

# 有限方位扫描的光声断层成像分辨率研究<sup>\*</sup>

吴 丹 陶 超 刘晓峻<sup>†</sup>

(南京大学声学研究所近代声学教育部重点实验室, 南京 210093)

(2009 年 11 月 5 日收到; 2009 年 11 月 27 日收到修改稿)

通过有限元仿真实验, 定量地研究了有限方位扫描对反投影光声断层成像分辨率的影响, 并且给出了有限方位扫描角与分辨率之间关系的经验公式. 本文的研究结果对光声成像扫描轨迹设计、成像效果评估等具有参考价值.

**关键词:** 光声成像, 有限方位扫描, 分辨率, 断层成像

**PACC:** 8170L, 4337G

## 1. 引 言

光声成像是一种基于光声效应的新型成像方法. 光声效应指的是利用调制光照射物质时, 这部分物质及其临近媒质因吸收调制光能量热胀冷缩而产生应力(或压力)的变化, 进而激发声波的现象<sup>[1-7]</sup>. 光声效应产生的声信号称为光声信号, 其强度和相位不仅取决于调制光源, 更决定于被照射物质的光学、热学和弹性特性. 光声成像正是通过检测光声效应产生的光声信号, 从而反演成像区域内部物质的光吸收特性, 并据此重构光照射区域内部的图像. 目前在医学成像中普遍应用的声学或光学成像方法, 具有各自独特的优点: 一方面, 声波在生物组织中的散射要比光波弱(2—3 个数量级)<sup>[8]</sup>, 因此对深层组织成像, 声学方法具有更高的空间分辨率<sup>[9-10]</sup>; 另一方面, 一些生物组织功能(如血红蛋白浓度、血红蛋白氧饱和度等)对光吸收敏感性高, 对于这些生物组织成像, 光学方法比通过力学特性成像的声学方法, 具有更高的成像对比度, 并且还能够提供一些声学方法难以获得的生物组织功能信息. 光声成像同时结合了声学成像和光学成像的优点. 另外, 光声成像采用的激光等非电离辐射比 X 射线等电离辐射对生物组织更安全. 因为具有潜在的应用前景, 光声成像得到了迅速的发展<sup>[8, 11-21]</sup>, 并被广泛地应用于动物组织和人体组织的无损成

像中, 例如小鼠脑部的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度成像<sup>[12]</sup>, 动物关节成像<sup>[13]</sup>, 小鼠脑部无损成像<sup>[14-15]</sup>, 人体关节成像<sup>[16]</sup>等.

迄今为止, 大多数的光声成像研究都是建立在全方位扫描的基础上, 也就是说, 为了准确重构出成像区域内部的光吸收特性, 需要获得包围成像区域的完整圆周(断层成像)或者完整球面(三维成像)上的光声信号. 但是, 在实际应用中, 光声信号往往被生物体内的强散射体(如骨骼、空腔等)遮蔽, 可以接收到的光声信号只能局限在某些特定的方位上, 例如对于乳房成像, 可以接收到光声信号的立体角最多为  $2\pi$ <sup>[17]</sup>. 初步的研究表明: 声场信息的缺失会导致重构图像的高频信息损失, 从而使图像的细节模糊<sup>[17, 18]</sup>. 尽管如此, 目前人们对有限方位扫描的光声成像研究还不多, 有限方位扫描对图像重构质量的定量研究, 仍然鲜见报道. 分辨率是衡量成像技术优劣和成像质量好坏的重要参数, 因此定量地研究有限方位扫描对光声成像分辨率的影响是十分必要的, 它可以为光声成像在实际应用中扫描轨迹的选择和成像效果的评估等提供重要的信息.

Xu 等人提出的时域反投影重构方法<sup>[19-21]</sup>, 是目前光声成像研究中最成熟和常用的方法之一. 本文的研究将采用最小分辨间距来定量地衡量光声成像的空间分辨率, 用扫描方位角来定量地描述有限方位成像的扫描范围, 通过有限元仿真的方法来

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(批准号: 10874088, 10904069), 国家教育部博士点基金(批准号: 200802840032)资助的课题.

