

# 红外激光心肌打孔的理论模型和实验验证\*

罗 乐 周 军 刘成岳 宗仁鹤 陈 兴

(合肥工业大学理学院,合肥 230009)

**摘 要** 根据激光与心肌组织的作用规律和热力学理论建立了红外激光心肌打孔的理论模型,推导出红外激光心肌打孔的深度和打孔时间之间的定量关系.并用 100 W 连续输出的 CO<sub>2</sub> 激光在猪的心脏上进行了激光心肌打孔实验,实验结果和理论推导结果在一定范围内能够较好地吻合.

**关键词** 激光;心肌打孔;理论模型;实验验证

**中图分类号** R318.51 **文献标识码** A

## 0 引言

激光心肌血管重建术(Transmyocardial Laser Revascularization, TMLR)是用激光在缺血的心肌区域内打一些微小的激光孔道,通过这些孔道把心腔中的血液引向缺血的心肌区域、以改善心肌的缺血状况、达到治疗的目的.激光心肌打孔的方法有两种:一种是外科开胸、使心脏暴露,用激光从心外膜向心内膜打孔,所打的孔道必须穿透心肌层.另一种是经皮激光心肌血管重建术,它使光导纤维通过血管进入心室内、从心内膜向心外膜打孔,所打的孔道既要有一定的深度、又不能穿透心肌层<sup>[1,2]</sup>.由此可见:建立激光心肌打孔的理论模型、确定孔道深度和激光参数之间的定量关系,这对激光心肌血管重建术的临床应用具有重要意义,同时,对激光生物医学的研究也有一定的参考价值.

## 1 理论模型

由光子传输理论可知<sup>[3,4]</sup>:心肌组织对光子的吸收与散射和激光的波长有关,波长越长、散射作用越弱,所以心肌组织对远红外激光(如:CO<sub>2</sub>激光,λ=10600 nm)的散射作用很弱、可以忽略.而心肌组织对远红外激光的吸收却非常强,所以远红外激光心肌打孔时,光子主要被心肌组织中的水分子吸收,使光能转化成热能、导致温度升高,当温度上升到 100℃时,细胞中的水分开始汽化,迅速膨胀的水蒸气冲破细胞并带走碎片、形成激光孔道.

当远红外激光垂直照射到心肌组织表面时,组织内部沿光轴方向上的光强分布可以由 Lambert 定律给出: $I(x) = I_0 \exp(-ax)$ ,式中  $I_0$  为入射到心肌组织表面的光强, $a$  为吸收系数.由于心肌组织吸收激光而产生的热量分布为: $H(x) = aI_0 \exp(-ax)$ , $H(x)$

为组织内  $x$  处单位体积内吸收光子而产生的热量.根据热力学理论可知这时的热传导微分方程可以表示成以下形式

$$\left(\frac{d^2 T}{dx^2} + \frac{d^2 T}{dy^2} + \frac{d^2 T}{dz^2}\right) - \frac{1}{k} \frac{dT}{dt} = -\frac{aI_0 \exp(-ax)}{K} \quad (1)$$

式中  $K$  为组织的热传导率, $k$  为热扩散率( $k = K/(\rho c)$ , $\rho$  为组织的密度, $c$  为组织的比热), $T = T(x, y, z, t)$  为心肌组织内部温度升高的时空分布函数.由于心肌组织对远红外激光的散射作用很小,可以忽略,所以光强主要沿光轴方向分布,于是可以只考虑沿  $x$  轴方向上的一维温升分布  $T = T(x, t)$ ,这样式(1)可以简化为

$$\frac{d^2 T}{dx^2} - \frac{1}{k} \frac{dT}{dt} = -\frac{aI_0 \exp(-ax)}{K} \quad (2)$$

