

文章编号: 1001-3806(2007)05-0530-04

光声成像技术在生物医学中的研究进展

何军锋, 谭毅

(陕西理工学院 物理系, 汉中 723003)

摘要: 简要介绍了生物医学中的光声成像技术机理, 总结报道了国内外几种典型的光声成像方法和光声图像重建算法的发展历程及其最新进展, 指出该技术是一种很有应用前景的医学检测方法。

关键词: 医用光学与生物技术; 光声成像; 光声信号; 图像重建算法

中图分类号: Q433 **文献标识码:** A

Development of photoacoustic in aging technology in biom edicine

HE Jun-feng, TAN Yi

(Department of Physics, Shanxi University of Technology, Hanzhong 723003, China)

Abstract The mechanism of photoacoustic was briefly introduced, the development of photoacoustic in aging technology and algorithm of reconstructed images which has instructional effect on development of photoacoustic imaging technology were reported.

Key words medical optics and biotechnology; photoacoustic imaging; photoacoustic signal; algorithms of reconstructed image

引 言

对生物组织进行成像, 是研究生物组织的结构特征、功能及医学临床诊断的重要手段。目前, 广泛使用的成像方法主要有: X 射线造影术、X 射线断层扫描 (computed tomography CT)、正电子发射层析术 (positron-emission tomography, PET)、磁共振 (magnetic resonance tomography MRT)、超声成像、光学相干层析成像技术 (optical coherence tomography, OCT) 等。在这些成像技术中, 前 3 种因辐射对人体都有一定的潜在损伤, 且 X 射线造影术依赖于生物组织的密度, 骨折愈合初期 X 光成像无法检测; PET 需要回旋加速器或发生器产生高能粒子, 设备昂贵, 且空间分辨率较低; MRT 对人体无损伤, 但灵敏性较差, 扫描和后加工时间长, 需要大量的探针, 且设备购置成本和运营成本都很高; 超声成像技术对组织无损伤, 但它只能对组织声阻抗的变化成像, 重建图像的对比度低; OCT 依赖于组织的光学特性参数 (如光散射系数、吸收系数), 通过对生物组织光学特性差异成像, 可以反映组织生理状

况和代谢特征, 实现功能成像, 并且具有对人体无损伤、分辨率高等特点, 但由于生物组织是浑浊介质, 光的强散射造成纯光学成像灵敏度低, 成像深度浅^[1, 2]。

光声成像技术结合了组织纯光学成像和组织纯声学成像的优点, 可得到高对比度和高分辨率的重建图像, 且具有无副作用的优点, 为生物组织的无损检测技术提供了一种重要检测手段, 正逐步成为生物组织无损检测领域的一个新的研究热点。下面将简要介绍光声成像技术机理, 并报道国内外生物组织的光声成像方法和光声图像重建算法的发展历程以及最新进展。

1 光声成像技术简介

用时变的光束照射吸收体时, 吸收体因受热膨胀而产生超声波, 这种现象称为光声效应, 产生的超声波称为光声信号^[3]。早在 1880 年, Bell 实验室就发现了光声现象, 直到上世纪 60 年代, 光声效应才与现代激光技术、微弱信号监测技术相结合而开始迅速发展; 上世纪 70 年代, 光声效应被用于光谱研究, 形成了光声光谱技术; 上世纪 80 年代, 光声效应被引入生物组织成像领域, 形成了生物组织的光声层析成像技术 (photoacoustic tomography PAT)。

对生物组织的光声成像, 是采用“光吸收→诱导光声信号→超声波检测→图像重建”过程进行成像。把一束短脉冲激光经光学元件扩束后, 均匀照射到生物组织上, 组织内的光吸收体快速吸收激光能量, 产生

基金项目: 陕西省教育厅自然科学中青年科技人才培养计划资助项目 (06JK330)

