

# TRATAMIENTO ENDOVASCULAR CON LÁSER

ANÁLISIS FÍSICO-MATEMÁTICO PARA 1470NM Y FIBRA DE EMISIÓN RADIAL

por **Bioingenieros Juan A. Fernández / Ramiro Pozzo**

## RESUMEN

### Introducción y Objetivos

El Tratamiento Endovascular con Láser ha probado ser una técnica segura y eficiente. Sin embargo, su éxito depende de la selección de parámetros óptimos requeridos para lograr un daño adecuado en la vena evitando efectos colaterales. Un análisis físico-matemático puede ser de utilidad para brindar un mejor conocimiento de los procesos involucrados y para determinar los parámetros óptimos de tratamiento en función del diámetro de la vena.

### Análisis Físico-Matemático

Este análisis físico-matemático está basado en la nueva técnica ELVeS™ Painless (biolitec AG). Por lo tanto consideramos una longitud de onda de 1470nm, emitida en modo continuo (CW) por medio de una fibra de emisión radial. El efecto del láser sobre las venas se determina por medio de cálculos que describen el incremento de temperatura en la túnica íntima (endotelio), considerando la desnaturalización irreversible del colágeno. Además, se calcula la pérdida de calor hacia el tejido perivenoso, con el objetivo de mejorar la exactitud del análisis. La geometría utilizada para este análisis se basó en un modelo 2D que consiste en un vaso sanguíneo cilíndricamente simétrico incluyendo una pared venosa, rodeado de tejido perivenoso. Se calculó el tiempo necesario para lograr daño a la pared venosa para diámetros de 3 y 5mm usando una potencia de láser de 5W. Finalmente, se calculó la dosis total expresada en joules por centímetro para comparar el análisis teórico con la experiencia clínica.

### Resultados

El tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 5mm de diámetro es **4,4s**, sin considerar la pérdida de calor al tejido circundante. Por consiguiente, la energía por unidad de longitud

## ABSTRACT

### Introduction and Objectives

It's been proved that endovascular laser treatment is a safe and efficient procedure. However, the selection of optimal parameters, achieves an adequate damage in the vein, avoiding collateral effects. A physical-mathematical analysis can be useful to provide a better understanding of processes and to determine the optimal parameters, depending the vein's diameter.

### Physical-Mathematical Analysis

This analysis is based on a new technique: ELVeS™ Painless (biolitec AG).

Therefore we consider a wavelength of 1470nm, issued in continuous mode (CW) through a radial fibers emission. The effect is determined by calculations that describe the increase of temperature in the endothelium, considering the irreversible denaturation of collagen. As well, we calculate the heat loss in perivenous tissue, to improve the analysis' accuracy.

The geometry used for this analysis was based on a 2D model. It consists of a cylindrical, symmetric blood vessel which includes a vein wall, surrounded by perivenous tissue. We calculated the necessary time for damage a vein wall of 3 and 5mm diameter, using a 5W laser power. Finally, we calculated the total dose, expressed in joules per centimeter, to compare the theoretical analysis with clinical experience.

### Results

The time required to treat 1cm of a 5mm diameter vein is **4.4 s**, without considering the heat loss in the surrounding tissue. So, the energy per unit of length needed to treat a 5mm diameter vein will be **22 J/cm**, radiating with 5W.

If we consider the heat loss, the time required is **5s**, been the energy per unit of length, **25 J/cm**. In the case of a 3mm diameter vein, the time

necesaria para tratar una vena de 5mm de diámetro será de **22J/cm**, irradiando con 5W. Si se tiene en cuenta la pérdida de calor, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 5mm es **5s**, resultando en una energía por unidad de longitud de **25J/cm**. En el caso de una vena de 3mm de diámetro, el tiempo requerido para tratar 1cm es **1.5s**, sin tener en cuenta la pérdida de calor. Así, para una potencia de 5W, la energía por unidad de longitud necesaria será de **7.5J/cm**. Considerando la pérdida de calor, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 3mm es de **1.6s**, lo que lleva a una energía por unidad de longitud de **8J/cm**.

