

激光与光电子学进展

荧光分析法在早期龋齿检测中的应用研究

陈毛宁, 吴玲玲*

西安工业大学光电工程学院, 陕西 西安 710021

摘要 为实现早期龋齿的无损检测, 研究了一种基于自体荧光效应的龋齿检测方法。从光谱学角度对不同龋齿的特征光谱进行实验研究, 利用荧光光谱仪采集各样品的激发、荧光光谱, 采用 Savitzky-Golay 平滑法对光谱进行预处理。健康牙齿与龋齿的激发峰值波长位于 405 nm 附近, 牙齿硬组织的荧光峰值位于 480 nm 附近; 另外在 623 nm、685 nm 处龋损组织出现较强的荧光峰值, 与牙菌斑代谢物质卟啉类化合物的峰位值一致; 在 405 nm 光源激发下牙齿荧光光谱存在明显差异, 健康牙齿的荧光图像呈绿色, 而龋齿的荧光图像随着牙菌斑含量的增高产生红移。结果表明, 通过分析荧光图像颜色差别实现对早期龋齿的检测是可行的。

关键词 光谱学; 龋齿; 荧光光谱; 牙菌斑; 荧光图像

中图分类号 R780.1

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP202259.1330001

Application of Fluorescence Analysis in the Detection of Early Caries

Chen Maoning, Wu Lingling*

School of Optoelectronic Engineering, Xi'an Technological University, Xi'an 710021, Shaanxi, China

Abstract This study investigated a caries detection method based on the autofluorescence effect to achieve non-destructive detection of early dental caries. The spectrum characteristics of different caries were studied using spectroscopy. A fluorescence spectrometer was used to determine the excitation and fluorescence spectra of different caries samples, and the Savitzky-Golay smoothing method was used to preprocess the spectra. The excitation peak wavelengths of healthy teeth and caries were near 405 nm, and the fluorescence peak of tooth hard tissue was near 480 nm. Carious tissues had fluorescence peaks at 623 nm and 685 nm, corresponding to the peak positions of dental plaque metabolites. The fluorescence spectrum of teeth was significantly different under 405 nm light excitation, and the fluorescence image of healthy teeth was green. With increasing plaque concentration, the fluorescence image of dental caries turned red. The results show that early caries can be detected by analyzing the color difference in fluorescence images.

Key words spectroscopy; caries; fluorescence spectrum; dental plaque; fluorescence imaging

1 引言

龋齿是危害人类口腔健康的重要疾病, 目前已得到社会的广泛关注。第四次全国口腔调查结果显示: 我国 5 岁儿童乳牙龋患率为 70.1%, 35~44 岁中年人龋患率为 87.3%, 65~74 岁老年人龋患率为 98.5%^[1]; 因此, 如何预防早期龋齿已成为新的研究热点, 也是预防牙科龋病的主要目标。龋病的早期诊断可控制龋齿恶化, 采用合理的治疗手段, 就可免去手术的痛苦, 随着医疗科技、光电检测等技术的飞速发展, 基于自体荧光效应的龋齿无损检测具有广阔的应用前景。国外对于荧光成像检测技术的研究起步较早, 目前已利用自

体荧光效应实现无损检测, 并研制了相关的诊断仪器; 日本学者 Kominami 等^[2]利用双波长 (365 nm 和 405 nm) 实现了对大肠肿瘤产生的自体荧光图像采集, 所研制的设备可用于直肠肿瘤的检测。Saitou 等^[3]利用正常和病变肝脏中多光子激发荧光的光谱空间特征, 发现肝组织天然荧光的光谱成像不仅能够区分正常和病变, 还能够识别疾病的进展状态。美国 Air Technology 公司的 CamX Triton HD 龋齿检测仪, 对龋齿中含有的牙菌斑进行荧光成像, 在荧光图像上显示出诊断结果, 但是只适用于局部探测。近几年, 国内许多学者也进行了大量研究, 浙江大学朱海华^[4]对龋损牙齿组织和牙齿硬组织的自体荧光效应进行了研

收稿日期: 2021-06-02; 修回日期: 2021-07-07; 录用日期: 2021-08-13

通信作者: *26818191@qq.com

究,采用荧光光谱成像技术和图像色彩特征分析,提出了基于荧光技术的龋病相关细菌鉴别诊断方法。唐静等^[5]利用定量光导荧光技术对龋病及牙周疾病进行了相关研究,指出牙菌斑激发的红色荧光与牙周疾病有关,但无法实现对早期龋齿的无损检测。通过对比国内外荧光成像检测技术的发展可发现,国内对于利用荧光效应进行早期龋齿检测的研究还处于实验摸索阶段,缺乏应用研究。

自体荧光成像检测技术应用于早期龋齿诊断系统中可实现对早期龋齿的无损检测^[6]。本文从荧光光谱特性的角度对基于荧光成像的早期龋齿检测方法进行实验研究,利用 PTIQuntaMaster 8000 系列的模块化荧光光谱仪,采集了不同龋损程度离体牙样本的激发光谱、荧光光谱,并采用荧光分析法^[7-8]进行分析与处理,得到龋损部位(牙菌斑积累导致)的荧光产生波段以及最

