

蘇州大學
SOOCHOW UNIVERSITY

硕士学位论文



论文题目 基于字典学习的光声图像重建算法的研究

研究生姓名 周丽丽

指导教师姓名 王加俊

专业名称 信号与信息处理

研究方向 图像重建

论文提交日期 2014年5月

苏州大学学位论文独创性声明

本人郑重声明：所提交的学位论文是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本论文不含其他个人或集体已经发表或撰写过的研究成果，也不含为获得苏州大学或其它教育机构的学位证书而使用过的材料。对本文的研究作出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人承担本声明的法律责任。

论文作者签名： 周丽丽 日期： 2014.4.10

苏州大学学位论文使用授权声明

本人完全了解苏州大学关于收集、保存和使用学位论文的规定，即：学位论文著作权归属苏州大学。本学位论文电子文档的内容和纸质论文的内容相一致。苏州大学有权向国家图书馆、中国社科院文献信息情报中心、中国科学技术信息研究所（含万方数据电子出版社）、中国学术期刊（光盘版）电子杂志社送交本学位论文的复印件和电子文档，允许论文被查阅和借阅，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存和汇编学位论文，可以将学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索。

涉密论文

本学位论文属 _____ 在 _____ 年 _____ 月解密后适用本规定。

非涉密论文

论文作者签名： 周丽丽 日期： 2014.4.10

导师签名： 王加俊 日期： 2014.4.10

基于字典学习的光声图像重建算法的研究

中文摘要

光声成像（又称热声成像）是一种新型的无损医学成像技术。它结合了光学成像的高对比度和超声成像的高分辨率，适用于肿瘤检测、血管成像、脑部结构和功能成像和流速检测等领域。该成像方式使用电磁脉冲（一般用激光）照射待测生物组织，组织受热膨胀后激发出超声波利用超声换能器所接收的超声波信号，并结合一定的图像重建算法即可计算出组织内部的初始声压的分布图像。

光声图像的质量与光声信号的时空的采样率密切相关。但是在实际成像系统中，由于超声换能器空间位置的限制或者时间采样率较低的原因，探测到的信号往往是不完备的，导致重建图像的质量严重下降。本文针对上述问题研究光声图像的重建算法。本文的主要工作和贡献如下：

首先，利用 **k-Wave** 软件对含有不同异常目标的组织边界上的光声信号的特征进行了研究，验证了利用光声信号重建组织异常目标的合理性；然后，针对不完全数据，提出先利用压缩感知方法恢复出完全测量数据，再重建光声图像的思想，并给出了基于离散余弦变换的光声图像重建算法；该算法以离散余弦变换函数为稀疏基，将光声信号数据稀疏化，从欠采样光声信号中恢复出完全采样数据，进而利用滤波反投影算法实现光声图像的高质量重建；最后，提出了基于字典学习的光声图像重建的算法。该方法通过字典学习的方法，构造最优稀疏基函数，使信号在变换域上更稀疏，从而更好地恢复出完全测量数据。实验证明：与直接利用不完全数据进行光声图像重建的方法相比，利用压缩感知方法可以更好地重建出光声图像，而且利用基于字典学习的方法获得的自适应变换基函数可以获得比使用固定基函数更好的重建效果。

关键词：光声成像，k-Wave，滤波反投影，压缩感知，字典学习。

作者：周丽丽

指导老师：王加俊

Photoacoustic Image Reconstruction Based on the Dictionary Learning

Abstract

Photoacoustic tomography (PAT), which is also referred to as thermoacoustic tomography, is a novel technique of noninvasive medical imaging. Combining the high contrast of optical imaging and the good resolution of ultrasound imaging, PAT is suitable for tumor detection, vessel imaging, brain structural and functional imaging, and flow speed measurement, etc. In PAT, an electromagnetic pulse (usually laser) is used to irradiate the biological tissue. With the photoacoustic signal detected by the ultrasonic transducers, the original pressure distribution of the tissue can be reconstructed based on proper image reconstruction algorithms.

