

# 换能器指向性对磁感应磁声成像伪影的影响

沈宜昕<sup>1</sup>, 郭各朴<sup>1</sup>, 孙晓冬<sup>2</sup>, 马青玉<sup>1</sup>

(1. 南京师范大学物理科学与技术学院, 江苏 南京 210023)

(2. 中国电子科技集团公司第 58 研究所, 江苏 无锡 214035)

[摘要] 磁感应磁声成像具有超声成像高分辨率和强穿透性、电阻抗成像高对比度的优点, 在早期肿瘤诊疗方面有巨大的应用潜力. 本文针对电导率边界图像伪影问题, 基于换能器接收特性和声偶极辐射原理, 对双层偏心球状组织模型进行了磁声信号的仿真, 分析了重建图像伪影的产生原因, 并研究了换能器指向性与重建图像伪影的关系. 结果表明, 随着换能器  $ka$  的增大, 其接收特性接近单指向性, 重建图像的伪影逐渐模糊直至消失, 证明提高换能器指向性可有效抑制伪影的产生. 本研究为磁感应磁声成像中换能器的选择提供参考, 也为图像重建质量的提高提供了技术支持.

[关键词] 磁感应磁声成像, 换能器, 指向性, 伪影

[中图分类号] O426.2 [文献标志码] A [文章编号] 1672-1292(2016)04-0001-07

## Transducer Directivity Influence on Image Artifacts of Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction

Shen Yixin<sup>1</sup>, Guo Gepu<sup>1</sup>, Sun Xiaodong<sup>2</sup>, Ma Qingyu<sup>1</sup>

(1. School of Physics and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

(2. China Key System & Integrated Circuit Co., Ltd., Wuxi 214035, China)

**Abstract:** Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) has prosperous applied potential in early tumor diagnosis with the advantages of high spatial resolution and long penetration depth of sonography and the good contrast of electrical impedance tomography. To eliminate the image artifacts for MAT-MI, numerical simulations are conducted with a two-layer eccentric spherical tissue model, based on principles of acoustic dipole radiation and transducer reception. The generation of image artifacts in MAT-MI is analyzed and the influence of transducer directivity on image reconstruction is also achieved. The images reconstructed with different  $ka$  values prove that with the increase of  $ka$ , the transducer directivity is closer to a uni-directivity, resulting in reducing image artifacts until they disappear. This study provides the basis for transducer selection with improved image quality in MAT-MI.

**Key words:** MAT-MI, transducer, directivity, artifacts

恶性肿瘤已成为人类健康面临的严重威胁之一, 早期肿瘤病人有 80%~90% 以上的治愈可能, 因此对肿瘤的早期诊断和治疗引起了越来越多的关注. 随着医学成像技术和磁感应磁声传感技术的快速发展, 基于电阻抗变化特性的磁感应磁声成像 (Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction, MAT-MI) 技术成为一种兼具高分辨率、高对比度和强穿透性的深具潜力的新型成像技术. MAT-MI 是由美国明尼苏达大学 He Bin 教授于 2005 年首次提出<sup>[1]</sup>, 是将具有一定电导率分布的被测物体放置在脉冲磁场和静磁场组成的复合磁场中, 导电物体在脉冲磁场激励下会感应出涡流, 进而与静磁场相互作用产生洛伦兹力引起媒质的振动, 利用换能器接收磁声声波, 结合时间反演算法可重建物体的电导率分布. 目前磁感应磁声检测技术的灵敏度为 0.02 S/m, 可用来进行组织电阻抗检测, 反映组织病变情况, 已成为国际性的研究热点<sup>[2-4]</sup>. Hu G<sup>[5-6]</sup> 等人针对正常肝脏组织和病变肝脏组织以及包含超顺磁纳米颗粒的组织模型进行了

收稿日期: 2016-10-25.

基金项目: 国家自然科学基金 (11274176、11474166、11604156)、江苏省自然科学基金 (BK20161013)、中国博士后科学基金 (2016M591874)、江苏高校优势学科建设项目.