### Conclusiones

Los parámetros determinados por este análisis físico-matemático concuerdan con los usados en la práctica clínica con la técnica ELVeS™. Confirman que el daño térmico de la pared interna de la vena (túnica íntima) se logra usando bajos valores de potencia en comparación con otros tratamientos endovasculares con láser. Debido a esto y al hecho de que la pérdida de calor calculada es baja, esta nueva técnica puede llevarse a cabo sin anestesia tumescente, obteniéndose excelentes resultados en cuanto al cierre de la vena y nivel de dolor durante el tratamiento. Además, al no necesitar de la anestesia tumescente, los tratamientos son más cortos, más simples y seguros y con mejores resultados. La emisión uniforme que se logra usando las fibras de emisión radial reduce el riesgo de perforar la vena y sus complicaciones asociadas. Así, se logra un estrechamiento simétrico de la vena, reduciendo el daño localizado en el tejido perivenoso y las probabilidades de recanalización.

required is **1.5s**, without considering the heat loss. So, for a 5W power, the energy required is **7.5 J/cm**.

And if we consider the heat loss, in 1cm of a 3mm diameter vein, the time will be **1.6s**, giving energy per unit of length of **8 J/cm**.

### Conclusions

The parameters determined by this physical-mathematical analysis agree with those used in clinical practice with ELVeS™ technique. They confirm that, the thermal damage of endothelium is achieved using low power (compared with other endovascular laser treatments). Due to the fact that the calculated heat loss is low, this new technique can be performed without anesthesia tumescent, and obtain excellent results in closing the vein and the level of pain.

As well, by not requiring the tumescent anesthesia, the treatments are shorter, simpler, safer and with better results.

The constant emission achieved, using the radial fibers emission decreases the risk of perforate the vein, and the associated complications. So, there is a symmetrical narrowing of the vein, and a decrease of the perivenous tissue damage as well as the recanalisation probabilities.

---

## INTRODUCCIÓN

El sistema venoso está compuesto por válvulas, cuya función principal es lograr un flujo unidireccional de retorno sanguíneo hacia el corazón. Las válvulas venosas son generalmente bicúspides, y cada "valva" forma un reservorio de sangre, que fuerzan el contacto mutuo de sus superficies libres bajo presión sanguínea retrógrada. Como consecuencia, cuando operan adecuadamente, se impide el flujo retrogrado, sólo

permitiendo flujo anterógrado hacia el corazón. La válvula se vuelve incompetente cuando sus valvas son incapaces de sellarse completamente bajo un gradiente de presión retrógrada, y así ocurre un flujo retrógrado. Cuando hay flujo retrogrado, aumenta la presión en los sectores venosos inferiores, dilatando las venas, llevando generalmente a una mayor falla valvular. La insuficiencia venosa en las extremidades inferior-

res es una dolencia común que afecta al 25% de las mujeres y 15% de los hombres en Estados Unidos y Europa. El reflujo de la Vena Safena Magna (VSM) es la causa subyacente más común de las venas varicosas significativas.

Las venas varicosas son frecuentemente tratadas eliminando las venas insuficientes. Esto fuerza a la sangre a fluir a través de las venas sanas restantes. Existen varios métodos para eliminar el problema de las venas insuficientes, incluyendo cirugía, escleroterapia y electrocauterización. Generalmente estos métodos están asociados a una morbilidad perioperatoria significativa.

Con el objetivo de reducir la morbilidad y mejorar el tiempo de recuperación, en los últimos años se han desarrollado técnicas mínimamente invasivas como alternativas a la cirugía convencional. El tratamiento endovascular con láser es uno de los más frecuentemente utilizados entre estas técnicas. Una amplia variedad de longitudes de onda han sido utilizadas para llevar a cabo este tratamiento. Recientemente, la utilización de la longitud de onda de 1470nm (biolitec AG) ha probado ser más eficiente y más segura que otras técnicas. En adición, el desarrollo de fibras de emisión radial (biolitec AG) ha proporcionado incluso mayor seguridad y precisión al tratamiento endovascular con láser. La radiación láser induce el calentamiento de la pared venosa, necesario para causar la contracción del colágeno y posterior necrosis endotelial.

La introducción a la técnica de estas dos nuevas características (1470nm y fibra de emisión radial) ha permitido realizar tratamientos endoluminales con láser sin anestesia tumescente, obteniéndose excelentes resultados en lo que respecta al cierre de la vena y a la ausencia de dolor durante el tratamiento.

