

磁声断层成像逆问题的研究进展*

孙正, 陈鹏

(华北电力大学 电子与通信工程系, 河北 保定 071003)

摘要: 病变组织的早期发现对病症的诊断和治疗具有重要的临床意义。生物磁声断层(magnetoacoustic tomography, MAT)成像是一种新型的无损伤功能成像技术,它融合了电磁场、超声和多物理场探测与成像技术,同时具备电阻抗成像的高对比度以及超声扫描成像的高空间分辨率的优点。它基于生物组织电导率的变化特点,能够先于结构成像技术发现组织的早期病变情况。MAT的研究包括正问题和逆问题两方面。在简介MAT成像原理的基础上,对其逆问题的研究现状进行综述,对主要方法进行归纳总结,分析目前存在的问题和可能的解决方法,最后指出未来的研究趋势。

关键词: 磁声断层成像; 逆问题; 电导率; 图像重建

中图分类号: TP391.4 **文献标志码:** A **文章编号:** 1001-3695(2018)06-1601-05

doi:10.3969/j.issn.1001-3695.2018.06.001

Progress of research on reverse problem of magnetoacoustic tomography imaging

Sun Zheng, Chen Peng

(Dept. of Electronic & Communication Engineering, North China Electric Power University, Baoding Hebei 071003, China)

Abstract: Early detection of pathological tissues is significant for the accurate diagnosis and effective treatment of diseases in clinic. Biological magnetoacoustic tomography (MAT), a newly emerged functional imaging modality, combines the electromagnetic, ultrasonic and multi-physics detection and imaging technology. It has the advantages of good contrast of electrical impedance tomography and high spatial resolution of ultrasonography. Based on the characteristics of biological conductivity, it can detect the early pathological changes of biological tissues before structure imaging modalities. The research on MAT included both positive and inverse problems. This paper reviewed current works on the inverse problem based on a brief introduction to the imaging principle. It explained the nature of the inversion and summarized the proposed methods as well as their limitations. Also, it discussed the remaining unsolved challenges. Finally, it also pointed out possible development in the future.

Key words: magnetoacoustic tomography (MAT); inverse problem; conductivity; image reconstruction

生物组织的电特性参数(包括电阻抗、电导率和介电常数等)能够反映其生理和病理信息,不仅不同组织的电特性参数存在差异,同一组织的电特性在不同生理/病理状态下也存在明显差异^[1],这为肿瘤等疾病的早期筛查、诊断和术后康复指导等提供了重要的物理基础。磁声断层成像(MAT)是一种多物理场(电场、磁场和声场)耦合的生物组织电特性功能成像方法。其成像原理是利用处于静态磁场中的自发或注入电流,在被测组织内产生基于洛伦兹力的声振动,并用声探测器采集声振动信号,再重建图像。MAT将检测组织的电特性参数转换为检测声信号并成像,且组织产生的声信号与磁激励信号同频率,因而有效提高了成像的空间分辨率。其中磁感应磁声断层成像(magnetoacoustic tomography with magnetic induction, MAT-MI)技术由于采用感应式的磁场激励方法,还可避免低电导率组织的屏蔽效应及注入电流的安全问题^[2],成像分辨率能够达到甚至超过2 mm,图像的空间分辨率可达到毫米级别,是多物理场耦合的功能成像技术的标志性进展。

目前对MAT成像算法的研究包括正问题和逆问题两方面。本文对已提出的逆问题解决方法进行总结和归纳,分析目前存在的问题和预测未来可能的发展方向。

1 生物MAT成像的原理

1.1 成像原理

生物组织MAT成像是一种以超声波作为媒介,以待测部位的电导率作为参数来重建待测部位电特性的功能成像方法,其理论基础是生物组织的磁声耦合效应。其成像原理是^[3]:将待检测生物组织置于一个稳恒磁场中,同时外加相同方向的、频率为超声波段的脉冲变化磁场。根据Maxwell电磁场理论,由于待测组织存在电导率,所以在变化磁场的作用下组织中会产生感应电流。感应电流又受到静磁场的影响,使组织中的带电粒子在洛伦兹力的作用下产生与时变磁场同频率的机械振动,进而产生携带组织电磁特性的超声信号,即磁声信号。在组织周围用超声换能器接收磁声信号,其中包含被测组织沿超声波传播方向的电导率信息。若被测组织为双层结构,则磁声信号中还包含电导率变化边界的空间分布信息。检测磁声信号获得声源分布信息,再通过合适的算法即可重建被测组织的声源分布和电导率分布图像。