通讯联系人: 马青玉, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 电子技术、信息处理、声学. E-mail: maqingyu@njnu.edu.cn

MAT-MI 成像实验研究,证明了 MAT-MI 理论在早期肿瘤诊疗、分子影像和基因治疗等领域的可行性及应用潜力。

MAT-MI 技术一经提出就备受关注,早期的 MAT-MI 技术仿照热声成像原理(TAT)<sup>[7-8]</sup>和光声成像原理<sup>[9-12]</sup>,基于点声源辐射理论展开讨论,将由洛伦兹力引起的振动看作点声源球面辐射,而其不具有指向性。Li X<sup>[13]</sup>等基于点声源传播理论模型,对组织凝胶模型进行了实验测量,获得了清晰的电导率边界图像。2011 年,李宜令等人提出声偶极振动新理论,证明了磁声信号在不同的传播方向上产生不同极性和强度的声压,指出洛伦兹力引发的声源辐射应呈“8”字形<sup>[14]</sup>。2012 年,孙晓冬等人基于格林函数和声偶极传播理论,对磁声振动声源进行反演推导,提出了消除组织边界条纹的内部电导率分布层析成像的新算法,提高了重建图像的清晰度和分辨率<sup>[15]</sup>。众所周知,换能器的接收性能对磁声声压检测和波形采集有着重要影响,进而影响图像重建的对比度、空间分辨率及电导率重建图像的准确性。谭毅<sup>[16]</sup>等人通过数值仿真研究了超声换能器带宽对光声成像的影响,结果表明低频段信号可以反映物体的非边界区域,高频段信号反映物体的细微结构。此外,2015 年孙晓冬<sup>[17]</sup>等人针对双层同轴圆柱模型研究了换能器特性与 MAT-MI 成像质量,研究表明提高信号检测的指向性可以提高磁声信号的声压和信噪比,利于电阻抗分布的重建。虽然很多研究者对各种样本模型进行了大量的数值分析和实验研究,但对于如何消除 MAT-MI 图像重建过程中的伪影尚无系统的分析和解释。

本文通过理论模拟的方法研究了如何消除 MAT-MI 图像重建的伪影问题。在理论方面,将声场和电磁场基础理论相结合,基于声偶极辐射理论和换能器接收特性,推导了脉冲磁场激励、磁声信号传播、磁声信号接收、图像重建等 MAT-MI 的基本理论。在数值仿真方面,建立了双层偏心球状组织模型,分析了影响换能器指向性的因素,对采用全指向性、强指向性和单指向性换能器接收磁声信号时所测量得到的磁声信号分布(磁声声压和磁声声波)进行了模拟,并利用磁声信号进行磁声图像重建,分析了图像重建过程中伪影产生的原因,提出了以提高换能器指向性来消除磁声图像重建中的伪影,为 MAT-MI 中换能器的选择和应用提供技术支持。

## 1 原理和方法

磁感应磁声系统的示意图如图 1 所示, $B_0$  和  $B_1(r, t)$  是同方向的静磁场和时变脉冲磁场。 $\sigma$  为成像组织的电导率,为便于分析,假定其在样本所处的空间是均匀分布的。样本和用于接收磁声信号的超声换能器之间的媒介是蒸馏水。在脉冲磁场的激励下, $r$  处感应出电场  $E(r, t)$ , 并产生感应涡流  $J(r, t)$ 。由静磁场和涡流产生的洛伦兹力在  $r$  处使生物组织受迫振动,辐射出超声信号。声信号在介质中传播,由放置在组织周围的超声换能器检测,其中  $r'$  是换能器接收磁声信号的检测点位置, $n(r')$  是  $r'$  处换能器的法向,而  $n(r)$  是  $r$  处的涡流法向。 $R$  是  $r$  和  $r'$  之间的距离。

假设静磁场  $B_0$  远大于时变脉冲磁场  $B_1(r, t)$ , 生物组织中的感应涡流产生的二次磁场忽略不计,则波动方程如下:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot [J(r) \times B_0], \quad (1)$$

式中, $p$  为观测点  $r'$  处的声压, $c_s$  为声波在介质中的传播速度, $\nabla^2$  和  $\nabla \cdot$  分别为拉普拉斯和散度运算符。在  $r$  处的声源强度可用  $Q(r, t) = \nabla \cdot [J(r) \times B_0]$  表示。洛伦兹力的方向与涡流法向  $n(r)$  一致。 $r$  处的介质同时被压缩和膨胀,产生了两个相位相反的信号,可用声偶极模型来描述。因此,从声源  $r$  传播到观测点  $r'$  的信号为<sup>[14]</sup>

$$p(r', r, t) = \eta \frac{Q(r, t)}{4\pi |r' - r|} \cos\theta, \quad (2)$$

式中, $\cos\theta$  为声偶极子的辐射指向性, $\theta$  是传播路径  $r' - r$  和涡流法向  $n(r)$  的夹角。可以看出,声压和传播

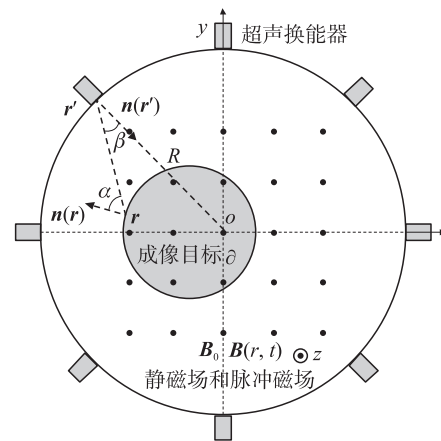


图 1 磁感应磁声系统成像示意图

Fig. 1 Sketch map of MAT-MI

距离成反比,与辐射角度有关.即使传播距离相同,测量方向不同时,检测到的声压也不同.当  $\theta=0$  或  $\pi$  时声压最大,当  $\theta=\pm\frac{\pi}{2}$  时声压最小为 0.