作者简介: 何军锋 (1972-), 男, 讲师, 主要从事光声成像技术在生物医学中的应用研究。

E-mail: hejunfeng@snut.edu.cn

收稿日期: 2006-06-28 收到修改稿日期: 2006-09-01

绝热膨胀,从而产生光声信号,利用超声换能器从各个方向接收来自组织中的光声信号,再利用合适的算法进行图像重建,就可以得到组织光吸收分布图像。

在光声成像中用宽带超声换能器检测超声波,代替光学成像中检测散射光子(组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射),再结合肿瘤组织和正常组织对光吸收的差异(在近红外激光的照射下,癌变组织和周围正常组织的光吸收差异至少 5 倍以上^[4]),利用光声成像就可以得到高对比度、高分辨率的组织影像。不同生理状态的生物组织对光的吸收不同^[1],生物组织对光吸收的差异,反映了组织的结构特征,同时还可能反映组织的代谢状态、病变特征、甚至神经活动,被认为是一种很有前途的生物组织无损检测方法。

光声成像技术在生物医学中的研究进展

在近十几年来,光声成像技术已经引起人们极大的兴趣。一些模拟组织样品和活体组织功能的光声成像方法被报道,许多重建算法被应用到二维光声图像重建中。在成像方法上,WANG 等利用单元超声换能器旋转扫描探测成像,实验装置如图 1 所示,利用此方法,该研究小组成功获得了大鼠脑部血管的光声重建图像,如图 2 所示,重建的图像与解剖后的实物十分吻

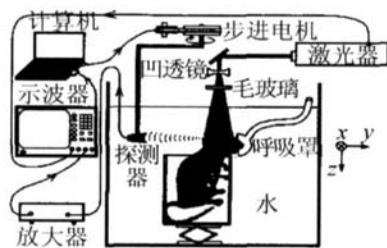


图 1 单元探测器旋转扫描成像装置图

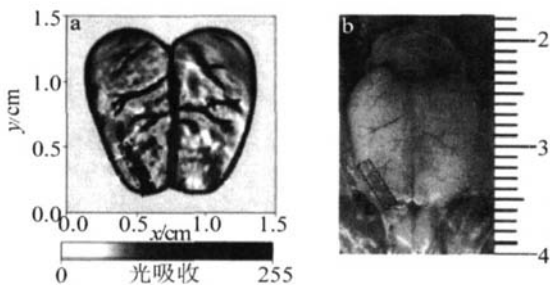


图 2 a-大鼠脑部的重建图像 b-大鼠脑部的解剖照片

合,在此基础上,该研究小组还进行了一系列的实验,将大鼠脑部刺伤后进行光声成像,对大鼠刺激进行功能成像^[5],在超声换能器前加上柱状声透镜对大鼠脑部进行三维层析成像^[6],在血液中注入吲哚青绿(indocyanine green, ICG)、染料或者纳米颗粒,实现高对比度的光声层析成像^[7,8]等等。HOELEN 等利用

PVDF 压电晶体传感器,首次对高散射介质中的血管进行三维成像,其重建图像的横向分辨率为 $200\mu\text{m}$,纵向分辨率达 $10\mu\text{m}$ ^[9,10]。KOLKMAN 等研制了方向性很好的双环探测器,采用类似 B 超扫描成像模式,对组织进行断层成像^[11],利用该系统,得到了人造血管和兔子耳朵血管的光声图像,测定了血管的直径、血氧含量,为病变血管的诊断提供重要的手段^[12],在此基础上,该研究小组不仅成功地重建了手腕浅层血管的断层光声像^[13],而且实现了不同时期对白鼠肿瘤组织的生长情况进行监控的光声图像^[14],把光声成像成为临床诊断又向前推进了一步。BEARD 等利用光学探测系统进行生物组织的光声成像,如图 3 所示,来自