对微分式(2)求解可得<sup>[5,6]</sup>

$$T = \frac{2I_0(kt)^{1/2}}{K} \text{ierfc}\left[\frac{x}{(4kt)^{1/2}}\right] - \frac{I_0}{aK} \exp(-ax) + \frac{I_0}{2aK} \exp(a^2 kt - ax) \text{erfc}\left[a(kt)^{1/2} - \frac{x}{(4kt)^{1/2}}\right] + \frac{I_0}{2aK} \exp(a^2 kt + ax) \text{erfc}\left[a(kt)^{1/2} + \frac{x}{(4kt)^{1/2}}\right] \quad (3)$$

由于心肌组织对远红外激光的吸收极强,吸收系数  $a$  很大,于是式(3)可以简化为

$$T = \frac{2I_0(kt)^{1/2}}{K} \text{ierfc}\left[\frac{x}{(4kt)^{1/2}}\right] \quad (4)$$

在心肌组织表面上( $x=0$ )的温升则为: $T = (2I_0/K)(kt/\pi)^{1/2}$ ,由于水汽化时的温度为 100℃,心肌组织表面的初始温度为 37℃,所以激光照射到心肌组织表面并导致心肌组织汽化所需要的时间为

$$t_0 = \frac{\pi K^2 T^2}{4kI_0^2} = \frac{\pi K^2 (100 - 37)^2}{4kI_0^2} = \frac{3969\pi K^2}{4kI_0^2} \quad (5)$$

由于心肌组织对远红外激光的吸收极强,激光对心肌组织的穿透能力非常弱.所以在远红外激光照射  $t_0$  时间后,心肌组织表面的温度达到 100℃,心肌组织开始被一层一层的汽化.如图 1,设激光汽

\* 国家自然科学基金资助项目(编号:39170725)  
Tel:0551-2903042 Email:luolehut@sohu.com  
收稿日期:2004-04-13

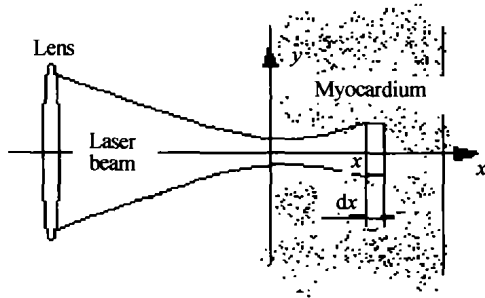


图1 激光心肌打孔

Fig. 1 Sketch map of making vessel in myocardium by laser

化心肌组织到  $x$  位置时,在  $dt$  的时间内汽化的深度为  $dx$ ,并且假设激光的能量全部用于汽化心肌组织,于是有

$$\rho[L + (100 - 37)c]dx = I_0(x)dt \quad (6)$$

式中  $L$  为心肌组织的汽化热,  $I_0(x)$  为激光层层汽化心肌组织到  $x$  位置时的光强. 对于高斯光束来说,经过透镜聚焦后仍为高斯光束. 于是随着波前到束腰的距离改变,激光束的光斑半径也在改变. 并且有<sup>[7]</sup>

$$w^2(x) = w_0^2 \left[ 1 + \left( \frac{\lambda x}{\pi w_0^2} \right)^2 \right] \quad (7)$$

式中  $w_0$  是  $x=0$  处的高斯光束的束腰半径,  $\lambda$  是入射光的波长. 所以在激光器的输出功率一定的条件下,沿  $x$  轴方向上的光强变化为

$$I_0(x) = \frac{P}{\pi w^2(x)} = \frac{P}{\pi w_0^2 \left[ 1 + \left( \frac{\lambda x}{\pi w_0^2} \right)^2 \right]} \quad (8)$$

式中  $P$  是激光器的输出功率. 把式(8)代入式(6)并且求积分可以得到

$$\frac{P(t-t_0)}{\rho(L+63c)} = \pi w_0^2 x + \frac{\lambda^2 x^3}{3\pi w_0^2} \quad (9)$$

