

doi: 10.3788/gzxb20124103.0370

椎弓根钉植入针道上骨组织光谱特性研究

张爽, 李匙韬, 王雪娜, 钱志余

(南京航空航天大学 自动化学院 生物医学工程系, 南京 210016)

摘要:运用光谱技术研究了椎骨组织不同位置的特征识别因子. 光谱采集系统由双光纤手钻一体式探头(光纤芯径 200 μm , 中心距离 0.5 mm)、卤素光源(波长 360~2 000 nm)、光纤光谱仪(检测波长为 200~1 100 nm)和计算机组成, 可以同时获得生物组织的漫反射光谱和约化散射系数. 以猪椎骨为实验对象, 测量椎弓根螺钉植入针道上不同骨组织的漫反射光谱和约化散射系数, 并对光谱进行特定波长的峰值、面积、斜率分析, 获得特性识别因子. 研究发现, 椎弓根钉植入针道上不同骨组织的光谱表现出不同的变化特性. 其中峰值的变化比约化散射系数的变化高 1.88 倍, 面积的变化比约化散射系数的变化高 2.05 倍. 在 495~505 nm 处, 骨密质和骨疏质的光谱斜率都为正值; 在 520~535 nm 处, 骨密质光谱的斜率为正值, 而骨疏质光谱的斜率为负值. 结果表明, 通过光谱特性分析获得的峰值、面积和斜率因子能够有效地区分针道上骨密质与骨疏质的差异.

关键词:椎弓根; 光谱; 骨组织; 特征识别因子

中图分类号: Q63; R68

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2012)03-0370-5

0 引言

椎弓根螺钉(Pedicle Screw, PS)内固定技术因具有牢靠的三维固定效果, 被广泛地应用于脊柱外科手术中. 但由于脊柱各个节段椎体椎弓根的解剖结构的复杂性和在手术过程中病人体位的变化, 导致螺钉位置不良, 就会出现并发症, 如穿破椎弓根、损伤脊髓、神经根, 致使内固定强度下降^[1-2]. 目前监测手段如计算机辅助脊柱手术导航技术等, 存在依靠医生经验、增加 X 射线辐射、无法连续监测椎弓根螺钉的位置和方向、设备昂贵且操作复杂等缺点^[3-8]. 如何实时连续监测椎弓根螺钉植入位置与方向成为学者们关注的问题.

椎弓根的横断面呈椭圆形, 周围为骨密质, 中间为骨疏质. 根据 Weisntein 的研究, 椎弓根螺钉的固定强度 60% 来自于椎弓根内部, 随着螺钉的植入, 到达椎体松质骨时, 固定强度增加到 75%~80%, 到达椎体前缘皮质骨且未穿破增加至 81%~96%, 穿破后固定强度还会增加. 但 Krag 认为不能只追求固定强度而穿破椎体, 螺钉植入深度为椎体的 80% 较为合适, 最佳位置为到达椎体前缘皮质骨且未穿破, 并且在临床实践中得到了验证^[9-10].

光射入组织的表面, 被若干组织颗粒和组织内部分子多次反射、折射、衍射、吸收后返回到组织的表

面, 形成漫反射光射出. 漫反射光谱包含了组织中物质成分的信息, 即不同成分在特定波长下吸收了不同能量的光^[11-12]. 本文采用光谱技术, 研究椎弓根螺钉穿刺路径上, 椎骨组织不同部位(特别是骨密质和骨疏质)的光谱特点. 以新鲜猪腰椎段椎骨为实验对象, 利用 Y 型双光纤探头和光谱测试系统顺次采集椎弓根螺钉植入针道上不同位置的光谱和约化散射系数(scattering coefficient, μ'_s), 并对光谱与 μ'_s 进行分析、比较, 以获得不同骨组织的特性识别因子, 区分骨密质与骨疏质, 达到辅助椎弓根螺钉植入的目的.

1 测试系统

测试系统由自制手钻一体式双光纤探头、卤素光源、光纤光谱仪和计算机组成^[13-17], 如图 1.

