

# Nd:YAG 激光在离体血液中传播的修正朗伯比尔定律研究

董晓曦<sup>1</sup>, 孔亚群<sup>2</sup>, 阴慧娟<sup>1</sup>, 董伟楠<sup>1</sup>, 赵继志<sup>3</sup>, 杨基春<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>中国医学科学院, 北京协和医学院生物医学工程研究所, 天津 300192;

<sup>2</sup>首都医科大学附属北京友谊医院, 北京 100050;

<sup>3</sup>中国医学科学院, 北京协和医学院北京协和医院, 北京 100730

**摘要** 本研究的目的在于获得 Nd:YAG 激光在血液中传播的几何尺寸损耗与血液厚度的关系, 从而获得适用于 Nd:YAG 激光在血液中传播的修正朗伯比尔定律的准确表达式。通过所建立的 Nd:YAG 激光在离体血液中透过的光检测实验系统, 检测得到激光在穿透目标厚度为 1.0~2.5 mm (临床脉管性病变的常见血层厚度) 的圆柱形血层后的光衰减情况, 并基于 R 语言和统计学方法, 建立了几何尺寸损耗与血液厚度之间的线性、对数、指数和乘幂回归模型。其中, 线性回归模型的拟合效果最好,  $R^2$  值可达 0.9219, 由此获得适用于 Nd:YAG 激光在血液中传播的修正朗伯比尔定律表达式。

**关键词** Nd:YAG 激光; 修正朗伯比尔定律; 混沌介质; 几何尺寸因子; 静脉血; R 语言

中图分类号 R318.51;

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202259.0617023

## Modified Beer-Lambert Law for Nd:YAG Laser Transmission in Blood

Dong Xiaoxi<sup>1</sup>, Kong Yaqun<sup>2</sup>, Yin Huijuan<sup>1</sup>, Dong Weinan<sup>1</sup>, Zhao Jizhi<sup>3</sup>, Yang Jichun<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China;

<sup>2</sup>Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China;

<sup>3</sup>Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Beijing 100730, China

**Abstract** To acquire the exact expression of the modified Beer-Lambert law for the transmission of Nd:YAG laser in blood, the relationship between a geometry-dependent factor and blood depth must be clarified. In this study, we built a laser energy detecting system that can measure the transmitted Nd:YAG laser energy using *in vitro* blood samples. Laser decay was measured in cylinder-shaped blood layer with a thickness of 1.0~2.5 mm, which is the typical blood layer thickness in clinical vascular diseases. Statistical methods and the R language were used to build linear, log, index, and power regression models of the geometry-dependent factor with blood thickness as an independent variable. The highest  $R^2$  value among these four models is 0.9219, corresponding to the linear regression model. Based on the abovementioned results, the exact expression of the specially modified Beer-Lambert law has been built for Nd:YAG laser transmission in blood.

**Key words** Nd:YAG laser; modified Beer-Lambert law; turbid media; geometry-dependent factor; venous blood; R language

收稿日期: 2021-11-12; 修回日期: 2022-01-04; 录用日期: 2022-01-07

基金项目: 国家自然科学基金(81801038)

通信作者: \*yjc@tju.edu.cn

## 1 引言

激光与生物组织的相互作用原理研究是激光医学理论和临床实验研究的基础<sup>[1]</sup>。实现对激光在组织中传播的精确估计是计算激光治疗效果和预测副作用的关键<sup>[2]</sup>。毫无疑问,朗伯比尔定律是激光与生物组织相互作用研究中最为重要的定律<sup>[3-4]</sup>。在已知吸收系数 $\mu_a$ 的情况下,由朗伯比尔定律可计算出指定材料深度 $z$ 处的光强 $I(z)=I_0 \exp(-\mu_a z)$ ,其中 $I_0$ 为激光的入射强度<sup>[1-3]</sup>。然而,该公式并未考虑光的散射。而在临床激光治疗中,为了实现对大范围 and 深部病变的破坏,波长不在组织光吸收峰的、有效穿透深度更深的激光经常被应用于选择性光热凝固治疗中。以对静脉曲张等脉管性病变的治疗为例,国内外临床中常采用波长为 1064 nm 的 Nd:YAG 脉冲激光照射病灶,通过其在血液中的选择性吸收最终导致整体病灶的凝固<sup>[5-8]</sup>。而这类激光在血液等目标组织中的传播过程存在强烈的光散射,因此如果使用仅考虑吸收的朗伯比尔定律计算其光分布将产生极大偏差<sup>[9-10]</sup>。进而,无法精确地估计其光分布,这将影响临床医生对所选择的激光功率密度、照射时间等参数的选择,从而可能造成手术失败或治疗不完全,最终导致水肿、水疱、瘢痕、病灶治疗不完全和色素沉着减退等不良反应<sup>[1, 7, 11-13]</sup>。

