

# OCT 系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究

石博雅<sup>1,2</sup> 孟卓<sup>1,3</sup> 刘铁根<sup>1</sup> 王龙志<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> 天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072  
<sup>2</sup> 天津工业大学电子与信息工程学院, 天津 300387; <sup>3</sup> 苏州光环科技有限公司, 江苏 苏州 215123)

**摘要** 利用基于蒙特卡罗方法的牙组织光学相干层析(OCT)成像模型,研究了不同牙组织的 OCT 非失真成像深度。通过模拟入射高斯光束以及光在牙组织中的传输,分别获得了单层牙釉质、单层牙本质以及两层牙组织结构的二维仿真 OCT 图像,与实验结果具有定性的一致性。通过分析二维仿真 OCT 图像所对应的一维 OCT 信号,分别得到了三种牙组织结构的平均非失真成像光学深度。研究表明,OCT 系统对牙齿组织的非失真成像光学深度在 150~2400  $\mu\text{m}$  之间,其中牙釉质的非失真成像深度要远大于牙本质的成像深度。所得的结果对于在实验中利用 OCT 图像对组织结构有效信息进行判断具有一定的参考价值。

**关键词** 医用光学;光学相干层析;牙齿;非失真成像深度;蒙特卡罗

**中图分类号** TN247; R318.51 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201434.0217001

## Non-Distorted Imaging Depth of Optical Coherence Tomography System in Human Dental Tissues

Shi Boya<sup>1,2</sup> Meng Zhuo<sup>1,3</sup> Liu Tiegen<sup>1</sup> Wang Longzhi<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Key Laboratory of Opto-Electronics Information and Technical Science (Tianjin University), Ministry of Education, College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

<sup>2</sup> School of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China

<sup>3</sup> Suzhou Optoring Technology Co. Ltd., Suzhou, Jiangsu 215123, China

**Abstract** We study non-distorted imaging depths of optical coherence tomography (OCT) system in different tooth tissues based on Monte Carlo modeling of tooth OCT imaging. Two-dimensional simulated OCT images of single tooth enamel, dentin and two-layer tooth tissues are obtained by simulating the incident Gaussian beam and light propagation in dental tissues. The simulated images exhibit qualitative agreement with the experimental ones. The average non-distorted imaging depths of three kinds of dental tissue structure are gained through the analysis of one-dimension OCT signals corresponding to the simulated OCT images. It is indicated that the non-distorted imaging depths of the OCT system in dental tissues are 150~2400  $\mu\text{m}$ , the non-distorted imaging depth of the enamel is much greater than that of the dentin. The results have certain reference value for the judgment on effective tissue structure information in experimental OCT images.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; tooth; non-distorted imaging depth; Monte Carlo

**OCIS codes** 110.4500; 170.4500; 170.1850; 170.3660; 170.3880

## 1 引言

光学相干层析(OCT)是一种非接触、无损伤、

实时及高分辨率的新型生物医学成像技术。OCT 利用低相干干涉和光外差探测原理,通过探测生物

**收稿日期**: 2013-07-10; **收到修改稿日期**: 2013-08-21

**基金项目**: 国家自然科学基金项目(30770597)、中国博士后基金项目(20100470782)、国际科技合作专项(2010DFB13180)、天津市科技支撑计划(09ZCKFGX01400)、苏州市医疗器械与新医药专项(ZXY2012026)、江苏省基础研究项目(BK20130374)

**作者简介**: 石博雅(1981—),女,博士研究生,讲师,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: wendyby@163.com

**导师简介**: 刘铁根(1955—),男,教授,博士生导师,主要从事光纤传感、光电检测术、嵌入式图像检测等方面的研究。

E-mail: tgliu@tju.edu.cn

组织内部不同深度层面对入射光的后向散射光强度,获得组织内部微结构特征,其分辨率可达  $1 \sim 15 \mu\text{m}$ 。目前 OCT 已经广泛应用于眼科、牙科、皮肤科和心脏科等医学领域<sup>[1-5]</sup>。在牙科领域,研究小组已获得了正常牙齿组织及龋齿的 OCT 图像<sup>[2,6]</sup>,利用 OCT 技术测量了牙齿组织的折射率<sup>[7]</sup>,研究了牙齿组织的偏振特性<sup>[8]</sup>,并已经开始了早期龋的 OCT 量化评估研究<sup>[9-10]</sup>。

