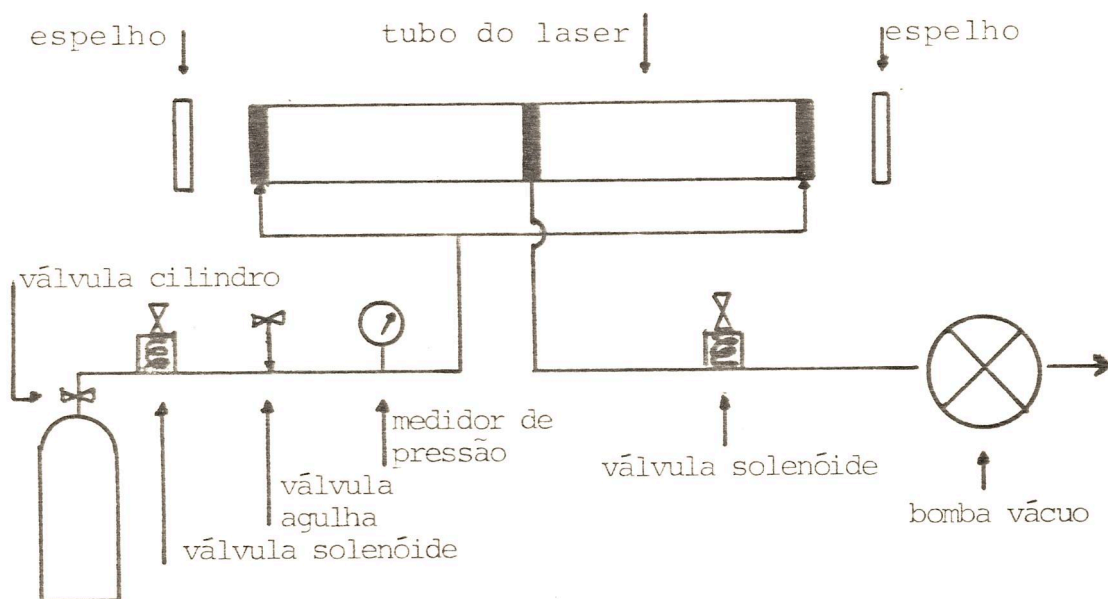


Fig. 6 - Esquema da alimentação gasosa do laser de CO_2

Do medidor de pressão a mistura gasosa é lançada no tubo laser pelas suas extremidades. No centro do tubo laser estes gases são recolhidos, passam por outra válvula so lenóide de segurança e através de uma bomba de vácuo primário são lançados à atmosfera. Veja figura 6.

Um sistema para refrigeração do laser se faz necessário. Para que o sistema seja independente é preciso que haja um reservatório de fluido refrigerante, que no nosso caso é água desionizada. Também através de tubos plásticos, esta água é bombeada por uma pequena bomba até um filtro, daí é forçada até um radiador onde é refrigerada por fluxo de ar. Do radiador, finalmente, a água é utilizada para resfriar o laser, vai aos eletrodos e posicionadores de espelhos e também aos tubos que formam o laser propriamente dito. Do tubo laser a água volta ao reservatório, como mostra a figura 7.

