

MODELACIÓN DE LA ACCIÓN DEL LASER ENDOVENOSO

Serge Mordon
UPRES EA 2689 – INSERM IFR 22
Pavillon Vancostenobel, CH&U, 59037 Lille Cedex
email:mordon@lille.inserm.fr

El láser endovenoso actúa por acción térmica. Esta acción térmica es un proceso complejo compuesto de 3 etapas : i) la conversión de luz en calor, ii) la transferencia de calor, iii) la desnaturalización termo-química de los constituyentes tisulares.

En el caso del láser endovenoso, que emite entre 800 y 1000 nm, el medio donde se efectúa la conversión de calor es la sangre. La información se concuerda con los valores del coeficiente de absorción μ_a del orden de 1.05 a 2.84 cm^{-1} , y para el coeficiente de difusión reducido μ_s' del orden de 3,84 a 7,12 cm^{-1} . Así, la distancia σ hasta la cual hay conversión de luz es del orden de 1.4 a 2 mm ($\sigma = 1/\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}$). Este proceso de conversión de luz define un volumen de calentamiento "primario" a partir del cual, habrá una transferencia de calor, que contribuirá principalmente al daño tisular final.

Si consideramos que el volumen primario es una safena de 2mm, el TrT (Tiempo de Relajación Térmica) es de 0,9s., significa que si el tiempo de disparo es inferior o igual a esta duración, sólo este volumen será efectivamente calentado. Se comprende pues fácilmente que es necesario aumentar el tiempo de disparo a fin de que haya una elevación de calor de la totalidad del vaso y de la pared de éste. Si mantenemos la irradiación, el calor se difunde progresivamente desde el volumen primario a una velocidad del orden de los 1,25 mm/s. En consecuencia, la duración de irradiación para calentar el volumen sanguíneo contenido en el vaso varía de 2,5s para un vaso de 6mm a 10s para un vaso de 25mm.

Finalmente, la etapa de desnaturalización puede ajustarse mediante el modelo de ecuación matemática siguiente : $\Omega = A \int \exp(-E_a/RT(t)) dt = \int d\Omega/dt dt$. Sabiendo que los valores de A (susceptibilidad térmica del tejido en s^{-1}) y de E_a : (energía de activación por molécula/constante molecular del tejido en KJ.mole^{-1}) son variables para la sangre ($A=7.6 \times 10^6$, $E_a=448$) y la pared vascular ($A=5.6 \times 10^6$, $E=430$), se comprende que es necesario calentar durante más tiempo el vaso si se desea coagular el continente (pared) y no únicamente el contenido (sangre). Utilizando los datos precedentes y para una temperatura de 75°C , los cálculos muestran que este tiempo debería ser aumentado en un factor de 2.7.

En conclusión, en la ventana óptica 800-1000nm, la absorción por la sangre es sensiblemente equivalente. Con la técnica óptica (monofibra de diámetro 400 o 600 μm), el volumen "primario" donde la luz se convierte en calor es relativamente débil. Es pues el proceso de difusión de calor lo que permitirá calentar la totalidad del vaso. El cálculo del TrT permite determinar el tiempo necesario para la coagulación intravascular. Siendo finalmente la pared vascular la diana, el cálculo muestra que el TrT anteriormente determinado debería aumentarse en un factor 2.7 a fin de coagular la pared vascular.