光对生物组织的穿透深度主要依赖于组织的散射和吸收特性。在近红外光波段,组织对光的吸收要远小于在可见光波段的吸收,因此限制成像深度的主要因素不是吸收,而是多次散射。当探测深度较大时多次散射将会占据支配地位,形成噪声,降低 OCT 图像的对比度,并且导致组织的有用信息淹没在噪声中,降低了 OCT 的穿透深度。因此在实际应用中分析 OCT 非失真成像深度是十分必要的。有文献指出,中心波长为  $1310 \text{ nm}$  的 OCT 系统对牙齿硬组织成像深度可达  $3 \text{ mm}$ <sup>[2]</sup>。但这里的成像深度是根据 OCT 实验图像直观上判断可以显示组织结构的最大深度。由于当探测深度较深时作为噪声的多次散射光仍然可以被探测到,因此这种方法存在误判的可能性,且对于不同情况下不同组织均需实验才能得到。关于 OCT 成像深度的研究, Bizheva 等<sup>[11-12]</sup>的研究结果表明,在近红外光波段生物组织的散射各向异性因子约等于  $0.9$ ,OCT 的穿透深度可以粗略地估计为  $3 \sim 4$  个平均自由程  $1/\mu_s$ 。但这种方法只适用于对单层组织 OCT 成像的近似预测,不适用于多层组织。蒙特卡罗 (MC) 法作为数值仿真的一种方法,已经被广泛地用于研究光在组织中的传输和分布问题<sup>[13-15]</sup>。随着计算能力的增强,研究人员已经将 MC 方法用于仿真 OCT 信号,以及研究光的多次散射对 OCT 信号的影响<sup>[16-18]</sup>。MC 方法不仅可以模拟复杂结构组织中光的传播过程,而且可以根据 OCT 信号构成的实际情况对构成 OCT 信号的光子进行分类以及单独分析不同类型光子的影响,从而得到非失真成像深度。

本文利用 MC 方法分别对单层牙釉质、单层牙本质以及两层牙组织结构的 OCT 成像进行建模,得到相应的 OCT 仿真图像,并与实验二维 OCT 图

像进行了对比。通过比较不同类型的背向散射光,得到了不同牙组织结构的平均非失真成像深度。

## 2 牙组织 OCT 成像的 MC 建模

OCT 成像的 MC 建模的基本思想是通过追踪大量光子在组织中的传输情况,并结合 OCT 系统的工作原理,得到探测到的漫反射分布。这里光子的传输包括两部分:进入组织前在高斯光束中的传输,以及进入组织后在组织中的传输。

### 2.1 高斯光束的 MC 仿真

OCT 系统样品臂示意图如图 1 所示。准直的高斯光束沿  $z$  轴传播,通过焦距为  $f$  的透镜聚焦到样品中。当样品和周围环境的折射率相匹配时,光束将聚焦在平面  $z = z_f$  处,此时高斯光束的束腰半径为  $\omega_f$ 。为了准确地模拟高斯光束,利用高斯光束的双曲线特性来描述光子在进入样品前的运动<sup>[19]</sup>。首先根据高斯光束的截面光强分布对光子出现在束腰平面的位置  $P_0$  点坐标进行抽样得:

$$\begin{cases} x_0 = \omega_f \sqrt{-\ln \xi_1} \cos 2\pi\xi_2, \\ y_0 = \omega_f \sqrt{-\ln \xi_1} \sin 2\pi\xi_2, \end{cases} \quad (1)$$

式中  $\xi_1$  和  $\xi_2$  是均匀分布在  $(0,1)$  间的随机数。由于高斯光束在空间表现为一个单叶双曲面,因此这时经过  $P_0$  点的单叶双曲面方程为

$$\omega_{P_0}(z) = \sqrt{x_0^2 + y_0^2} \sqrt{1 + [\lambda(z - z_f)/(\pi\omega_f^2)]^2}. \quad (2)$$