Un tratamiento exitoso con láser debe lograr un daño permanente en la pared del vaso, pero esencialmente de la túnica íntima (endotelio).<sup>[1]</sup> Sin embargo, también se cree que la túnica adventicia debe ser calentada lo suficiente como para lograr un cierre eficiente. Por otro lado, para evitar efectos colaterales, debe evitarse el daño al tejido perivenoso.<sup>[2]</sup>

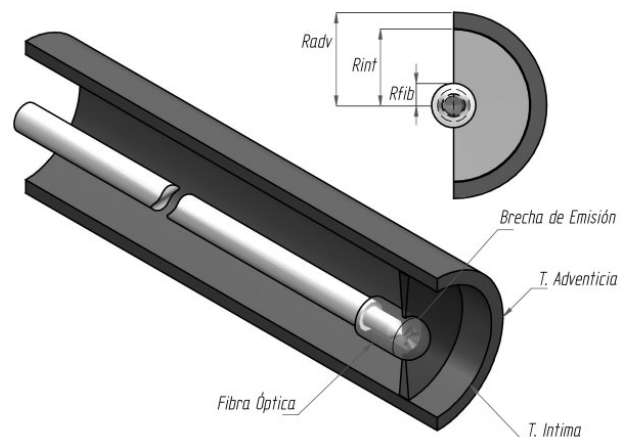
El objetivo de este trabajo es presentar un análisis físico-matemático para describir la Técnica ELVeS™ Painless (biolitec AG) basado en un modelo geométrico y en simplificaciones físicas que pueden aplicarse a este modelo, con

respecto a la conducción y disipación de calor. Los resultados luego son comparados con datos registrados en la experiencia clínica. Los parámetros que surgen de estos cálculos pueden ser tenidos en cuenta para optimizar la técnica endovascular con láser.

## ANÁLISIS FÍSICO-MATEMÁTICO

### Modelo Geométrico

El modelo geométrico se supone de simetría cilíndrica, basado en las ventajosas características de la fibra de emisión radial (biolitec AG). En la figura 1, se muestra un esquema del modelo geométrico mostrando la fibra y la notación utilizada para los distintos radios venosos:



**Figura 1**  
Modelo geométrico del tratamiento endovascular con láser utilizando fibra de emisión radial

### Análisis Físico-Matemático

Generalmente, la bibliografía relacionada con la modelización matemática del tratamiento endovascular con láser describe modelos para longitudes de onda que no son altamente absorbidas en la sustancia colocada entre la fuente láser y el blanco, como por ejemplo 810nm.<sup>[2][3][4]</sup>

Consecuentemente, estos modelos matemáticos generalmente consisten de tres cálculos principales:

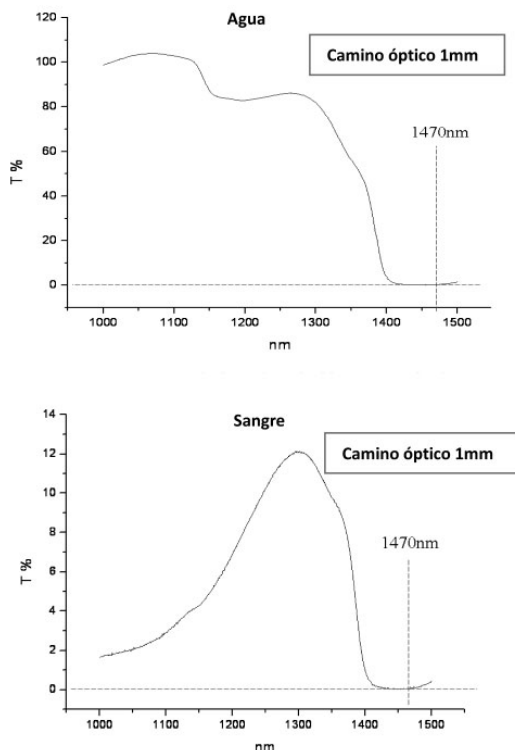
- Distribución de irradiación láser (Aproximación de difusión de la teoría del transporte)
- Aumento de temperatura causada por ab-

sorción de radiación (Ecuación de Bioheat)

- Daño inducido por el láser (Modelo de daño de Arrhenius)

El cálculo de distribución de luz láser es útil cuando la longitud de onda no es completamente absorbida en la sustancia (sangre en este caso) colocada entre la fuente y el blanco (túnica íntima). Cuando se usa una longitud de onda altamente absorbida (como en el caso de este análisis, se usa la longitud de onda 1470nm, que tiene un coeficiente de absorción en sangre de más de 10 veces mayor que la de 980nm), la energía electromagnética es completamente absorbida dentro del lumen del vaso y convertida en calor. Así la energía electromagnética en sí mismo no sería directamente responsable de los efectos del láser, sino que el calor lo sería. El calor es luego transmitido por conducción hacia las estructuras circundantes.