从式(9)可以看出:在功率  $P$  一定的条件下,只要给出所需要的孔道深度  $x$ ,就可以确定所需的打孔时间. 但是由于式(9)是在假设激光的能量全部用于汽化心肌组织的理想状态下得到的,所以它和实际情况之间还存在着一定的差距. 由于激光照射到心肌组织表面上时存在一定程度的反射损失. 同时,被汽化的心肌组织从孔道中向外喷射时也会吸收激光的能量,所以实际的孔道深度比式(9)计算出的深度要小. 因此,可以根据具体的情况对公式(9)做一个修正:设实际的孔道深度为:  $h = x - b$ ,于是有

$$\frac{P(t-t_0)}{\rho(L+63c)} = \pi w_0^2 (h+b) + \frac{\lambda^2 (h+b)^3}{3\pi w_0^2} \quad (10)$$

式中的  $b$  是一个修正参数,它可以由一组实验数据  $(t, h)$  来确定.

## 2 实验验证

100 W 连续输出的  $\text{CO}_2$  激光(波长  $\lambda = 10600 \text{ nm}$ ),

用电子定时器控制打孔时间,经过焦距为  $f = 96.4 \text{ mm}$  的透镜聚焦在心肌组织的表面上,焦平面上的光斑半径为  $0.15 \text{ mm}$ ,在 4 个刚刚离体的新鲜的猪心上进行打孔实验,打孔的时间分别是  $0.2 \text{ s}$ 、 $0.3 \text{ s}$ 、 $0.4 \text{ s}$ 、 $0.6 \text{ s}$  和  $0.8 \text{ s}$ ,并且用 JCDIV 型读数显微镜测量激光孔道的深度  $h$ ,实验结果如图 2 中的实验曲线所示.

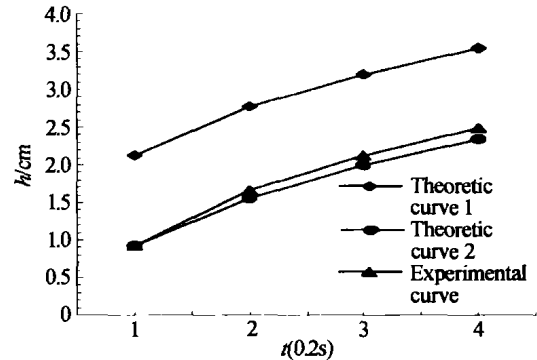


图2 输出功率为 100W 时深度和时间的关系曲线

Fig. 2 Curve of relation of  $h$  and  $t$  when power is 100W

把激光的输出功率  $P = 100 \text{ W}$ , 波长  $\lambda = 10600 \text{ nm}$ , 束腰半径  $w_0 = 0.15 \text{ mm}$  (因为焦平面和束腰的位置基本重合,所以可以用焦平面上的光斑半径来代替束腰半径),组织的汽化热  $L = 2257 \text{ J/g}$ ,比热  $c = 4.18 \text{ J/(g}^\circ\text{C)}$ ,密度  $\rho = 1.2 \text{ g/cm}^3$  代入式(9)和(10)中可以得到

$$46.8(t-t_0) = x + 0.75x^3 \quad (11)$$

$$46.8(t-t_0) = (h+b) + 0.75(h+b)^3 \quad (12)$$

把组织的热传导率  $K = 4.875 \times 10^{-3} \text{ W/(cm}^\circ\text{C)}$ 、热扩散率  $k = 1.400 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$  和心肌组织表面处的激光强度  $I_0 = 1.415 \times 10^5 \text{ W/cm}^2$  代入式(5)中可以得到:  $t_0 = 2.623 \text{ ns}$ . 由此可见:  $100 \text{ W}$  的  $\text{CO}_2$  激光经过透镜聚焦后照射在心肌组织表面,可以导致心肌组织立即汽化,并且  $2.623 \text{ ns}$  的时间相对于  $0.1 \text{ s} \sim 1.0 \text{ s}$  的打孔时间来讲是可以忽略的. 于是由式(11)可以得到孔道深度和打孔时间之间的理论关系曲线如图 2 中的理论曲线 1 所示. 从图 2 中可以看出:在打孔时间相同的情况下,实际深度比理论深度要小,并且在  $0.1 \text{ s} \sim 1 \text{ s}$  之间,孔道深度的减小量近似相等. 现在用一组实验数据 ( $0.3 \text{ s}$ ,  $1.28 \text{ cm}$ ) 代入式(12)可以得到