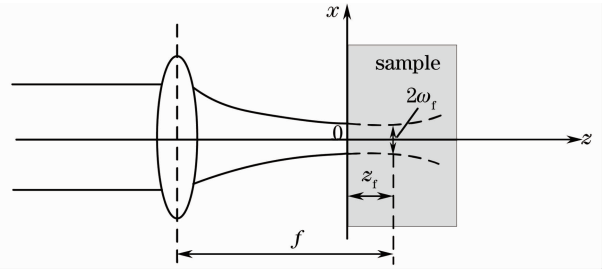


图 1 OCT 系统样品臂示意图

Fig. 1 Schematic of sampling arm of OCT system

由于单叶双曲面可由其直母线绕与它交叉的轴线旋转形成,因此光子只需沿经过抽样点  $P_0$  的直母线传输,即可满足高斯光束的双曲线特性。经过  $P_0$  点的两条直母线如下

$$x = x_0 + y_0 \cdot \lambda t / (\pi\omega_f^2), \quad y = y_0 - x_0 \cdot \lambda t / (\pi\omega_f^2), \quad z = z_f - t, \quad (3)$$

$$x = x_0 - y_0 \cdot \lambda t / (\pi\omega_f^2), \quad y = y_0 + x_0 \cdot \lambda t / (\pi\omega_f^2), \quad z = z_f - t, \quad (4)$$

式中  $t$  为参数方程的参数。光子将等概率选择沿其中任一直母线传播,从而最终确定光子在样品表面的入射坐标和入射角。

## 2.2 牙组织 OCT 信号的 MC 仿真

根据 OCT 的原理,只有当样品背向散射回来的光与参考臂的光之间的光程差小于光源的相干长度才能够发生干涉。因此,探测到的光子必须满足以下条件:

$$|l_s - l_r| < l_{\text{coh}}/2, \quad (5)$$

式中  $l_s$  为光子在样品中经历的光程长度,  $l_r$  为参考臂的光程长度,  $l_{\text{coh}}$  为光源真空中的相干长度。

探测到的光子在样品中传输的示意图如图 2 所示,这里将样品中与参考臂光程相对应的探测范围定义为相干层<sup>[17]</sup>,其中心深度为  $z$ ,所对应的光程即为参考臂光程。相干层的厚度为  $\Delta z = l_{\text{coh}}/(2n)$ ,其中  $n$  为样品的折射率。探测到的光子被分为两类:一类光子和二类光子<sup>[17]</sup>。从图中可以看出,一类光子是经历较少次散射、从目标层背向散射返回的光子,因此其携带有目标层的信息,是 OCT 信号中的有用部分。而二类光子是经历多次散射、从目标层以外的位置散射回来的,不具有目标层的信息,因此它产生 OCT 信号噪声,使得 OCT 图像对比度下降。在某个探测深度,一类信号强度等于二类信号强度,此时图像对比度下降 50%,该探测深度称为 OCT 的非失真成像深度<sup>[18]</sup>。当探测深度大于非失真成像深度时,二类信号强度将大于一类信号强度。

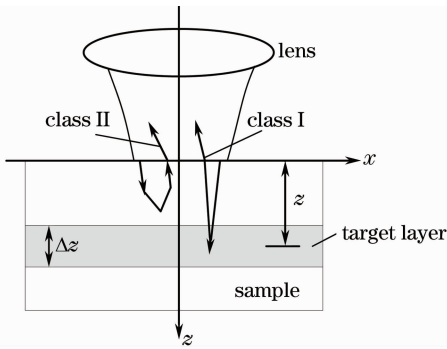


图 2 样品中探测到的光子的传播示意图  
Fig. 2 Schematic of propagation of detected photon in sample

由于牙体组织中羟基磷灰石晶体直径约为 30~40 nm,在近红外光波段,晶体的直径远小于光源波长,这时光在其中的散射符合瑞利散射规律。而牙体组织中的釉柱直径为 4 μm,牙本质小管的直径为 1~3 μm,均可与入射光波长相比拟,因此散射符合米氏散射规律。由于在牙组织中同时存在瑞利散射

和米氏散射,因此利用 Henyey-Greenstein 相函数和各向同性相函数的线性组合来描述牙组织的散射,散射相函数如下<sup>[20]</sup>:

$$\phi(\cos \theta) = f_d + (1 - f_d) \left[ \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}} \right], \quad (6)$$

式中  $g$  为各向异性因子,  $\theta$  为散射事件中的光子偏转角度,  $f_d$  为各向同性因子 ( $0 < f_d \leq 1$ )。