磁声信号在人体组织中传播时,其强度随着穿透深度的增

收稿日期: 2017-04-22; **修回日期:** 2017-06-07 **基金项目:** 国家自然科学基金资助项目(61372042);中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(2014ZD31)

作者简介: 孙正(1977-),女,河北保定人,教授,博士,主要研究方向为医学成像技术(sunzheng_tju@163.com);陈鹏(1992-),男,河北邯郸人,硕士,主要研究方向为磁声图像重建与处理。

加而减弱,信号频率越高衰减越严重。为了降低这种衰减,可将磁声成像与内窥成像结合起来,即将超声换能器通过电子内窥镜的活检通道伸入腔道内,由微型电机驱动超声探头旋转,对腔道组织进行断层扫描成像。内窥成像相对体外成像的优势在于,有效地缩短了探头与组织之间的距离,使探头可以越过脂肪层直接对待测组织进行扫描,提高成像的准确度。

1.2 正问题和逆问题

对 MAT 的研究包括正问题和逆问题两方面。其中正问题是指根据已知的组织电导率分布情况求解声源及声压分布。逆问题分为两部分:a)声场逆问题,即在已知组织产生的磁声信号的前提下求解声源的分布;b)电磁场逆问题,即由声源分布重建被测组织电导率的空间分布,即图像重建^[4]。

2 MAT 逆问题的求解方法

求解 MAT 成像逆问题的方案有两种^[2]:

a)分段分布法,即根据声源与电导率之间关系的理论推导结果,直接求解均匀介质内部的电导率分布,用迭代法求解不同介质边界处的电导率^[5]。针对迭代处理无法可靠地重建电导率边界信息的问题,可采用多激励方式获得电导率的边界信息^[6,7]。由于感应电场取决于电导率分布且先验值未知,所以此类算法不适用于任意几何形状的组织成像。在电导率分段均匀分布的假设下,可用 Helmholtz 分解法得到组织电导率与感应电流之间的关系,以向量声源为中间量实现组织电导率的重建^[8]。

b)先计算介质中的涡流密度,再利用声源、涡流密度与电导率分布之间的关系得到声源分布,并由声源分布推算出电导率分布^[9]。这种方法通常需要旋转静磁场。针对此问题,文献[10]采用避免旋转静磁场的代数迭代法,重建电导率分布图,能够直接得到垂直于静磁场方向各切面上的电导率分布,将重建问题由三维转换为二维,而且具有理想的收敛性。

2.1 声源重建

声振动源是 MAT 成像研究的基础。声源的产生与生物组织电导率的变化密切相关,同时空间声场对声源的变化也十分敏感。早期的研究中常将洛伦兹力散度声源视为无指向性的点声源,这并不完全符合电导率各向异性生物组织中的声振动情况,而且基于此重建出的图像对检测样本内部的电导率分布并不理想。后期的研究大多采用偶极子声源。例如文献[11]在分析声振动产生机制的基础上,推导了偶极子声源的表达式,并应用格林函数,分别以势能、向量声压和洛伦兹力散度为声源重建电导率分布图像。其中势能法以及矢量声压法是通过直接求解洛伦兹力重建出组织的电导率分布图,而应用洛伦兹力散度法只能重建出不同介质边界处的电导率。文献[12]提出一种三维声偶极子辐射模型,指出由洛伦兹力引起的声振动沿涡流方向和另外两个方向分量的相位是相反的。文献[10,13~15]将洛伦兹力散度声源视为偶极子声源,在扫描层接收到的波形簇有双振动相位和不同幅值,可提供介质边界电导率的信息,验证了声偶极子辐射理论的正确性和普遍性。

文献[5,16]应用谱函数展开法推导了由声压信号重建洛伦兹力的计算公式,提出并实验验证了根据接收到的标量声压数据重建向量声源的方法。该方法对声源与超声探测器之间的相对位置不敏感。文献[17]提出基于超声换能器特性的声