The quality of the reconstructed image in PAT depends on the spatial and temporal sampling rates. However, owing to restrictions in the spatial positions of the transducers or because of the low temporal sampling rates, we can only obtain incomplete measurement data in PAT, which will finally degrade the reconstructed photoacoustic image. This dissertation focuses on such a problem and tries to develop reconstruction algorithms suitable for incomplete measurement. The main work and contributions of this dissertation is as follows:

Firstly, the k-Wave toolbox is employed to obtain the simulated photoacoustic data from tissues with different inclusions and demonstrate the plausibility of using PAT to recover the distributions of those inclusions. Secondly, the idea of recovering the complete photoacoustic measurements from incomplete ones with the strategy of compressive sensing is proposed. According to this idea, a reconstructed algorithm is presented based on the filtered back projection with the DCT, where the bases for the algorithm are selected as the sparse ones. Finally, an algorithm based on the filtered back projection and the dictionary learning of the sparse bases is proposed for PAT. Different from the existed

CS-based photoacoustic reconstruction methods, the transform matrix is adaptive to the measurement data to derive a more sparse representation of the photoacoustic signals. Experimental results demonstrate that reconstructed images from the filtered back projection method with the data recovered according to the compressive sensing strategy are better than those directly with the incomplete data themselves. Experimental results also demonstrate that better images can be reconstructed with the data recovered based on the adaptive sparse bases than data recovered from the fixed sparse bases.

Keywords: photoacoustic imaging; k-Wave; filtered back projection; compressive sensing; dictionary learning.

Written by Lili Zhou

Supervised by Jiajun Wang

目录

第一章 绪论.....	1
1.1 医学影像学的主要成像技术.....	1
1.2 光声成像技术及其研究现状.....	3
1.2.1 光声成像技术.....	3
1.2.2 光声成像技术的优点.....	4
1.2.3 光声成像模式.....	6
1.2.4 光声成像算法综述.....	7
1.2.4 光声成像技术的应用.....	9
1.2.5 国内外的主要研究情况.....	10
1.3 本文的研究工作和内容安排.....	11
1.4 本文的创新之处.....	11
第二章 光声成像的前向问题及逆向问题.....	12
2.1 前向问题及仿真.....	12
2.1.1 前向问题.....	12
2.1.2 前向问题的仿真.....	13
2.2 基于滤波反投影的重建算法.....	20
2.3 图像重建的评价标准.....	21
2.4 本章小结.....	21
第三章 稀疏分解及其在光声图像重建中的应用.....	22
3.1 引言.....	22
3.2 压缩感知理论简介.....	22
3.2.1 问题描述.....	23
3.2.2 信号的稀疏表示.....	25
3.2.3 观测矩阵的设计.....	26
3.2.4 信号重构.....	27

3.3 基于离散余弦变换 (DCT) 的光声图像重建.....	29
3.4 本章小结.....	33
第四章 基于字典学习的图像重建算法.....	34
4.1 引言.....	34
4.2 图像重建算法描述.....	34
4.3 仿真结果和讨论.....	36
4.4 本章小结.....	39
第五章 总结与展望.....	40
参考文献.....	41
硕士期间发表论文.....	47
缩略词表.....	48
致谢.....	49

ETD 论文管理系统

第一章 绪论

1.1 医学影像学的主要成像技术

医学影像学属于生物医学成像技术的范畴，是医学诊断领域中的一门新兴学科^[1]。对于人们能够深入地认识疾病，图像具有非常重要的意义。虽然各种影像技术的成像原理和方法都有所不同，其诊断价值和限度也各有差异，但目的都是通过观察人体内部器官和结构的影像，进而了解人体的病理变化以及生理功能状况，最终达到了诊断的目的^[1]。随着科学技术的进一步发展，现今影像学不仅可以凭借图像观测目标的形态变化，甚至还可以做出功能性的诊断。在医学上，在 1895 年伦琴发现了 X 射线之后不久，X 射线就被用来对人体内部的器官进行影像诊断，从而奠定了医学影像学的基础^[1]。介入放射学是在上世纪 70 年代的时候出现的，就是在有影像监视的情况下采集标本并且治疗某些疾病，进而使得影像诊断发展成了医学影像学。近年来，随着影像设备的硬件技术、计算机技术和网络通讯技术的快速发展，医学影像技术也得到了快速发展。目前，医学影像技术中被用于诊断疾病并占有非常重要地位的，包括 X 射线技术、计算机断层成像、核磁共振成像、超声成像和纯光学成像（包括光散射层析成像、光相干层析成像等）。简要介绍以上的医学影像技术如下^{[1][2]}：