佳激发波长,通过自体荧光成像实现对早期龋齿的检测,完成定性诊断,满足早期龋齿无损检测工作的需求。

2 材料与方法

2.1 实验样品

采用健康离体牙和不同龋损程度的离体牙作为测试样本,考虑到荧光光谱仪集成度问题,整个光谱检测仪器无法伸进口腔内部进行测量,同时牙齿从口腔环境中到离体环境其光学特性不会产生变化,因此通过离体牙来获取不同龋损程度牙齿的光谱特征。根据牙齿脱矿和龋损程度,龋病诊断的具体评判标准(ICDAS)如表 1 所示,可将收集的 16 颗离体牙分为四类,分别为健康牙齿 4 颗(ICDAS code=0)、浅龋 4 颗(ICDAS code=1, 2)、中龋 4 颗(ICDAS code=3, 4)、深龋 4 颗(ICDAS code=5, 6)。

表 1 ICDAD 分级标准
Table 1 ICDAD grading criteria

ICDAS code	Criteria for visual lesion detection	Degree of severity of lesion
0	Sound surface	
1	Earliest optical change, visible on drying enamel	Demineralisation in outer third of enamel
2	Clear enamel change; white or brown blemishes, visible without drying	Demineralisation reaching the inner third of enamel, possibly the ADJ
3	Localised break in enamel	Demineralisation of outer third of dentine
4	Dentine not visible	Demineralisation of middle third of dentine, no weakening of dental crown structure
5	Enamel opaque or grayish, suggestive of and underlying dentine lesion, with or without enamel cavitations	Demineralisation of middle third of dentine, weakening of dental crown structure
6	Dentine cavity	Demineralisation of inner third of dentine, undermining of casp structure and support

由于多数牙齿表面附着污垢,会对光散射造成干扰,影响光谱形状,同时为了避免非荧光物质对实验结果产生影响以及提高实验中光谱信号的信噪比,将牙齿用无菌生理盐水清洗掉血迹以及食物残渣后,

放入超声波清洗机的网槽中进行清洗后备用。四类牙齿样本如图 1 所示,选样基本涵盖了不同程度龋坏的牙齿,从图 1(a)到图 1(d),牙齿龋坏程度逐渐加深。



图 1 不同龋坏程度牙齿样本。(a)健康牙齿;(b)浅龋;(c)中龋;(d)深龋

Fig. 1 Samples of teeth with different degrees of caries. (a) Healthy teeth; (b) shallow caries; (c) moderate caries; (d) deep caries

2.2 实验仪器及参数设置

实验仪器: PTI QuantaMaster8000 科研级模块化荧光光谱仪是用于光致发光测量的多功能系统。该实验系统原理如图 2 所示, 测试系统将光源与单色仪连接, 发出单一波长的光, 受到激发光的作用, 牙齿样本中荧光分子会产生荧光效应进而发出荧光, 荧光信号通过光谱仪接收, 由于自体荧光信号比较微弱, 采用光电倍增管(PMT)作为探测器, 最后在上位机将光谱数据保存。