在激光与组织相互作用的研究中,这些同时存在吸收和散射的媒质被称为混沌介质(turbid medium)<sup>[1, 2, 9, 14]</sup>。针对光学厚层混沌介质,为了体现散射对光损耗的影响,朗伯比尔定律被改写为适用于厚层混沌介质的修正朗伯比尔定律表达式:

$$I(z) = I_0 \exp\left\{-\left[B(z)\mu_a z + G\right]\right\}. \quad (1)$$

式中: $B$ 为路径因子(differential path length factor, DPF), $G$ 为未知的由介质几何尺寸所决定的损耗(geometry-dependent factor)<sup>[14-17]</sup>。令 $\exp(-G)=A$ ,代入(1)式,可得

$$I(z) = AI_0 \exp\left[-B(z)\mu_a z\right]. \quad (2)$$

有研究表明,路径因子的表达式为

$$B(z) = \frac{3\mu'_s z}{2} \left(1 + z\sqrt{3\mu_a \mu'_s}\right)^{-1}. \quad (3)$$

式中: $\mu'_s = (1-g)\mu_s$ 为约化散射系数; $\mu_s$ 为散射系数; $g$ 为散射各向异性因子<sup>[1, 18-19]</sup>。其条件是目标组织为一个半无限的均质介质<sup>[17, 20]</sup>。

目前,对于 Nd:YAG 激光在血液中传播的尺寸因子 $G$ 的研究尚鲜见报道,因此难以获得 Nd:YAG 激

光在血液中传播的修正朗伯比尔定律准确表达式,无法为激光血液凝固等临床治疗提供理论参考。本研究构建了通过血液厚度 $d$ 以精确控制圆柱体血样的 Nd:YAG 激光透过光检测系统,并利用该系统所获实验结果,探索在厚度精确控制圆柱形血样中,由 $G$ 与 $d$ 的对应关系而获得准确的、可应用于 Nd:YAG 激光血液光传播评估的修正朗伯比尔定律模型。

## 2 材料与方 法

### 2.1 Nd:YAG 激光透过光检测实验系统

Nd:YAG 激光透过光检测实验系统示意图如图 1(a)所示。该系统使用透明平底 24 孔板(直径为 1.84 cm,高为 1.7 cm,圆柱形)作为样品池,通过 100~1000  $\mu\text{L}$  加样枪[TopPette, 5  $\mu\text{L}$  精度,大龙兴创实验仪器(北京)股份公司,北京,中国]对孔加注血样,从而获得形状为标准圆柱体的目标厚度为 0, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00, 2.50 mm 厚的血层。系统采用一台精度为 0.001 mm 的激光测距仪(BL-030NMZ,深圳市博亿精科科技有限公司,深圳,中国)测量孔板加样前后的底面和测距仪之间的距离,从而获得血层的准确厚度。血样来自 13 位在北京协和医院就诊的无血液疾病的志愿者,采用乙二胺四乙酸乙酯(EDTA)抗凝剂,冷藏保存并在 72 h 内使用(伦理编号:S-K1247)。每个血样分为 2 份,在进行透过光检测的同时对其进行血常规检测以获取其红细胞比容(HCT,%)等光学参数。其中,8 位女性志愿者的平均 HCT 为 38.48%,而 5 位男性志愿者的平均 HCT 为 42.78%。实验时,血样被加热至常温,充分混匀以确保红细胞处于悬浮状态。在每个目标厚度上进行 5 次重复的高度和透光测量以获得可统计的实际厚度和透过光强值。一台被广泛应用于激光手术的 Fotona Er:YAG/Nd:YAG 双波长激光器(LightWalker device, Fotona, 卢布尔雅那,斯洛文尼亚)被用作激光光源, Nd:YAG 激光手柄被固定在手柄支架上,其光纤末端距血层表面 5~10 mm(符合激光手术的实际照射距离)。输出激光能量为 0.05 J,其光斑直径为 2.2 mm,每脉冲脉宽为 0.3 ms,从而确定单脉冲理论激光功率密度为 1096  $\text{W}/\text{cm}^2$ 。激光能量接收系统选用一个检测面积为 25 mm $\times$ 25 mm 方形的能量计探头(QE25SP-H-MT-D0, Gentec Electro-Optics 公司,加拿大)来获取透过血样和孔板的激光能量,该探头所获信号被一台高速数据采集卡(USB-5221,北京思迈科华