1) X 射线技术（俗称透视）

在医学影像学中，具有最雄厚的基础和最悠久的历史的一门成像技术，即 X 射线成像技术。X 射线能使人体内部的器官和结构在胶片上形成影像的原因有以下两方面：一方面是基于 X 射线的穿透性、荧光效应和摄影效应的特性；另一方面是因为人体内部组织在厚度和密度上有差别，正是因为这种差别，当 X 射线穿透过不同的人体组织结构时，被吸收的能量不同，所以到达胶片上的 X 射线量就存在了差异。因此就在胶片上形成了黑白对比不同的影像。

由于 X 射线技术采用的是对人体有危害的射线，使其作为人体组织内部信息的载体进行成像，所以就严重限制了它的应用。虽然如今科学技术已经有了很大的进步，在进行 X 射线成像时所需辐射剂量也越来越小，但是如果长期暴露在 X 射线下，还是会增加癌变的机率；不仅如此，在利用 X 射线成像技术进行血管造影时，还必须

注射造影剂。此外，利用 X 射线照相技术对乳房的进行成像的分辨率仅仅只有 cm 量级，不能达到早期检测乳房癌的要求。

2) 计算机断层成像 (Computed Tomography, CT)

CT 是 Hounsfield 于 1969 年设计成功，1972 年公诸于世的。CT 是结合了传统的 X 射线技术和计算机技术，极大地推动了医学影像学的发展。CT 的原理是用 X 线束扫描人体层面，取得携带人体组织信息的信号，再经过计算机对信号的处理而获得重建图像。CT 最终得到的是断面解剖图像，其密度分辨率明显高于 X 射线图像。从而人体的检查范围显著扩大，病变的检出率和诊断的准确率也有所提高。但 CT 和 X 射线技术存在相同的缺点，即采用的是危害人体的射线作为内部信息的载体进行成像，而且因为在软组织中的某些病灶的密度变化较小，对 X 射线的吸收差异不大，所以限制了 CT 成像技术的应用。

3) 核磁共振成像技术 (Magnetic Resonance Imaging, MRI)

MRI 是以核磁共振 (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) 现象为基础。MRI 的工作原理：首先利用不同的射频脉冲序列对组织进行激励，然后用线圈检测技术获得待测组织的质子密度信息和弛豫信息，通过相应的图像重建算法进而得到核磁共振图像。虽然 MRI 对人体没有损伤，成像质量也很好，应用范围广，也能实现功能成像，但是它的成本造价高、使用及维护费用也很昂贵，而且不能实现小型化。以上所述的缺点使得 MRI 的应用受到严重限制，因此这种成像技术仅适合大型医院使用。

4) 光散射层析成像技术 (Diffuse Optical Tomography, DOT)

DOT 是一种新兴的对组织的生理信息和代谢状况进行成像的光学成像技术。其激励源一般采用 600-900 nm 的近红外光，然后利用时间门的方法检测组织的透射或散射光子特性，最后利用相应的重建算法，得到组织内部的光学参数的分布图。DOT 的特点是灵敏度高，但由于散射的存在，空间分辨率比较低、穿透深度也比较小。

5) 光相干层析成像技术 (Optical Coherent Tomography, OCT)

OCT 是近几年才发展起来的光学成像技术。OCT 具有超高分辨率、快速的成像速度、非侵入等优点，和 DOT 一样能够反映组织的生理信息及代谢状况，在生物组织研究及临床应用中均具有重要价值。目前在眼科诊断上已形成商品化，在其他生物组织领域的研究中也在深入开展。OCT 利用宽带光源的短程相干性对活体组织内部