Vale la pena destacar que, a pesar de la baja absorción en hemoglobina, la longitud de onda de 1470 es altamente absorbida en sangre, debido al alto contenido de agua (alrededor de 60%, para un hematocrito normal). Cecchetti ha confirmado este hecho mediante experimentos *in vitro*, como se puede apreciar en la Figura 2.<sup>[5]</sup> Debido a todas las consideraciones mencionadas previamente, suponemos a la fuente láser,



**Figura 2:** Transmitancia de la radiación láser a través de un camino óptico de 1mm. El agua y la sangre absorben casi toda la radiación a 1470nm.

emitiendo a 1470nm, como una fuente de calor cuando es usada en tratamientos endovenosos. Además, debido a su configuración especial, consideraremos la fibra de emisión radial posicionada en el centro del lumen de la vena, emitiendo en forma uniforme alrededor de toda su circunferencia. En el siguiente análisis, se realizan cálculos sin considerar la pérdida de calor. Luego, se estima la pérdida de calor y se la considera en los cálculos.

### Aumento de la Temperatura en la Túnica Íntima: Cálculo sin pérdida de calor

Como se mencionó previamente, consideramos la fuente de láser como una fuente de calor colocada en el centro del vaso. Como consecuencia, esta fuente de calor causará un incremento de temperatura dentro de la vena. Para este análisis matemático, consideraremos un volumen de muestra cilíndrica de material colocado dentro de la vena. El análisis teórico también estará basado en radiación continua (CW). Mordon et al.<sup>[2]</sup>, por medio de un modelo matemático, han encontrado que la radiación continua es un poco menos eficiente que la radiación pulsada, pero aún así, la primera es más fácil de usar, por lo que es el método preferido por la mayoría de los médicos.

De acuerdo a la ecuación de calor específico, tenemos:

$$\Delta Q = m c_e \Delta T \quad (1)$$

donde

- $\Delta Q$  es la energía térmica aplicada [J]
- $m$  es la masa del volumen de muestra [g]
- $c_e$  su calor específico [J/(g °C)]
- $\Delta T$  es el incremento de temperatura [°C]

Como  $m$  y  $c_e$  son constantes, si derivamos con respecto al tiempo en ambos lados de la ecuación (1) obtenemos:

$$\frac{dQ}{dt} = m c_e \frac{dT}{dt} \quad (2)$$

$m$  puede expresarse como el producto de la densidad  $\rho$  y el volumen  $V$  de la muestra (cilín-

drica).  $dQ/dt$  es la potencia  $P$  suministrada a la muestra. Al considerar una geometría cilíndrica,  $V$  puede ser sustituida por el producto entre el área  $A$  y la longitud  $L$ , resultando en:

$$P = \rho A L c_e \frac{dT}{dt} \quad (3)$$

donde el área  $A$  es:

$$A = \pi (R_{int}^2 - R_{fib}^2) \quad (4)$$

Considerando la configuración de fibra de emisión radial, puede obtenerse la potencia por unidad de longitud  $P_{LENGTH}$  a partir del conocimiento de la distancia entre los conos opuestos, i.e. longitud de la brecha de emisión:

$$P_{LENGTH} = \rho A c_e \frac{dT}{dt} \quad (5)$$

A partir de esta ecuación, se puede calcular  $T$  en función del tiempo:

$$T = T_0 + \left( \frac{P_{LENGTH}}{\rho A c_e} \right) t \quad (6)$$

donde  $T_0$  representa la temperatura inicial.

Finalmente, el tiempo requerido para que la temperatura alcance un valor determinado será:

$$t = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH}} \quad (7)$$

Utilizando la ecuación (7), podemos calcular el tiempo necesario para alcanzar una temperatura determinada en el volumen de muestra. Debido a que el fluido dentro del vaso es considerado como el volumen de muestra, el cual está en contacto directo con la túnica íntima (endotelio) y su flujo es despreciable, la temperatura calculada se supone igual a la temperatura en-

dotelial, que será el valor determinante para la acción del láser.

### **Pérdida de calor hacia el tejido perivenoso**

Como mencionamos previamente, el daño a la túnica íntima es determinante en el cierre del vaso. Sin embargo, se cree que la túnica adventicia debe ser calentada lo suficiente como para lograr un cierre eficiente. Esto se logra mediante la conducción de calor, desde el endotelio hacia la adventicia. Por otro lado, es necesario evitar el daño térmico al tejido perivenoso, debido a los efectos colaterales relacionados.

Para cuantificar la tasa de disipación de calor hacia el tejido perivenoso, suponemos (de acuerdo a numerosas experiencias) que el radio de acción de los efectos del láser es limitado. Por fuera de este radio, se puede considerar que el láser no produce efecto alguno.