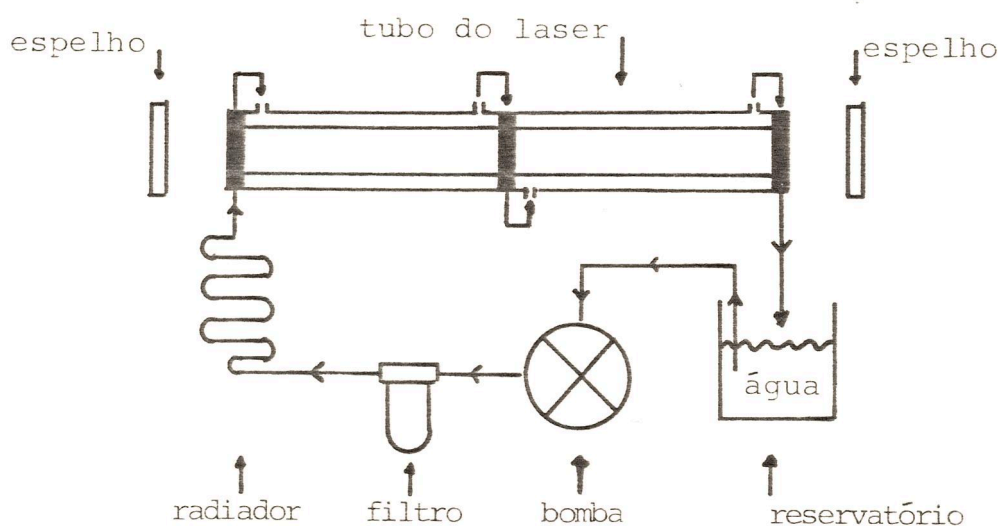


Fig. 7 - Esquema de refrigeração do laser de CO₂.

Os sistemas de alta tensão, de alimentação gasosa e de refrigeração são os principais componentes utilizados em um laser de CO_2 . Todos estes sistemas são independentes, isto é, só necessitam de uma fonte de força de 110 V para o seu funcionamento, não sendo necessário instalações especiais para serem utilizados. Estes sistemas foram colocados em um gabinete móvel. Em um painel de controle se pode intervir na fonte de alta tensão, na alimentação gasosa, na refrigeração e outros dispositivos do laser.

A construção do tubo laser foi otimizado a partir do tubo do modelo zero. O problema que nos chamou mais a atenção foi a pouca estabilidade do modelo zero. Este fato decorria por duas razões: a maneira de posicionar os espelhos e a estrutura de fixação do tubo laser. Os posicionadores de espelhos foram construídos para permitir uma rápida variação do ângulo entre os dois espelhos e também para facilitar uma troca destes espelhos de maneira não muito complicada.

Estes fatores, úteis para nossos testes permitiam a instabilidade do sistema, visto que os posicionadores estavam assentados sobre "O-rings", que na nossa montagem não forneciam a rigidez necessária. Um outro problema se apresentou na estrutura de fixação do tubo laser. Este tubo estava preso a uma placa de celeron, que em determinadas situações sofria torções causando a instabilidade do laser. Estes fatores combinados chegavam a causar uma perda de potência de até 60%.

A substituição da placa de celeron por um cilindro

maciço do mesmo material eliminou os problemas causados pela torção e até mesmo "stress" da placa. Os posicionadores de espelhos foram construídos de tal modo que assentavam no tubo laser metal contra metal. Uma geometria esférica permitia o alinhamento de uma maneira muito estável.

Quanto à cavidade óptica propriamente dita, foi possível otimizar o diâmetro e o comprimento do tubo de plasma. O comprimento do laser, de espelho a espelho, que consideramos como ideal foi de 50 cm, e o diâmetro interno do tubo foi de 6 mm, aproximadamente. O tubo (interno) utilizado foi de quartzo, o que permitia uma melhor condutividade térmica e então uma melhor refrigeração. O espelho totalmente refletor era plano, de cobre com um "coating" de ouro; o outro espelho era de seleneto de zinco, 85% refletor e tem uma distância focal de aproximadamente 10 m.

Nestas situações, o laser de CO_2 fornecia radiação infra-vermelha com 30 W contínuos e a eficiência de 11%. Aplicávamos em cada braço do laser, aproximadamente 5 kV, puxando uma corrente de 27 mA.

Para tornar o sistema operacional precisávamos informação sobre a potência fornecida pelo laser de CO_2 visto que ele não iria trabalhar sempre em regime de potência máxima.

O problema foi resolvido utilizando-se um mili-amperímetro eletrônico de fabricação nacional. Quando a radiação laser incidia sobre um transistor do circuito, o aumento

de temperatura modificava a corrente que passava pelo transistor de acordo com as curvas intrínsecas deste componente eletrônico. A radiação laser incidia sobre um dissipador de calor, ao qual estava preso o transistor, de maneira que a sua temperatura não subia a níveis demasiado elevados. Calibrando-se convenientemente o miliamperímetro obtínhamos informações sobre a potência fornecida pelo laser, pois podíamos relacionar potência e temperatura.