数据采集: 关于龋齿自体荧光效应的研究, 朱海华^[4]通过对比不同龋损程度的光谱特征发现, 牙齿在

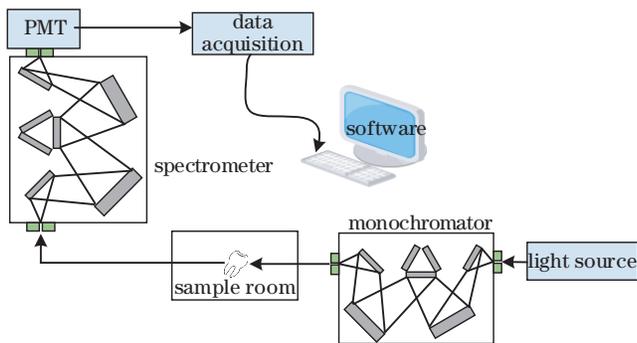


图 2 荧光测试系统原理示意图

Fig. 2 Schematic diagram of fluorescence test system

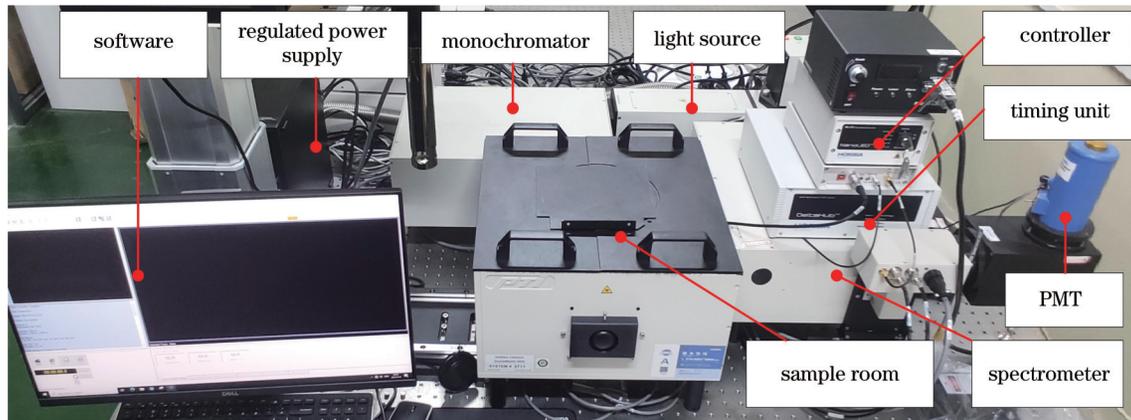


图 3 荧光光谱测试系统实物图

Fig. 3 Real object diagram of fluorescence spectrum test system

2.3 荧光分析法

荧光分析法是一种以光为激发源介于发射光谱与吸收光谱之间的光谱分析法, 可以同时物质中的多种组分进行定性或定量分析。由于生物组织结构的差异使其具有独特的光谱特征, 自体荧光来源于组织内部本身的荧光基因物质, 荧光基因受激会发生荧光效应, 激发的荧光信号带有生物组织底层信息; 在同一条件下生物组织的荧光光谱是一定的, 特定波长的光源激发下, 不同的荧光分子可发射不同波长的荧光, 通过光谱特征分析可实现对物质的定性鉴别。利用荧光光谱特征进行定性分析的方法称为荧光分析法, 现已广泛应用于生物、医药、卫生及环境等领域^[11-14]。

激发峰值为 400~410 nm 波段时, 有明显的荧光发射带, 文献[9-10]中指出, 牙菌斑代谢物质卟啉类化合物是导致牙齿龋损的主要因素, 牙齿组织中含有的部分荧光基因的吸收波长和自体荧光波长如表 2 所示。

表 2 牙体组织荧光基因效应

Table 2 Fluorescent gene effect of tooth tissue

Fluorescent gene	Absorption wavelength /nm	Fluorescence wavelength /nm
Collagen	300-340	430-485
Hydroxyapatite	405	465, 523
Coproporphyrin	403, 531, 565	623, 624, 687
Protoporphyrin	406, 505, 575	623, 625, 685, 690

在合适的环境条件下, 对仪器进行预热稳定, 并对光谱强度重复性、信噪比等分别进行校准。首先测试不同样本的激发光谱, 然后选取激发光来测试牙齿的荧光发射光谱。实验开始扫描了 350~1000 nm 的波段, 结果显示, 荧光光谱只覆盖可见光波段。因此扫描光谱的波段范围选择为 400~750 nm, 扫描间隔为 1 nm, 扫描时间为 0.1 s; 在样品室中, 为了提高荧光收集效率采用正交式荧光收集光路, 荧光光谱测试系统如图 3 所示。

牙菌斑是牙齿发生龋损的主要因素, 在正常牙齿、浅龋、中龋、深龋上面牙菌斑均有附着, 牙菌斑积累的越多、时间越长其荧光效应越明显, 同时龋损程度也越严重; 对龋齿进行荧光检测, 如果牙齿表面有牙菌斑的附着, 正常牙齿组织与龋损部位会在特定波长光源激发下产生不同波长的荧光, 使荧光图像产生颜色差异, 分析图像就可以判断牙菌斑的含量差异; 因此当牙齿还没龋损时能检测到牙菌斑的存在并进行清除, 就可以防止牙齿由于牙菌斑长时间积累而产生龋坏, 也就实现了早期龋齿的检测。

2.4 荧光光谱预处理

荧光信号由于受到周围杂散光噪声影响, 初级光

谱会出现较大波动,产生比较明显的毛刺,因此需将光谱数据进行预处理,可确保不同样品光谱之间的可比性,并消除杂散光和光谱中无关化学信息的影响。Savitzky-Golay 平滑去噪法^[15]是最常用的平滑法之一,可用于消除光谱采集过程中的噪声信号,提取光谱数据中的有效信息,为了避免峰位偏移需要对窗口点数与多项式阶数进行合理选择;最后对光谱数据进行归一化处理,光谱原始数据与处理后光谱分布图如图 4 所示。

图 4 中使用 Savitzky-Golay 平滑法对光谱数据进

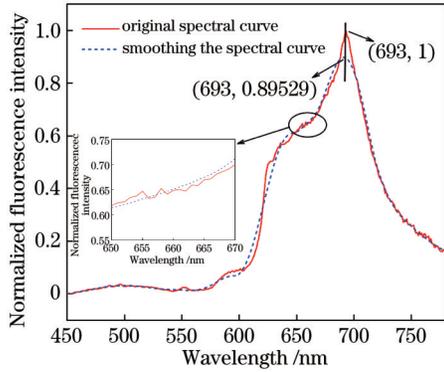


图 4 光谱原始分布与处理后光谱分布对比图

Fig. 4 Comparison of original spectral distribution and spectral distribution after treatment