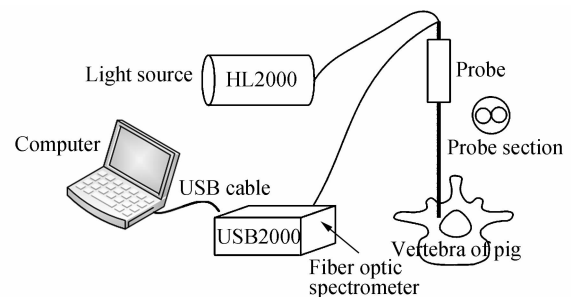


图 1 测试系统示意图

Fig. 1 The scheme of measurement system

基金项目:南京航空航天大学科研业务专项基金(No. NS2010068, No. NS2012030)和江苏省自然科学基金(No. BK2009371)资助

第一作者:张爽(1986-), 女, 硕士研究生, 主要研究方向为生物医学光子学. Email: zhangshuang0509@gmail.com

导师(通讯作者):李匙韬(1979-), 男, 副教授, 博士, 主要研究方向为生物医学光子学. Email: liweitao@nuaa.edu.cn

收稿日期:2011-09-14; **修回日期:**2011-10-27

手钻一体式双光纤探头中两根光纤间距为 0.5 mm,芯径为 200 μm ,尾部使用 SMA905 接头与光源和光纤光谱仪连接,光纤总长 1.5 m. 探头头部直径 5 mm,与一般椎弓根螺钉直径(4~6 mm)^[18]接近,图 2 为探头实物图.

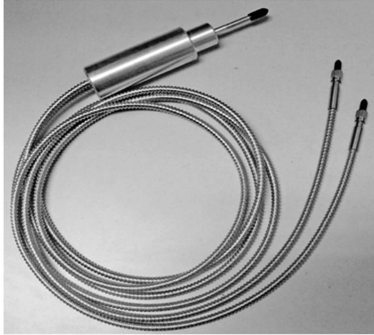


图 2 手钻一体式双光纤探头实物
Fig. 2 The integrated hand drill with dual-fiber probe

光源选用 HL2000-HP-FHSA 型卤钨灯,波长范围 360~2 000 nm. 选用的 USB2000 光纤光谱仪的检测波长范围为 300~1 100 nm. 光谱仪通过 USB 线将采集到得光谱数据传送给计算机. 计算机 FNIRS 软件可以实时保存光谱数据,同时可以记录生物组织的优化散射系数 μ'_s .

2 实验原理与方法

2.1 实验原理

生物组织不同成分在某波段下的漫反射光谱包含了组织内部物质成分的信息. 椎弓根螺钉植入过程中要经过骨密质和骨疏质,这两种组织在结构与密度上存在明显差异,其漫反射光谱也是不同的. 因此通过测量与分析椎骨的漫反射光谱,可以区分骨密质与骨疏质.

本文通过实时采集双光纤探头前端组织的漫反射光谱,分析得到不同骨组织的特征识别因子,以判断目前探头前端到达何种组织,从而实现实时监测椎弓根螺钉植入位置的目的.

2.2 实验方法

选用新鲜猪腰椎段椎骨为实验对象,将其沿螺钉植入针道切开,测量入钉点和出钉点处的骨密质,并在针道上每间隔 5 mm 取一个测量点(图 3). 手钻一体式探头的一根光纤与光源连接,用于将光传送到椎骨;另外一根光纤与 USB2000 光纤光谱仪连接,用于接收经过骨组织吸收、反射、散射后的漫反射光. 将探头垂直放置在测量点上(图 4),系统定标完成后,打开光源,用 FNIRS 软件采集 μ'_s 的值. 测量 μ'_s 时,为获得较准确的数据,每个测量点测试时间为 30 s,每隔 0.5 s 采集一个数据. 同时用 USB2000 光纤光谱仪采集漫反射光,并将数据经 USB 接口传送给计算机,保

存光谱信息,用于分析.