Um outro sistema se fazia necessário. Para o fim a que destinávamos o laser de CO_2 , ele deveria ser capaz de fornecer radiação em intervalos de tempo bem determinados. Foi necessário, então, um circuito "relógio" eletrônico e esta montagem também existe no mercado nacional. O circuito eletrônico permitia a passagem de corrente por um solenóide rotatório em tempos de 0,1 segundo, 0,25 segundo, 0,5 segundo, 0,75 segundo e 1 segundo, além de operação contínua. O solenóide rotatório normalmente está não energizado, e desta maneira ele impede a saída da radiação laser. Esta radiação é desviada de seu caminho pelo solenóide e incide sobre o dissipador de calor do medidor de potência.

Assim, sempre que o laser estiver "fechado", recebemos informação sobre a potência do laser. Este sistema, então, permite "tiros" nos intervalos de tempo escolhido pelo usuário, além, naturalmente da operação contínua. O circuito eletrônico energiza o solenóide rotatório, e este movimentando-se permite a passagem da radiação sem nenhuma interferên—

cia.

Neste ponto o sistema laser de CO_2 já era completamente controlado e monitorado no laboratório. Todos os sistemas de alimentação e monitoração foram colocados em um gabinete móvel. Os tubos plásticos, fios blindados, etc. que ligavam o tubo laser aos sistemas alimentadores foram reunidos em um cordão umbilical. O tubo laser preso ao cilindro de "celeron" deveria ser colocado em uma caixa que tivesse segurança ao usuário leigo.

Esta caixa foi construída em alumínio, possui dobras que aumentam sua rigidez, isto é, não sofre facilmente torções. O cilindro de "celeron" foi preso a esta caixa em um único ponto de maneira que mesmo que a caixa sofra algumas distorções, estas não chegam a afetar a rigidez do tubo laser.

Próximos aos pontos "quentes" de alta tensão a caixa de alumínio foi isolada com "mayla", como uma medida extra de segurança, já que esta caixa é aterrada.

O cordão umbilical foi ligado à caixa de alumínio. Na saída da radiação laser da caixa, foi adaptado um dispositivo que permite o acoplamento desta caixa ao microscópio clínico, além de poder receber a óptica infra-vermelha, lentes de seleneto de zinco, em geral.

Também a este dispositivo pode ser adaptado em micromanipulador, utilizado para desviar o feixe laser ao controle do usuário e ainda permitir, usando um truque óptico, a este usuário, "ver" o ponto onde a radiação invisível infra-

vermelha irá fazer seu efeito.

Neste ponto o sistema laser de CO_2 se encontra operacional e utilizável em salas de cirurgia, afinal, ao que realmente se destinava.

Aplicações do Laser de CO_2 Nacional - Como o nosso propósito era desenvolver um laser de CO_2 nacional para utilização em microcirurgias, já no início do trabalho, quando apenas o modelo zero podia ser utilizado, dirigimos nosso interesse para a área médica.

Foi realizado um trabalho que tratava do desempenho de um laser de CO_2 nacional para cirurgias otorrinolaringológicas, em colaboração com médicos da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP. Nesta publicação apresentamos os resultados de cirurgias experimentais em mucosa oral de cobaias. Mostramos que o efeito da radiação laser sobre o tecido é fundamentalmente dependente da densidade de energia da radiação. Utilizamos neste trabalho lentes de distância focal diferentes, potências ópticas diferentes e tempos de exposição da mucosa oral das cobaias à radiação laser também diferentes.

Após a construção e operacionabilidade do sistema laser de CO_2 , foram realizadas cirurgias em pacientes da Santa Casa de Misericórdia de Campinas pela equipe médica daquela instituição. As cirurgias realizadas foram de papilomatoses e amiloidoses, todas com sucesso, tanto do ponto de vista cirúrgico com do ponto de vista de tecnologia do laser de CO_2 .