用平面活塞换能器进行声压检测的原理如图 2 所示.假设换能器的半径为  $a$ ,入射声信号和换能器法向的夹角为  $\beta$ ,则换能器接收的检测声压可以写作  $p = (A/r) \exp[j(\omega t - kr)] \exp[jkr \sin\beta]$ ,其中,  $r$  为传播距离,  $A$  为入射声压.将换能器表面划分成细小均匀的矩形,面元的面积可近似为  $dS = 2a^2(1 - \cos^2\varphi) d(-\varphi)$ ,则换能器表面上的压力为

$$F = 2 \int_0^\pi (A/r) a^2 \exp[j(\omega t - kr)] \times (1 - \cos^2\varphi) \exp[jk a \cos\varphi \sin\beta] d\varphi. \quad (3)$$

利用三角函数的关系  $\cos^2\varphi = (1 + \cos 2\varphi)/2$  和柱贝塞尔函数的积分关系,可得到  $J_2(k a \sin\beta) + J_0(k a \sin\beta) = [2J_1(k a \sin\beta)]/k a \sin\beta$ ,因此换能器接收到的磁声声压可写为

$$p = \frac{A}{r} \exp[j(\omega t - kr)] \left[ \frac{2J_1(k a \sin\beta)}{k a \sin\beta} \right]. \quad (4)$$

脉冲磁场  $\mathbf{B}(t) = [\partial\mathbf{B}(t)/\partial t] \otimes \varepsilon(t)$ ,  $\partial\mathbf{B}(t)/\partial t = [\partial\mathbf{B}(t)/\partial t] \otimes \delta(t)$ ,其中  $\otimes$  为卷积符号,  $\varepsilon(t)$  和  $\delta(t)$  分别为阶跃函数和冲激函数.假设脉冲磁场是阶跃函数,由  $\partial\mathbf{B}(t)/\partial t = \delta(t)$  得出涡流  $\mathbf{J}_s(\mathbf{r}, t)$ .考虑到声偶极子辐射性  $\cos\theta$  和换能器的接收特性  $|2J_1(k a \sin\beta)/(k a \sin\beta)|$ ,对组织内所有声源积分,得到换能器接收的磁声声压为

$$p(\mathbf{r}', t) = \iiint_V \frac{\xi\eta}{4\pi|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|} \nabla \cdot [\mathbf{J}_s(\mathbf{r}, t) \times \mathbf{B}_0] \times \cos\theta \left| \frac{2J_1(k a \sin\beta)}{k a \sin\beta} \right| d\mathbf{r} \otimes \delta\left(t - \frac{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|}{c}\right), \quad (5)$$

式中,  $\delta(t - |\mathbf{r}' - \mathbf{r}|/c)$  为传播距离  $|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|$  产生的信号延迟,  $\xi$  为换能器的压电转换系数,  $\eta = -jk\Delta\mathbf{r}$  是声偶极的无量纲系数,  $k$  为波数,  $\Delta\mathbf{r}$  为两个声偶极子之间的距离.

考虑到实际测量中,脉冲磁场强度的导数  $\partial\mathbf{B}/\partial t$  和换能器的脉冲响应  $R(t)$  对波形采集影响很大,定义 MAT-MI 的系统传递函数为  $h(t) = [-\partial\mathbf{B}(t)/\partial t] \otimes R(t)$ ,则换能器在  $\mathbf{r}'$  处采集到的磁声声波可表示为

$$w(\mathbf{r}', t) = p(\mathbf{r}', t) \otimes h(t). \quad (6)$$

将换能器围绕组织模型旋转采集到的磁声声波代入衍射声源反投影重建公式,就可重建出换能器扫描层上的二维磁声图像<sup>[14]</sup>,所用的衍射声源反投影重建公式为

$$I(\mathbf{r}) = \frac{1}{2\pi c_s^2} \int_0^{2\pi} \frac{\mathbf{n}(\mathbf{r}')(\mathbf{r}' - \mathbf{r})}{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|^2} w(\mathbf{r}', t) d\varphi, \quad (7)$$

式中,  $\varphi$  为换能器在接收磁声信号时的测量角度,  $I(\mathbf{r})$  是  $\mathbf{r}$  处的重构强度.