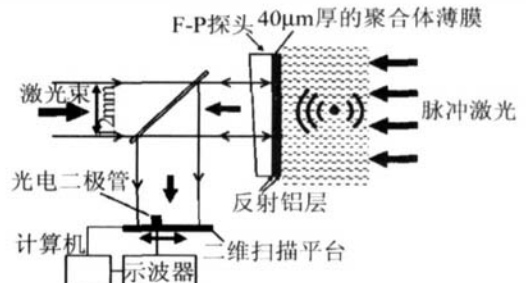


图 3 光学探测系统对生物组织进行光声成像的装置图

于组织的光声信号使法布里-珀罗干涉仪(Fabry-Perot interferometer FPI)产生振动,引起干涉光强度分布发生变化,通过检测光强分布变化而实现对光声信号的检测,这实际上是一种用超声信号调制光信号的过程,利用该系统,分别获得了模拟血管的二维和三维的高对比度光声图像,横向分辨率为 0.33mm ,纵向分辨率为 0.15mm ^[15,16]。在以上介绍的光声成像方法中,一般采用单元探测器探测光声信号,其信噪比较低,数据需要经过多次平均,信号采集时间长。

为了减少光声信号的采集时间,KRUGER 等利用多元线性阵列探测器对裸鼠脑部进行光声成像,其重建图像的空间分辨率分别为 $200\mu\text{m}$ 和 1.5mm ^[17]。KORNEL 等将玻璃棱镜作为压力传感器,利用光声信号产生的压力导致水溶液与玻璃之间的相对折射率发生变化的原理,通过连续激光束和高速照相机测量在水溶液中激发的光声信号的二维分布,将系列光声信号的二维分布通过图像重建算法而实现组织结构成像,其纵向分辨率为 $20\mu\text{m}$,横向分辨率为 $200\mu\text{m}$ ^[18]。

为了进一步减少光声信号的采集时间和提高信号的信噪比,YIN 等人利用多元线性阵列探测器,结合多元相控聚焦技术,如图 4 所示, n 个探测器接收来自 m 点的光声信号,经过相位延迟,合成为一路信号,大大地提高了光声信号的信噪比,实现了高灵敏度的快速光声层析成像,成像时间在 5s 以内,成像分辨率为 0.3mm ^[19];在此基础上,该研究小组又提出了应用多

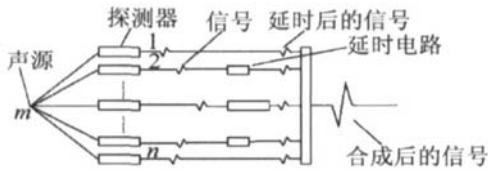


图4 相控聚焦原理示意图

元的相控聚焦电路同时接收光声信号和超声回波,然后直线投影同时获得光吸收和声阻抗的分布图像的方法,这种方法提供了组织光吸收和声阻抗的两方面信息,为光声成像的实际应用提供了一种快速检测和诊断的新方法^[20];为了提高重建图像的分辨率和真实地反映多元线性阵列探测器对光声信号的探测,该研究小组又提出了基于多元相控聚焦和小角度反投影算法的快速光声成像,使重建图像分辨率提高到 0.15mm ^[21];为了使光声成像进一步走向实用,该研究小组建立了一体化快速光声成像系统,该成像系统集成了激光传输、光声激发和光声信号探测,方便快速地实现了对手腕血管的成像^[22]。XU等人提出了一种利用声透镜实现光声层析成像的新方法,该研究小组从理论上计算出了声透镜的响应,并测出了已知声场中标准物像面处的声场分布,由研究表明,利用声透镜可以实现光声层析成像,并经图像重建得到了生物组织中异物的光声图像,其横向、纵向分辨率都比较高^[23];在此基础上,为了克服声透镜对宽频带声波的色散,该研究小组提出了一种基于二元声学折射/衍射混合声透镜设计方案,该声透镜在对光声信号进行二维成像时体现出了极大的优越性,与单声透镜相比,除了有实时成像、成像焦深较大且可以利用时间分辨技术实现层析成像的优点外,还可以利用二元声学透镜独特的色散特性校正单声透镜的轴向色差,极大地提高了成像的分辨率^[24]。