由于模型中最终探测到的后向散射光强为一类光强和二类光强之和,而 OCT 信号强度正比于样品后向散射光强的平方根<sup>[21]</sup>,因此这里将一类光强和二类光强累加和的平方根作为仿真的 OCT 信号强度。使用的仿真程序是在 Wang 等<sup>[14]</sup>开发的光在多层介质中传输的蒙特卡罗代码基础上,考虑了牙组织 OCT 成像建模原理及设置的牙组织的几何结构修改得到的。模拟过程中使用的参数如下:中心波长为 1310 nm,光源的相干长度为 15 μm,探测半径为 20 μm,数值孔径为 0.14,入射光子总数为  $5 \times 10^6$  个。二维仿真 OCT 图像均由 50 个 A-scan 信号组成,横向扫描分辨率为 20 μm。

## 3 实验结果与分析

牙釉质的实验 OCT 图像如图 3(a)所示,实验所用牙齿为人体恒尖牙。单层牙釉质的仿真 OCT 图像如图 3(b)所示。所建立的单层牙釉质具有弧形表面,根据在近红外光波段已报道过的牙组织的光学参数<sup>[7,20,22]</sup>,仿真中使用的牙釉质光学参数如表 1 所示。由于牙釉质表面非平面,为了得到二维 OCT 图像对应的一维平均 OCT 信号,需要消除弧面的影响。首先通过算法识别牙釉质表面,然后根据表面的深度位置对齐二维 OCT 图像中每个 A-scan 信号,最后利用空间平均法<sup>[23]</sup>将横向扫描方向上所有 A-scan 信号进行平均,从而得到对应的一维平均信号。利用此方法分别得到图 3(a)所对应的平均实验 OCT 信号和图 3(b)对应的平均仿真 OCT 信号,如图 4 所示。从图 4 可以看出,随着探测深度的增加,平均实验 OCT 信号和平均仿真 OCT 信号的变化相接近,但实验 OCT 信号的衰减速度略大于仿真 OCT 信号的衰减速度,这是因为牙釉质模型中设置的散射系数较小。从牙釉质的二维仿真 OCT 图像及平均仿真 OCT 信号的结果可以看出,仿真与实验结果具有较好的一致性。

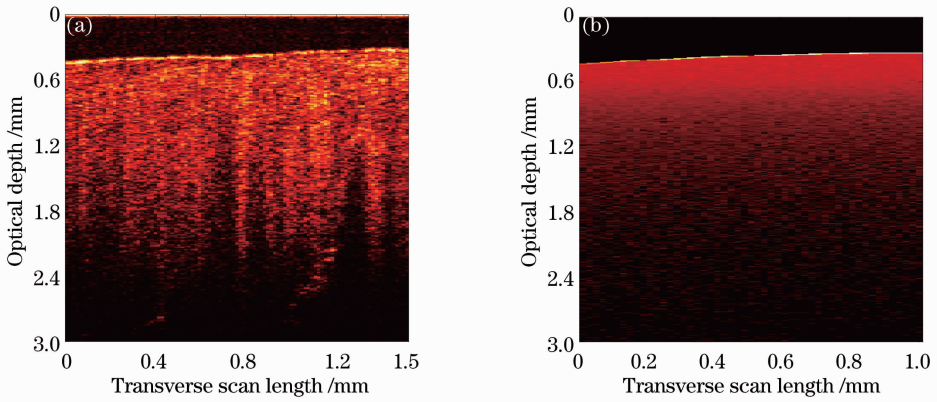


图 3 人体恒尖牙牙釉质的(a)实验与(b)仿真 OCT 图像的对比

Fig. 3 Comparison of (a) experimental and (b) simulated OCT images of human permanent canine enamel

表 1 仿真中使用的牙釉质光学参数( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Table 1 Optical parameters of the enamel used in simulation ( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Tooth layer	$\mu_a/\text{cm}^{-1}$	$\mu_s/\text{cm}^{-1}$	$n$	$g$	$f_d$
Enamel	0.12	9	1.63	0.96	0.3