由  $D(\beta) = |2J_1(k a \sin\beta)/(k a \sin\beta)|$  可知,换能器的指向性和其半径与波长的相对比值有关<sup>[18]</sup>.当  $ka \leq 1$  时,  $D(\beta) \approx 1$ ,不同方向几乎均匀接收,换能器具有全指向性.随着  $ka$  值的增大,即随着活塞尺寸的加大或辐射频率的提高,指向性越来越尖锐,产生明显的主瓣和旁瓣.当  $ka \gg 1$  时(换能器半径很大或声波频率很高),相对主瓣,旁瓣的接收强度相对较弱,接收方向主要集中在一个很小的入射角度内,甚至可以近似看成是换能器只接收沿着其表面法向传播的磁声信号,即可看成单指向性.

## 2 数值计算和结果分析

本文以双层偏心球状组织模型为例进行数值仿真来分析换能器指向性对磁声信号接收和图像重建的影响.如图 3 所示,模型由内层和外层两个球体组成.换能器以原点为中心、60 mm 为半径在  $z=0$  平面上绕  $z$  轴旋转接收磁声信号.外层组织的球心位于坐标原点处,直径为 30 mm,内部电导率为 1 S/m;内层组织的球心位于 (0,0,9) mm 处,直径为 6 mm,内部电导率为 2 S/m.组织模型浸没在电导率为 0 S/m 的蒸馏水中进行测量.为简化计算,假设不同介质间的声阻抗一致,忽略声反射、折射和散射,在水和组织模型中

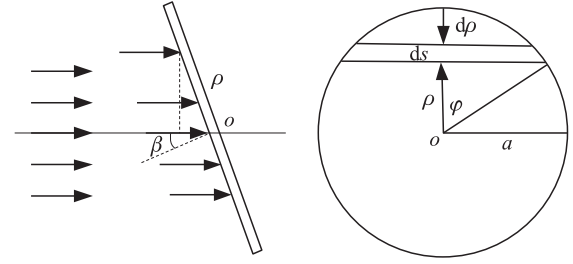


图 2 平面活塞换能器的磁声接收示意图

Fig. 2 Sketch map of acoustic detection with a planar piston transducer



部传播的速度均为 1 500 m/s,计算网格点间隔为 0.3 mm,脉冲磁场的频率和换能器中心频率为 0.5 MHz.

单指向性和全指向性换能器接收特性曲线如图 4 所示. 单指向性换能器只能接收到沿着其表面法线方向传来的声信号. 当换能器  $ka \ll 1$  时,换能器有全指向性,能够无衰减地接收所有方向传来的声信号. 对于模型中的两层组织,换能器指向性的差异会在接收到的磁声信号中产生不同的结果,进而影响磁声图像的重建结果.

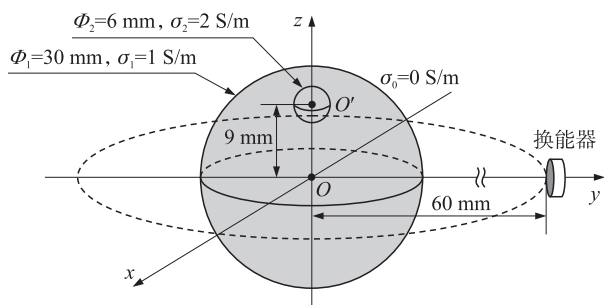


图 3 双层偏心球状组织模型示意图

Fig. 3 Sketch map of the two-layer eccentric spherical tissue model

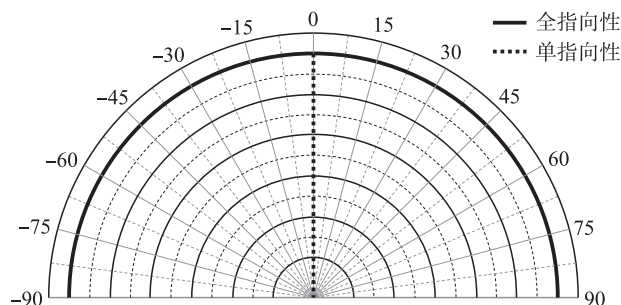
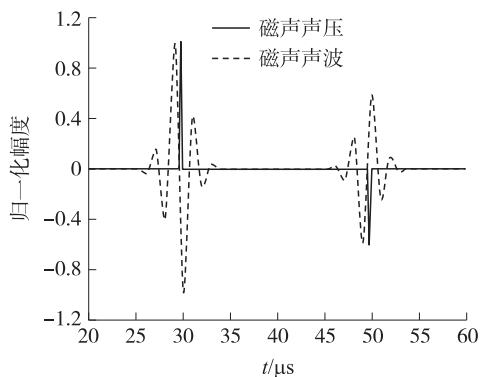


