

ESTUDO COMPARATIVO DAS APLICAÇÕES MÉDICAS DOS LASERS DE HOLMIO E ÉRPIO E LASERS CONVENCIONAIS

Denise Maria Zezell e Nilson Dias Vieira Junior

Supervisão de Materiais Optoeletrônicos

IPEN / CNEN- SP

Em Biologia e Medicina lasers de diferentes comprimentos de onda tem sido usados desde 1960 como agente terapêutico e analítico. A interação da luz laser com tecidos biológicos pode induzir efeitos do tipo térmico, mecânico, químico ou bioestimulação. Estes tecidos são constituídos principalmente de água, que absorve fortemente nas regiões de λ menores que 200nm e acima de 2 μ m de forma que os lasers de Ho (2,1 μ m) e Er (2,9 μ m) são intensamente absorvidos, proporcionando maior precisão e novas aplicações. Estes novos lasers podem ser usados em cirurgias de tecidos moles, passando pela desobstrução de artérias cardíacas, até cirurgia de hérnia de disco e apresentam as vantagens de serem mais versáteis, de manutenção mais fácil e preços mais econômicos que os lasers convencionais.

1 INTRODUÇÃO

As aplicações de Laser em Medicina se iniciaram logo após o surgimento do primeiro laser de rubi em 1960. Atualmente, praticamente todas especialidades médicas utilizam lasers em procedimentos cirúrgicos, com maior concentração em oftalmologia, cardiologia, otorrinolaringologia e oncologia.

Os lasers mais usados para propósitos cirúrgicos são o CO_2 , o Nd:YAG e o argônio, principalmente pelas suas propriedades de hemostasia e corte.

O surgimento de novos meios laser ativos proporciona uma crescente diversidade de aplicações que dependem do tipo de interação laser tecido alvo, da profundidade de penetração da luz laser no tecido e também da disponibilidade de sistemas de entrega de feixe para um certo comprimento de onda.

2 INTERAÇÃO LASER-TECIDO

As interações da luz laser com tecidos biológicos podem induzir vários efeitos como: térmico, ablativo, fotoacústico, químico ou bioestimulação. A natureza destas interações depende não só do tipo de tecido e seus cromóforos absorvedores mas das características do laser: comprimento de onda, densidade de potência, radiação contínua ou pulsada e largura de pulso.

Uma vez que tecidos biológicos são constituídos de 70 - 90% de água, é necessário conhecer a absorção da água em função do comprimento de onda.

Na região do visível os absorvedores naturais do tecido são a oxihemoglobina e a melanina. No ultravioleta, de 200nm a 350nm, as proteínas e o DNA dominam a absorção. Já em comprimentos de onda maiores que 2 μ m, no infravermelho, a água é o principal absorvedor. No intervalo de 600nm a 1300nm a absorção óptica é baixa, e a luz laser pode penetrar no tecido a uma profundidade maior que 1cm. (Este intervalo existe porque as transições eletrônicas dos absorvedores do tecido são fracas e a absorção da água ainda não é forte, fazendo com que esta seja uma importante porta de entrada para absorvedores exógenos, usados em terapias fotoquímicas) [1].

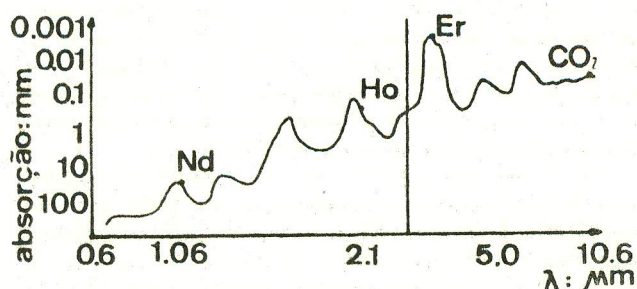


FIGURA 01- Espectro de absorção da água [2].

3 DISPONIBILIDADE DE FIBRAS

Para lasers CW existem materiais adequados para fibras do ultravioleta, visível ao infravermelho próximo (2,5 μ m). O recente desenvolvimento de fibras de fluoreto de zircônio e safira permite a transmissão de comprimentos de onda infravermelhos até 5 μ m, o que possibilitará aplicações endoscópicas de lasers de Érbio (2,9 μ m) quando estas fibras estiverem disponíveis comercialmente para aplicações médicas. Existem poucas fibras que possam transmitir segura e eficientemente comprimentos de onda maiores, como o CO_2 (10,6 μ m). Já para lasers pulsados ainda existe alguma dificuldade de encontrar materiais que possam transmitir pulsos de duração de ns e ps de alta intensidade.

4 DISCUSSÃO

Um dos principais inconvenientes dos lasers de Nd:YAG e CO_2 é a carbonização do alvo e do tecido circundante, que precisa ser removida antes da sutura para que não afete o tecido remanescente. Este procedimento é delicado e consome tempo. Já o laser de Holmio (2,1 μ m) não queima o tecido durante a ablação ("cold laser"). A ablação consiste no aumento da temperatura devido à absorção da irradiação laser, que com incidência prolongada leva o tecido a temperaturas maiores que 100°C. O fluido é aquecido dentro do tecido, rápido o suficiente para minimizar perdas de calor por condução e lento o suficiente para prevenir a formação de ondas de choque devido ao fato da vaporização não poder consumir toda energia depositada na superfície.