行平滑处理,原始数据的光谱峰值没有发生偏移,只是对采集过程的噪声信号进行消除使光谱曲线更加光滑。因此对采集的不同牙齿样本(健康牙齿、浅龋、中龋、深龋)进行光谱数据预处理后可得到健康牙齿与不同龋损程度牙齿的光谱分布图。

3 测试结果与讨论

3.1 激发光谱特征

基于牙齿硬组织与牙菌斑的荧光效应,利用荧光光谱仪测量健康牙齿和不同龋损程度牙齿在不同荧光波长处的激发光谱,如图 5 所示,横轴代表波长,纵轴代表归一化荧光强度。

图 5(a)是健康牙齿在 480 nm 处的激发光谱,在 400~410 nm 波段,光谱分布比较平坦,可推测牙本质在该波段内均有分子存在光谱吸收,激发峰值波长在 405 nm;图 5(b)为浅龋在荧光波长 623 nm 和 685 nm 处的激发光谱,峰值在 405 nm 处,在 405 nm 后的吸收光谱较复杂,存在多次峰值,但峰值强度低于 405 nm;图 5(c)为中龋在荧光波长 625 nm 和 685 nm 处的激发光谱,峰值分别在 403 nm 和 405 nm;图 5(d)为深龋在荧光波长 623 nm 和 690 nm 处的激发光谱,峰值在 405 nm 处。激发光谱结果表明,荧光光谱的激发波长在 405 nm 时荧光效果最为明显,因此,在荧光成像系

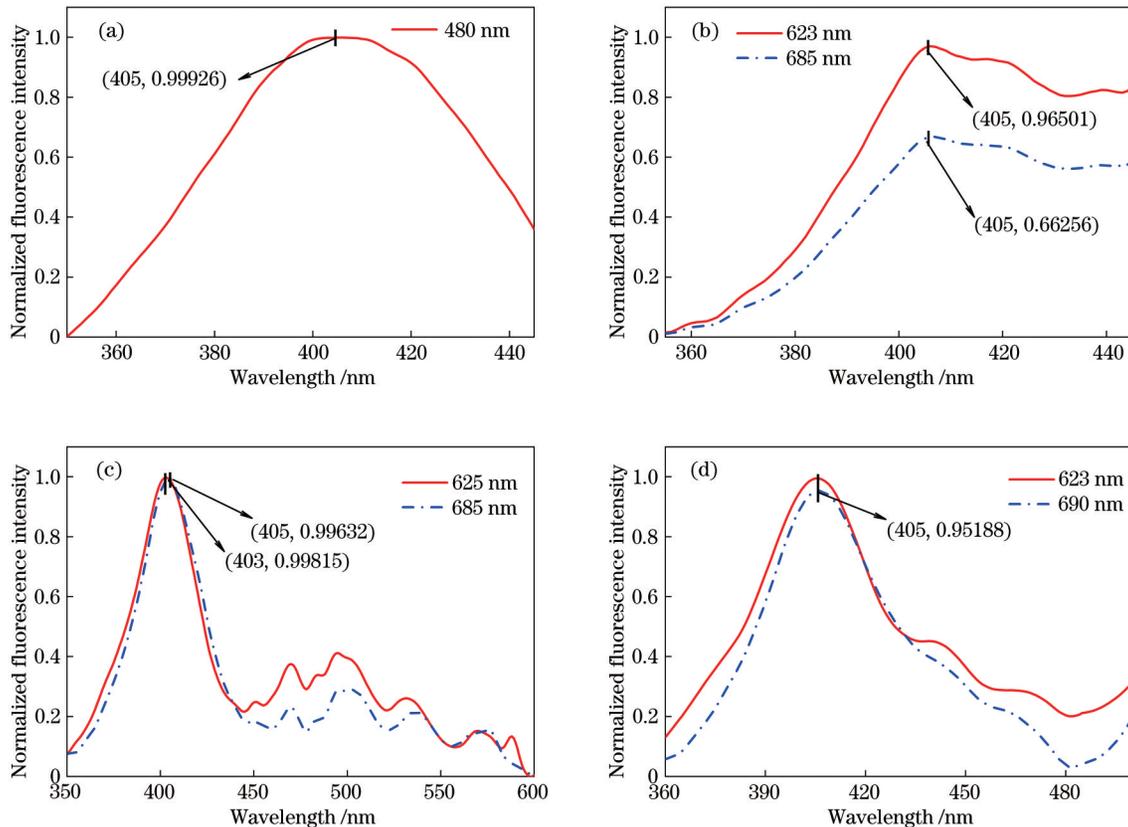


图 5 不同荧光波长处样本的激发光谱。(a) 480 nm; (b) 623 nm 和 685 nm; (c) 625 nm 和 685 nm; (d) 623 nm 和 690 nm

Fig. 5 Excitation spectra of samples at different fluorescence wavelengths. (a) 480 nm; (b) 623 nm and 685 nm; (c) 625 nm and 685 nm; (d) 623 nm and 690 nm

