

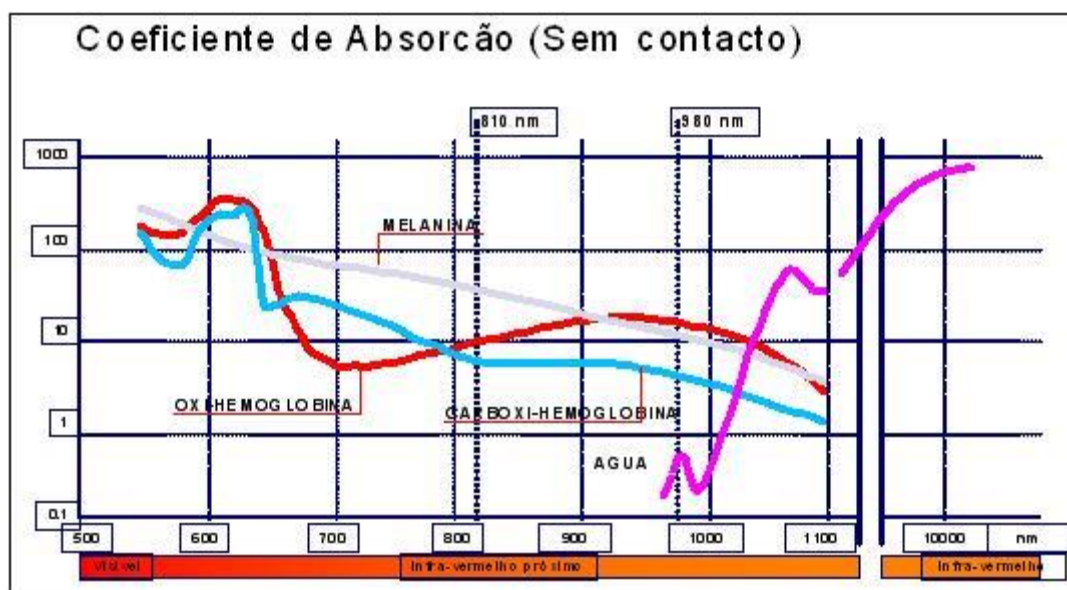
Mecanismo de Ação do Laser Endovenoso

Por Luiz Marcelo Aiello Viarengo

Ao contrário do tratamento transcutâneo a laser das teleangiectasias e veias reticulares, o tratamento endovenoso de varizes ainda trilha em um processo de aprendizagem sobre a eficácia, efeitos adversos e modo de ação. Poucos são os trabalhos que se ocupam em elucidar objetivamente o mecanismo de ação do laser endovenoso já que todos se apóiam nos amplos conhecimentos da Física sobre o laser e sua ação sobre os tecidos com base em seu efeito fototérmico, fotomecânico, fotoquímico, fotobiomodulação e de fototermólise seletiva (Anderson & Parrish, 1983).

Para que a luz do laser atue sobre o tecido é necessário ocorrer absorção da energia transportada pelo feixe de fótons pelo cromóforo. O parâmetro do laser que mais influencia a absorção do laser pelo tecido é o comprimento de onda da luz, que é o que define a sua cor (figura 10).

Certos tecidos serão transparentes a determinados tipos de laser. Outros o absorverão completamente. Dessa forma, pode-se provocar o efeito térmico necessário em um ponto específico de forma seletiva, sem afetar o tecido adjacente, dando origem ao fenômeno de fototermólise seletiva, teoria desenvolvida pelo Dr. Rox Anderson em Boston (Anderson & Parrish, 1983).



Coeficiente de absorção de diferentes comprimentos de onda para diferentes cromóforos

No tratamento endovenoso de varizes a laser, o objetivo é produzir um dano térmico irreversível na parede do vaso, de forma que ocorra uma obliteração definitiva sem danos aos tecidos adjacentes. Para tal nos valem, em parte, do efeito fototérmico do laser, onde a energia luminosa vai ser absorvida e transformada em calor, provocando coagulação e vaporização. Para minimizar ou anular os efeitos adversos sobre os tecidos vizinhos, utilizamos dos conhecimentos advindos da teoria de Rox Anderson & Parrish (1983) sobre a fototermólise seletiva, que é a arte de combinar

comprimento de onda e duração do pulso para obter o efeito desejado no tecido-alvo sem danos adicionais aos tecidos vizinhos.