La pérdida de calor hacia el tejido perivenoso puede ser analizado separando el camino térmico en dos componentes (cilíndricamente simétricos): pérdida de calor desde la íntima hacia la adventicia ( $P_{LENGTHLOSS1}$ ) y pérdida de calor desde la adventicia hacia el tejido perivenoso ( $P_{LENGTHLOSS2}$ ). Las siguientes ecuaciones describen la pérdida de calor a través de cilindros concéntricos, que constituyen una buena aproximación para este análisis.

#### Pérdida de calor Íntima-Adventicia

$$P_{LENGTHLOSS1} = \frac{k_v 2\pi \Delta T}{\ln(R_{adv}/R_{int})} \quad (8)$$

donde,

- $P_{LENGTHLOSS1}$  es la tasa de pérdida de calor por unidad de longitud desde la íntima hacia la adventicia [W/mm]
- $k_v$  es la conductividad térmica del vaso [W/(mm °K)]
- $\Delta T$  es el gradiente de temperatura [°K]
- $R_{adv}$  es el radio de la adventicia [mm]
- $R_{int}$  es el radio de la íntima [mm]

donde,

### Pérdida de Calor Adventicia-Tejido Perivenoso

$$P_{LENGTHLOSS2} = \frac{k_t 2\pi \Delta T}{\ln(R_{per}/R_{adv})} \quad (9)$$

- $P_{LENGTHLOSS2}$  es la tasa de pérdida de calor por unidad de longitud desde la adventicia hacia el tejido perivenoso [W/mm]
- $k_t$  es la conductividad térmica del tejido perivenoso [W/(mm °K)]
- $\Delta T$  es el gradiente de temperatura [°K]
- $R_{per}$  es el radio del tejido perivenoso límite para el efecto del láser [mm]
- $R_{adv}$  es el radio de la adventicia [mm]

### Aumento de Temperatura en la Túnica Íntima: Cálculo considerando la pérdida de calor

Previamente, el tiempo requerido para alcanzar una temperatura determinada fue calculado considerando que no había pérdida de calor. Sin embargo, hemos luego estimado la pérdida de calor hacia el tejido perivenoso, que “enfriará” la túnica íntima por medio de la conducción de calor hacia las estructuras circundantes. A partir de esta información, se puede calcular el tiempo requerido para alcanzar una temperatura determinada considerando la pérdida de calor.

Como se ha visto anteriormente, la pérdida de calor puede ser descrita mediante dos componentes: pérdida de calor desde la íntima hacia la adventicia ( $P_{LENGTHLOSS1}$ ) y la pérdida de calor desde la adventicia hacia el tejido perivenoso ( $P_{LENGTHLOSS2}$ ). Para el cálculo del tiempo, ambos términos deben ser sustraídos de la  $P_{LENGTH}$  de la fuente de láser, resultando en:

Como se puede apreciar de la ecuación (10), el

$$t_H = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH} - (P_{LENGTHLOSS1} + P_{LENGTHLOSS2})} \quad (10)$$

valor del denominador será menor que el denominador de la ecuación (7), resultando en un mayor tiempo necesario para lograr la misma temperatura, como era de esperar.

### Resultados

Para los cálculos numéricos, consideramos los parámetros necesarios basados en experiencias teóricas y empíricas.

La longitud de onda utilizada para este modelo es 1470nm. Como se explicó anteriormente, esta longitud de onda es casi totalmente absorbida en agua y en sangre (debido al alto contenido de agua), así que para nuestros cálculos, es apropiado considerar el volumen de muestra como compuesto solamente por agua. Así, los valores de densidad  $\rho$  y calor específico  $c_e$  utilizados para calcular el tiempo necesario para incrementar la temperatura hasta un valor determinado serán:

$$\rho = \frac{1}{1000} \left[ \frac{g}{mm^3} \right]$$

$$c_e = 4.186 \left[ \frac{J}{g \text{ } ^\circ C} \right]$$

De acuerdo a las características de la fibra de emisión radial (biolitec AG), la potencia por milímetro puede considerarse igual a la potencia de láser seleccionada (suponiendo brecha de emisión de **1mm**). El diámetro de la fibra en el área de emisión es de **1mm**. Además, las experiencias clínicas con esta fibra han mostrado que **5W** son generalmente suficiente para lograr el cierre de la vena.<sup>[6]</sup> Como consecuencia:

$$R_{fib} = 1 [mm]$$

$$P_{LENGTH} = 5 \left[ \frac{W}{mm} \right]$$

De acuerdo a la bibliografía<sup>[7]</sup> y a los ensayos experimentales, la temperatura necesaria para lograr daño irreversible del colágeno es alrededor de **65°C**. Por esta razón, hemos elegido este valor como la temperatura a la que debe llegar la íntima. Lógicamente, la temperatura inicial en el volumen de muestra es de **37°C**.