技术有限公司,北京,中国)以 10000 Hz 的采样频率采样并上传至计算机中。由于 24 孔板的孔直径和检测平面大小远远大于激光光斑大小,因此本系统所建立模型符合半无限介质中的激光传输条件。中国医学科学院,北京协和医学院生物医学工程研究所建立的激光透过光检测实验系统的检测原理如图 1(b)所示,通过上述实验装置,可以检测出透过样品池和指定厚度血样后的由全部直线传输光与前向

散射光所组成的透过光能量。考虑到样品池底部为透明材质,其对光的吸收作用可忽略不计,而 1064 nm 波长激光在血液中的散射主要为前向散射( $g=0.993$ ),同时其表面反射相对散射有量级上的差距,因此该系统可以准确测出在指定血液厚度  $d$  中衰减的 1064 nm 激光脉冲能量  $I_{\text{absorption}}(d) = I_{\text{original}} - I_{\text{real}}(d)$ <sup>[18, 21]</sup>。其中,总光强  $I_{\text{original}} = I_{\text{real}}(0)$  即为不加样时的透过光能量。

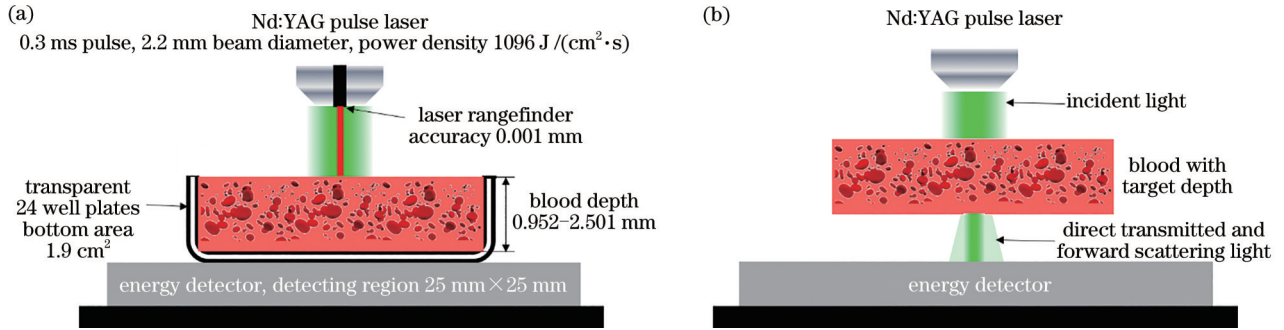


图 1 Nd:YAG 激光透过光检测实验系统。(a)系统构成示意图;(b)检测原理

Fig. 1 Transmitted laser energy detecting system of Nd:YAG. (a) Schematic diagram of system; (b) principle of detection

### 2.2 基于实验系统的修正朗伯比尔定律数学模型

本研究中,利用有效衰减率  $R(d)$  来衡量激光在血液中的分布,该参量定义为

$$R(d) = \left[ 1 - \frac{I(d)}{I_0} \right] \times 100\%, \quad (4)$$

则通过实验系统测得  $I_{\text{real}}(d)$  和  $I_{\text{original}}$ , 即可求出实际有效衰减率为

$$R_{\text{real}}(d) = \left[ 1 - \frac{I_{\text{real}}(d)}{I_{\text{original}}} \right] \times 100\%. \quad (5)$$

文献[17, 20]表明,对于半无限介质,路径因子  $B$  随厚度  $d$  及  $\mu_a, \mu'_s$  的变化规律为

$$B(d) = \frac{3\mu'_s d}{2} \left( 1 + d \sqrt{3\mu_a \mu'_s} \right)^{-1}, \quad (6)$$

将(5)式和(6)式分别代入(2)式,可获得指定厚度的样本组织的修正朗伯比尔定律表达式,即

$$R_{\text{model}}(d) = \left\{ 1 - A \exp \left[ - \frac{3\mu_a \mu'_s d^2}{2} \left( 1 + d \sqrt{3\mu_a \mu'_s} \right)^{-1} \right] \right\} \times 100\%. \quad (7)$$