$$46.8t = (h+1.21) + 0.75(h+1.21)^3 \quad (13)$$

由式(13)可以得到修正以后的孔道深度和打孔时间之间的关系曲线如图 2 中的理论曲线 2 所示. 从图 2 中可以看出:修正以后的孔道深度和时间之间的关系曲线和实验曲线之间能够较好地吻合.

## 3 结论

上述研究表明:根据激光与心肌组织的作用规律和热力学理论建立起来的红外激光心肌打孔

的理论模型和实际情况能够较好地吻合, 推导出的红外激光心肌打孔深度和打孔时间之间的定量关系在经过实验修正以后在一定的范围内能够较好地描述孔道深度和打孔时间之间的数量关系.

#### 参考文献

- 1 Mirhoseini M, Muckerheide M, Cayton M M. Transventricular revascularization by laser. *Lasers Surg Med*, 1982, **2**(2):187~198
- 2 Lee R, Fischer K C, Moon M R. Reoperative transmyocardial laser revascularization for late recurrent angina. *Ann Thorac Surg*, 2002, **73**(2):650~652
- 3 田来科, 姚合宝, 王冰, 等. 光与人体组织相互作用理论模型的探索. *光子学报*, 2002, **31**(9):1073~1076  
Tian L K, Yao H B, Wang B, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(9):1073~1076
- 4 周建华, 刘登瀛, 徐建中, 等. 圆柱坐标系下生物组织中激光传输的七流模拟. *光子学报*, 2002, **31**(6):662~667  
Zhou J H, Liu D Y, Xu J Z, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(6):662~667
- 5 刘普和, 刘国刚. 激光生物学作用机制. 北京: 科学出版社, 1989. 133~134  
Liu P H, Liu G G. Interaction mechanism of laser biology. Beijing: Science Press, 1989. 133~134
- 6 孙存英, 赵道木, 周凌云, 等. 激光辐照生物组织的热效应量子分析. *光子学报*, 2002, **31**(1):15~17  
Sun C Y, Zhao D M, Zhou L Y, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(1):15~17
- 7 俞宽新, 江铁良, 赵启大. 激光原理与激光技术. 北京: 北京工业大学出版社, 2001. 210~218  
Yu K X, Jiang T L, Zhao Q D. Laser principle and technology. Beijing: Beijing University of Technology Press, 2001. 210~218

## Theoretic Model of Making Vessels in Myocardium by Infrared Laser and Experiment Validating

Luo Le, Zhou Jun, Liu Chengyue, Zong Renhe, Chen Xing  
Science College, Hefei University of Technology, Hefei 230009

Received date: 2004-04-13

**Abstract** It establishes the theoretic model to make vessels in myocardium by infrared laser according to regularity of laser-myocardium interaction and thermodynamics. It deduces quantitative relation of vessel depth and time to make a vessel in myocardium. It does the experiment to make vessels in myocardium of pigs by 100 W CO<sub>2</sub> laser and the results indicate that the experimental result and the theoretic result are alike within a certain range.

**Keywords** Laser; Making vessel in myocardium; Theoretic model; Experiment validating



**Luo Le** was born in 1963, in Anhui Province. He received master degree and was adjunct professor. He is studying for doctor degree and has been working in Science College, Hefei University of Technology. His research interests include laser and its application to medicine. He has published more than 40 papers and won five the provincial prizes in research of teaching and science.