统中需选用 405 nm 光源激发荧光。

3.2 荧光光谱特征

牙齿是由牙釉质、牙本质及牙骨质三部分组成,牙齿组织中的荧光分子在一定波长的光源激发下都可产生自体荧光效应^[16-18];当牙齿出现不同程度的龋损时,

龋损部位会有牙菌斑的堆积,牙菌斑代谢物质卟啉类化合物在特定波段光的激发下产生荧光效应。根据激发光谱得到的结果,测量不同样本在 405 nm 光源激发下的荧光光谱,如图 6 所示,横轴代表波长,纵轴代表归一化荧光强度。

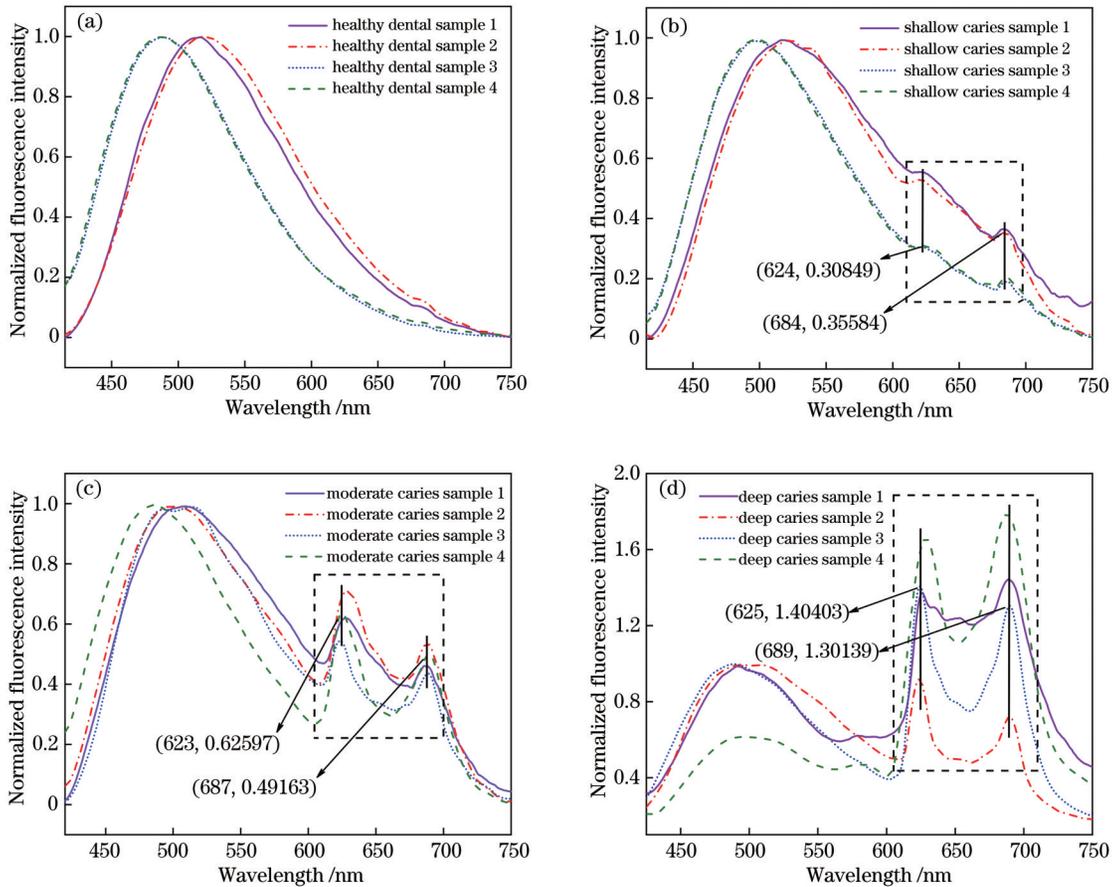


图 6 不同龋损程度离体牙的荧光光谱。(a)健康牙齿;(b)浅龋;(c)中龋;(d)深龋

Fig. 6 Fluorescence spectra of teeth with different degrees of caries. (a) Healthy teeth; (b) shallow caries; (c) moderate caries; (d) deep caries

图 6(a)是健康牙齿的荧光光谱,处于可见光区域,各样本峰值在 450~550 nm 范围内分布,峰位值在 480 nm 左右处。图 6(b)为浅龋荧光光谱,在 460~510 nm 之间呈现的峰位值与健康牙齿一致,但在 600~700 nm 之间有额外的峰值出现,两个较突出的峰值为 624 nm 和 684 nm;624 nm 处与传统认为的卟啉类化合物荧光峰位点一致,684 nm 处为牙菌斑代谢物质的荧光峰位点。图 6(c)为中龋荧光光谱,额外的两个荧光峰值为 623 nm 和 687 nm,图 6(d)为深龋荧光光谱,额外的荧光峰位值在 625 nm 和 689 nm 处,相对于浅龋、中龋,在 600~700 nm 之间产生的荧光效应明显增强。