<sup>†</sup> 通讯联系人. E-mail: liuxiaojun@nju.edu.cn

研究有限方位扫描的情况下,扫描范围对反投影重构光声成像分辨率的影响.第二部分将简要介绍全方位扫描和有限方位扫描的反投影重构法;第三部分介绍仿真模型,定义最小分辨间距来定量研究扫描范围对反投影重构分辨率的影响,并且详细给出仿真实验过程和结果;最后根据仿真结果提出了有限方位扫描分辨率与扫描角度之间的经验公式.

## 2. 反投影重构方法简介

### 2.1. 全方位扫描反投影重构

全方位扫描的反投影重构方法使用脉冲激光在组织中激发超声,同时用宽带的小直径换能器沿着包含成像区域的圆周或者球面扫描,最后用检测到的光声信号反演组织中的光吸收特性并重构图像.

自由场的条件下,光声场满足方程<sup>[19]</sup>

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(\mathbf{r}, t)}{\partial t}, \quad (1)$$

其中  $A(\mathbf{r})$  为组织的光吸收特性的空间分布,  $I(t)$  为照射光强,  $H(\mathbf{r}, t) = A(\mathbf{r})I(t)$  为入射光在成像区域激发的热源函数,  $C_p$  为比热容,  $\beta$  为绝热膨胀系数,  $c$  为声速,  $p(\mathbf{r}, t)$  为声压.

方程(1)的 Green 函数形式的解为<sup>[19]</sup>

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint d^3 \mathbf{r}' \times \frac{A(\mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \frac{dI(t')}{dt'} \Big|_{t' = t - |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|/c}. \quad (2)$$

当激光脉冲极短,可以近似看成  $\delta$  脉冲(即  $I(t) \approx \delta(t)$ )时,并且满足条件  $kr_0 \gg 1$ ,球面扫描的重构公式为<sup>[19]</sup>

$$A(\mathbf{r}) = -\frac{r_0^2}{2\pi\eta c^4} \oint \Omega_0 \frac{1}{t} \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \Big|_{t = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/c}, \quad (3)$$

其中  $k$  为波数,  $k = 2\pi f/c$ ,  $f$  为光声信号的频率.  $\Omega_0$  是闭合的扫描球面,  $\mathbf{r}_0$  为扫描轨迹的矢径,  $r_0$  是扫描半径.

对于采用圆形扫描的断层成像(如图1所示), (3)式可以简化为<sup>[19]</sup>

$$A(\mathbf{r}) = -\frac{r_0^2}{2\pi\eta c^4} \oint d\theta_0 \frac{1}{t} \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \Big|_{t = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/c}. \quad (4)$$

在大多数实际应用中,激发的光声信号都满足自由场假设,可以证明<sup>[19]</sup>,通过(3)和(4)式可以准确重构出成像区域内的光吸收特性,因此反投影重

构方法得到了广泛的应用.

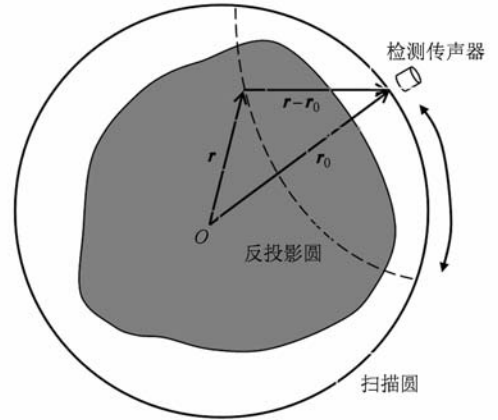


图1 全方位扫描的反投影成像示意图 实线圆周为全方位扫描的圆形扫描轨迹,虚线圆弧是反投影圆周的一部分

### 2.2. 有限方位扫描反投影重构

在有限方位扫描的情况下,采集的数据不能满足(3)和(4)式的沿完整圆面和圆周积分的要求(如图2所示).假设不能扫描方位上的数据为零,那么全方位扫描的反投影重构的方法就可以扩展到有限方位扫描的情况.

对于二维断层的有限方位扫描的反投影重构

$$\tilde{A}(\mathbf{r}) = -\frac{r_0^2}{2\pi\eta c^4} \int_{\theta_1}^{\theta_2} d\theta \frac{1}{t} \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \Big|_{t = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/c}. \quad (5)$$

其中  $\theta_1$  和  $\theta_2$  分别为有限范围扫描的起始和终止矢径与  $x$  轴的夹角(如图2).