源向量分布重建算法,用插值方法建立真实超声换能器的三维声场分布模型。

当重建声源的三维空间分布时,理想情况下探测器的扫描面需是封闭曲面,主要有平面、柱面和球面三种方式。若探测器扫描面上以声源为中心的两点的立体角相同,那么在这两点处接收到的声波振幅相同,可据此利用不完备的声压数据重建声源的三维分布^[18]。当采用的超声换能器半径足够大且方向性足够强时,可有效地改善等效源、投影源和图层效应对重建图像的不良影响,增强采集到的声压信号,改善成像对比度^[19]。

2.2 电导率重建

2.2.1 反投影重建

反投影(back-projection, BP)重建算法的实质是对经过组织断面内某一点的所有射线的投影进行累加,并求平均值作为该点的电导率值。这里投影是指对目标的线性积分(亦称做 Radon 变换或射线和)^[20~22]。BP 算法实现的基础是将一维投影函数还原为二维电特性参数的分布函数,需要将投影值按照激励源的传播路径平均映射到成像区域内的各点处,并将各点处的结果进行累加,最终获得待测组织某断层平面的电导率分布图。BP 算法的优点是原理简单、运算速度快。其缺点是成像精度低,仅当目标与背景组织的电导率差值较大时,利用该算法重建出的电导率分布图具有一定的分辨率,可以识别出目标组织;当目标与背景组织的电导率差别较小时,则重建图像的分辨率低,不易识别出目标组织。而且在反投影重建的过程中,可能导致原图像上灰度值为零的点在重建图像上的灰度值不为零,即产生星状伪影,使得图像的细节变得模糊,无法分辨成像目标的准确位置、外部轮廓及整体形状,并且成像对象的结构越复杂,这种现象越严重。

超声换能器实际检测的声压信号不是待测组织产生的原始声压信号,而是原始声压信号与超声换能器脉冲响应和电路干扰噪声共同作用的结果。对于 MAT,超声换能器的有效接收频段是 200 kHz ~ 1.5 MHz,在该范围外的信号基本为干扰信号。在进行 BP 重建前须先对探测器接收到的声压信号进行去噪滤波和反卷积处理,即滤波反投影(filtered back-projection, FBP)方法^[23]。与 BP 相比,FBP 可有效减少噪声和电磁干扰对重建图像质量的影响,去除星状伪影,提高成像质量。虽然该方法对组织边界的电导率分布有很好的重建效果,但对组织内部电导率分布的重建效果仍然没有明显的改善和提高。

在不考虑超声换能器特性的理想情况下,接收点处的超声信号可以很好地反映该点处的声压变化情况,据此可以重建出组织内部的声源分布情况。而在实际情况下,因为超声换能器性质的不同会导致声源对接收点处声压信号的贡献不同,进而影响到重建结果。考虑到超声换能器的特性,文献[24]在 BP 算法的基础上引入了一个权重因子,它只由声源以及超声换能器的位置 and 空间响应特性决定,从而更加精确地反映每个声源对超声换能器接收到声压信号的贡献,进而准确重建出洛伦兹力密度分布,并推算出矢量声源分布和电导率分布。该方法不仅在重建精度上有明显的提高,还在速度方面具有很大的改善,大大提高了成像效率。但它消耗的存储空间非常大,而且并未考虑除超声换能器空间分布特性以外的其他特性(如灵敏度、转换效率和传输阻尼等)。

2.2.2 时间反演重建

时间反演(time-reversal, TR)算法是一种保持空间坐标不变,在时域内对信号传播过程进行反演,最终实现图像重建的方法^[25]。重建图像是由重建区域内所有声源点的像素值构成,而每一个声源点的像素值则由超声换能器接收到的由该点发射的声压信号累加得到。该方法不受公理化推导公式的限制,约束条件少,鲁棒性强,所依赖的假定或初始条件少,适用于非均匀声速媒介以及任意扫描几何的图像重建^[26]。