Estas intervenções cirúrgicas foram por nós acompanhadas na intenção de sentir o desempenho do sistema laser que construímos.

As intervenções cirúrgicas foram consideradas pelos médicos de mesma qualidade às cirurgias realizadas com sistemas laser importados.

Foi-nos comunicado que a recuperação dos pacientes submetidos às cirurgias era satisfatória, concordando com as vantagens reconhecidas da utilização do laser de CO₂ naqueles tipos de cirurgia, em especial ao sistema que desenvolvemos e construímos.

CONCLUSÃO

O fato de realizarmos um trabalho que envolveu duas unidades acadêmicas da UNICAMP é interessante no sentido de que desta maneira há uma efetiva interação entre profissionais de diferentes formações.

O sistema laser de CO_2 por nós construído para utilização em microcirurgias mostrou ser de mesma qualidade dos sistemas importados. Isto nos incentiva a acreditar que uma nova maneira de pensar está sendo considerada nos centros de pesquisas universitários. A física e a medicina são áreas onde é possível a existência de um intercâmbio altamente saudável para ambas as especialidades. Podem ser desenvolvidos projetos de alta significância social, onde o físico e o médico podem ver situações bem além daquelas que seus treinamentos específicos permitiria.

O sistema laser de CO_2 por nós desenvolvido e construído é um exemplo real do alcance social e acadêmico da interação a que nos referíamos. Esperamos que esta idéia não feneça e que outros trabalhos inter-disciplinares sejam incentivados no futuro.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Engel, T., e Harris, Z.; J. Reprod. Med., 15, 33 (1975)
- 2 - Paparella, M., e Shumrick, D., eds.; "Otolaryngology. Vol. 3: Head and Neck.", Saunders, Philadelphia, Penn.
- 3 - Goldman, L. et al; Arch. Surg., 96, 397 (1968).
- 4 - Stellar, S.; Proc. Rudolf Virchow Med. Soc. City N.Y., 26 (Suppl.), 416 pp (1968).
- 5 - Stellar, S.; Med. Biol. Eng., 8, 549 (1970).
- 6 - Levine, N. et al; Ann. Surg., 179, 246 (1974)
- 7 - Patel, C.K.N.; Phys. Rev. Lett., 12, 588 (1964).
- 8 - Patel, C.K.N.; Phys. Rev., 136, A1187 (1964).
- 9 - Legay, F., e Legay-Sommaire, N.; C.R. Acad. Sci., 259B, 99 (1964).
- 10 - Patel, C.K.N.; Phys. Rev. Lett., 13, 617 (1964).
- 11 - Legay-Sommaire, N., Henry, L., e Legay, F.; C.R. Acad. Sci., 260B, 3339 (1965).
- 12 - Patel, C.K.N.; Appl. Phys. Lett., 7, 15 (1965).
- 13 - Patel, C.K.N., Tien, P.K., e McFee, J.H.; Appl. Phys. Lett., 7, 290 (1965).
- 14 - Horrigan, F., Klein, C., Rudko, R., e Wilson, D.; Microwaves, 8, 68 (1969)
- 15 - Tiffany, W.B., Targ, R., e Foster, J.D.; Appl. Phys. Lett., 15, 91 (1969).
- 16 - Rigden, J.D., e Moeller, G.; IEEE J. Quantum Electron., QE-2, 365 (1966).
- 17 - Tyte, D.C.; In:"Advances in Quantum Electronics", (D.W.

Goodwin, ed.), Vol. 1, Acad. Press, NY (1970).

18 - Courtoy, C.P.; Can. J. Phys., 35, 608 (1957).

19 - Amat, G., e Pimbert, M.; J. Mol. Spectrosc., 16, 278
(1965).

20 - Statz, H., Tang, C.L., e Koster, G.F.; J. Appl. Phys.,
37, 4278 (1966).

21 - McCubbin, T.K., Jr., e Mooney, T.R.; J. Quant. Spectrosc.
Radiat. Transfer, 8, 1255 (1968).