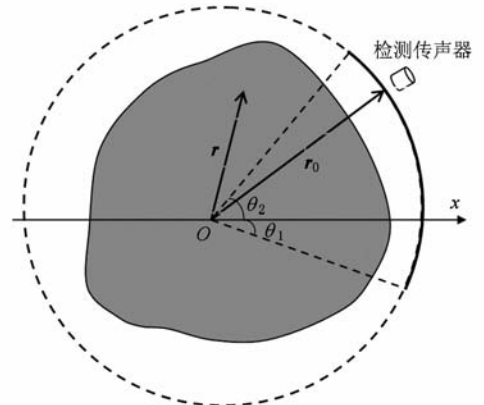


图2 有限方位扫描反投影成像示意图 实线圆弧是实际有限方位扫描的轨迹

有限方位的反投影重构方法就是用  $\tilde{A}(\mathbf{r})$  近似  $A(\mathbf{r})$ .比较(4)和(5)式不难发现,扫描范围越大,

重构的结果越接近真实情况, 误差越小. 但是扫描范围和误差的具体定量关系或者扫描范围对成像质量(如分辨率)的影响还不清楚. 这正是本文要研究的问题.

### 3. 仿真实验和结果

#### 3.1. 有限方位扫描光声成像的仿真实验

仿真实验采用有限元方法模拟被媒质包围的圆形物体, 在脉冲宽度为  $0.1 \mu\text{s}$  的高斯脉冲光激发下, 产生的光声声场. 如图 3 所示, 两个圆形物体的半径  $r_1 = r_2 = 1.0 \text{ mm}$ , 其相对吸收强度为 1.0, 周围媒质的相对吸收强度 0.0,  $d_s$  是两个物体之间的最近距离; 媒质和物体具有相同的声速和密度:  $c = 1500 \text{ m/s}$ ,  $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ .

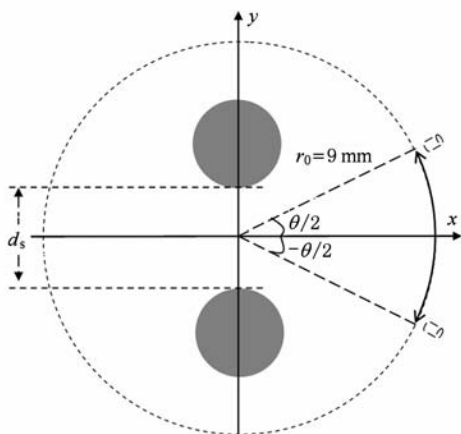


图 3 仿真实验示意图

超声换能器沿着半径  $r_0 = 9 \text{ mm}$  的圆扫描脉冲激光激发出的光声声场. 为了能够定量的描述有限方位扫描的范围, 如图 3 所示, 定义扫描角度  $\theta$  为以扫描圆心为顶点, 扫描轨迹端点与扫描圆心连线为两边的夹角; 且扫描轨迹关于两个物体的圆心连线的中垂线对称. 显然,  $\theta = 2\pi$  对应于全方位扫描的情况,  $\theta < 2\pi$  代表着有限方位扫描; 而且,  $\theta$  角越小表示扫描范围越小.

在进行图像重构时, (5) 式中的  $\frac{\partial}{\partial t} p(\mathbf{r}_0, t)$  采用傅里叶变换的方法来计算<sup>[20]</sup>

$$\frac{\partial}{\partial t} p(\mathbf{r}_0, t) = \text{IFFT} \{ i\omega p(\mathbf{r}_0, \omega) W_\Omega(\omega) \}, \quad (6)$$

其中 IFFT 为快速傅里叶变换逆变换,  $W_\Omega$  是汉宁窗函数

$$W_\Omega = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos\left(\pi \frac{\omega}{\Omega}\right), & |\omega| < \Omega, \\ 0, & |\omega| \geq \Omega, \end{cases} \quad (7)$$

其中  $\Omega = 2\pi f_\Omega$ , 汉宁窗的高频截止频率  $f_\Omega = 2.5 \text{ MHz}$ , 采样频率  $f_s = 100 \text{ MHz}$ . 据此求得  $k_\Omega r_0 = 94.25 \gg 1$ , 满足反投影重构条件.