Na aplicação endovenosa do laser, parte da energia luminosa é absorvida pela hemoglobina que, com a difusão do calor, induz a formação de uma bolha de vapor com elevadas temperaturas, que é a responsável pela produção do dano térmico uniforme em toda a circunferência do vaso.

Para avaliar o mecanismo de ação do laser endovenoso, Proebstle et al. (2002), organizaram um dispositivo experimental (fig. 6), constituído de um tubo de silicone com diâmetro interno de 6,0mm conectado, em uma das extremidades, a um tubo transparente de 2,0mm de diâmetro interno. Este sistema de tubos foi preenchido com sangue heparinizado, e, do lado oposto, a fibra de laser de 600 μ foi introduzida até o terço médio do tubo de 6,0mm (figura 11).

Diferentes valores de energia laser foram aplicados por meio da variação da potência ou duração do pulso. Com cada pulso laser ocorria a formação de uma bolha de vapor dentro do sistema, sendo sua extensão e volume avaliados por documentação da alteração no nível de sangue dentro do tubo de 2mm. O volume cilíndrico foi calculado como $V = h \times \pi \cdot r^2$. Por exemplo: um pulso de laser de 15 J produz um movimento no nível de sangue de $h = 54$ mm. Portanto, o volume da bolha de vapor laser gerado será de 170mm³, correspondendo a uma extensão de 6mm da bolha dentro do tubo de 6mm. A temperatura da bolha de vapor é próxima de 100°C e, uma vez gerada, permanece com temperatura constante durante todo o período em que ocorre expansão de seu volume (fase de transição).

A bolha formada durante a liberação do pulso laser se colapsa imediatamente após a descontinuidade do mesmo; ou seja, é um fenômeno local e instantaneamente reversível, não expondo o paciente a nenhum risco adicional como embolia gasosa (Proebstle et al., 2002).

A profundidade de penetração do laser de diodo dentro do sangue é de aproximadamente 0,3mm; portanto, a extensão do dano provocado é limitada (Proebstle et al., 2002).

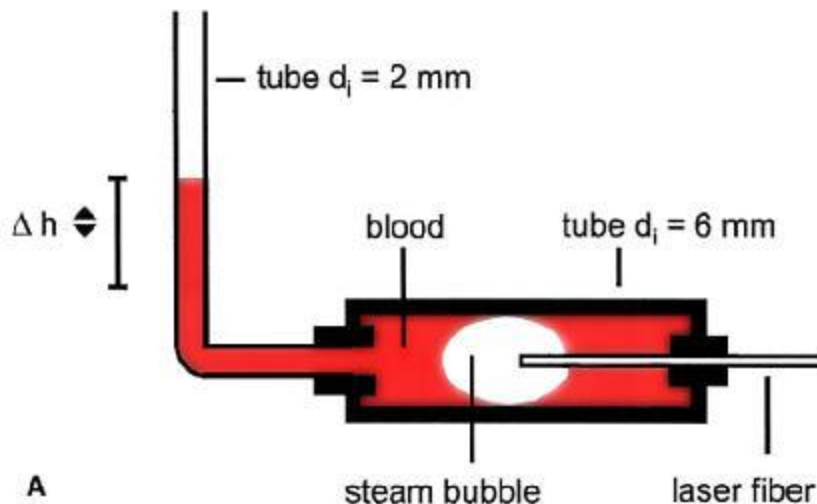
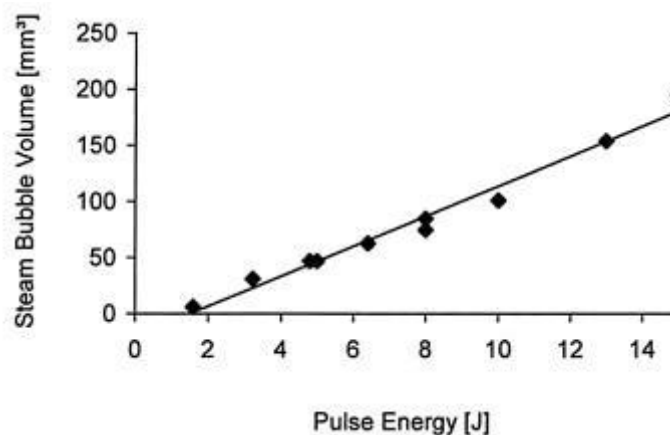