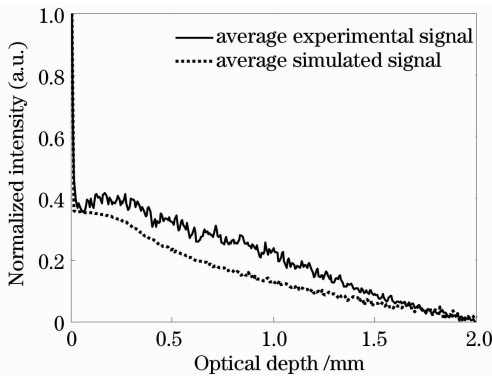


图 4 人体恒尖牙牙釉质的平均实验 OCT 信号与平均仿真 OCT 信号的对比

Fig. 4 Comparison of experimental and simulated OCT signals of human permanent canine enamel

图 3(b)对应的一维平均仿真 OCT 信号,以及作为其组成部分的一类信号和二类信号如图 5 所示。从图 5 中可以看出,随着探测深度的增加,一类信号和二类信号均在缓慢下降,但一类信号的下降速度比二类信号的略快,一类信号强度等于二类信号强度的探测深度约为 2.4 mm,即对于单层牙釉质组织 OCT 非失真成像光学深度约为 2.4 mm。基于单层牙釉质的散射系数,按照 Bizheva 等<sup>[11]</sup>的研究结果粗略估计 OCT 的穿透深度约为 3333~4444  $\mu\text{m}$ ,这个深度已超过一般 OCT 系统可扫描的光程深度 3 mm。而 MC 仿真综合考虑了系统参数及组织的光学参数,因此 MC 的仿真结果更接近于实际。但是二者的结果均说明牙釉质的成像深度较深,实验所得的 OCT 二维图像基本在整个探测深度范围内均可以反映釉质的组织信息。当探测深度超过非失真成像深度后,一类信号仍以很慢的速度衰减,二类信号强度略大于一类信号强度,这主要是由牙釉质的散射系数较小造成的。

牙本质的实验 OCT 图像和仿真 OCT 图像分

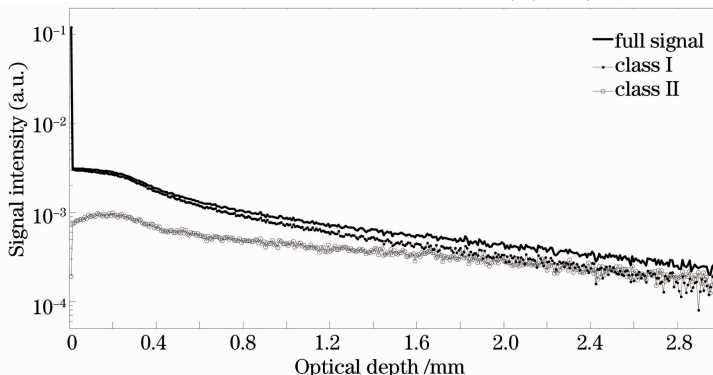


图 5 牙釉质模型的仿真 OCT 信号及其对应的一类信号和二类信号

Fig. 5 Simulated A-scan OCT signals of enamel model and the corresponding class I and class II signals

别如图 6(a)和(b)所示。实验所用牙齿为人体恒尖牙。建立的单层牙本质模型同样具有弧形表面。由于所含有机物比牙釉质的多,所以吸收比牙釉质略强,而散射要远大于牙釉质的散射。仿真牙本质

所用的光学参数如表 2 所示。从图 6 中可以看出仿真的单层牙本质 OCT 图像与实验 OCT 图像具有定性的一致性。

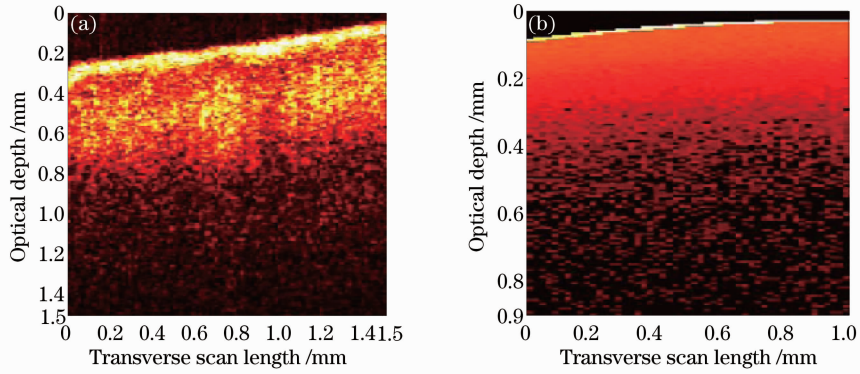


图 6 人体恒尖牙牙本质的(a)实验与(b)仿真 OCT 图像的对比

Fig. 6 Comparison of (a) experimental and (b) simulated OCT images of human permanent canine dentin