结构断层成像，可快速获取二维和三维的，空间分辨率超过 $10\mu\text{m}$ 的高分辨率深度图像。然而，由于光在生物组织中存在强散射和吸收的现象，所以目前的技术水平只能进行浅层组织成像，成像深度为 mm 量级。

1.2 光声成像技术及其研究现状

1.2.1 光声成像技术

光声成像 (Photoacoustic Tomography, 简称 PAT) 是一种新型的无损的医学成像技术，近年来受到广泛关注和研究。其物理基础是 Bell 在 1880 年发现的光声效应^[3]：当利用电磁脉冲照射物质时，物质会吸收电磁能量，从而转化为热能，周期性的热流会使周围的介质产生热胀冷缩的现象，进而激发出超声波。光声效应实际上就是将光能转化为声能的过程。虽然早在 1880 年就已经发现了光声效应，但直到近年光声效应才得到了广泛应用。在 20 世纪 90 年代前，应用了光声效应的领域，主要有以下两个：一个是光声谱技术^[3]，它是根据利用光照射不同成分的物质时，会在不同光波长处会出现吸收峰值的现象，因此当要检测物质的成分时，可以用不同波长的光束照射样品；另一个是光声显微镜技术^[4]，它是利用聚焦的激光束在固体样品表面扫描，对不同位置处产生的光声信号的振幅和相位进行测量，从而确定样品的光学、热学、弹性或几何结构。到 20 世纪 90 年代，在医学成像中尝试应用了光声效应，于是诞生了一种新的医学成像技术——光声成像^[5]。

光声成像技术是一门边缘学科，它主要涉及光学、声学、医学和影像学等多个领域的。光声成像实现的原理示意图如图 1.1 所示，由图所示可以将光声成像的具体过程分为三部分：信号的产生、信号的接收和信号处理及图像重建。光声成像中的激励源通常采用脉冲激光器，原因是其具有光声转换效率高的优点。脉冲激光器发出的激光照射在待测组织上，当光子被组织吸收后产生热时，组织的温度就会快速提升，从而导致热膨胀，进而激发出宽频带的超声波，即光声信号。光声信号携带了组织内部电磁吸收分布的信息。在组织的周围分布着一个或多个超声换能器，接收迅速向组织边界传播的超声波，利用接收到的光声信号可以采用相应的图像重建算法对组织中初

始压力分布（如果 Grueneisen 系数在组织间变化较小时，也可以认为是对组织内部的电磁吸收分布）进行成像^{[6][7]}。光声成像有机地结合了光学成像和声学成像的优点^[6]，可以提供深层组织的高分辨率和高对比度的图像，成为医学成像领域的研究热点。

在三十年之前，Bowen 等就提出了利用光声技术进行成像。在此期间，虽然光声成像技术在信号接收、图像重建等方面取得了巨大发展，但离临床实用还有一段距离。本论文重点在于研究光声图像的信号处理和图像重建算法，采取理论分析和实验仿真相结合的实验方法。