光声成像方法借助于硬件实现了光声信号的探测和采集,是成像系统的核心部分,它决定了光声信号的采集时间、信号的信噪比、重建图像的质量以及成像系统能否达到临床应用的要求;成像算法是图像重建必不可少的组成部分,采集到的光声信号必须根据成像方法来选择合适的算法以实现图像重建,合适的算法可以改善重建图像的质量。目前,在国内外提出的成像算法主要有:KRUGER等提出光声远场近似,利用逆三维 Radon变换进行图像重建^[25];WANG等改进了这种成像算法,并成功实现对大鼠脑部血管分布、脑损伤以及脑功能的光声成像^[5];WANG等利用基于样品及点源光声信号逆卷积的光声成像算法,减少了由于探测系统的频带响应的影响,较好地还原了原始的光声信号^[26];HOELEN等利用权重延迟求和算法成像,即利用时域延迟求和聚焦技术定位样品中的光声源的

位置^[10];K-SPLI等利用傅里叶变换算法实现图像重建^[27];由于滤波反投影重建算法要求对成像区域进行全方位扫描以获取完全投影数据,需要较长时间采集大量数据,使其在医学上的应用受到限制,YANG等研究了在有限角度下采用代数迭代算法进行光声成像,从仿真和实验结果表明该方法适用于“非完备投影数据”的光声层析成像,从图像重建效果上与滤波反投影算法相比,该成像算法提高了重建图像的分辨率和对比度^[28];YUAN等采用基于频域光声波动方程的有限元方法(该方法是一个结合了马跨特测定法及TIKHONOV正则化的牛顿迭代法),成功得到了不同样品的光吸收特性的空间分布^[29];BENJAMIN等采用基于漫射光传播有限元模型的迭代算法,实现了散射介质中光吸收分布的二维定量光声图像重建,并直接反映组织的生理特征^[30]等。

实际上,影响光声成像质量不仅有成像方法差异、成像算法的不同,还有其它一些因素,比如滤波函数的选择,常用滤波函数有RL(Ramachandran and Lakshminarayanan)滤波器、SL(Shepp and Logan)滤波器、改进的SL滤波器(Mod+SL)以及Kw oh-Reed滤波器,前3种滤波器带宽较宽,峰值偏向高频成分,对高频噪音抑制较少,Kw oh-Reed滤波器能显著抑制高频噪音,所以在强噪音存在时,采用Kw oh-Reed滤波器能提高图像对比度;组织与耦合液的声速是否匹配。目前,大多是用水作为超声耦合液,但对于不同组织,其声速并不相同,而且光声信号在水中的传播速度也随着温度的变化而改变,配制与组织声速匹配的耦合液进行光声成像,可以消除光声信号在组织界面的折射、传播时所引起的声程差,提高重建图像对比度和分辨率;不同频率成分随距离衰减差异。光声信号在传播过程中,不同频率成分随距离衰减不同,高频成分衰减多,低频衰减少,对光声信号不同频率成分进行衰减矫正的成像方法,增强了光声信号的高频成分,突出了吸收体的边界变化和细微的结构特征,提高了成像系统分辨率,实验结果显示重建图像的分辨率由 0.3mm 提高到 0.2mm ^[31]。

3 结束语

近年来,光声成像技术得到迅速发展,但还有很多方面需要改进和完善。首先,要解决深层组织成像和图像对比度的矛盾,在目前的实验中,利用短波段的脉冲激光虽然可以得到很好的信噪比,但是激光对组织的穿透深度有限;如果利用长波段的脉冲激光(或者微波)可以增加对组织的穿透深度,但其产生的光声信号的信噪比较差,所以,很有必要选择一种合适的波长进行光声成像实验。借助蒙特卡罗模型模拟各种波

长的激光在各种组织中的穿透深度和激发的光声信号的信噪比,从各种波长的激光中,选择一种合适的波长,既能满足成像深度的需要,又可以得到较好的信噪比,利用该方法这样可以节省大量的实验器材以及实验资金。当然也可以在组织血管中注入 EG 或纳米颗粒,通过血液循环,可以增加成像的深度和对比度^[7,8],而且还可能实现组织的功能成像;另外,生物组织的一些功能总是与一些特定的生命物质相关,根据这些物质具有特定的光学吸收峰,选择适合波长的激光激发,也可能实现组织的功能成像。其次,在目前的光声成像中,都是小面积的光声层析成像,利用多束激光同时进行照射,可以实现大面积的光声成像。再次,提高激光器的重复频率,可能实现实时的光声层析成像。最后,采用多通道的阵列超声换能器同时进行探测成像,以减少扫描时间也是光声成像的发展趋势之一。