由(7)式可得

$$G_{\text{real}} = -\ln(A) = -\ln \left( 1 - R_{\text{real}} \right) - \frac{3\mu_a \mu'_s d^2}{2} \left( 1 + d \sqrt{3\mu_a \mu'_s} \right)^{-1}. \quad (8)$$

将实验所得数据  $R_{\text{real}}$  和  $d$  以及由文献所获  $\mu_a$  和  $\mu'_s$  代入(8)式,即可求出不同厚度血液的几何尺寸因子  $G_{\text{model}}(d)$ , 由于  $G(d)$  表达式未知,因此在本研究中分别建立了采用线性、对数、指数和乘幂拟合的  $G_{\text{fit}}(d)$ , 最终获得可应用于 Nd:YAG 激光在厚度精确控制圆柱形血样中光传播评估的最佳修正朗伯比尔定律模型。

### 2.3 数据分析与建模

根据文献[14, 19, 22-23], 本研究所用静脉血的  $\mu_a$  和  $\mu'_s$  的取值如表 1 所示。

实验所测厚度  $d$  和透过光强  $I_{\text{real}}$  和  $I_{\text{original}}$  被以平均数±标准差的形式记录下来。在遵循 R 语言用户协议的情况下,从 <http://www.rstudio.org> 网站上下载 Rstudio 软件(版本号:1.4.1106.0)并安装 ggplot2, RColorBrewer 以及 reshape2 包。利用 R 语

表 1 血液光学参数

Table 1 Optical properties of blood

Blood sort	Proportion in venous blood / % <sup>[22]</sup>	$\mu_a / \text{cm}^{-1}$ <sup>[19, 22-23]</sup>	$\mu'_s / \text{cm}^{-1}$ <sup>[21, 24-25]</sup>
Oxygenated blood	58.78	3.02	3.41
Deoxygenated blood	41.22	0.28	6.61
Venous blood	-	1.89	4.73

言的  $\ln$  函数对所求解的  $G(d)$  建立拟合模型, 以  $R^2$  值评价拟合效果。

### 3 结果与讨论

#### 3.1 结果

经游标卡尺测量, 24 孔板内表面底面积为  $197.56 \text{ mm}^2$ , 因此实际选择移液器刻度及所至血层

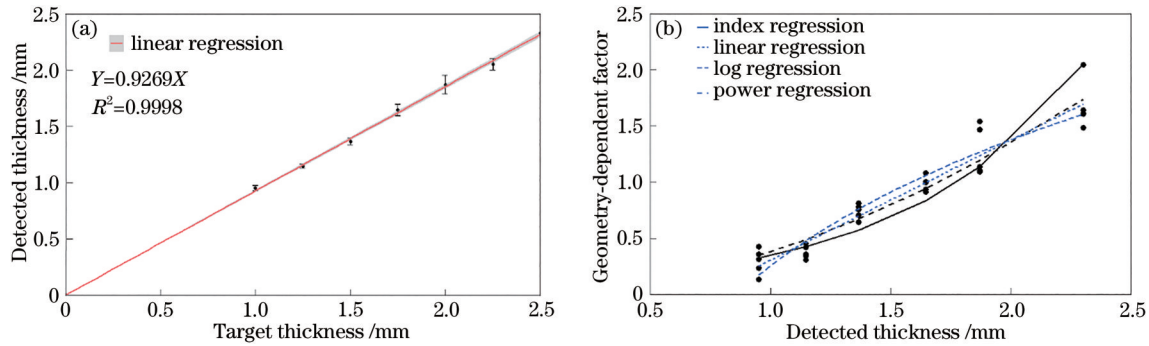


图 2 实测值与理论值的比较。(a) 实测厚度和理论厚度的关系; (b) 几何尺寸因子和实测厚度的关系

Fig. 2 Comparison between theoretical value and real detected value. (a) Relationship between detected depth and target depth; (b) relationship between geometry-dependent factor and detected depth

表 2 移液器刻度、理论厚度值与透过光光强

Table 2 Selected scales of transferpettor, theoretical thickness and transmitted laser intensity