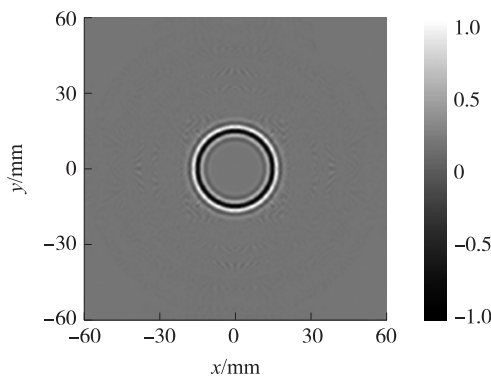
图 4 全指向性和单指向性换能器接收特性曲线

Fig. 4 Omni-directional and uni-directional transducer reception pattern

使用单指向性换能器的仿真结果如图 5 所示. 图 5(a)实线中位于  $30 \mu\text{s}$  和  $50 \mu\text{s}$  处的两个冲击声压由换能器表面法线方向上模型外层组织的两个电导率边界产生,冲击声压的极性和电导率变化极性相对应,分别反映了电导率由 0 S/m 变为 1 S/m 和由 1 S/m 变为 0 S/m. 由于传播中的声衰减,  $50 \mu\text{s}$  处的声压幅度小于  $30 \mu\text{s}$  处的声压幅度. 磁声声压与系统传递函数卷积得到的磁声声波如图 5(b)中虚线所示,在冲击声压处形成两个相位相反的波簇,且反映冲击声压的幅度. 重建得到的二维电导率边界图像如图 5(b)所示,形成一个直径约 30 mm 的圆环,和模型中换能器所扫描面的外层组织的电导率边界一致. 受换能器系统传递函数的影响,重建磁声图像的边界产生明暗相间条纹,这种由换能器特性脉冲响应所产生的条纹会降低重建图像的质量和分辨率.



(a) 声压和波形



(b) 重建图像

图 5 单指向性换能器数值仿真结果

Fig. 5 Simulations with a uni-directional different transducer

使用全指向性换能器进行磁声成像的仿真结果如图 6 所示. 全指向性换能器接收到双层偏心组织模型所产生的磁声声压如图 6(a)实线所示. 与图 5(a)中的声压相比,换能器接收到的磁声声压在  $30 \mu\text{s}$  和  $50 \mu\text{s}$  处同样存在两个声压突变,分别对应换能器表面法线方向上外层组织的两个电导率边界. 受换能器接收角度和声源偶极辐射的影响,  $50 \mu\text{s}$  处的声压幅度较单指向性情况下有所增强,且在突变声压之间出现了连续缓变的声压分布. 但图 6(a)中  $38.4 \mu\text{s}$  和  $42.4 \mu\text{s}$  处出现了由内层组织激发所产生的两个小声压突变. 全指向性情况下得到的磁声声波如图 6(a)中的虚线所示,与单指向性换能器相比,在  $38.4 \mu\text{s}$  和  $42.4 \mu\text{s}$  处产生了两个波簇. 这 4 个波簇在幅度和相位上与相应的突变声压保持一致,而和连续缓变声压相对应的波簇在卷积作用下相互抵消. 全指向性换能器重建结果如图 6(b)所示,图中出现两个相互嵌套的圆环,外环直径约 30 mm,和模型外层组织直径相一致,准确反映出换能器扫描面上电导率突变的边界;