生物组织的光声层析成像是一种新兴的医学成像技术,它可以提供其它形态信息以外的光学吸收和声学信息,是一种很有前途的可以发展成为实用的医学检测方法。尽管到目前为止,还没有一个研究成果达到临床应用的标准,但光声成像仍是生物组织无损检测领域中最受关注的研究方向之一。

参 考 文 献

- [1] ORAEVSKY A A, KARABUTOV A A, SOLOMATIN S V *et al* Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo [J]. Proc SPIE, 2001, 4256: 6~14.
- [2] ORAEVSKY A A, SAVATEEVA E V, SOLOMATIN S V *et al* Optoacoustic imaging of blood for visualization and diagnostics of breast cancer [J]. Proc SPIE, 2002, 4618: 81~94.
- [3] GUAN J F, SHEN Z H, XU B Q *et al* Spectral analysis of the scattering waveform of the laser-generated ultrasonic waves for detecting the crack in the material [J]. Laser Technology, 2005, 29(3): 287~290 (in Chinese).
- [4] SUZUKI K, YAMASHITA Y, OHTA K *et al* Quantitative measurement of optical parameters in normal breasts using time-resolved spectroscopy in vivo: results of 30 Japanese women [J]. Journal Biomedical Optics, 1996, 1(3): 330~334.
- [5] WANG X D, PANG Y J, WANG L H *et al* Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain [J]. Nature Biotechnology, 2003, 21(7): 803~806.
- [6] WANG X D, PANG Y J, WANG L H *et al* Three-dimensional laser-induced photoacoustic tomography of mouse brain with the skin and skull intact [J]. Opt Lett, 2003, 28(19): 1739~1741.
- [7] KU G, WANG L H. Deep penetrating photoacoustic tomography in biological tissues enhanced with an optical contrast agent [J]. Opt Lett, 2005, 30(5): 507~509.
- [8] WANG Y W, XIEXY, WANG L H *et al* Photoacoustic tomography of a nanoshell contrast agent in the in vivo rat brain [J]. Nano Letters, 2004, 4(9): 1689~1692.
- [9] HOELEN C G A, de MUL F F M, PONGERS R *et al* Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue [J]. Opt Lett, 1998, 23(8): 648~650.
- [10] HOELEN C G A, de MUL F F M. Image reconstruction for photoacoustic scanning of tissue structures [J]. Appl Opt, 2000, 39(31): 5872~5883.
- [11] KOLKMAN R G M, HONDEBRINK E, STEENBERGEN W *et al* In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using an extreme-narrow aperture sensor [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2003, 9(2): 343~346.
- [12] KOLKMAN R G M, KLAESSENS J H G M, HONDEBRINK E *et al* Photoacoustic determination of blood vessel diameter [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(20): 4745~4756.
- [13] KOLKMAN R G, HONDEBRINK E, STEENBERGEN W *et al* Photoacoustic imaging of blood vessels with a double-ring sensor featuring a narrow angular aperture [J]. Journal Biomedical Optics, 2004, 9(6): 1327~1335.
- [14] SPHANTO R J, THUMMA K K, KOLKMAN R G M *et al* Serial noninvasive photoacoustic imaging of neovascularization in tumor angiogenesis [J]. Optics Express, 2005, 13(1): 89~95.
- [15] BEARD P C, MILLS T N. Extrinsic optical-fiber ultrasound sensor using a thin polymer film as a low-finesse Fabry-Perot interferometer [J]. Appl Opt, 1996, 35(4): 663~675.
- [16] BEARD P C. Photoacoustic imaging of blood vessel equivalent phantoms [J]. Proc SPIE, 2002, 4618: 54~62.
- [17] KRUGER R A, KESER W L, REINECKE D R *et al* Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array [J]. Medical Physics, 2003, 30(5): 856~860.
- [18] KORNEL P S, FRENZ M, WEBER H P *et al* Optoacoustic tomography: time-gated measurement of pressure distributions and image reconstruction [J]. Appl Opt, 2001, 40(22): 3800~3809.
- [19] YIN B Z, XING D, WANG Y *et al* Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(7): 1339~1346.
- [20] ZENG Y G, XING D, WANG Y *et al* Photoacoustic and ultrasonic coinage with a linear transducer array [J]. Opt Lett, 2004, 29(15): 1760~1762.
- [21] YANG D W, XING D, GU H M *et al* Fast multi-element phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm [J]. A P L, 2005, 87(19): 194101~194103.
- [22] YANG D W, XING D, TAN Y *et al* Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head [J]. A P L, 2006, 88(17): 174101~174103.
- [23] XU X F, TANG Z H, WANG J *et al* Study on acoustic lens imaging of photoacoustic signal [J]. Acta Optica Sinica, 2003, 23(9): 1105~1109 (in Chinese).
- [24] LIL Y, ZHENG Ch J, TANG Z H *et al* Binary acoustics study on optoacoustic imaging lens [J]. Acta Optica Sinica, 2005, 25(10): 1313~1318 (in Chinese).
- [25] KRUGER R A, REINECKE D R, KRUGER G A *et al* Thermoacoustic computed tomography—technical considerations [J]. Medical Physics, 1999, 26(9): 1832~1837.
- [26] WANG Y, XING D, ZENG Y G *et al* Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(4): 3117~3124.
- [27] KSTLIK P, MARTIN F, BEBIEH *et al* Temporal backward projection of photoacoustic pressure transients using Fourier transform methods [J]. Physica Medica, 2001, 46(7): 1863~1872.