图 4 给出了采用全方位扫描进行图像重构的结果, 其中图 4(a) 是两物体实际的空间分布, 图 4(b) 是采用全方位扫描的成像. 从图中可见, 重构图像中两个物体的形状、大小和空间位置与实际模型一致, 这表明全方位扫描的反投影光声成像方法是一种有效、准确的重构方法. 但是全方位扫描的这种精确重构是以数据的完整性为前提的, 在有限方位扫描情况下, 这一数据完整性的要求往往无法满足, 因此可能降低图像重构质量, 甚至不能实现图像重构.

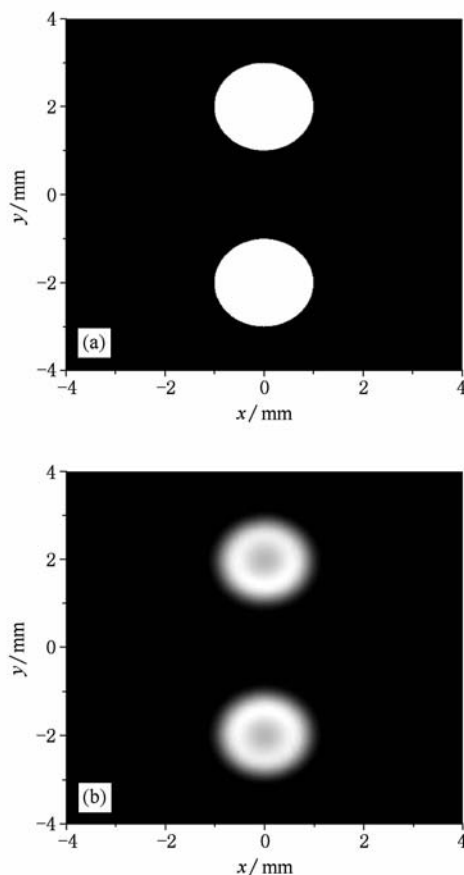


图 4 全方位扫描 ( $\theta = 2\pi$ ) 的反投影方法仿真实验 (a) 原始模型 ( $d_s = 2 \text{ mm}$ ); (b) 重构结果

图 5 是有限方位扫描的重构结果, 这里原物体的实际空间分布与图 4(a) 完全一致. 由图 5 可见, 有限方位扫描 ( $\theta < 2\pi$ ) 导致了重构图像的畸变和模