而在扫描平面内没有和内层小环对应的电导率边界,是换能器接收内层组织所产生衍射磁声信号形成的伪影,会使人误以为在扫描平面内的中心处存在组织电导率的变化。

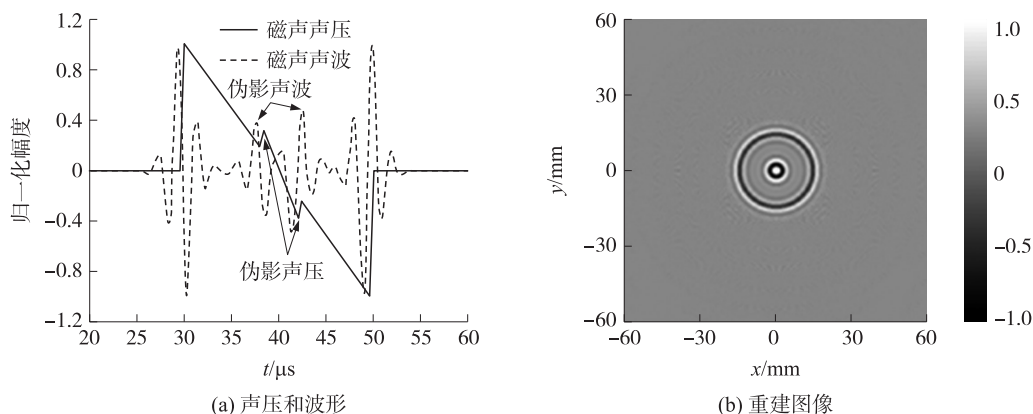


图6 全指向性换能器数值仿真结果

Fig. 6 Simulations with an omni-directional transducer

可以发现全指向性换能器在图像重建中可能产生伪影,造成电导率边界的误判,而单指向性换能器则能够很好地反映出换能器扫描平面上的电导率边界分布情况。在实际应用中,理想的单指向性换能器是不存在的,通过增加换能器口径能够有效提高指向性,使换能器接收特性不断接近单指向性换能器,从而减弱甚至消除伪影的影响。为此本文通过选择同一频率下不同换能器的口径来进行重建图像伪影的分析。由理论可知, $ka$  越大,换能器指向性越强。对于特定应用而言,换能器中心频率一定,所以指向性与换能器口径  $a$  成正比关系。在  $ka=1, 15, 39.7$  和  $100$  时换能器接收特性曲线如图7所示。当  $ka=1$  时,换能器仍有类似于全指向性的接收特性,换能器接收指向性随着口径的增大而增强,不断趋近单指向性换能器的接收特性。

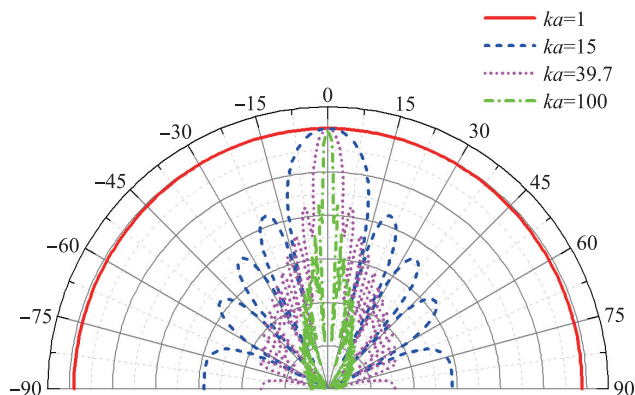


图7  $ka=1, 15, 39.7, 100$  时的换能器指向性

Fig. 7 Reception patterns of transducers for  $ka=1, 15, 39.7$  and  $100$

对于上述的模拟条件,在不同  $ka$  情况下换能器所接收到的磁声声压如图8(a)所示。 $ka=1$  时的磁声声压与图6(a)中全指向性换能器接收到的基本相同,除了在  $30\ \mu\text{s}$  和  $50\ \mu\text{s}$  处产生两个声压突变外,还存在有较为明显的缓变声压,且由内层球状组织所产生的附加伪影声压也很明显。随着  $ka$  的增加,突变声压逐渐变尖锐,形成冲击声压,而缓变声压逐渐减小,最后仅在  $30\ \mu\text{s}$  和  $50\ \mu\text{s}$  附近存在由于换能器的旁瓣所产生的较小的声压扰动。此外,附加的伪影声压随着指向性的增强而逐渐减小,直至完全消失。不同  $ka$  换能器所接收到的磁声声波如图8(b)所示,和图6中全指向性换能器所接收到的磁声声波相比, $ka=1$  时的磁声声波除了在  $30\ \mu\text{s}$  和  $50\ \mu\text{s}$  处的两个波簇外,在  $38.4\ \mu\text{s}$  和  $42.4\ \mu\text{s}$  处还产生了两个伪影声压所引入的伪影波簇。随着  $ka$  的增加,伪影波簇逐渐减小,当  $ka=100$  时伪影波簇完全消失。

当换能器  $ka=1, 15, 39.7$  和  $100$  时的重建图像如图9所示。 $ka=1$  时的重建图像与图6(b)中全指向性换能器的几乎完全相同,除了能够准确反映换能器扫描面上外层组织电导率的边界轮廓的  $30\ \text{mm}$  大圆环外,在中心处还有明显的内部球状组织所产生的伪影。随着  $ka$  的增加,大环基本保持不变,而伪影的强度

逐渐减弱;当  $ka=100$  时伪影基本消失. 但与图 5(b) 相比不难发现, 受换能器旁瓣的影响, 图 9(d) 中大圆环的明暗相间条纹数增多, 但这并不会影响电导率边界的判断, 只会降低图像分辨率.