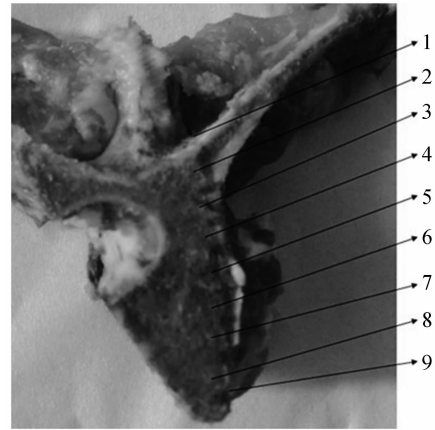


图 3 针道及测量点
Fig. 3 Path of PS and measuring points



图 4 实验过程照片
Fig. 4 The photo of experimental process

3 实验结果

利用实验系统,对 5 组不同个体的猪椎骨进行了测量,对其光谱与 μ'_s 进行了分析.

图 5 是 5 组猪骨 9 个测量点的光谱平均值. 图中曲线由上到下为点 1、点 9、点 2、点 3-点 8(几乎重点 1 与点 9 为骨密质,点 2-点 8 为骨疏质. 经过分析,猪骨骨密质与骨疏质漫反射光谱的峰值和面积存在差异. 在 467~590 nm 段,骨疏质的光谱呈现出双峰结构,而骨密质的光谱则较为平滑.

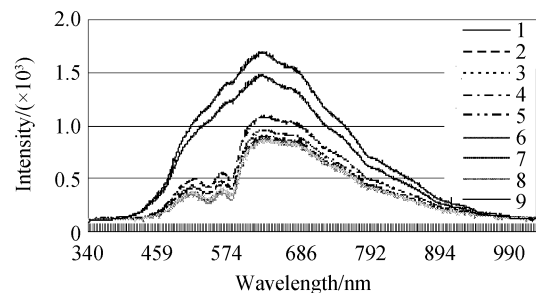


图 5 测量点的光谱
Fig. 5 Spectrum in measuring points

3.1 μ'_s 数据分析

图 6 是各个测量点 μ'_s 的平均值曲线,从图中可以看出骨密质与骨疏质 μ'_s 的值相差 $2\sim 4\text{cm}^{-1}$,但在实时监测过程中不易区分.

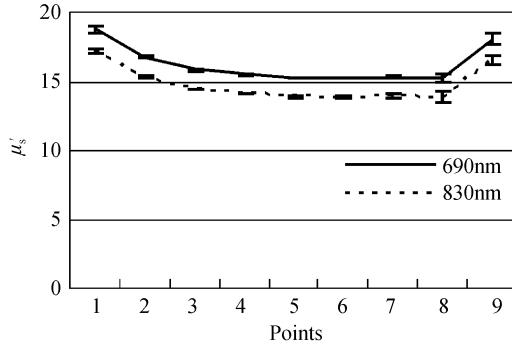


图 6 测量点的 μ'_s 数据
Fig. 6 μ'_s values in measuring points

3.2 光谱峰值分析

图 7 为 5 组猪骨各个测量点的平均漫反射光谱的峰值曲线,可以看出骨密质(点 1 与点 9)的峰值比骨疏质(点 2~点 8)的峰值要大.将其与对应的 μ'_s 的值做比较,由表 1 可得,骨密质与骨疏质在光谱峰值上的差异比 μ'_s 的差异平均高 1.88 倍.

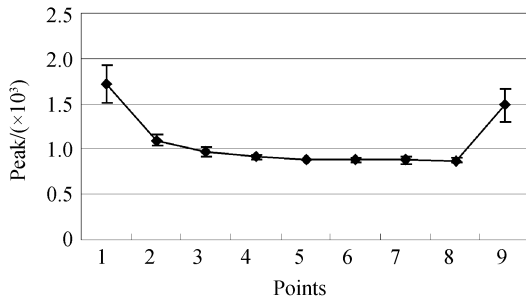


图 7 测量点的光谱峰值
Fig. 7 Spectral peaks' value in measuring points

表 1 光谱峰值差异与 μ'_s 差异的比较

Table 1 Comparison of the difference between spectral peak's value and μ'_s value

Points	Peak	(Cortical bone-Cancellous bone)/Cortical bone * 100%	μ'_s	(Cortical bone-Cancellous bone)/Cortical bone * 100%
1	1718.6	0	18.78	0
2	1102.0	35.88%	16.80	10.55%
3	975.2	43.26%	15.86	15.52%
4	916.0	46.70%	15.54	17.25%
5	884.6	48.53%	15.27	18.71%
6	877.4	48.95%	15.24	18.84%
7	880.4	48.77%	15.32	18.42%
8	869.8	49.39%	15.26	18.73%
9	1491.4	13.22%	18.11	3.59%

3.3 光谱面积分析

图 8 为 5 组猪骨各个测量点的平均漫反射光谱 500~900 nm 段的面积曲线,骨密质的值要远大于骨疏质的值.与对应的 μ'_s 的值做比较,骨密质与骨疏质

在光谱面积上的差异比 μ'_s 的差异高 2.05 倍(表 2).