Target thickness / mm	Scale of transferpettor / $\mu\text{L}$	Theoretical thickness / mm	Detected thickness / mm	Transmitted laser intensity / V	$R_{\text{real}} / \%$
0	0	0	0	$1.40 \pm 0.02$	—
1.00	195	0.99	$0.95 \pm 0.02$	$0.97 \pm 0.09$	30.86
1.25	245	1.24	$1.15 \pm 0.02$	$0.87 \pm 0.04$	38.35
1.50	295	1.49	$1.37 \pm 0.03$	$0.58 \pm 0.03$	58.73
1.75	345	1.75	$1.65 \pm 0.05$	$0.43 \pm 0.02$	69.21
2.00	395	2.00	$1.87 \pm 0.08$	$0.32 \pm 0.06$	77.41

表 3 几何尺寸因子拟合参数及回归决定系数

Table 3 Parameters and regression decision coefficient for the fitting of geometry-dependent factor

Name	Formula	$a$	$b$	$R^2$
Linear fitting	$G(d) = ad + b$	1.0699	-0.7651	0.9295
Log fitting	$G(d) = a \ln d + b$	1.6200	0.2534	0.9139
Index fitting	$G(d) = a \exp(bd)$	0.1902	-0.1024	0.8873
Power fitting	$G(d) = ad^b$	0.3808	1.8219	0.6289

#### 3.2 讨论

由上述拟合公式所获残差分析图, 如图 3 所示。本研究的最大贡献在于确定了几何尺寸因子  $G$  与血层厚度  $d$  的关系, 从而确立了 Nd:YAG 激光在血层中传播的修正朗伯比尔定律的表达式。由表 3 可知, 根据  $R^2$  值,  $G$  最适合的表达式为  $G(d) = ad + b$ , 综合(1)、(4)式和(7)式, 并将厚度

理论厚度和实际厚度的关系如图 2 和表 2 所示。

在目标厚度 1.0~2.5 mm 之间, 本研究所采用的加样方法的最大变异系数为 4.44%, 实测厚度与理论厚度呈线性关系 ( $R^2=0.9985$ )。

根据表 2, 由(6)式可计算出  $R_{\text{real}}$  与实际厚度的关系, 如图 2(b)所示, 并可获得其拟合参数和  $R^2$  值, 如表 3 所示。

$d$  替换成血液深度  $z$ , 可得 Nd:YAG 激光在毫米量级深度血层传播的修正朗伯比尔定律的表达式为

$$I(z) = I_0(z) \exp \left[ -\frac{3\mu_a \mu'_s z^2}{2} \left( 1 + z \sqrt{3\mu_a \mu'_s} \right) - (az + b) \right]. \quad (9)$$

式中,  $a$  和  $b$  为经验参数。由此模型导出组织内光衰减随深度  $z$  的变化, 如图 4 所示。

在基于路径因子的修正朗伯比尔定律中, 定义  $G$  为和几何尺寸相关的恒定物理量。现有的多个研究将其归结为一个未知参量。该参量的存在使得激光在混沌介质中的传播难以获得解析解<sup>[14-17]</sup>。而本研究通过实验证明, 至少在 0.95~2.33 mm 之间 (临床静脉畸形治疗的常见血液深度), 当激光在形状为圆柱形的血液介质中进行传播时,  $G$  与厚度  $d$