对于MAT成像,应用TR算法能够有效地重建待测组织电导率的空间分布^[27~29]。其原理是将超声换能器在各测量点处接收到的声压信号反投影到与该点位置相同的各个点上,并将圆周扫描轨迹上各个位置的声压信号进行累加,得到待测样本的声源分布,进而求得电导率分布。

此类方法存在的问题是:对声压信号的接收距离和信号的完备性有较高要求;脉冲磁激励的脉宽会受到一定限制;难以一次精确重建出不同介质的电导率边界;对声压求导数后会放大数据内包含的噪声,导致重建图像存在较大伪影。

2.2.3 迭代重建

迭代重建法,如代数重建(algebraic reconstruction techniques, ART)算法^[30],其实质是在假设已知成像区域内电导率的初始分布情况下,利用 Gauss-Newton 迭代求解的思想,不断求解出新的电导率分布图,并计算与上一次求解结果之间的差值,直到这个差值满足预期目标后停止迭代。例如文献[31]提出一种基于矩阵模型的感应式磁声图像重建算法,即将格林函数积分分解离散化,用迭代算法重建声源及电导率分布图像。

迭代重建算法虽然可以明显改善图像的分辨率,对待测组织的定位更加精确,但是它的实现过程决定了其需要不断重新计算检测线圈中的电压值以及灵敏度矩阵,这在要求快速成像的临床应用中具有很大的局限性。而且迭代求解过程通常会呈现病态性,即成像区域中电导率的任何微小变化都可能引起求解结果的大幅波动,导致迭代的收敛性较差。同时,需要设置合理的初始电导率分布函数,以确保迭代过程能够尽快趋于收敛,实现起来具有一定的难度。

2.2.4 其他方法

此外,文献[32]提出一种基于声偶极辐射理论的电导率重建算法。该算法不仅对待测组织的大小和外观形态具有很好的成像效果,而且能准确重建组织内部的电导率分布,对图像的清晰度有一定程度的改善。文献[33]提出由感应电流密度重建电导率分布的最优控制法,解决了非线性逆电导率的问题。

3 存在的主要问题

3.1 奇异值

多数重建算法都是基于组织电导率各向同性假设的,这显然与实际不符。对于基于洛伦兹力散度的电导率重建算法,考虑到组织的各向异性,在不同介质的边界处电导率并不连续,这种不连续性会导致洛伦兹力的散度在跨越组织边界时出现奇异值,使重建图像中存在伪影。虽然使用宽带滤波器能够减弱介质边界处产生的噪声干扰,但是如果事先未知待测组织的电导率分布,那么这种噪声就不易被识别出来。解决奇异值问题可以更好地重建介质边界处的电导率图像,进而实现对电导率非均匀分布组织电导率的重建。主要解决方法包括:

a)基于涡流场有旋分量模值的快速电导率重建算法^[34]。采用滤波反投影算法先由声压信号计算出 $J \times B_0$ 的模值分布,其中 J 为涡流场的有旋部分, B_0 为静磁场的磁感应强度,再通过该模值分布重建出电导率分布。该方法有效避免了洛伦兹力散度在边界处的奇异性,不仅获得了高精度的重建结果,还缩短了重建时间。但该方法的应用前提是组织内部的电导率相差不大且分段均匀,在实际应用中仍需注意该适用条件。

b)基于洛伦兹力而非其散度的图像重建算法。直接利用洛伦兹力散度的方法来重建图像会由于其在跨越介质分界面处的奇异性而产生伪影。若用间接的基于洛伦兹力散度的重建算法,在三次迭代后,由于该方法包括电导率梯度,可有效避免伪影的产生,使成像效果更加接近真实情况。但计算时间是直接重建方法的近七倍,难以应用于实际中。为了解决这些问题,文献[35]提出一种基于洛伦兹力的电导率图像重建算法,跳过了洛伦兹力散度的奇异性问题,直接用洛伦兹力进行重建,可消除边界峰值噪声,提高成像质量。而且这种算法不必费时进行迭代计算即可直接重建电导率图像,计算时间仅是基于洛伦兹力散度间接算法的三分之一。

c)“削皮”算法^[36,37]。其基本思想是将需要重建的组织分为电导率已知的和待测的部分。由于在介质分界面处电导率出现了突变,导致在声压波动方程中出现了奇异值,无法用微分求导的方法来求解,所以通过在介质分界面处进行微小立方体区域内的积分运算(在这个小单元内,电导率可以看成是各向同性的),避免求解梯度。用已知区的电导率逐步推算未知区的电导率,并将计算出的电导率归入已知区内,用于继续计算未知区的电导率。由此逐层通过外层电导率得到内层电导率,解决奇异值问题。