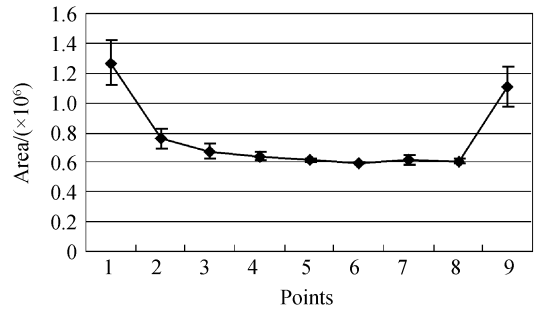


图 8 测量点的光谱面积
Fig. 8 Spectral areas' value in measuring points

表 2 光谱面积差异与 μ'_s 差异的比较

Table 2 Comparison of the difference between spectral peak's value and μ'_s value

Points	Area	(Cortical bone-Cancellous bone)/Cortical bone * 100%	μ'_s	(Cortical bone-Cancellous bone)/Cortical bone * 100%
1	1269698.0	0	18.78	0
2	760785.6	40.08%	16.80	10.55%
3	674512.6	46.88%	15.86	15.52%
4	643344.0	49.33%	15.54	17.25%
5	613173.8	51.71%	15.27	18.71%
6	598061.8	52.90%	15.24	18.84%
7	612838.8	51.73%	15.32	18.42%
8	609235.8	52.02%	15.26	18.73%
9	1105876.0	12.90%	18.11	3.59%

3.4 光谱斜率分析

在 467~590nm 段,骨密质与骨疏质的光谱存在明显差异.其斜率计算公式为

$$S(1) = \frac{I(505.01\text{nm}) - I(495.35\text{nm})}{505.01\text{nm} - 495.35\text{nm}} \quad (1)$$

$$S(2) = \frac{I(535.31\text{nm}) - I(520.00\text{nm})}{535.31\text{nm} - 520.00\text{nm}} \quad (2)$$

式中 $S(1)$ 为 495.35~505.01 nm 段的斜率, $S(2)$ 为 520.00~535.31 nm 段的斜率, I 为对应波长的光强.

从图 9 和表 3 可以看出,在 495.35~505.01 nm 处,骨密质和骨疏质的光谱斜率都为正值;在

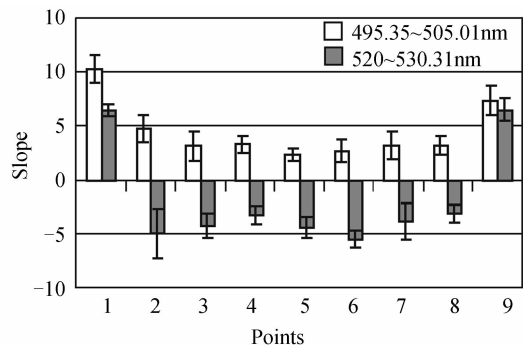


图 9 测量点的光谱斜率
Fig. 9 Slopes' value of spectral in measuring points

表 3 测量点的光谱斜率差异

Table 3 Difference between measuring points

Points	Slope of	Slope of
	495.35~505.01 nm	520.00~530.31 nm
1	10.33	6.48
2	4.78	-5.00
3	3.17	-4.33
4	3.33	-3.36
5	2.36	-4.46
6	2.69	-5.53
7	3.15	-3.90
8	3.25	-3.20
9	7.39	6.54