La capacidad de la energía láser para alterar las propiedades físicas del tejido se supone circunscrita dentro de un cilindro concéntrico de diámetro de **10mm** (en todos los casos). En reali-

dad, el campo de acción puede ser incluso menor, pero elegimos este valor como una aproximación segura.

Finalmente, fueron realizados cálculos para dos diámetros de venas típicos de la práctica clínica: 3 y 5mm. El espesor del vaso se considera de **0.5mm** para ambas venas.

## Aumento de Temperatura en la Túnica Íntima: Cálculos Numéricos

### Diámetro de vena de 5mm

- Sin considerar pérdida de calor

Para este diámetro venoso, los radios serán los siguientes:

- $R_{int} = 2.5\text{mm}$
- $R_{adv} = 3\text{mm}$

Con estos parámetros, el tiempo requerido para alcanzar  $65^\circ\text{C}$  por milímetro de túnica íntima será:

$$t_{5mm} = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH}} = (65 - 37) \frac{1/1000 \pi (6.25 - 0.25) 4.186}{5} [\text{s}] = \mathbf{0.44 [\text{s}]}$$

En consecuencia, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 5mm de diámetro será de **4.4s** sin considerar la pérdida de calor hacia el tejido circundante. De acuerdo a esto, la energía por unidad de longitud necesaria para tratar una vena de 5mm de diámetro será de **22J/cm**, que concuerda con la experiencia clínica. Además, la velocidad de retracción de la fibra tendría que ser **2.3mm/s**, cuando se irradia en modo continuo.

- Cálculo de Pérdida de Calor

Con el objetivo de calcular la pérdida de calor hacia el tejido circundante, suponemos que la temperatura en la túnica adventicia es alrededor de  $40^\circ\text{C}$ , que se puede considerar como el valor de temperatura inferior a partir del cual se produce daño al tejido.

A partir de las ecuaciones (8) y (9), la pérdida de calor puede calcularse como:

### Pérdida de Calor Íntima-Adventicia

$$P_{LENGTH_{LOSS1}} = \frac{k_v 2\pi \Delta T}{\ln(R_{adv}/R_{int})} = \frac{5.6 \cdot 10^{-4} 2\pi (65 - 40)}{\ln(3/2.5)} = 0.48 \left[ \frac{W}{mm} \right]$$

### Pérdida de Calor Adventicia-Tejido Perivenoso

$$P_{LENGTH_{LOSS2}} = \frac{k_t 2\pi \Delta T}{\ln(R_{per}/R_{adv})} = \frac{5.6 \cdot 10^{-4} 2\pi (40 - 37)}{\ln(5/3)} = 0.02 \left[ \frac{W}{mm} \right]$$

- **Considerando la Pérdida de Calor**

Utilizando los valores calculados previamente referidos a la pérdida de calor, estamos ahora en condiciones de determinar el tiempo necesario para alcanzar la temperatura de desnaturalización del colágeno considerando la pérdida de calor. De la ecuación (10), obtenemos:

$$t_{H5mm} = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH} - (P_{LENGTH_{LOSS1}} + P_{LENGTH_{LOSS2}})}$$

$$= (65 - 37) \frac{1/1000 \pi (6.25 - 0.25) 4.186}{5 - (0.48 + 0.02)} = \mathbf{0.5 [s]}$$

Como es de esperar, el valor de  $t_H$  es mayor que  $t$ , i.e., cuando se considera la pérdida de calor, el tiempo requerido para llegar a la temperatura deseada será mayor. Además, puede verse que la pérdida de calor desde el vaso al tejido perivenoso es despreciable.

En este caso, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 5mm de diámetro, considerando la pérdida de calor, será de **5s**. En consecuencia, la energía por unidad de longitud necesaria para tratar una vena de 5mm de diámetro será de **25J/cm**, valor que concuerda con la experiencia clínica. Además, la velocidad de retracción de la fibra deberá ser **2mm/s**, cuando se irradia en modo continuo.