Diagrama esquemático do dispositivo experimental para demonstrar a formação de bolhas de vapor durante a liberação do pulso de laser (Proebstle et al., 2002).

Neste estudo de Proebstle et al., (2002), também ficou demonstrado que o volume da bolha de vapor gerada correlaciona-se diretamente com a energia do pulso laser linearmente e que o limiar mínimo de energia para a formação da bolha de vapor é em torno de 1,5 Joule (figura 12). Este limiar de energia é necessário para aquecer o sangue, ao redor da fibra, até alcançar a temperatura de ebulição. Um pulso de laser com energia abaixo desse limiar poderá somente aquecer o sangue, sem formação da bolha e com efeitos adversos indesejados, como a tromboflebite. Além disso, para se obter o efeito desejado com dano térmico irreversível, é necessário que haja uma expansão da bolha até envolver todo o diâmetro do vaso.



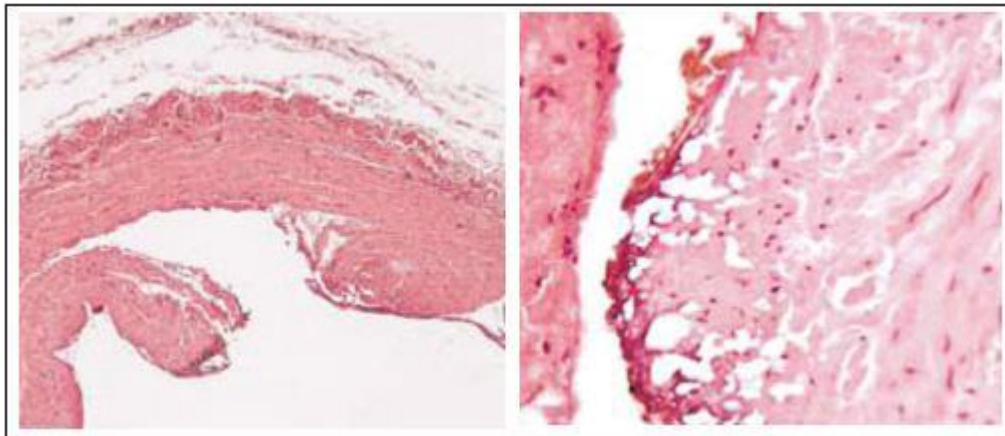
Relação entre o volume da bolha de vapor e a quantidade de energia liberada por pulso laser (Proebstle et al., 2002).

O aspecto macroscópico da veia tratada com Endolaser pode ser observado na figura 13. Nota-se área avermelhada com pontos de carbonização ou perfuração nos sítios onde a fibra óptica entrou em contato com a parede venosa durante a liberação da energia laser. O dano produzido pelo calor e demonstrado histologicamente foi consistentemente detectado ao longo de uma distância de 5 a 7mm na parede da veia, entre o impacto direito de dois pulsos de laser.

O exame microscópico com hematoxilina-eosina evidencia um padrão mais destrutivo de lesão tecidual nos sítios de ação direta do laser. Pode-se observar vaporização perfurante e não perfurante da parede da veia com áreas de carbonização das margens teciduais adjacentes e laceração intimal em resposta a uma entrega explosiva de energia de alta densidade, produzindo foto-disjunção (Proebstle et al., 2002).



Aspecto macroscópico da veia tratada com endolaser (fase aguda).



Aspecto microscópico da veia tratada com EVL (fase aguda) mostrando a