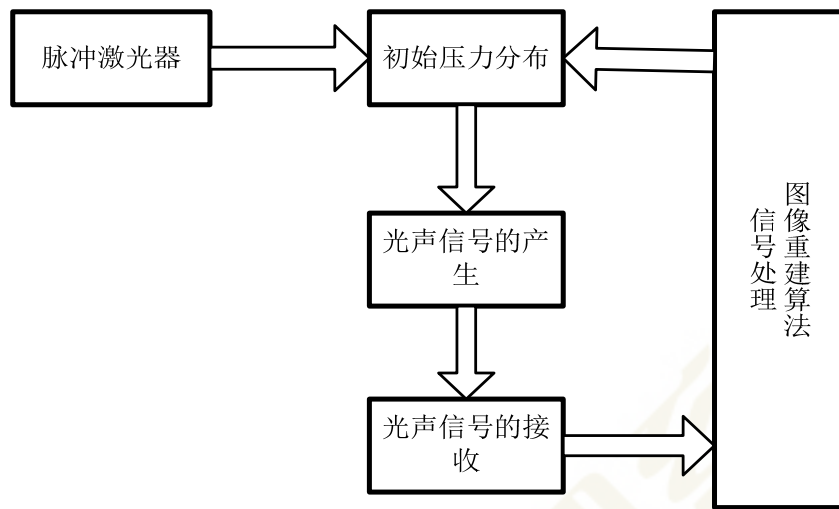


图 1.1 光声成像原理示意图

1.2.2 光声成像技术的优点

随着现代医学的发展，研究和发​​展一种非侵入性、安全、高对比度、成本低、探测深度达到 cm 量级、小型化并能实现微毫米量级分辨率的无损成像技术，是目前临床医学迫切需求。这种成像技术主要可以应用于乳房癌的早期检测^[6]、血管造影和脑部功能成像和流速检测等领域。

光声成像技术有效结合了光学成像和声学成像的优势，即：光学方法的高选择性激发和超声波的低衰减、高穿透性相结合，检测的光声信号反映组织内的光吸收差异，对组织的光吸收能量分布进行成像^[7]。一方面，超声波在组织中的散射比光要弱 2-3 个数量级，探测超声信号的光学成像技术相比于纯光学成像技术，在成像深度与空间分辨率上更占优势，并能避免光学成像中散斑的影响。所以，光声成像技术可以实现

类似超声成像技术达到的深度层析成像；另一方面，光声成像的图像对比度来源于组织内部光能量沉积差异，弥补了传统超声成像技术在对比度和功能成像方面的不足。而且在光声成像中，用有限的温度升高量就可以获得可探测到的超声强度，而不用担心温度升高对组织可能造成的损伤。光声成像对光吸收非常敏感，光吸收的微小变化都可以转化为相应的超声信号。特别在肿瘤诊断研究领域，由于快速生长的恶性肿瘤需要更多的血液供给并且恶性肿瘤组织周围伴随有非常多的微血管增生，所以癌变组织与周围的正常组织的光吸收差异至少有 5 倍以上，从而可以提供高对比度的病变组织成像。相比于传统的医学影像，光声成像技术的优点如下^{[8][9]}：

1) 因为使用的是激光脉冲，其功率密度低于生物组织的损伤阈值，且组织中产生的超声场强度也远低于组织的损伤阈值，所以该方法是一种无损伤的成像技术。

2) 光声成像技术结合了光学成像和声学成像的优点，比纯光学成像穿透更深，比 MRI 成像拥有更高的分辨率；其图像分辨率可以达到微毫米量级，从而实现高分辨率的成像。

3) 信息量更大。由于光声信号不仅依赖于生物组织的光学特性，还依赖于生物组织的声学特性。因此光声信号所提供的信息量更大，可以获得更多有科学价值和医疗诊断价值的信息。

4) 由于结构的选择性吸收特性，利用组织的光学吸收差异，光声成像可以反映组织的结构信息情况，开创了一种有别于传统成像技术的新方法。

5) 可以实现生物组织的功能成像。生物组织的功能总是与一些特定的生命物质相关。根据这些物质光学吸收峰的特点，选择适当的结构波长激发，或在生物体内注射药物，通过血液循环，则可以实现反映生物组织功能的成像。

6) 随着光声成像系统的一体化、小型化，该成像系统比传统的 MRI 脑功能成像系统的价格更便宜，使用更便捷，利于普及和推广。

因此，光声成像的图像对比度高、分辨率高，图像传递的信息量大，可以提供形态信息以外其他丰富的光学吸收和散射信息，是一种很有前途的医学检测方法。

光声成像技术与其他医学影像技术的对比如下^[10]：

表 1-1 不同成像方法的特性参数对比

特性参量	成像模式			
	光声成像	超声成像	OCT	DOT
对比度	很好	差	好	很好
分辨率	好 (约 $100 \mu m$)	好 (约 $100 \mu m$)	很好 (约 $10 \mu m$)	差 (约 $5 mm$)
成像深度	好 (约 $3 cm$)	好	差 (约 $1 mm$)	很好 (约 $5 cm$)
散斑影像	无	大	大	无
散射		弱 (约 $3 cm^{-1}$)	强 (约 $100 cm^{-1}$)	强 (约 $100 cm^{-1}$)