3.3 结果分析

激发光谱的测量,为寻找最佳激发波长提供了依据,不同样本均存在不同的光谱吸收,从光谱分布结果可以看出,峰值基本都出现在 405 nm 附近;而不同程

度龋损的牙齿在 420 nm 以后的吸收光谱较为复杂,存在着多次峰值,但峰值强度低于 405 nm 激发的荧光强度。因此,可认为 405 nm 光源为龋齿荧光效应的最佳激发波长。

龋齿的荧光光谱分布,可以理解成牙齿硬组织和牙菌斑代谢物质按照不同成分比例叠加的结果。光谱结果显示,健康牙齿和不同龋损程度的牙齿样本呈现了三个比较突出的波峰,表 3 为实验得到不同龋损程

表 3 不同程度龋齿的荧光峰值

Table 3 Fluorescence peak values of different degrees of caries

Specimen	Fluorescence wavelength /nm
Healthy teeth	480, 509
Shallow caries	480, 515, 624, 684
Moderate caries	498, 623, 687
Deep caries	500, 625, 689

度牙齿的荧光峰值,随着龋损程度的加深,荧光光谱的波峰会向长波方向转移,这是由于牙齿发生龋变导致了钙离子流失,牙本质的主要成分羟基磷灰石在牙齿组织中比重降低,产生的荧光能量相对比重降低,而牙菌斑代谢物质的荧光能量所占的比重增大,使得荧光光谱强度分布向长波区域增大。同时在光谱测量时,为了提高荧光强度与收集效率,除了要合理选择激发光源的波长,选用输出功率稳定的光源外,还要优化入射激发光和荧光收集的角度,实验中采用正交式采集光路可避免噪声的干扰。

荧光光谱曲线在 450~550 nm 之间,荧光峰值与牙釉质、牙本质峰位值一致,因此可以认为该波长区间的荧光信号是由牙体硬组织产生。其余两个峰值位于 600~700 nm 之间,与龋损部位牙菌斑代谢物质的最强峰位值相匹配,可以认为该区域主要由牙菌斑代谢物质卟啉类化合物贡献产生,并且在 600~700 nm 之间荧光强度随着龋损的严重程度而增加。通过对不同牙齿样本的荧光光谱分析可知,牙齿龋损处的荧光波段主要聚集在 600~700 nm 波段;为了更好地对比正常牙齿与龋损牙齿在荧光图像上的区别,在荧光成像系统可针对性地选取滤光片实现自体荧光成像。

4 荧光早期龋齿检测系统

4.1 荧光图像采集系统介绍

荧光光谱差异是利用荧光方法进行龋病诊断的基础,通过荧光成像可得到牙齿龋损程度的可视化结果。荧光成像系统中的激发波长、滤光片透光范围等参数使得不同的成像系统会有不同的荧光成像差异。系统中选择合适的成像波段是荧光成像的前提,根据光谱实验

得到的结果,使用 405 nm 光源和 500 nm 长波通滤光片,搭建自体荧光图像采集系统。光源发出的光与生物组织激发的荧光通过滤光片将激发光滤去,通过镜头会聚在 CMOS 光敏面上,荧光信号经过 CMOS 转换后将数据传输到上位机存储,同时为了更好地实现荧光成像,可对图像传感器参数进行配置,达到最佳成像效果。系统结构示意图如图 7 所示,图 8 为系统实物图。