#### Diámetro de vena de 3mm

- **Sin considerar pérdida de calor**

Para este diámetro, los radios son los siguientes:

- $R_{int} = 1.5\text{mm}$
- $R_{adv} = 2\text{mm}$

Con estos parámetros, el tiempo requerido para alcanzar 65°C por milímetro de túnica íntima será:

$$t_{3mm} = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH}} = (65 - 37) \frac{1/1000 \pi (2.25 - 0.25) 4.186}{5} [s] = \mathbf{0.15 [s]}$$

En consecuencia, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 3mm de diámetro será de **1.5s** sin considerar la pérdida de calor hacia el tejido circundante. De acuerdo a esto, la energía por unidad de longitud necesaria para tratar una vena de 3mm de diámetro será de **7.5J/cm**, que concuerda con la experiencia clínica. Además, la velocidad de retracción de la fibra deberá ser **6.67mm/s**, cuando se irradia en modo continuo.

- **Cálculo de Pérdida de Calor**

Para calcular la pérdida de calor hacia el tejido circundante, suponemos que la temperatura en la túnica adventicia es alrededor de 40°C, que se considera representa el valor de temperatura inferior a partir del cual se produce daño al tejido.

A partir de las ecuaciones (8) y (9), la pérdida de calor puede calcularse como:



### Pérdida de Calor Íntima-Adventicia

$$P_{LENGTH_{LOSS1}} = \frac{k_v 2\pi \Delta T}{\ln(R_{adv}/R_{int})} = \frac{5.6 \cdot 10^{-4} 2\pi (65 - 40)}{\ln(2/1.5)} = 0.3 \left[ \frac{W}{mm} \right]$$

### Pérdida de Calor Adventicia-Tejido Perivenoso

$$P_{LENGTH_{LOSS2}} = \frac{k_t 2\pi \Delta T}{\ln(R_{per}/R_{adv})} = \frac{5.6 \cdot 10^{-4} 2\pi (40 - 37)}{\ln(5/2)} = 0.01 \left[ \frac{W}{mm} \right]$$

#### • Considerando Pérdida de Calor

Utilizando los valores calculados previamente respecto de la pérdida de calor, estamos ahora en condiciones de determinar el tiempo necesario para alcanzar la temperatura de desnaturalización del colágeno considerando la pérdida de calor. De la ecuación (10), obtenemos:

$$t_{H3mm} = \Delta T \frac{\rho A c_e}{P_{LENGTH} - (P_{LENGTH_{LOSS1}} + P_{LENGTH_{LOSS2}})}$$
$$= (65 - 37) \frac{1/1000 \pi (2.25 - 0.25) 4.186}{5 - (0.3 + 0.01)} = \mathbf{0.16 [s]}$$

Como es de esperar, el valor de  $t_H$  es mayor que  $t$ , i.e., cuando se considera la pérdida de calor, el tiempo requerido para llegar a la temperatura deseada será mayor. Además, puede verse que la pérdida de calor desde el vaso al tejido perivenoso es despreciable.

En este caso, el tiempo requerido para tratar 1cm de una vena de 3mm de diámetro, considerando la pérdida de calor, será de **1.6s**. En consecuencia, la energía por unidad de longitud necesaria para tratar una vena de 3mm de diámetro será de **8J/cm** que concuerda con la experiencia clínica. Además, la velocidad de retracción de la fibra deberá ser **6.25mm/s**, cuando se irradia en modo continuo.

## DISCUSIÓN

Este análisis físico-matemático fue desarrollado con el objetivo de brindar un sustento teórico a los resultados obtenidos en la práctica. Además, los parámetros de tratamiento pueden optimizarse teniendo en cuenta este tipo de análisis. Sin embargo, debido a que éste es un análisis basado en un modelo de la realidad, se han realizado suposiciones y simplificaciones que permiten la descripción de los parámetros utilizados cotidianamente en la práctica médica. Por este motivo, modelos que incluyan ciertos fenómenos involucrados que no se hayan considerado en el presente trabajo, permitirán obtener resultados que describan el tratamiento con mayor exactitud.

Soracco y Lopez D'Ambola<sup>[6]</sup> utilizaron un diodo láser 1470nm (biolitec AG) en insuficiencias venosas con una potencia media de 5W, en modo continuo y una velocidad de retracción de 2mm/s (5 a 50 joules/cm) con una fibra de emisión radial (biolitec AG). Con estos parámetros, la energía media por unidad de longitud entregada fue de 25J/cm, que concuerda con los parámetros determinados en este análisis matemático.