1.2.3 光声成像模式

根据电磁脉冲照射方式的不同（聚焦或非聚焦）、使用的超声换能器的不同（单个或阵列，聚焦或非聚焦）、图像形成方式的不同（反演重建或 B 型扫描成像）等等，光声成像可分为多种类型^[11]，而其中最主流、最具发展潜力的有两种成像模式，一种是聚焦式的点扫描方式的光声显微镜成像^{[12][13]}，另一种是非聚焦式的类似于 CT 的断层成像方式^[14]。本文主要研究的是光声层析成像。

1) 光声显微镜成像 (Photoacoustic Microscopy, PAM)

PAM 是通过机械的方式来逐点扫描聚焦的激光束或者聚焦的超声传感器，从而获得光声图像^[15]。利用这种扫描方式，不需要借助于图像重建算法也能得到光声图像。如果使用探测器聚焦方式，则称为声分辨光声显微镜 (Acoustic Resolution Photoacoustic Microscopy, AR-PAM)^[16]；若采用激光聚焦方式则称为光分辨光声显微镜 (Optical Resolution Photoacoustic Microscopy, OR-PAM)^[17]。不同于光学显微镜，光声显微镜看到的深度能达到数厘米，并进行成像。

2) 光声断层成像 (Photoacoustic Tomography, PAT)

PAT 利用大直径的激光束对组织表面进行全场照射并随后迅速产生宽带声波。这

些声波传播到组织表面,通过一系列没有聚焦的超声传感器的同时探测,或者利用机械扫描的方式用一个超声传感器,来得到不同位置的超声信号,然后进行数据重建得到图像。光声断层成像有球形^[18]、柱形^[19]和平面形^[20]三种探测结构。除了以上探测结构外,还有一些技术使用基于机械扫描的大面积具有方向性的平面探测器^[21]或者线探测器^[22]。理想情况下,精确的图像重建需要无数个分布在大小为 4π 弧度立体角的探测孔径(球形或柱形探测结构)或 2π 弧度探测孔径(平面探测结构)上的宽带全向点探测器。在球形探测结构下, 4π 弧度立体角的探测孔径比较容易实现,但是在柱形或平面探测结构下,探测孔径往往会被缩小,所以只有部分波阵面被接收,导致了在图像中会存在伪影,降低分辨率。这就是所谓的“视角受限或部分扫描问题”^[23-25]。

光声显微镜成像和断层成像的比较:对于平面探测结构的 PAT,任一点的横向分辨率主要取决于与频率相关的声学衰减以及探测孔径对该点张开的立体角。但是在 AR-PAM 中,只有在对应于探测器焦点的深度上具有类似的性质,在其它深度上分辨率将迅速降低。另外,AR-PAM 所需激光的功率要小于 PAT。总体而言 PAT 在成像速度和分辨率上要优于 AR-PAM,但是后者复杂性和价格要低于前者^[26]。另一种光声显微镜方式 OR-PAM,其横向分辨率在成像深度小于 1 毫米时主要由聚焦的光斑(受限于光衍射)大小所决定。因此,它可以获得毫米量级的分辨率,这在 AR-PAM 中是很难达到的,因为这需要数百兆赫的声信号,其在组织中衰减非常严重,只能穿透 100 微米左右的深度^[27]。

1.2.4 光声成像算法综述

光声断层成像的一项关键技术就是图像重建算法。在成像过程中,组织吸收电磁照射的能量后产生热膨胀,从而在组织内部形成了一个初始声场。超声换能器在组织周围接收到传播出来的声波,利用声波信号和相应的重建算法,反向重建出初始声场,从而得到组织的电磁吸收分布图像。显然,为了保证成像精度和速度,就必须有一个高效的图像重建算法,这是光声成像的关键。早期的重建算法一般首先利用声速分辨在某点 \mathbf{r} 处所探测到的光声信号,然后反投影到以 \mathbf{r} 为圆心的球面上,最后对整个成像区域进行求和^[28]。这一算法的思想非常直观,但该算法在成像精度和计算时间上的