“削皮”算法有效地解决了分界面奇异值的问题,可实现电导率非均匀分布组织的电导率重建。与以往的算法相比,“削皮”法通过减少迭代次数有效地缩短了计算时间。但由于计算过程中并没有考虑组织中声速的变化,所以这种方法目前还不能应用于声速变化较大的人体组织。

3.2 声学特性的不均匀性

现有的MAT电导率重建算法大多都假设待测组织的声学特性是均匀的,对于人体软组织成像来说,可以忽略声学各向异性的影响。但是人体除软组织外的绝大部分组织的声学特性都是不均匀的,声速的变化会导致此类组织的重建图像中存在模糊和位移,使图像产生失真,降低成像对比度,甚至部分组织有可能无法成像。

为了解决该问题,文献[38]提出使用超声透射断层扫描(ultrasonic transmission tomography, UTT)定量测量声学特性不均匀组织中的声速分布。在忽略组织密度差异、只考虑声速差异的条件下,首先测量超声信号从声源传播到超声换能器的时间,以此来推算超声信号在组织中传播的速度,再测量超声信号在声学特性均匀背景组织中的传播速度。在此基础上,用滤波反投影算法重建声速在组织中的分布,进而重建出声源分布和待测组织的电导率分布图像。这种方法虽然考虑了组织声学特性的不均匀性,但忽略了组织的密度变化,而某些组织中的密度变化很大,可能产生边界数值误差,同时超声换能器所带来的模糊问题依然没有得到解决。

文献[24,39]提出一种基于相关系数求解超声渡越时间,并据此求解声源分布的算法,以优化声学特性不均匀组织中的

电导率重建。其基本思想是:考虑到声源产生的超声信号会随着传播距离的增加而衰减,导致声源与声压信号之间的相关性下降的问题,首先对声压信号进行增益补偿;线阵超声换能器围绕待测组织进行圆周旋转,在两个对称位置(即换能器聚焦区的轴线相互重叠)处接收的信号具有较强的相关性,求得两个信号的相关系数,进而求得较为精准的超声渡越时间;在去除背景声速对超声渡越时间的影响后,结合相关系数、时间反演算法和建立投影矩阵的迭代法重建出声源的分布。该方法虽然能够准确地得到声学非均匀组织边界处的声速分布情况,但在计算过程中会出现一定量的反射噪声,而且难以实现对均匀介质内部的声源重建。

3.3 超声探测器的影响

在 MAT 成像中,电导率重建方法的选择取决于磁声信号的采集方式。目前主要有超声换能器均匀分布于目标体周围、超声换能器阵列和平移/旋转超声换能器三种方式。超声换能器的实际带宽、尺寸、数目、探测角度和扫描方式等都会影响电导率的重建结果^[17,40~42]。

a)带宽。理想情况下,利用无限带宽超声换能器所采集到的磁声信号能够精确重建样本内部的电导率对比图^[6,7]。然而实际的超声换能器带宽有限,所以只能重建相对电导率对比图。

b)尺寸。目前已提出的重建算法大多假设声压信号是由理想点探测器收集的,忽略超声换能器本身的体积对重建效果产生的影响。但在实际中灵敏度可接受的超声换能器通常具有有限的孔径尺寸,这可能导致在重建图像中产生模糊。

c)数目。MAT 技术理论上能够实现组织电导率的三维成像,但考虑到系统成本和成像复杂度,用于重建电导率分布图的声压信号一般取自在被测样本周围、呈环形分布的超声换能器,因此重建得到的大多是电导率的二维分布图。