表 2 仿真中使用的牙本质光学参数( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Table 2 Optical parameters of the dentin used in the simulation ( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Tooth layer	$\mu_a/\text{cm}^{-1}$	$\mu_s/\text{cm}^{-1}$	$n$	$g$	$f_d$
Dentin	4	250	1.54	0.93	0.02

图 6(b)对应的牙本质一维仿真 OCT 信号,以及作为其组成部分的一类信号和二类信号如图 7 所示,计算方法同牙釉质。从图 7 中可以看出对于单层牙本质组织 OCT 非失真成像光学深度为  $150\ \mu\text{m}$ 。利用 Bizheva 等<sup>[11]</sup>的估算方法得到牙本质的穿透深度

约为  $120\sim 160\ \mu\text{m}$ ,两种方法的结果基本一致。当探测深度超过非失真成像深度后,二类信号强度大于一类信号强度,处于支配地位,从而导致组织的有用信息淹没在噪声中,使得 OCT 图像对比度下降。因此,OCT 图像中深度大于非失真成像深度的部分已经不能提供真实组织的信息。同时可以看出,牙本质的 OCT 非失真成像深度远远小于牙釉质的非失真成像深度,这主要是由于牙本质的散射系数远远大于牙釉质的散射系数。

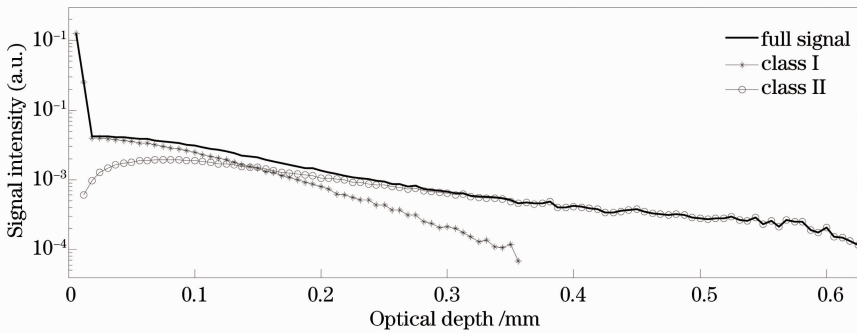


图 7 牙本质模型的仿真 OCT 信号及其对应的一类信号和二类信号

Fig. 7 Simulated A-scan OCT signals of dentin model and the corresponding class I and class II signals

二层牙组织的实验 OCT 图像和仿真 OCT 图像分别如图 8(a)和(b)所示。实验所用牙齿为人体恒切牙。从图 8(a)可以看出,所采集到的牙组织由牙釉质和牙本质两层组成,且由于牙釉质表面有轻度脱矿,使得釉质表层光强略强。从图 8(b)可以看

出,所建立的二层牙组织模型中牙釉质表面和釉牙本质界是非平行的,符合实际情况,且与实验结果具有定性的一致性。由于牙釉质表面有轻度脱矿,因此设置其散射系数略大,且各向同性因子略小。仿真所选用的光学参数如表 3 所示。

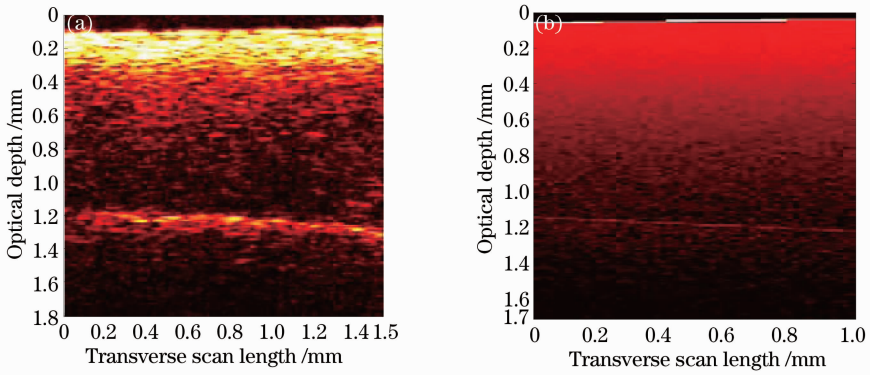


图 8 人体恒切牙的(a)实验 OCT 图像与(b)仿真 OCT 图像的对比

Fig. 8 Comparison of (a) experimental and (b) simulated OCT images of human permanent incisor