Como se manifestó anteriormente, Proebstle comprobó que, al realizar un tratamiento endovascular con láser, puede lograrse una oclusión permanente sólo por daño térmico de la túnica íntima (endotelio).<sup>[1]</sup> Esta observación se con-

firma con el estudio histológico realizado por Corcos et al, donde determinaron que cuando se observaba una oclusión permanente, el endotelio y la íntima siempre se encontraban dañados y el éxito era independiente del grosor de la pared del vaso.<sup>[8]</sup>

Recientemente, Soracco y Lopez D'Ambola propusieron un paso adicional para esta técnica, inyectando solución salina dentro de la vena mientras se irradia (o inmediatamente después). En consecuencia, se obtienen dos efectos beneficiosos: espasmo venoso (que reduce el diámetro de la vena) y aumento del coeficiente de absorción (porque la longitud de onda de 1470nm es un poco más absorbida en agua que en sangre). Estos efectos sugieren una mejora en la eficiencia del tratamiento con láser. Sin embargo, de acuerdo al presente análisis, debe prestarse especial atención en la temperatura y velocidad del líquido. La temperatura del fluido es esencial dado que si la solución salina tiene una temperatura menor a 37°C, el tiempo de irradiación probablemente sea mayor para cada segmento de vena, aumentando así la energía por unidad de longitud suministrada. La velocidad del fluido puede también ser un parámetro importante, ya que la velocidad de pérdida de calor dependerá de la cantidad de energía térmica disipada por el líquido que fluye. Estos inconvenientes probablemente podrían ser compensados por la reducción en el diámetro de la vena y el aumento del coeficiente de absorción, pero debería investigarse más profundamente en este sentido.

## CONCLUSIONES

Los parámetros determinados por este análisis físico-matemático concuerdan con los usados en la práctica clínica con la técnica ELVeS™ Painless. Los mismos, confirman que el daño térmico de la pared interna de la vena (túnica íntima) se logra utilizando bajos valores de potencia en comparación con otros tratamientos endovasculares con láser. Debido a esto y al hecho de que la pérdida de calor calculada es baja, esta nueva técnica puede llevarse a cabo sin anestesia tumescente, obteniéndose excelentes resultados en cuanto a cierre de la vena y nivel de dolor durante el tratamiento. Por consiguiente, si la fibra óptica se retrae a la velocidad calculada, irradiando con la potencia propuesta, la vena puede ser tratada a lo largo de su longitud causando oclusión permanente.

En adición, al no necesitar de la anestesia tumescente, los tratamientos son más cortos, más simples y seguros y con mejores resultados. Los cálculos realizados de disipación de calor muestran que ésta no afecta los parámetros del tratamiento láser en forma significativa.

Otra ventaja de esta técnica se basa en la emisión uniforme que se logra utilizando las fibras de emisión radial, hecho que reduce el riesgo de perforar la vena y sus complicaciones asociadas. Consecuentemente, se logra un estrechamiento simétrico de la vena, reduciendo el daño localizado en el tejido perivenoso y las probabilidades de recanalización.

---

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Proebstle TM, Sandhofer M, Kargl A, Gul D, Rother W, Knop J, et al.: Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg* 2002, 28(7):596-600.
- [2] Mordon SR, Wassmer B, Zemmouri J: Mathematical modeling of endovenous laser treatment (ELT). *Biomedical Engineering OnLine* 2006, 5:26
- [3] Iizuka MN, Vitkin IA, Kolios MC, Sherar MD: The effects of dynamic optical properties during interstitial laser photocoagulation. *Phys Med Biol* 2000, 45(5):1335-1357.
- [4] Spinelli L, Torricelli A, Pifferi A, Taroni P, Danesini GM, Cubeddu R: Bulk optical properties and tissue components in the female breast from multiwavelength time-resolved optical mammography. *J Biomed Opt* 2004, 9(6):1137-1142.
- [5] Cecchetti W, Cecchetti L: Tests on diffusive fiber linked with 1470nm diode laser used in ELVeS™. Presentation July, 22nd 2008.
- [6] Soracco J, Lopez D'Ambola J: New wavelength for the endovascular treatment of venous insufficiency of the lower limbs. XXIII World Congress of the International Union of Angiology, Athens, 21-25 June 2008.
- [7] Del Pino E, Rosado RH, Azuela A, Guzman G, Arguelles D, Rodriguez C, Rosado GM: Effect of controlled volumetric tissue heating with radiofrequency on cellulite and the subcutaneous tissue of the buttocks and thighs. *J of Drugs in Dermatology* Sep2006.
- [8] Corcos L, Dini S, De Anna D, Marangoni O, Ferlaino E, Procacci T, et al.: The immediate effects of endovenous diode 808-nm laser in the greater saphenous vein: morphologic study and clinical implications. *J Vasc Surg* 2005, 41(6):1018-24.