520.00~535.31 nm处,骨密质光谱的斜率为正值,而骨疏质光谱的斜率为负值。

4 讨论

在椎弓根螺钉植入针道上,骨密质的 μ'_s 值大于骨疏质的 μ'_s 的值。通过以上对光谱数据的峰值、面积和斜率的分析,发现骨密质与骨疏质光谱的峰值的差异比 μ'_s 值的差异高1.88倍,面积的差异比 μ'_s 值的差异高2.05倍;在495.35~535.31 nm段,各测量点的骨密质的斜率全为正值,而骨疏质的斜率有正有负。以上结果表明光谱的峰值、面积、斜率可以作为区分骨密质与骨疏质的识别因子。在临床中,医生可以根据这些特征曲线的变化,有效的避免突破骨密质从而伤及人体脏器和脊髓的情况发生,增加骨钉植入的强度。

5 结论

本文采用将猪骨沿螺钉植入针道切开法,探头测量的方向与实际手术中的测量方向垂直,测量针道两侧的组织,而非植入针道前端的组织。采用这种方法骨密质与骨疏质的差异仍然存在,但在光谱数值上可能与实际情况存在些许差异。光谱峰值、面积与特定波长段的斜率可以作为实时监测椎弓根螺钉植入位置的特征识别因子。今后将利用已有系统进行实际手术的模拟实验,进行椎弓根螺钉植入针道前端组织的测量。

参考文献

[1] PAN Yue, LI Wei-tao, QIAN Zhi-yu, *et al.* The monitoring method for pedicle perforation based on near infrared spectroscopy [J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2010, **29**(4): 245-248.
潘跃,李魁韬,钱志余,等.基于近红外光谱技术的椎弓根穿刺监测方法[J].*生物医学工程研究*,2010,**29**(4):245-248.

[2] SCHIZAS C, MICHEL J, KOSMOPOULOS V, *et al.* Computer tomography assessment of pedicle screw insertion in percutaneous posterior transpedicular stabilization [J]. *European Spine Journal*, 2007, **16**(5): 613-617.

[3] AMIOT L P, LANG K, PUTZIER M, *et al.* Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar and sacral spine[J]. *Spine*, 2000, **25**(5): 606-614.

[4] SCHLENZKA D, LAINE T, LUND T. Computer-assisted spine surgery[J]. *European Spine Journal*, 2000, **9**(1): 57-64.

[5] BELMONT P J Jr, KLEMME W R, DHAWAN A, *et al.* In vivo accuracy of thoracic pedicle screws[J]. *Spine*, 2001, **26**(21): 2340-2346.

[6] ACCADBLE F, HENRY P, de GAUZY J S, *et al.* Spinal cord monitoring in scoliosis surgery using an epidural electrode: results of a prospective consecutive series of 191 cases[J]. *Spine*, 2006, **31**(22): 2614-2623.

[7] KOTANI Y, ABUMI K, ITO M, *et al.* Improved accuracy of computer-assisted cervical pedicle screw insertion[J]. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 2003, **99**(3): 257-263.

[8] BOLGER C, KELLEHER M O, McEVOY L, *et al.* Electrical conductivity measurement: a new technique to detect iatrogenic initial pedicle perforation [J]. *European Spine Journal*, 2007, **16**(11): 1919-1924.

[9] LI Bing, LI Shi-de. The research progress of pedicle screws implanted methods [J]. *Chinese Orthopedic Surgical Department Magazine*, 2002, **9**(1): 61-64.
李兵,李世德.椎弓根螺钉植入方法的研究与进展[J].*中国矫形外科杂志*,2002,**9**(1):61-64.

[10] MIRZA S K, WIGGINS G C, KUNTZ C, *et al.* Accuracy of thoracic vertebral body screw placement using standard fluoroscopy, fluoroscopic image guidance, and computed tomographic image guidance: A Cadaver Study[J]. *Spine*, 2003, **28**(4): 402-413.

[11] ZHANG Wen-juan, ZHANG Lu-da, LI Hui-jun, *et al.* Quantity analysis of information decomposition for near-infrared diffuse reflectance spectra [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2008, **28**(8): 1790-1794.
张文娟,张录达,李军会,等.近红外漫反射光谱信息分解的数量分析[J].*光谱学与光谱分析*,2008,**28**(8):1790-1794.

