

文章编号:1001-9014(2006)01-0010-03

单光源、单探测器的近红外光学乳腺成像系统

范晓飞, 张永红, 白净, 高天欣
(清华大学生物医学工程系, 北京 100084)

摘要: 阐述了一套基于频域技术的新型近红外光学乳腺成像系统. 与本实验室曾经研制过的多光源、多探测器样机相比, 此系统采用单光源、单探测器, 因而从根本上避免了多通道成像系统中各路之间不匹配的现象, 并简化了结构, 同时降低了成本. 仿体实验和临床实验结果证明, 本系统具有较高的灵敏度和分辨率, 可能成为一种行之有效的乳腺癌检测方法.

关键词: 乳腺癌; 近红外; 光学乳腺成像; 单通道; 频域技术

中图分类号: TN21 **文献标识码:** A

NEAR-INFRARED OPTICAL MAMMOGRAPHER WITH SINGLE SOURCE AND DETECTOR

FAN Xiao-Fei, ZHANG Yong-Hong, BAI Jing, GAO Tian-Xin

(Department of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: A newly developed near-infrared optical mammographer based on frequency-domain techniques was presented. In comparison with our former prototype with multiple sources and detectors, the new one used single source and detector. This structure not only eliminates the matching issues between the channels but also simplifies the system and reduces the cost. The results of intralipid and clinical experiments have proved that the system has high sensitivity and resolution, which indicates its promising potential to serve as a proficient method of breast cancer detection.

Key words: breast cancer; near-infrared; optical mammography; single channel; frequency-domain spectroscopy

引言

目前, 临床上最常用的乳腺检查方法是乳腺 X 射线摄影, 由于 X 射线可以诱发癌变, 所以 X 光的照射剂量和次数都受到限制. 而光学成像方法, 由于其无损的特性和在提高检测的效率上的巨大潜力, 已日益受到研究者的广泛关注.

在光学成像方法中, 通常采用对乳腺组织的穿透能力较强的近红外光(670~970 nm)来检测乳腺组织. 现有的光学成像方法根据光源的不同可分为3种检测方式^[1]: 连续波法、时域法和频域法. 连续波法是利用未经调制的光源对组织照射, 并检测直流光源透过组织后的光强度. 传统的连续波检测技术如乳房透照法^[2]和透照摄影术^[3, 4]由于灵敏度和分辨率很低, 未能成为有效的临床检查手段. 但近年来连续波法有了新的进展并得到了新的应用^[5]. 时

域法是用 10^{-10} 到 10^{-12} 秒的超短激光脉冲照射, 记录透射过的弹道光子数量. 时域法有希望获得较高的分辨率, 但设备造价昂贵并且对于4~7cm厚的人体组织信噪比很低. 频域法的照射光源受到50~1000 MHz的调制, 记录透射光强度及相应的相移信息. 频域法利用了所有穿透乳腺组织的光子, 不像时域法那样利用时间门仅仅在飞秒级的时间内接收弹道光子, 而摒弃了时间门外大量的漫射光子, 因此具有较高的信噪比并且对设备要求较低.

本实验室曾研制了一台基于频域技术的多通道乳腺成像仪^[6], 它具有9路发射, 10路接收, 通过多路光切换和一维扫描对待测物进行检查. 尽管这台样机在仿体实验和临床实验中都取得了较好的效果, 但仍存在着不足. 最主要的问题就是各路光通道之间存在明显的差异, 这是由不同通道的光源功率、光纤衰减和放大器增益的不同所引起的, 有时这个

收稿日期: 2005-04-28, 修回日期: 2005-11-11

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(90209029)

作者简介: 范晓飞(1979-), 男, 河北张家口人, 清华大学生物医学工程系研究生, 硕士, 主要从事近红外光学成像研究.

Received date: 2005-04-28, revised date: 2005-11-11

差异可以达到 30%，即使通过校正也很难完全消除，图像上会出现深浅不同的水平条纹，这样就使得机器的可靠性大幅降低。另外，多路结构的设计也使得整个系统变得复杂并且造价不菲。为了解决这些问题，我们设计并研制了一套全新的乳腺成像系统。

1 系统的设计

新系统由 3 部分构成：单通道光子通路、二维机械扫描装置和软件部分。这套系统仍是基于频域技术的，其最大特点是采用单通道检测，即单光源、单探测器。这样就从根本上消除了多通道样机中的各路之间不匹配的状况，改善了系统的性能。此外，单通道结构也同时克服了电路部分的重复设计，因而更为经济和便携。