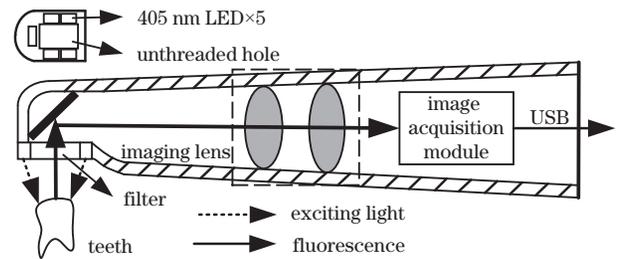


图 7 系统结构示意图

Fig. 7 Schematic diagram of system structure

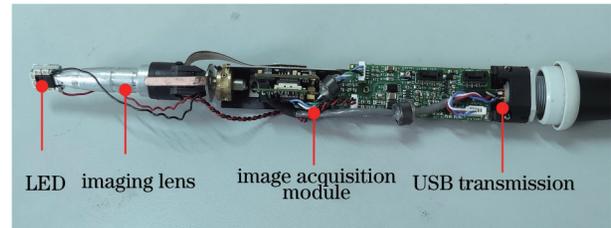


图 8 荧光图像采集系统实物图

Fig. 8 Physical image of fluorescence image acquisition system

4.2 荧光图像采集

利用荧光成像系统采集健康离体牙和不同龋损程度离体牙的荧光图像如图 9 所示。

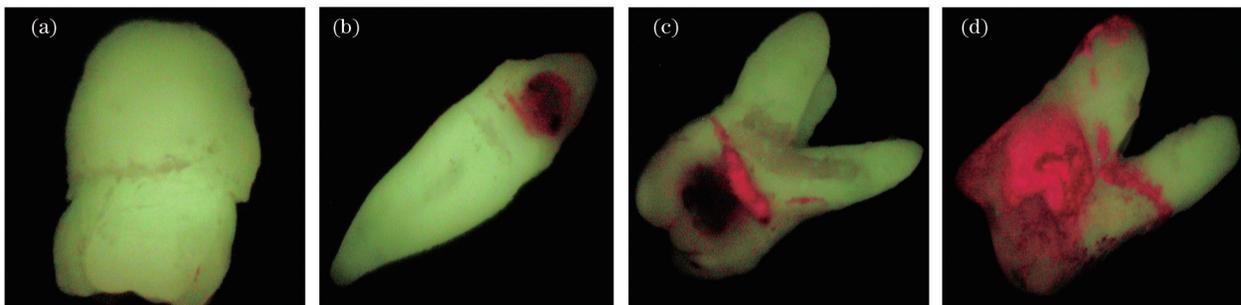


图 9 不同龋坏程度离体牙荧光图像。(a)健康牙齿;(b)浅龋;(c)中龋;(d)深龋

Fig. 9 Fluorescence images of teeth with different degrees of caries. (a) Healthy teeth; (b) shallow caries; (c) moderate caries; (d) deep caries

荧光图像中健康牙齿和不同程度的龋齿呈现的颜色有明显差别,这是由于不同龋齿荧光光谱存在差异,并且荧光发射强度与龋损位置处荧光物质的含量也有关系,当荧光物质含量增大时,其中红色波段的荧光强度就会增大,导致了牙齿荧光图像呈现出不同的颜色,健康牙齿呈绿色,不同程度的龋齿出现红移,变化趋势为黄绿色、橙色、暗红色。为了验证荧光图像采集系统适

用于口腔内部采集的环境,能够实现早期龋齿的检测,利用荧光图像采集系统对人体牙齿荧光图像进行在线实时采集,效果如图 10 所示。

由图 10 可知,健康牙齿的荧光图像为绿色,而牙菌斑的荧光图像呈红褐色,附着在没有龋坏牙齿表面上的牙菌斑清晰可见;由于牙菌斑是导致龋齿的主要因素,所以在龋齿早期发现牙菌斑并进行清除,就可以

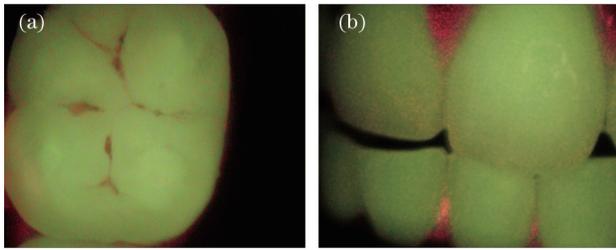


图 10 人体牙齿荧光图像
Fig. 10 Fluorescence images of human teeth

达到预防牙齿龋坏的目的。通过荧光图像分析可知,利用 500 nm 长波通滤光片可使健康牙齿与龋齿在荧光图像上有较好的对比,因此利用自体荧光成像技术可实现对龋齿的检测与诊断。

5 结 论

本文为了实现龋齿无损检测,通过实验采集到牙齿的激发光谱、荧光光谱,采用荧光分析法对其进行分析与处理,并采集了健康牙齿与龋齿的荧光图像,通过分析发现:405 nm 光源激发牙齿时荧光效应较为明显;健康牙齿的荧光波段主要集中在 450~550 nm,峰值位于 480 nm 左右处;牙齿龋损部位荧光波段主要聚集在 600~700 nm 之间,峰值值出现在 623 nm、685 nm 左右,与牙菌斑代谢物质卟啉类化合物的荧光峰位点一致;由于不同龋齿荧光光谱存在差异性,使得健康牙齿与龋齿在荧光图像上有明显的颜色差别,因此可通过分析荧光图像的颜色来发现早期龋齿。本研究结果对实现早期龋齿的无损检测具有一定意义。

参 考 文 献

- [1] 张浩颖,皇甫胜男,高体杰,等. 龋齿的快速检测方法研究[J]. 光学仪器, 2021, 43(2): 89-94.
Zhang H Y, Huangfu S N, Gao T J, et al. Research on rapid detection method of caries[J]. Optical Instruments, 2021, 43(2): 89-94.
- [2] Kominami Y, Yoshida S, Tanaka S, et al. Evaluation of dual-wavelength excitation autofluorescence imaging of colorectal tumours with a high-sensitivity CMOS imager: a cross-sectional study[J]. BMC Gastroenterology, 2015, 15: 110.
- [3] Saitou T, Takanezawa S, Ninomiya H, et al. Tissue intrinsic fluorescence spectra-based digital pathology of liver fibrosis by marker-controlled segmentation[J]. Frontiers in Medicine, 2018, 5: 350.
- [4] 朱海华. 龋病相关微生物及龋损组织自体荧光表征研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2015.
Zhu H H. Study of caries-related microorganisms and carious lesion based on autofluorescence characteristics [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2015.
- [5] 唐静, 刘莉, 李颂战. 基于荧光特征光谱的龋齿诊断新技术[J]. 光学学报, 2009, 29(2): 454-458.
Tang J, Liu L, Li S Z. A new method of caries diagnosis based on fluorescence spectrum[J]. Acta Optica Sinica,

2009, 29(2): 454-458.