表 3 仿真中使用的人体牙齿光学参数( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Table 3 Optical parameters of the human tooth used in the simulation ( $\lambda=1310\text{ nm}$ )

Tooth layer	$\mu_a/\text{cm}^{-1}$	$\mu_s/\text{cm}^{-1}$	$n$	$g$	$f_d$
Enamel	0.12	30	1.63	0.97	0.1
Dentin	4	250	1.54	0.93	0.02

由于二层牙组织模型中牙釉质和牙本质具有非平行界面,因此无法利用单层牙釉质一维 OCT 信号的算法得到图 8(b)对应的一维 OCT 信号。二层

牙组织模型最左侧对应的 A-scan 信号如图 9 所示。从图 9 中可以看出,牙釉质层的衰减导致在牙本质的穿透深度很浅,此时组织内部非失真成像深度约为  $1100\ \mu\text{m}$ 。由于这时为两层牙组织结构,因此无法利用平均自由程  $1/\mu_s$  来估计其非失真成像深度。通过对横向扫描范围内所有 A-scan 仿真信号进行分析,得到此二层牙组织模型的平均非失真成像深度约为  $1160\ \mu\text{m}$ 。

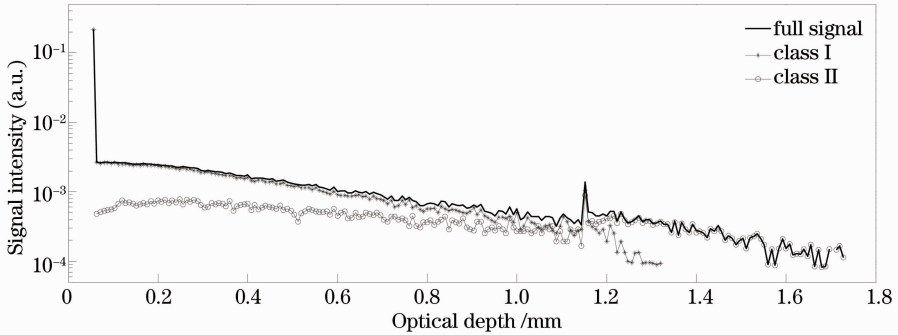


图 9 两层牙模型的仿真 OCT 信号及其对应的一类信号和二类信号

Fig. 9 Simulated A-scan OCT signals of two-layer human tooth model and the corresponding class I and class II signals

## 4 结 论

利用基于 MC 方法的牙组织 OCT 成像模型,获得了单层牙釉质、单层牙本质以及两层牙组织结构的二维仿真 OCT 图像,与实验 OCT 图像间具有较好的一致性。通过分析二维仿真 OCT 图像所对应的一维 OCT 信号,分别得到了单层牙釉质、单层牙本质以及两层牙组织结构的平均非失真成像深度,对于在实验中利用 OCT 图像对组织结构的有效信息进行判断具有一定的参考价值。提出的用于研究 OCT 系统对牙组织的非失真成像深度的方法,不仅可以用于分析不同系统参数对非失真成像深度的影响,而且可以预测不同龋损程度,不同几何

结构的牙组织的非失真成像深度。

## 参 考 文 献

- Yang Liu, Wang Chuan, Ding Zhihua, *et al.*. Image reconstruction in dioptric media for spectral domain optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(5): 0504001.  
杨 柳, 王 川, 丁志华, 等. 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构[J]. 中国激光, 2011, 38(5): 0504001.
- A F Fercher, W Drexler, C K Hitzenberger, *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. Reports on Progress in Physics, 2003, 66(2): 239-303.
- Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.*. Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for vivo imaging of human skin [J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(7): 0704002.  
南 楠, 步 鹏, 郭 昕, 等. 三维全深度复频域光学相干层析