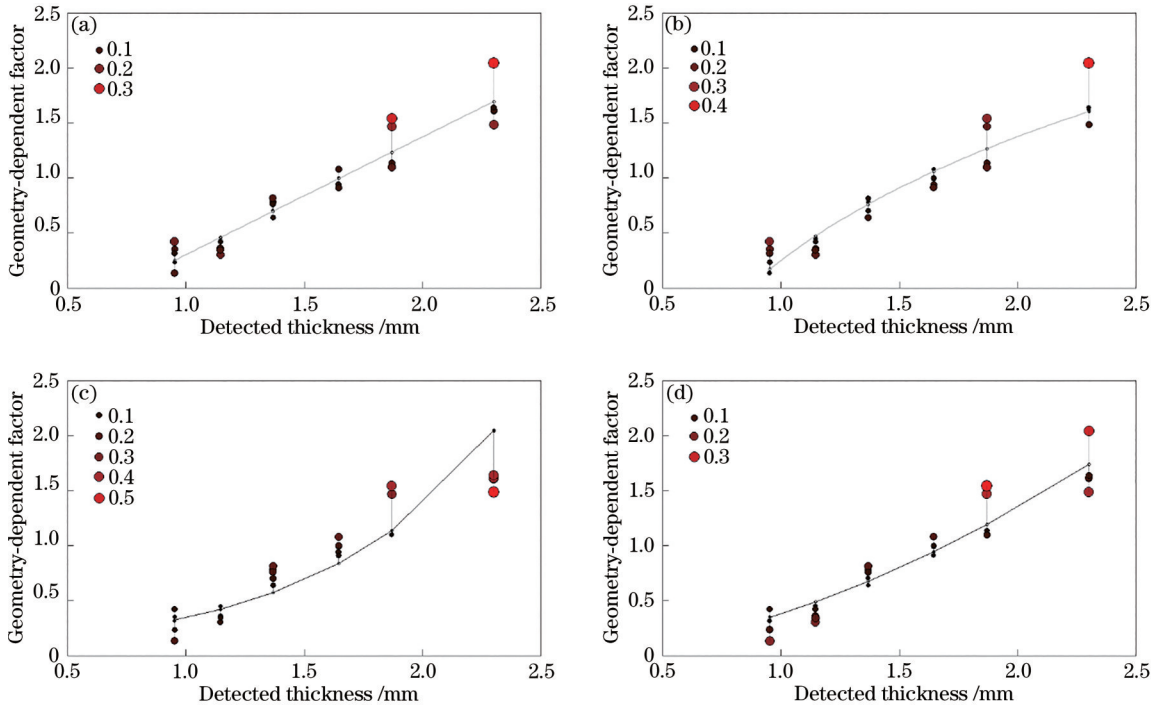


图 3 几何尺寸因子和实测厚度四种拟合方式的残差分析图。(a)线性回归残差;(b)对数回归残差;(c)指数回归残差;(d)乘幂回归残差

Fig. 3 Residual analysis of geometry-dependent factor and detected depth by four fitting methods. (a) Linear regression residual; (b) log regression residual; (c) index regression residual; (d) power regression residual

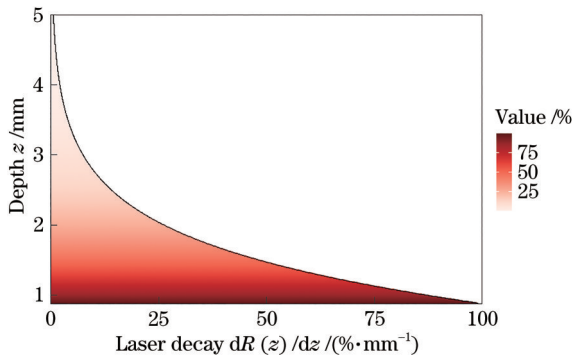


图 4 激光在血液中传播光衰减率随深度的变化

Fig. 4 Relationship between laser decay and depth in blood

呈线性关系。

本研究能够获得  $G$  的经验公式的关键在于所建立的 Nd:YAG 激光透过光检测实验技术方法。实验结果表明,该方法能够精确控制并测出所制备的血层厚度以及全部前向散射光和透射光。由图 2(a)可知,受表面张力以及 24 孔板内壁表面粗糙度的影响,血液加样的理论厚度和实测厚度呈线性关系<sup>[26]</sup>。因此,在将来的实验中,可利用图 2(a)所示经验公式准确计算出血样厚度,从而精简激光测距仪和厚度检测步骤。由表 2 可知,Nd:YAG 激光在血液中穿透深度在 1.37~1.65 mm 之间,在前人所

述有效穿透深度(1.25~3.10 mm)<sup>[21, 24]</sup>范围内。该结果验证了 Nd:YAG 激光透过光检测实验方法在测量厚度为毫米级的血液的光学参数的可靠性。基于双积分球的检测系统是血液光传播光参数检测中最常用的检测手段<sup>[13, 18, 24-25, 27-28]</sup>。这种方法能够同时测出反射光和透射光能量,而透射光能量包含了直接透过样品和前向散射光。但其问题在于激光从第一积分球的人射口到样品的距离受积分球尺寸限制,与实际临床操作时医生所持激光的工作距离相差甚远,从而有可能因光斑变形而最终导致测量结果与实际临床情况存在偏差。Barton 等<sup>[29]</sup>采用上下两层透明壁的比色皿盛装指定厚度的血液制备样品,并通过反射检测信息光的方式来进行激光光热凝固过程中的热分析。然而,由于其反射光并不透过整个样品,仅能反映样品表面的光学特性参数,故该方法目前主要用于对极薄层的血液进行单脉冲激光照射下光学特性参数的检测。因其检测条件与临床实际条件不符,仅能对临床操作起到定性的参考作用。采用生物组织参数反演方法反推吸收系数、散射系数等生物组织的光学特性参数是另一种获取光学参数的有效方法,然而该方法存在估计值过高、偏离实际值的风险<sup>[30]</sup>。而本文的