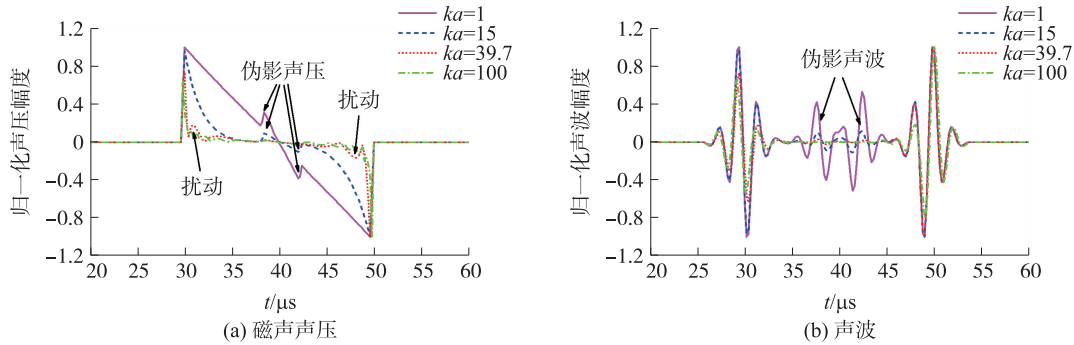


图 8 不同  $ka$  换能器接收到的数值仿真结果

Fig. 8 Simulations for transducers with different  $ka$  values

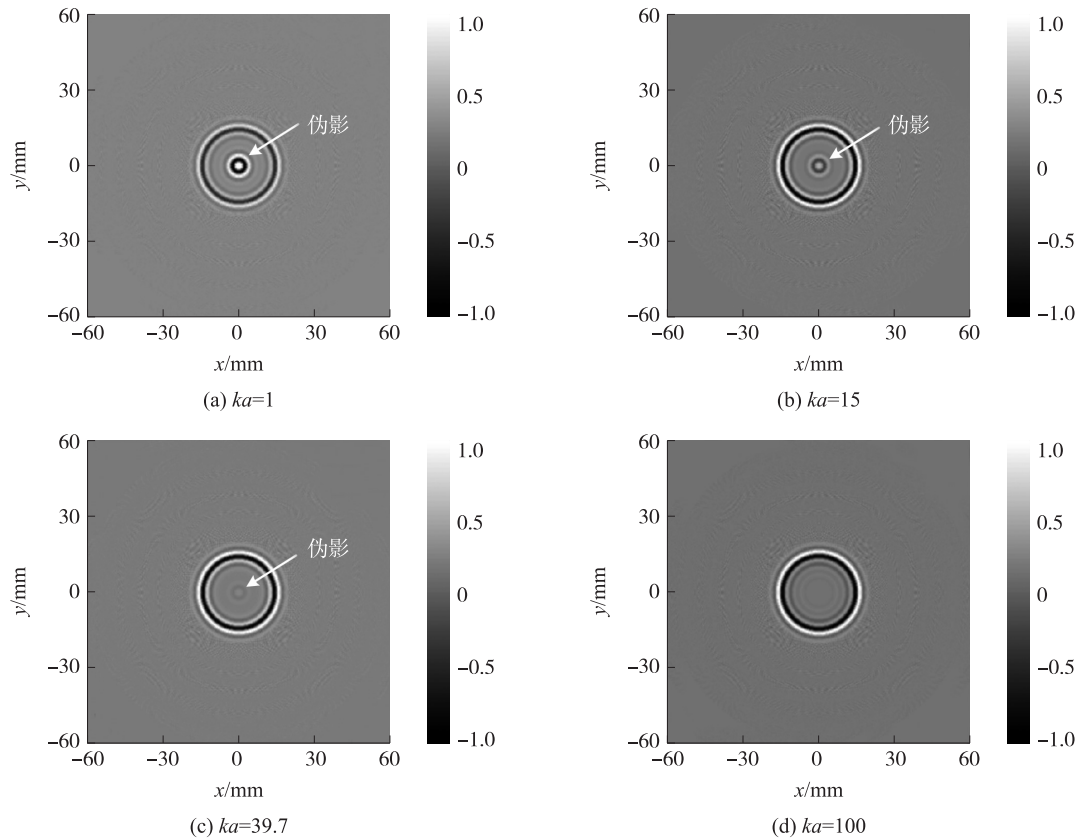


图 9 使用不同  $ka$  换能器的磁声重建图像

Fig. 9 Reconstructed images using the transducers with the different  $ka$  values

可见, 通过提高换能器的指向性, 能够有效抑制图像伪影, 获得和单指向性换能器相似的磁声重建图像. 特别值得一提的是, 对于本实验室所用换能器 (Panametrics, V398, 直径 3.8 cm, 频率 0.5 MHz), 虽然其口径较大,  $ka=39.7$  指向性较强, 但在实际应用中并没有完全抑制伪影, 因此在实验测量和图像重建中需要考虑伪影的影响, 提高图像的质量.