- 成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. 中国激光, 2012, 39(7): 0704002.
- 4 N Foin, J M Mari, S Nijjer, *et al.*. Intracoronary imaging using attenuation-compensated optical coherence tomography allows better visualisation of coronary artery diseases [J]. Cardiovascular Revascularization Medicine, 2013, 14(3): 139—143.
- 5 Yang Liu, Hong Wei, Wang Chuan, *et al.*. Flow velocity measurement based on speckle in optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(5): 0504002.  
杨柳, 洪威, 王川, 等. 基于光学相干层析散斑的流速测量方法[J]. 中国激光, 2012, 39(5): 0504002.
- 6 M G Sowa, D P Popescu, J R Friesen, *et al.*. A comparison of methods using optical coherence tomography to detect demineralized regions in teeth [J]. Journal of Biophotonics, 2011, 4(11-12): 814—823.
- 7 Z Meng, X S Yao, H Yao, *et al.*. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography [J]. Journal of Biomedical Optics, 2009, 14(3): 034010.
- 8 Y Chen, L Otis, D Piao, *et al.*. Characterization of dentin, enamel, and carious lesions by a polarization-sensitive optical coherence tomography system [J]. Appl Opt, 2005, 44(11): 2041—2048.
- 9 Meng Zhuo, X Steve Yao, Yao Hui, *et al.*. Detecting early artificial caries by using optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2010, 37(11): 2709—2713.  
孟卓, 姚晓天, 姚晖, 等. 光学相干层析用于检测早期人工龋齿[J]. 中国激光, 2010, 37(11): 2709—2713.
- 10 T Louie, C Lee, D Hsu, *et al.*. Clinical assessment of early tooth demineralization using polarization sensitive optical coherence tomography [J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2010, 42(10): 738—745.
- 11 K K Bizheva, A M Siegel, D A Boas. Path-length-resolved dynamic light scattering in highly scattering random media; the transition to diffusing wave spectroscopy [J]. Phys Rev E, 1998, 58(6): 7664—7767.
- 12 A Wax, C Yang, R R Dasari, *et al.*. Path-length-resolved dynamic light scattering: modeling the transition from single to diffusive scattering [J]. Appl Opt, 2001, 40(24): 4222—4227.
- 13 M Kirillin, I Meglinski, V Kuzmin, *et al.*. Simulation of optical coherence tomography images by Monte Carlo modeling based on polarization vector approach [J]. Opt Express, 2010, 18(21): 21714—21724.
- 14 L Wang, S L Jacques, L Zheng. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues [J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995, 47(2): 131—146.
- 15 Lin Lin, Gao Yingjun, Jin Chongxing, *et al.*. Fast simulation and interference properties of photons transmission in turbid material [J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31(6): 0626002  
林林, 高应俊, 金重星, 等. 混浊物质中光子传输的快速模拟与干涉特性分析[J]. 光学学报, 2011, 31(6): 0626002
- 16 J Kalkman, A Bykov, D Faber, *et al.*. Multiple and dependent scattering effects in Doppler optical coherence tomography [J]. Opt Express, 2010, 18(4): 3883—3892.
- 17 G Yao, L V Wang. Monte Carlo simulation of an optical coherence tomography signal in homogeneous turbid media [J]. Physics in Medicine and Biology, 1999, 44(9): 2307—2320.
- 18 R K Wang. Signal degradation by multiple scattering in optical coherence tomography of dense tissue: a Monte Carlo study towards optical clearing of biotissues [J]. Physics in Medicine and Biology, 2002, 47(13): 2281—2299.
- 19 A Tycho, T M Jørgensen, H T Yura, *et al.*. Derivation of a Monte Carlo method for modeling heterodyne detection in optical coherence tomography systems [J]. Appl Opt, 2002, 41(31): 6676—6691.
- 20 D Fried, R E Glens, J D B Featherstone, *et al.*. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths [J]. Appl Opt, 1995, 34(7): 1278—1285.
- 21 Y Pan, R Birngruber, J Rosperich, *et al.*. Low-coherence optical tomography in turbid tissue: theoretical analysis [J]. Appl Opt, 1995, 34(28): 6564—6574.
- 22 C L Darling, G D Huynh, D Fried. Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310 nm [J]. J Biomedical Optics, 2006, 11(3): 034023.
- 23 A I Kholodnykh, I Y Petrova, K V Larin, *et al.*. Precision of measurement of tissue optical properties with optical coherence tomography [J]. Appl Opt, 2003, 42(16): 3027—3037.

栏目编辑: 韩峰