1.1 单通道光子通路

系统的光通路与电路原理框图如图 1 所示，主要包括光发射和光接收两个部分。发射光源为一个波长 780nm、平均输出功率 10mW 的激光二极管。为了提高出射光的穿透能力并抑制噪声，激光二极管同时受到 49.86MHz 的正弦调制和 1.6KHz 的方波调制。出射光由发射光纤耦合到病人乳房的一侧，而接收光纤则在另一侧采集透射光并传送到接收箱中。采集到的微弱的光波首先由光电倍增管(PMT)转化为电信号，然后与 50MHz 的本振混频，得到 140KHz 的中频信号，之后再通过解调、滤波，还原为包含了被测组织特征的 1.6KHz 的低频信号。此低频信号再经过放大以后，由数据采集卡进行 A/D 转换并传送到计算机。发射和接收光纤均为 2m 长，其内径 3cm，外径 5.5cm，两端带金属护头。

1.2 二维机械扫描装置

系统的机械装置示意图如图 2 所示，这部分要

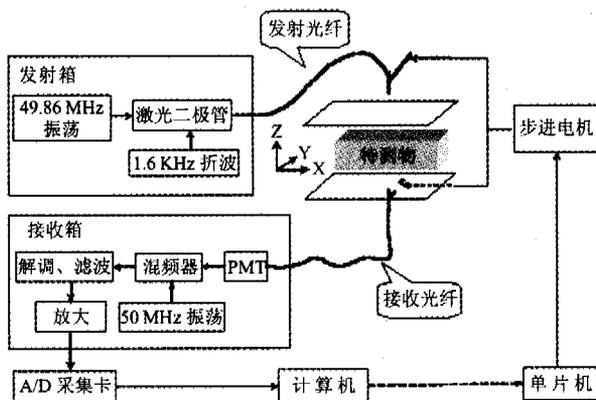


图 1 乳腺成像系统原理框图
Fig. 1 Schematic diagram of the imaging system

实现的是图中标出的 5 个方向的运动，即 X 和 Y 方向的二维扫描、Z 方向挤压运动、 α 方向旋转运动和 H 方向升降运动。XY 二维扫描是新系统与原样机在机械结构上最大的不同(图 3)：原样机是将 9 个发射器和 10 个接收器在 Y 方向上分别排成两排形成发射探头和接收探头，通过电子切换发射管完成 Y 方向扫描，再加上 X 方向的一维机械运动即可实现对二维平面的扫描；新系统采用单发射单接收探头，必须在待测区域内作二维运动，所以单通道检测是通过较为复杂的二维机械扫描装置来实现的。为了获得最大的增益，发射和接收探头被校准在一条直线上并保持同步运动。两个探头各自装在一个二维扫描平移台上并由一对步进电机驱动，以使其能够到达待测区域的每一点。步进电机驱动器的脉冲和方向信号由单片机系统提供，单片机通过 RS232 接口和计算机实现双向通讯，整个扫描过程由计算机自动控制。患者的乳房在两块平行的玻璃板之间适度压缩以便于固定。两块玻璃板之间的距离(Z 方向)在每次实验之前可以进行调节，同时也调整了发射探头和接收探头之间的距离，但在实验过程中，两个探头之间的距离是始终固定的。前端的应用部分可以在 α 方向上进行旋转，这样可在临床上实现水平位(CC)、垂直位(ML)和斜位(MLO)等不同体位的测量要求，这与钼靶机相似。检测前可在 H 方向根据乳房位置调整扫描装置的高度，以配合不同的患者。

1.3 软件设计

系统的软件主要是用于对扫描区域进行图像重建的成像面板(图 4)。成像面板是在 MATLAB 5.3 下开发的，由图像区、色标和工具栏组成。图像是从采样数据中重建出来的，在重建过程中，对图像进行了平滑处理，并将被测物边缘外的区域置零以增加对比度。成像面板右侧的工具栏用来做图像处理，病

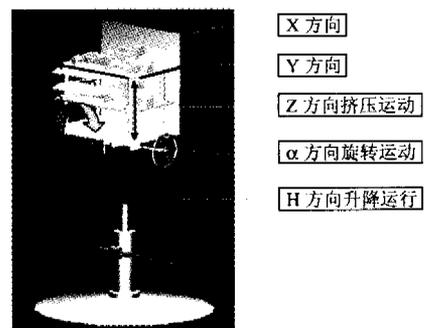


图 2 乳腺成像系统机械部分示意图
Fig. 2 The mechanical part of the imaging system

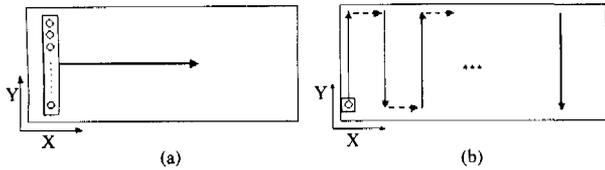


图3 (a)原样机探头的移动路线(b)新系统探头的移动路线
 Fig.3 (a) The route of the probe for the former prototype (b) The route of the probe for the new system

人的相关信息可以填在右上角的相应空白栏中.