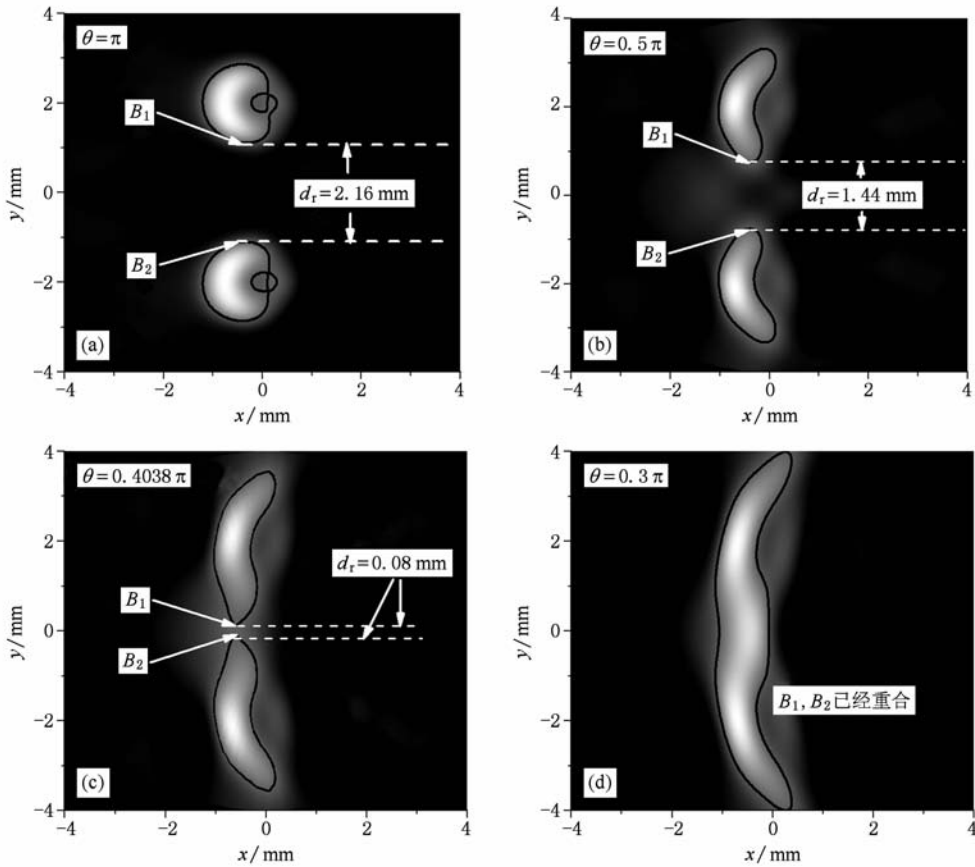


图5 有限方位扫描对反投影重构图像的影响 (a)  $\theta = \pi$ ; (b)  $\theta = 0.5\pi$ ; (c)  $\theta = 0.4038\pi$ ; (d)  $\theta = 0.3\pi$ . 原物体的实际空间分布与图4(a)完全一致,物体距离  $d_s = 2$  mm;黑线是相对吸收强度为0.5的等高线

糊. 当扫描角度  $\theta = \pi$  时,如图5(a)所示,物体在重构图中的像发生了畸变,不再是标准的圆形,但是依然可以辨认出它们的位置;当扫描范围继续减小到  $\theta = 0.5\pi$  (图5(b))和  $\theta = 0.4038\pi$  (图5(c))时,物体的像畸变更加明显,并在重构图中沿着物体中心连线的方向扩散;但是,此时仍然能够勉强地从重构图像中分辨出存在两个独立的物体;当扫描角度减小到  $\theta = 0.3\pi$  (图5(d))时,两个物体的重构图像产生严重畸变并完全扩散在一起,无法分辨出存在两个独立的物体. 换句话说,由于扫描角为  $0.3\pi$  的有限方位扫描反投影光声成像的空间分辨率太低,以至两个实际相距 2 mm 的独立物体不能在重构图像中得到准确辨认. 图5表明采用不同的扫描角度,重构图像的畸变和模糊程度并不一样. 因此,可以预计不同扫描角度的有限方位反投影重构具有不同的分辨率.

### 3.2. 有限方位扫描光声成像分辨率的定量刻画

为了能够定量的描述有限方位扫描范围与成

像分辨率之间的关系,需要定量地刻画图像的可分辨性能. 为此,首先定义两个物体的像在重构图中的距离  $d_r$  为其相对吸收强度为0.5的等高线之间的最小距离. 如图5各图中所示的  $B_1, B_2$  两点间的距离即为两物体图像之间距离,即  $d_r = |B_1 B_2|$ .  $d_r > 0$  表明两个独立的物体在其重构图像上可分辨;否则,表明这两个物体在其重构图像上不可分辨<sup>[19]</sup>.

由此,采用最小分辨间距  $\gamma$  来衡量特定角度下有限方位扫描重构图像的分辨率:对于给定的扫描角度  $\theta$ ,逐步减小两个物体之间的实际距离  $d_s$ ,直至它们在重构图像上的像刚好不可以被分辨 ( $d_r$  恰好等于0),这时两物体的实际距离  $d_s$ ,即为该扫描角度所对应的最小分辨间距. 显然,扫描角对应的最小分辨间距越小,则其所对应的分辨率越高;反之,其所对应的分辨率越低.

### 3.3. 光声成像分辨率与扫描角度之间的关系

本小节采用3.1中介绍的仿真实验系统定量地

研究成像最小分辨间距  $\gamma$  和扫描角  $\theta$  之间的关系. 首先固定扫描角度  $\theta$ , 逐步将物体的实际距离  $d_s$  减小到 0, 就可以得到物体实际距离  $d_s$  与其在重构图像中的距离  $d_r$  之间关系曲线(如图 6 所示). 从中可以发现, 当  $0 < d_s < 1.2 \text{ mm}$  时,  $d_r = 0$ , 有限方位扫描分辨率不足, 不能分辨出这两个独立的物体; 当  $d_s > 1.2 \text{ mm}$ ,  $d_r > 0$ , 能区分出这两个物体; 当  $d_s = 1.2 \text{ mm}$ , 重构距离恰好为 0. 根据 3.2 中关于扫描角对应的最小分辨间距的定义, 该扫描角  $\theta = \pi/2$  所对应的最小分辨间距  $\gamma = 1.2 \text{ mm}$ .