果,图中透过率值为归一化处理后的值。在 0 1kGy 和 1kGy 辐照剂量时,3种光纤的透过率光谱趋势类似。PC和 PMMA 的光谱基本一致,与辐照前的平坦相比,3种光纤在 700nm~ 850nm 波段,透过率有所下降,而在 450nm~ 700nm 范围,光谱依然平坦。而 PS 光纤在 1kGy 以下的辐照剂量时,在 450nm~ 650nm 波段的透过率高于较长波段的透过率。辐照后 PS 透过率略高于 PC 和 PMMA,3种光纤在 0 1Gy 和 1kGy 辐照下的透过光谱分布差别不大,只是透过率下降程度不同。

再比较图 2b、图 2c 和图 2d 可以看出,在 5kGy 和 10kGy 辐照剂量时(辐照剂量率也较大),透过光谱分布已发生了较大的变化。在 400nm~ 500nm 这个短波段范围,3种塑料光纤的透过率都下降较多。PC 和 PMMA 光谱明显变化,只在 550nm~ 650nm 波段保持较高的透过率,且透过率起伏较大,而 PS 光谱虽然也发生变化,但变化程度要小得多,保持高透过率的光谱范围也宽一些(500nm~ 700nm)。辐照剂量越高剂量率越大,光谱的峰值效果越明显,透过率起伏越多,透过率峰值也向长波段偏移。所有这些光谱的变化,说明不同剂量的辐照已经使光纤受到不同程度的损伤。

3 结 论

通过测量 3 种塑料光纤在 γ 射线辐照后,在整个可见光波段的辐照损伤特性,发现 3 种塑料光纤在 0 1kGy 和 1kGy 较低剂量辐照时,在整个可见光波段的透过率都有所下降,而且在长波段透过率下降较多,在短波段光纤透过率下降较平均,光谱保持着辐照前的平坦;在 5kGy 和 10kGy 较高剂量辐照下,3种光纤的光纤透过率变化较大,在短波段透过率下降比长波段透过率下降要多,与辐照前的平坦相比,透过率光谱出现了峰值,即只在较窄的波段有较高的透过率,辐照剂量越高,剂量率越大,光谱的峰值效果越明显,透过率起伏越多,透过率峰值也向长波段偏;另外,从测得的辐照前后的光谱看,与 PMMA 和 PC 光纤相比,辐照前虽然 PS 光纤透过率略低,但辐照后 PS 光纤的透