Nd:YAG 激光透过光检测实验方法直接检测激光透过血液后的光能量,其探测器的尺寸远超透过血样激光光斑,与积分球类似,能够测出全部直接透射光和前向散射光。由于 1064 nm 波长激光在血液中传播散射主要为前向散射的特定性质( $g > 0.99$ ),而其表面反射相对散射可忽略不计(反射率为 1.5%,而散射率为 25%),因此本研究用实验方法可以有效测出 Nd:YAG 激光在血液中的衰减<sup>[18,21]</sup>。如果将该系统拓展到普遍的激光与组织相互作用原理研究,其实验误差将受  $g$  和表面反射率  $R$  影响,因此其主要应用于光散射近乎全部为前项散射同时反射可忽略不计的组织光传播特定情况研究<sup>[18,21]</sup>。

## 4 结 论

建立了 Nd:YAG 激光透过血液的光检测实验方法,并基于实验结果确定了适用于 Nd:YAG 激光在血液中传播的修正朗伯比尔定律的表达式。在下一步研究中,将利用该表达式建立激光在静脉畸形治疗中的光分布和损伤模型,从而实现对选择不同光功率和照射时间等参数所致疗效和副作用的预测和评估。

## 参 考 文 献

- [1] Li X X. Numerical analysis and experimental research on laser induced thermal effect in bio-tissues [D]. Tianjin: Tianjin University, 2004.  
李小霞. 激光照射下生物组织热效应的数值分析与实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2004.
- [2] Niemz M H. Laser-tissue interactions fundamentals and applications[M]. 3rd ed. Zhang Z X, Transl. Beijing: Science Press, 2005.  
M.H. 尼姆兹. 激光与生物组织的相互作用原理及应用[M]. 3 版. 张镇西, 译. 北京: 科学出版社, 2005.
- [3] Mayerhöfer T G, Pahlow S, Popp J. The bouguer-beer-lambert law: shining light on the obscure[J]. Chemphyschem, 2020, 21(18): 2029-2046.
- [4] Luo L C, Deng H, Liu Q C, et al. Ammonium perchlorate water content prediction models based on terahertz time-domain spectroscopy[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(11):1130001.  
罗力川, 邓璇, 刘泉澄, 等. 基于太赫兹光谱的高氯酸铵含水率预测模型[J]. 光学学报, 2021, 41(11): 1130001.
- [5] Zheng J W, Zhou Q, Wang Y A, et al. The protocol of treatment guideline of oral and maxillofacial hemangiomas[J]. China Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2011, 9(1):61-67.  
郑家伟, 周琴, 王延安, 等. 口腔颌面部血管瘤治疗指南[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2011, 9(1): 61-67.
- [6] Zhao J Z, Kong Y Q. Laser application in oral and maxillofacial surgery[J]. Chinese Journal of Practical Stomatology, 2015, 8(5): 262-265.  
赵继志, 孔亚群. 口腔颌面外科疾病的激光治疗[J]. 中国实用口腔科杂志, 2015, 8(5): 262-265.
- [7] Zheng J W, Zhao Y F, Qin Z P, et al. Treatment guideline of oro-maxillofacial head and neck venous malformations[J]. China Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2011, 9(6): 510-517.  
郑家伟, 赵怡芳, 秦中平, 等. 口腔颌面-头颈部静脉畸形诊治指南[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2011, 9(6): 510-517.
- [8] Mlacker S, Shah V V, Aldahan A S, et al. Laser and light-based treatments of venous lakes: a literature review[J]. Lasers in Medical Science, 2016, 31(7): 1511-1519.
- [9] Wind L, Szymanski W W. Quantification of scattering corrections to the Beer-Lambert law for transmittance measurements in turbid media[J]. Measurement Science and Technology, 2002, 13(3): 270-275.
- [10] David P J, Nair A C, Menon V J, et al. Laser light scattering studies from blood platelets and their aggregates[J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 1996, 6(2): 101-114.
- [11] Chen S, Guan Y Y, Li S M, et al. Clinical study on laser treatment state maintenance after long pulse laser treatment of deep cutaneous hemangioma and venous malformation[J]. China Medical Cosmetology, 2016, 6(10): 26-29.  
陈深, 官英勇, 李思敏, 等. 长脉冲激光治疗深部皮肤血管瘤和静脉畸形后激光治疗态维护的临床研究[J]. 中国医疗美容, 2016, 6(10): 26-29.
- [12] Li H S, Li D X, Fu Y T, et al. Therapeutic efficacy of Nd:YAG laser on oral venous lakes in lower lip of the aged[J]. Chinese Journal of Geriatric Dentistry, 2017, 15(1): 18-21.  
栗洪师, 李冬霞, 付玉婷, 等. Nd:YAG 激光治疗老年人下唇静脉湖 54 例疗效观察[J]. 中华老年口腔医学杂志, 2017, 15(1): 18-21.
- [13] Black J F, Barton J K. Chemical and structural changes in blood undergoing laser photocoagulation[J]. Photochemistry and Photobiology, 2004, 80: 89-97.
- [14] Xu K X, Gao F, Zhao H J. Biomedical photonics [M]. 2nd ed. Beijing: Science Press, 2011.