[12] ZHAO Jun, DING Hai-shu, TENG Yi-chao. Quantitative determination of the tissue oxygen saturation using frequency-domain near-infrared spectroscopy [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(3): 387-389.
赵军,丁海曙,滕轶超.频域近红外光谱方法定量测量组织氧饱和度[J].*光子学报*,2005,**34**(3):387-389.

[13] QIAN Zhi-yu, CHEN Ren-wen, GU Yue-qing, *et al.* In vivo determination of tissue optical properties: reduced scattering coefficient (μ'_s) [J]. *Journal of Nanjing University of Aeronautics and Astronautics*, 2004, **36**(3): 369-372.
钱志余,陈仁文,顾月清,等.生物组织光学参量:优化散射系数(μ'_s)的实时在位测定[J].*南京航空航天大学学报*,2004,**36**(3):369-372.

[14] LI Rong, QIAN Zhi-yu, DAI Li-juan. Automatic measurement system of NIR spectrum of biological tissue based on virtual instruments[J]. *Computer Measurement and Control*, 2007, **15**(2): 154-156.
李荣,钱志余,戴丽娟.生物组织近红外光谱自动测试系统[J].*计算机测量与控制*,2007,**15**(2):154-156.

[15] QIAN Zhi-yu, VICTOR S S, GU Yue-qing, *et al.* Look-ahead distance of a fiber probe used to assist neurosurgery: Phantom and Monte Carlo study[J]. *Optics Express*, 2003, **11**(16): 1844-1856.

[16] LI Wei-tao, QIAN Zhi-yu, LI Ting. Method to improve the performance of reflectance diffuse optical imaging based on

- polygonal optical fibers arrangement [J]. *Chinese Optics Letters*, 2009, **7**(9): 852-856.
- [17] MAO Wen-lan, QIAN Zhi-yu, YANG Tian-ming. Research on traumatic brain real-time monitoring by near-infrared technology[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2009, **29**(40): 922-925.
毛雯岚, 钱志余, 杨天明. 颅脑创伤近红外实时监测技术研究[J]. *光谱学与光谱分析*, 2009, **29**(40): 922-925.
- [18] TANG Qi-heng, CHEN Jina-hai, JIANG Bao-guo, *et al.* Effect of holding the pedicle cortical bone on the fixation strength of the pedicle screw[J]. *Chinese Journal of Spine and Spinal Cord*, 2005, **15**(7): 429-432.
唐杞衡, 陈建海, 姜保国, 等. 椎弓根螺钉把持椎弓根皮质骨对其固定强度的影响[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2005, **15**(7): 429-432.

Spectrum's Characteristics of Bone Tissues on Pedicle Screw Placement Pathway

ZHANG Shuang, LI Wei-tao, WANG Xue-na, QIAN Zhi-yu

(Department of Biomedical Engineering, College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract: The characteristic identification factor of the vertebra at different positions was studied by spectroscopic technology. The spectral measurement system consists of computer, the integrated hand drill with dual-fiber probe (each fiber's core diameter is 200 μm and the distance between the center of two fibers is 0.5 mm), halogen light source (wavelength is from 360 nm to 2 000 nm) and fiber optic spectrometer (detection wavelength: 200~1 100 nm). The diffuse reflectance spectrum and the reduced scattering coefficient of biological tissue could be obtained at the same time. Pig's vertebra was chosen as experimental subject to measure the diffuse reflectance spectrum and scattering coefficient of different bone tissue on pedicle screw placement pathway. The characteristic identification factor was defined by analyzing the peak values, the size of the area and the slope of the spectrum in specific wavelength. We find that different bone tissue's spectrums show different characteristics. The change of the peak values was 1.77 and the change of the area values was 2.13 times higher than that of scattering coefficient, respectively. At the range of 495 nm to 505 nm, the slope of spectrum of cortical bone and cancellous bone was positive. At the range of 520~535 nm, the slope of spectrum of cortical bone was positive, and the slope of cancellous bone was negative. It can be concluded that the peak value, the area and the slope obtained by analysis of spectrum's characteristics could distinguish the difference between cortical bone and cancellous bone.

Key words: Pedicle of vertebra; Spectrum; Bone tissue; Characteristic identification factor