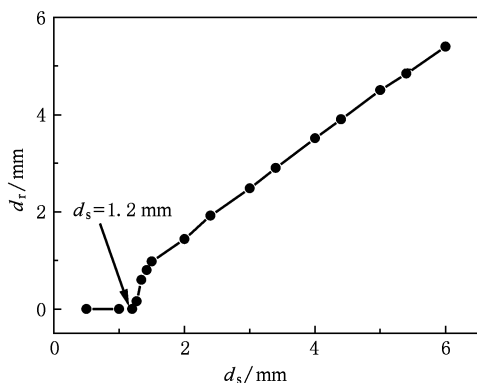


图 6 实际距离  $d_s$  与重构距离  $d_r$  的关系曲线, 其中扫描角度固定为  $\theta = \pi/2$

改变扫描角  $\theta$ , 并重复上述过程, 可以得到不同扫描角  $\theta$  所对应的最小分辨间距  $\gamma$ . 将扫描角  $\theta$  作为横坐标, 其所对应的最小分辨间距  $\gamma$  作为纵坐标, 图 7 给出了扫描角度与最小分辨间距之间关系曲线, 其中的实心点是采用上述仿真实验方法得到的结果. 从图 7 中可以发现,  $\gamma$  值随着扫描角度的增加而单调减小, 也就是说增加扫描角度可以提高重构图像的分辨性能. 当  $\theta < 0.8\pi$  时,  $\gamma$  值随着  $\theta$  的增加而迅速减小, 增加扫描角度对分辨性能的改善非常显著; 然而当  $\theta > 0.8\pi$  时,  $\gamma$  值并不随着  $\theta$  的增加而显著减小;  $\theta = \pi$  附近, 有限方位扫描成像有着与全方位扫描成像相当的分辨率. Xu 等人<sup>[17]</sup>和 Pan 等人<sup>[18]</sup>研究也定性地发现半圆或者半球面扫描有着和圆周扫描或球面扫描类似的重构效果, 本文的定量结果与其结论一致.

采用如下的经验公式拟合仿真实验得到的结果:

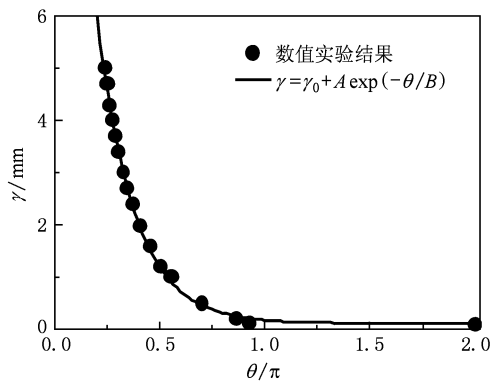


图 7 扫描角与最小分辨间距的关系曲线, 其中  $\gamma_0 = 0.1058, A = 18.45, B = 0.1763$

$$\gamma = \gamma_0 + A e^{-\frac{\theta}{B}}. \quad (8)$$

其中  $\gamma_0$  的物理意义是全方位扫描时所对应的最小分辨间距,  $A$  和  $B$  是两个待定系数. 采用(8)式在最小二乘意义上拟合仿真实验得到的结果(图 7 中的实心点), 并且得到  $\gamma_0 = 0.1058, A = 18.45, B = 0.1763$ . 图 7 中的实线代表拟合得到的结果, 可以发现(8)式可以很好的描述扫描角度和最小分辨间距之间的关系.

## 4. 结 论

本文研究了有限方位扫描的光声成像分辨率与扫描范围之间的关系. 研究结果表明有限方位扫描会使实际物体的重构图像沿着物体中心连线的方向扩散, 并且扩散的区域随着扫描范围的减小而增大, 从而使得重构图像模糊, 降低了成像分辨率. 为了能够定量地研究光声成像分辨率与扫描范围之间的关系, 采用最小分辨间距衡量重构图像的分辨性能, 用扫描角度衡量扫描范围的大小. 结果表明最小分辨间距随着扫描角度的增加而以指数关系迅速减小, 即可以根据  $\gamma = \gamma_0 + A \exp(-\theta/B)$  这一经验公式准确地估计最小分辨间距和扫描角度之间的关系. 在有限方位扫描光声成像的实际应用中, 本文的研究结果可以为扫描轨迹设计、成像效果评估等方面提供有价值的参考信息.