d)扫描方式和探测角度。若假设超声换能器为理想的点探测器,则可以通过超声换能器的机械扫描或使用换能器阵列来获得大量探测点的信息,提高重建图像的质量^[38]。在重建二维电导率分布图时,一般假设探测器的扫描轨迹是一个完整的圆;在三维情况下,声压信号则是沿着一个封闭球面采集得到的。然而在许多实际应用中无法做到以完整的圆或者球面的形式采集声压信号,即超声换能器的探测角度是有限的,尤其是在内窥成像中,在封闭内腔中的扫描几何导致声压数据的采集受到很大限制,此时必须考虑有限角度扫描对重建图像质量的影响。在有限角度扫描的条件下,某点处能否实现有效重建取决于声压二阶导数的比例因子和超声换能器的扫描半径,而且只有当被测体某个边界的法线方向上有探测器时才能重建该边界。

为了解决有限角度扫描的问题,可提高超声探测器的数目,但是当增加到一定数目之后,效果改善并不明显^[43]。文献[18]研究了 MAT-MI 成像的有限角问题,提出一种基于平面扫描的不完备数据声源重建算法。如果重建区域内只有一个声源,那么重建声源的振幅只与检测平面的立体角有关,而且当在重建区域内有多个声源时,该结论依然成立。利用该结论,通过计算检测平面的立体角即可达到重建声源和电导率的目的。该算法利用较少的声源数据即可取得与完整数据相同质量的重建效果,减少了计算量。但该方法是基于组织声学特性均匀以及超声探测器是理想点探测器的假设,在实际应用中仍需要注

意适用条件。另外,若进一步考虑电磁激励线圈对超声换能器产生的电磁干扰问题,可以考虑采用光学超声传感器^[44]。

3.4 声压信号的预处理

直接采用超声换能器接收到的声压信号进行电导率重建,会放大信号中包含的噪声影响。因此,在重建之前可先对声压信号进行预处理,滤除干扰,可以有效提高重建质量。噪声一般是磁声信号中的低频部分,常见的去噪方法是对磁声信号作叠加平均处理,多次平均的结果可以在一定程度上减少噪声。此外,对这部分低频信号的处理还可以借鉴其他较成熟的成像技术,如热声成像等^[45]。

4 结束语

生物磁声成像技术是一种多物理场耦合的新型电阻抗功能成像方法,兼具超声成像的高空间分辨率和电阻抗成像的高对比度的优势,具有很好的临床应用前景。目前对它的研究尚处在理论仿真和实验验证阶段。本文主要对其逆问题的研究进展进行了综述。为了实现该技术的临床应用,磁声成像逆问题的发展方向包括以下三方面:

a)减小超声探测器特性对图像重建结果的影响。由于真实超声探测器的特性比较复杂,若采用弱方向型的探测器接收磁声信号,则重建图像中会出现伪影,而理想的单方向型探测器又不存在的,所以可以通过改进重建算法,减小超声探测器特性对重建结果带来的影响。

b)优化声源重建算法,解决组织的声学特性不均匀的问题。现有声源重建算法大多假设生物组织的声学特性均匀,而人体各组织的声学特性并非完全相同,当组织的声学特性差别较大时,假设声学参数恒定将会导致重建图像的模糊及目标错位,所以后续研究需要解决组织的声学异质性问题。而且多数重建算法都将声源视为不具有方向性的点声源,而真实的声源是具有方向的洛伦兹力散度,所以设计考虑声源方向性的重建算法也是一个主要的研究方向。

c)改善电导率重建质量。在电导率的重建过程中,不同组织的边界处会出现电导率突变,造成电导率计算的奇异值问题,难以精确重建边界处的电导率。而现有方法又多数基于电导率各向同性的假设,或者重建结果只提供电导率的差值分布,所以考虑生物组织电导率的各向异性,也是提高重建图像质量和精确度的一个方向。

除上述三个发展方向之外,MAT-MI 成像还需要对以下方面进行完善:激励磁场均匀分布空间有限,使得被测组织被限制在一定范围内,同时高电压激励的强磁场可能导致生物组织受到神经刺激并产生热效应,因此需要设计更加合理的电磁激励源;考虑生物组织本身的微弱电流对组织在磁场中产生的感生电流的影响;解决二次磁场产生的干扰问题;建立更加逼近实际生物组织的电导率模型,如电导率分布不均匀和任意形状的模式等。