率下降却少些,说明 PS 光纤抗辐照特性要明显优于 PMMA 和 PC 光纤。这是由于 PS 中含有苯环分子结构 C_6H_6 , 里面的 6 个碳原子形成一个大 π 键。当苯环受辐照时,要破坏分子结构,就要破坏整个大 π 键,这相对来说比较困难,所以含苯环的物质抗辐照性能较强。本文中的实验结果对核辐照环境下使用塑料光纤有很好的参考作用。

参 考 文 献

- [1] van UFFELEN M. Radiation resistance of fiberoptic components and predictive models for optical fiber systems in nuclear environments [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1998, 45 (3): 1558~ 1565
 - [2] SUTER J J, PORET J C, ROSEN M *et al*. Ionizing radiation detector using multimode optical fibers [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1993, 40 (4): 466~ 469
 - [3] YIN ZM, LI R Y, GE W P. Research on radiation characteristics of polymeric plastic fiber [J]. High Technology Letters, 2001, 7 (2): 24~ 26
 - [4] GE W P, YIN ZM, GUO X J. Experimental research on polymer optical fiber under irradiation [J]. Acta Photonica Sinica, 2004, 33 (1): 40~ 42 (in Chinese).
 - [5] GE W P, GUO X J, YIN ZM. Experimental research on polystyrene optical fiber under irradiation [J]. Journal of Optoelectronics • Laser, 2003, 14 (1): 26~ 28 (in Chinese).
 - [6] GE W P. Investigation on characteristic of PMMA optical fiber under irradiation [J]. Acta Photonica Sinica, 2005, 34 (10): 1573~ 1576 (in Chinese).
 - [7] KYOTO M, CHIGUSA Y, OHE M *et al*. Gamma-ray radiation hardened properties of pure silica core single-mode fiber and its data link system in radioactive environments [J]. IEEE Journal of Lightwave Technology, 1992, 10 (3): 289~ 294
 - [8] ROSE T S, GUNN D, VALLEY G C. Gamma and proton radiation effects in erbium-doped fiber amplifiers: active and passive measurement [J]. IEEE Journal of Lightwave Technology, 2001, 19 (12): 1918~ 1913.
 - [9] ZHANG B, LI R Y, YU Zh X *et al*. Theory of radiation-induced absorption in optical fibers in space environment [J]. Laser Technology, 2005, 29 (2): 148~ 149 (in Chinese).
 - [10] HUANG G L, FENG Y, WU M. High-molecule radiation chemical introduction [M]. Chengde: Sichuan University Press, 1993, 234~ 237 (in Chinese).
 - [11] ZHANG Z C, GE X W, ZHANG M W. High-molecule radiation chemistry [M]. Hefei: University of Science and Technology of China Press, 2000, 109~ 112 (in Chinese).
- (上接第 533 页)
- [28] YANG D W, XING D, WANG Y *et al*. Limited-view scanning photoacoustic imaging based on algebraic reconstruction techniques [J]. Acta Optica Sinica, 2005, 25 (6): 772~ 776 (in Chinese).
 - [29] YUAN Z, ZHAO H Zh, WU Ch F *et al*. Finite-element-based photoacoustic tomography: phantom and chicken bone experiments [J]. Appl Opt, 2006, 45 (13): 3177~ 3183
 - [30] BENJAMIN T C, SMON R A, KORNEL P K *et al*. Two-dimensional quantitative photoacoustic image reconstruction of absorption distributions in scattering media by use of a simple iterative method [J]. Appl Opt, 2006, 45 (8): 1866~ 1875.
 - [31] TAN Y, XING D, WANG Y *et al*. Photoacoustic imaging with attenuation rectification of different frequent components of photoacoustic signal [J]. Acta Photonica Sinica, 2005, 34 (7): 1019~ 1022 (in Chinese).