### 3 结语

本文利用换能器指向性, 对磁感应磁声图像重建中的伪影问题进行了研究. 基于偶极声源辐射理论和磁感应磁声成像原理, 用双层偏心球状组织模型进行磁声声压、磁声声波和磁声图像重建的仿真, 分析了重建图像中伪影产生的原因, 模拟了换能器指向性和重建图像伪影的关系. 结果证明, 换能器具有特定的接收指向性, 能够有“选择性”地接收不同方向传来的磁声信号, 指向性越强, 所能够接收到的磁声信号

传播方向越集中. 在磁声信号的产生和传播过程中,洛伦兹力激发的偶极声源能够向三维方向辐射磁声信号,而换能器检测到的磁声信号声压则是整个模型内部不同高度上的所有声源所激发的声压之和. 由于换能器能够接收到非扫描面上声源所产生的磁声信号,指向性较弱的换能器所接收到的磁声信号重建图像就会出现“伪影”,导致误认为存在电导率变化. 通过选用具有强指向性的大口径换能器能够有效抑制伪影的产生,提高 MAT-MI 的重建图像的质量和精确度. 本研究可为磁感应磁声成像中换能器的选择提供参考依据.

### [参考文献] (References)

- [1] XU Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *Physics in medicine and biology*, 2005, 50(21): 5 175–5 187.
- [2] MA Q, HE B. Investigation on magnetoacoustic signal generation with magnetic induction and its application to electrical conductivity reconstruction [J]. *Physics in medicine and biology*, 2007, 52(16): 5 085–5 099.
- [3] XIA R, LI X, HE B. Reconstruction of vectorial acoustic sources in time-domain tomography [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2009, 28(5): 669–675.
- [4] SUN X, ZHANG F, MA Q, et al. Acoustic dipole radiation based conductivity image reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Applied physics letters*, 2012, 100(2): 024105.
- [5] HU G, CRESSMAN E, HE B. Magnetoacoustic imaging of human liver tumor with magnetic induction [J]. *Applied physics letters*, 2011, 98(2): 023703.
- [6] HU G, HE B. Magnetoacoustic imaging of magnetic iron oxide nanoparticles embedded in biological tissues with microsecond magnetic stimulation [J]. *Applied physics letters*, 2012, 100(1): 013704.
- [7] LOU C, NIE L, XU D. Effect of excitation pulse width on thermoacoustic signal characteristics and the corresponding algorithm for optimization of imaging resolution [J]. *Journal of applied physics*, 2011, 110(8): 083101.
- [8] XU M, XU Y, WANG L V. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2003, 50(9): 1 086–1 099.
- [9] MARIAPPAN L, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: bioimpedance reconstruction through vector source imaging [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2013, 32(3): 619–627.
- [10] ZHOU L, ZHU S, HE B. A reconstruction algorithm of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for an acoustically inhomogeneous tissue. [J]. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 2014, 61(6): 1 739–1 746.
- [11] GUO L, LIU G, XIA H, et al. Magneto-acousto-electrical tomography with magnetic induction for conductivity reconstruction [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2015, 34(9): 2 114–2 124.
- [12] WANG S, MA R, ZHANG S, et al. Translational-circular scanning for magneto-acoustic tomography with current injection [J]. *Biomedical engineering online*, 2016, 15(1): 1–17.
- [13] LI X, XU Y, HE B. Imaging electrical impedance from acoustic measurements by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2007, 54(2): 323–330.
- [14] LI Y, MA Q, ZHANG D, et al. Acoustic dipole radiation model for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Chinese physics B*, 2011, 20(8): 084302.
- [15] SUN X, ZHANG F, MA Q, et al. Acoustic dipole radiation based conductivity image reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Applied physics letters*, 2012, 100(2): 024105.
- [16] 谭毅, 邢达, 王毅, 等. 超声换能器带宽对光声成像的影响 [J]. *光学学报*, 2005, 25(1): 40–44.  
TAN Y, XING D, WANG Y, et al. Influence of bandwidth of ultrasonic transducer on photoacoustic imaging [J]. *ACTA optica sinica*, 2005, 25(1): 40–44. (in Chinese)
- [17] SUN X D, WANG X, ZHOU Y Q, et al. Reception pattern influence on magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Chinese physics B*, 2015, 1: 049.
- [18] 杜国焕, 朱哲民, 龚秀芬. 声学基础 [M]. 3 版. 南京: 南京大学出版社, 2012.  
DU G H, ZHU Z M, GONG X F. *Fundamental of acoustics* [M]. 3rd ed. Nanjing: Nanjing University Press, 2012. (in Chinese)

[责任编辑: 严海琳]