2 实验结果

2.1 仿体实验

由于1%的脂肪乳溶液(Intralipid)与人体乳腺组织的特性十分相近,因而可利用它来模拟人体乳房.在一个140mm×73mm×50mm的透明塑料盒中注入40mm深的脂肪乳,并用一个直径为3mm的黑色塑料小球来模拟肿瘤,将其置于距液面18mm的深度.重建结果如图5所示.

在另一个实验中,将两个直径分别为5mm和7mm的黑色小球一起放在脂肪乳溶液盒中,两球距液面的深度均为16mm,球心距为25mm.该实验的

重建结果如图6所示,可以看出两小球的轮廓被清晰的分辨了出来.

2.2 临床实验

我们利用乳腺激光扫描成像系统在肿瘤医院进行了50例临床实验.图7所示为其中一例乳腺癌病人患侧的钼靶照片(a)和光学成像图(b),均为患者手术前一星期内的检查结果.此患者为54岁,其肿瘤位于左乳前端.两图对比可以很清楚的看到肿瘤的位置.

3 结论

本文提出了一套基于频域光谱技术的近红外激光乳腺扫描成像系统.此系统的特点是具有较高的灵敏度和分辨率(可有效检测厚度为5cm之内的生物软组织中直径为1mm的异物,通过仿体试验测得,系统可将同一扫描区域内中心距为20mm的双异物分辨开来),信噪比较高(大于60dB),扫描速度快(完成一个150mm×75mm区域的扫描只需5分钟),图像均匀性和重复性好,其单通道检测结构精简了系统,降低了造价,并且满足临床上乳腺检测

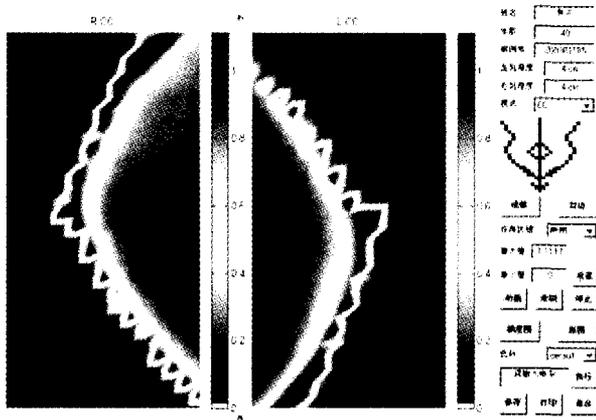


图4 成像面板
 Fig.4 The imaging panel for image reconstruction

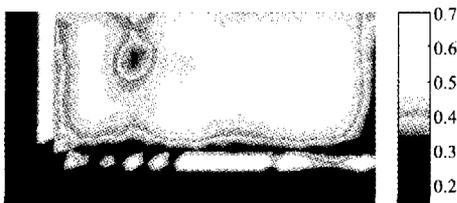


图5 单球仿体实验重建结果
 Fig.5 The result of an intralipid experiment with a black plastic ball

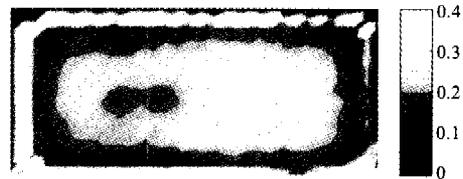


图6 双球的分辨率实验
 Fig.6 The result of the intralipid experiment with two black balls

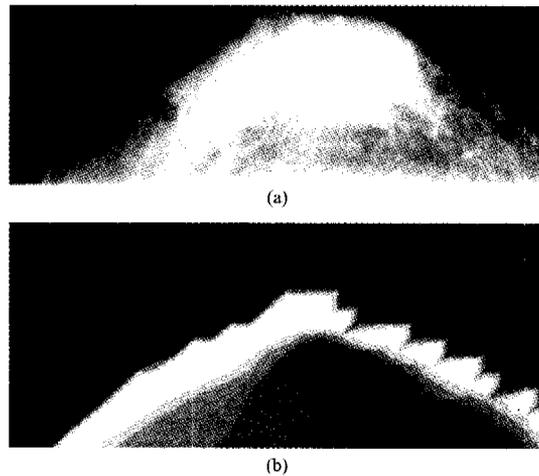


图7 一位乳腺癌患者左乳的钼靶照片(a)和光学成像图(b)
 Fig.7 X-ray mammogram (a) and optical mammogram (b) of a woman's left breast affected by a tumor

(下转第16页)

数选取合适的叠加次数.