- [6] 谢学炜, 钟豪臣, 陈真诚, 等. 荧光光谱法检测角膜晚期糖基化终末产物研究[J]. 光谱学与光谱分析, 2021, 41(4): 1055-1059.
Xie X W, Zhong H C, Chen Z C, et al. Detection of advanced glycosylation end products by fluorescence spectroscopy[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2021, 41(4): 1055-1059.
- [7] 胡钰, 魏丹, 李艳, 等. 基于荧光光谱技术研究增效肥料对土壤富里酸荧光特性的影响[J]. 光谱学与光谱分析, 2021, 41(5): 1360-1366.
Hu Y, Wei D, Li Y, et al. Impact of synergistic fertilizer on the fluorescence characteristics of soil fulvic acid based on the fluorescence spectroscopy technique[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2021, 41(5): 1360-1366.
- [8] 马平, 沈锡田, 邵天, 等. 常见翡翠的三维荧光光谱特征研究[J]. 光谱学与光谱分析, 2021, 41(3): 961-966.
Ma P, Shen X T, Shao T, et al. Study on three-dimensional fluorescence spectrum characteristics of common jadeite jade[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2021, 41(3): 961-966.
- [9] Zavafer A, Bates H, Labeeuw L, et al. Normalized chlorophyll fluorescence imaging: a method to determine irradiance and photosynthetically active radiation in phytoplankton cultures[J]. Algal Research, 2021, 56: 102309.
- [10] 梁天全, 段晓洁, 汤庆新, 等. 牙齿龋齿损伤可见-近红外光谱偏振检测研究[J]. 光谱学与光谱分析, 2021, 41(1): 145-149.
Liang T Q, Duan X J, Tang Q X, et al. Research of dental caries lesion based on the visible-near infrared spectrum polarization detection[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2021, 41(1): 145-149.
- [11] 鞠国浩, 陈庆光, 朱海华, 等. 基于自体荧光成像的牙菌斑量化分析[J]. 光电工程, 2014, 41(12): 39-45.
Ju G H, Chen Q G, Zhu H H, et al. Quantitative analysis of dental plaque based on auto-fluorescence imaging[J]. Opto-Electronic Engineering, 2014, 41(12): 39-45.
- [12] 王令臣, 洪诚毅, 黄志勇. 基于氯化血红素模拟酶活性的荧光分析法检测牛奶中胆固醇含量[J]. 中国食品学报, 2021, 21(5): 363-368.
Wang L C, Hong C Y, Huang Z Y. Fluorescence detection of cholesterol in milk based on hemin as peroxidase mimetic[J]. Journal of Chinese Institute of Food Science and Technology, 2021, 21(5): 363-368.
- [13] 张健夫, 陈玲红, 余佳涵, 等. 丙烷扩散火焰中多环芳烃的激光诱导荧光测量研究[J]. 中国激光, 2020, 47(4): 0411002.
Zhang J F, Chen L H, Yu J H, et al. Detection of polycyclic aromatic hydrocarbons in diffusion flame of propane by laser induced fluorescence[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(4): 0411002.
- [14] 刘立新, 何迪, 李梦珠, 等. 基于高光谱技术与机器学习的新疆红枣品种鉴别[J]. 中国激光, 2020, 47(11): 1111002.

- Liu L X, He D, Li M Z, et al. Identification of Xinjiang jujube varieties based on hyperspectral technique and machine learning[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(11): 1111002.
- [15] 冯春, 赵南京, 殷高方, 等. 基于光谱相似性分析的水体致病菌种类识别方法[J]. 光学学报, 2020, 40(3): 0330002.
- Feng C, Zhao N J, Yin G F, et al. Recognition of waterborne pathogens based on spectral similarity analysis [J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(3): 0330002.
- [16] 王守涛, 陈庆光, 林斌, 等. 基于QLF原理的龋齿探测方法中光学参量变化分析[J]. 光子学报, 2010, 39(4): 669-674.
- Wang S T, Chen Q G, Lin B, et al. Analysis of changes in optical parameters in methods to detect dental caries based on the principle of QLF[J]. Acta Photonica Sinica, 2010, 39(4): 669-674.
- [17] 王凯欣, 王晓春, 张璐. 龋病成像检测仪临床应用研究进展[J]. 口腔疾病防治, 2020, 28(11): 744-748.
- Wang K X, Wang X C, Zhang L. Advances in the clinical application of imaging detection for caries[J]. Journal of Prevention and Treatment for Stomatological Diseases, 2020, 28(11): 744-748.
- [18] 王成, 杨梅, 陆雨菲, 等. 智能龋齿侦察仪的研究及应用[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(1): 16-19, 33.
- Wang C, Yang M, Lu Y F, et al. Study and application of smart caries detector[J]. China Medical Devices, 2018, 33(1): 16-19, 33.