- 徐可欣, 高峰, 赵会娟. 生物医学光子学[M]. 2版. 北京: 科学出版社, 2011.
- [15] Delpy D T, Cope M, van der Zee P, et al. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1988, 33(12): 1433-1442.
- [16] Sassaroli A, Fantini S. Comment on the modified Beer-Lambert law for scattering media[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(14): N255-N257.
- [17] Kocsis L, Herman P, Eke A. The modified Beer-Lambert law revisited[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, 51(5): N91-N98.
- [18] Black J F, Wade N, Barton J K. Mechanistic comparison of blood undergoing laser photocoagulation at 532 and 1064 nm[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2005, 36(2): 155-165.
- [19] Cheong W F, Prah S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues[J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1990, 26(12): 2166-2185.
- [20] Contini D, Martelli F, Zaccanti G. Photon migration through a turbid slab described by a model based on diffusion approximation. I. Theory[J]. *Applied Optics*, 1997, 36(19): 4587-4599.
- [21] Yaroslavsky A N, Yaroslavsky I V, Goldbach T, et al. Optical properties of blood in the near-infrared spectral range[J]. *Proceedings of SPIE*, 1996, 2678: 314-324.
- [22] Englund E K, Langham M C, Li C, et al. Combined measurement of perfusion, venous oxygen saturation, and skeletal muscle T2\* during reactive hyperemia in the leg[J]. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance: Official Journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2013, 15(1): 70.
- [23] Jacques S L, Rastegar S, Motamedi M, et al. Liver photocoagulation with diode laser (805 nm) versus Nd:YAG (1064 nm)[J]. *Proceedings of SPIE*, 1992, 1646: 107-117.
- [24] Roggan A, Friebel M, Doerschel K, et al. Optical properties of circulating human blood in the wavelength range 400-2500 nm[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1999, 4: 36-46.
- [25] Nilsson A M, Lucassen G W, Verkruysse W, et al. Changes in optical properties of human whole blood *in vitro* due to slow heating[J]. *Photochemistry and Photobiology*, 1997, 65(2): 366-373.
- [26] Lubarda V A. The shape of a liquid surface in a uniformly rotating cylinder in the presence of surface tension[J]. *Acta Mechanica*, 2013, 224(7): 1365-1382.
- [27] Barton J K, Loui S J, Black J F. Optical and magnetic resonance changes in photothermally coagulating blood[J]. *Proceedings of SPIE*, 2002, 4609: 10-19.
- [28] Lü C Y, Zhan R J. Measurement method of optical property parameters of biological tissue[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(3): 0300004. 吕晨阳, 战仁军. 生物组织光学特性参数的测量方法研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(3): 0300004.
- [29] Barton J K, Popok D P, Black J F. Thermal analysis of blood undergoing laser photocoagulation[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2001, 7(6): 936-943.
- [30] Xu G, Dong L Q, Kong L Q, et al. Parameters inversion algorithm of biological tissues based on a neural network model[J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(11): 1117001. 徐歌, 董立泉, 孔令琴, 等. 基于神经网络模型的生物组织参数反演算法[J]. *光学学报*, 2021, 41(11): 1117001.