实际的红外成像系统中,要对采样的原始数据进行非均匀性校正,而对高信噪比是影响系统的非均匀性校正效果的重要因素^[6~8],由于多次采样叠加技术可以有效的提信噪比,因此可以在叠加后进行校正,以提高非均匀性校正的效果.

REFERENCES

[1] HAN Xin-Zhi, Discussion on CCD modulation transfer function of the pushbroom space remote se[J]. *J. Infrared. Millim. Waves* (韩心志,推帚式航天遥感器 CCD 航向调制传递函数的讨论, *红外与毫米波学报*), 2002, **21**(4):145—147.

[2] Richard H. vollemerhausen. *Analysis of Sampled Imaging Systems* [M], Bellingham Washington; SPIE PRESS. 2002.

[3] CHEN Yan-Xin, ZHANG Shou-Yi. Analyzing the MTF along track of the for push-broom camera and selecting the optimum overlapping sampling coefficient [J]. *Chin. J. Infrared Res.* (湛炎新,张守一. CCD 刷扫相机飞行方向 MTF 分析与最佳重选取样系数选取. *红外研究*) 1987. **6**(6): 401—406.

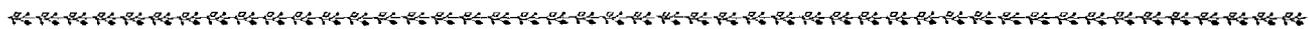
[4] ZHANG Shou-Yi, CHEN Ru-Jun. Redemonstration of the effect of overlapping scan coefficient on the increase in the resolution along track for push-broom camera [J]. *Chin. J. Infrared Res.* (张守一,陈汝钧.再论重迭扫描系数对提高 CCD 刷扫相机飞行方向分辨率的影响. *红外研究*) 1986. **5**(2):113—116.

[5] Glenn D. Borman. *Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical System* [M], Bellingham Washington; SPIE Press. 2002.

[6] YIN Shi-Min. New Algorithm of Adaptive Nonuniformity Correction for IRFPA [J]. *J. Infrared Millim. Waves* (殷世民.一种新型红外焦平面器件非均匀性自适应校正算法, *红外与毫米波学报*), 2004, **23**(1):59—63.

[7] SHI Yan, ZHANG Tian-Xu, LI Hui, et al. New approach to nonuniformity correction of irfpa with nonlinear response [J]. *J. Infrared. Millim. Waves.* (石岩,张天序,李辉,等.一种考虑红外焦平面器件非线性响应的非均匀性校正方法, *红外与毫米波学报*), 2004, **23**(4):251—256.

[8] XU Tian-Hua, ZHAO Yi-Gong. Modification of motion and background clutter on ir imaging system performance model [J]. *J. Infrared Millim. Waves* (徐田华,赵亦工,基于场景的红外焦平面非均匀校正技术分析, *红外与毫米波学报*), 2004, **23**(4):257—261.



(上接第 12 页)的要求.大量的仿体实验显示了此系统的可行性和稳定性,而临床实验结果更进一步证明了此系统在区分肿瘤和正常组织方面的能力,值得在临床上做更深入的研究和应用.

REFERENCES

[1] Hebdn J C, Arridge S R, Delpy D T. Optical imaging in medicine I: Experimental techniques [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1997, **42**:825—840.

[2] Max Cutler. Transillumination as an aid in the diagnosis of breast lesions[J]. *Surgery Gynecology and Obstetrics*, 1929, **48**(6):721—729.

[3] Gros C M, Quenneville Y, Hummel Y. Diaphanologie mam-

maire[J]. *J. Radiol. Electrol. Med. Nucl*, 1972, **53**:297—306.

[4] E Carlsen. Transillumination light scanning[J]. *Diagn. Imaging*, 1982, **4**:28—34.

[5] ZHOU Jun, ZHANG Yong-Hong, BAI Jing. Investigation of continuous wave near infrared optical tomography based on gradient optimization schemes [J]. *J. Infrared Millim. Waves* (周俊,张永红,白净.基于梯度优化法的连续波近红外光断层成像研究. *红外与毫米波学报*), 2004, **23**(3):161—163.

[6] XU Heng, ZHANG Yong-Hong, CHEN Nan-Guang, et al. NIR diffusive optical imager for breast cancer detection[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument* (许衡,张永红,陈南光,等.近红外漫射光子乳腺癌检测成像系统. *仪器仪表学报*), 2000, **21**(z1):44—47.