- [1] Li Y D, Du Y L, Lee J H, Wu B M 2003 *Acta Phys. Sin.* **52** 1260 (in Chinese) [李宜德、杜英磊、李纪焕、吴柏枚 2003 物理学报 **52** 1260]
- [2] Tang Z L, Liu J L, Xia F Y, Su Y, Liang R S, Chen G S 2002 *Chin. Sci. Bull.* **47** 1702 (in Chinese) [唐志列、刘金龙、夏云飞、苏 勇、梁瑞生、陈更生 2002 科学通报 **47** 1702]
- [3] Du G H 1988 *Acta Phys. Sin.* **37** 769 (in Chinese) [杜功焕 1988 物理学报 **37** 769]
- [4] Du Y L, Wu B M 1987 *Acta Phys. Sin.* **36** 679 (in Chinese) [杜英磊、吴柏枚 1987 物理学报 **36** 679]
- [5] Zhou L, Zhang S Y, Fu S W, Wang Z, Zhang L D 1997 *Acta Phys. Sin.* **46** 994 (in Chinese) [周 岚、张淑仪、傅少伟、王 志、张立德 1997 物理学报 **46** 994]
- [6] Zhang S Y, Yu C, Miao Y Z, Tang Z Y, Gao D T 1982 *Acta Phys. Sin.* **31** 704 (in Chinese) [张淑仪、俞 超、苗永智、唐正言、高敦堂 1982 物理学报 **31** 704]
- [7] Wang J S, Xu X D, Liu X J, Xu G C 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 7765 (in Chinese) [王敬时、徐晓东、刘晓峻、许钢灿 2008 物理学报 **57** 7765]
- [8] Xu M H, Wang L H 2006 *Rev. Sci. Instrum.* **77** 041101
- [9] Ding D S, Lu Z H 1996 *Appl. Phys. Lett.* **68** 608
- [10] Ta D A, Huang K, Wang W Q, Wang Y Y, Le L H 2006 *Ultrasonics* **44** 279
- [11] Xu X H, Li H 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 4623 (in Chinese) [徐晓辉、李 晖 2008 物理学报 **57** 4623]
- [12] Wang X D, Xie X Y, Ku G, Wang L H 2006 *J. Biomed. Opt.* **11** 024015
- [13] Wang X D, Chamberland D L 2006 *Med. Phys.* **33** 2691
- [14] Wang X D, Pang Y J, Ku G 2003 *Opt. Lett.* **28** 1739
- [15] Wang X D, Ku G 2004 *Opt. Lett.* **29** 730
- [16] Wang X D, Chamberland D L, Jamadar D A 2007 *Opt. Lett.* **32** 3002
- [17] Xu Y, Wang L V, Ambartsoumian G, Kuchment P 2004 *Med. Phys.* **31** 724
- [18] Pan X, Zou Y, Anastasio M 2003 *IEEE Trans. Image Process.* **12** 784
- [19] Xu M H, Wang L V, Senior Member, IEEE 2002 *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** 814
- [20] Xu M H, Xu Y, Wang L V, Senior Member, IEEE 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 1086
- [21] Xu M H, Wang L V 2005 *Phys. Rev. E* **71** 016706

## Study of the resolution of limited-view photoacoustic tomography\*

Wu Dan Tao Chao Liu Xiao-Jun<sup>†</sup>

(Key Laboratory of Acoustics of Ministry of Education and Institute of Acoustics, Nanjing University, Nanjing 210093, China)

(Received 5 November 2009; revised manuscript received 27 November 2009)

### Abstract

In this study, numerical experiments are carried out to quantitatively investigate the effects of limited-view scanning on the resolution of photoacoustic tomography. An empirical formula is provided to approach our numerical results. The results of the study are helpful for the design of scanning trajectory and the evaluation of reconstruction.

**Keywords:** photoacoustic imaging, limited-view scanning, resolution, tomography

**PACC:** 8170L, 4337G

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 10874088, 10904069), the Doctoral Fund of Ministry of Education of China (Grant No. 200802840032).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: liuxiaojun@nju.edu.cn