参考文献:

- [1] 董秀珍. 生物电阻抗成像研究的现状与挑战 [J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(5): 641-643, 649.
- [2] Xu Yuan, He Bin. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50(21): 5175-5187.
- [3] Ma Qingyu, He Bin. Magnetoacoustic tomography with magnetic induc-

- tion; a rigorous theory [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2008, 55(2): 813-816.
- [4] Gao Nuo, Zhu Shenghe, He Bin. Estimation of electrical conductivity distribution within the human head from magnetic flux density measurement [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2005, 50(11): 2675-2687.
 - [5] Xia Rongmin, Li Xu, He Bin. Reconstruction of vectorial acoustic sources in time-domain tomography [J]. *IEEE Trans on Medical Imaging*, 2009, 28(5): 669-675.
 - [6] Li Xu, He Bin. Multi-excitation magnetoacoustic tomography with magnetic induction for bioimpedance imaging [J]. *IEEE Trans on Medical Imaging*, 2010, 29(10): 1759-1767.
 - [7] Li Xu, Mariappan L, He Bin. Three-dimensional multi-excitation magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Journal of Applied Physics*, 2010, 108(12): 124702.
 - [8] Mariappan L, He Bin. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: bioimpedance reconstruction through vector source imaging [J]. *IEEE Trans on Medical Imaging*, 2013, 32(3): 619-627.
 - [9] Li Xu, Xu Yuan, He Bin. Imaging electrical impedance from acoustic measurements by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2007, 54(2): 323-330.
 - [10] 王浩, 刘国强, 江凌彤, 等. 感应式磁声成像中的三维电磁场正逆问题研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(6): 582-586, 640.
 - [11] Xia Rongmin, Li Xu, He Bin. Comparison study of three different image reconstruction algorithms for MAT-MI [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2010, 57(3): 708-713.
 - [12] Li Yiling, Ma Qingyu, Zhang Dong, *et al.* Acoustic dipole radiation model for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Chinese Physics B*, 2011, 20(8): 084302.
 - [13] Sun Xiaodong, Fang Dawei, Zhang Dong, *et al.* Acoustic dipole radiation based electrical impedance contrast imaging approach of magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(5): 052902.
 - [14] Sun Xiaodong, Zhang Feng, Ma Qingyu, *et al.* Acoustic dipole radiation based conductivity image reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Applied Physics Letter*, 2012, 100(2): 024105.
 - [15] Sun Xiaodong, Zhou Yuqi, Ma Qingyu, *et al.* Radiation theory comparison for magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *Chinese Science Bulletin*, 2014, 59(26): 3246-3254.
 - [16] Xia Rongmin, Li Xu, He Bin. Magnetoacoustic tomographic imaging of electrical impedance with magnetic induction [J]. *Applied Physics Letters*, 2007, 91(8): 083903.
 - [17] Ma Ren, Yin Tao, Liu Zhipeng. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) reconstruction algorithm based on characteristics of acoustic transducer [J]. *X-Acoustics: Imaging and Sensing*, 2015, 1(1): 48-54.
 - [18] Zhou Lian, Zhu Shan'an. Acoustic source reconstructions in limited-view magnetoacoustic tomography with magnetic induction [C]//*Proc of International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology*. 2012: 708-711.
 - [19] Sun Xiaodong, Wang Xin, Zhou Yuqi, *et al.* Reception pattern influence on magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Chinese Physics B*, 2015, 24(1): 014302.
 - [20] 韩朵朵, 孙正, 苑园. 基于滤波反投影算法的血管内光声图像重建 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2016, 35(1): 10-19.
 - [21] 曹冯秋. 颅脑磁感应断层成像反投影迭代重建方法研究 [D]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2015.
 - [22] 张弛, 汪源源. 对小尺度生物体热声成像的反卷积重建法 [J]. *航天医学与医学工程*, 2008, 21(5): 420-424.
 - [23] 刘志朋. 基于洛伦兹力散度声源的磁声成像关键技术研究 [D]. 北京: 北京协和医学院, 2013.
 - [24] 张伟, 马任, 张顺起, 等. 基于声学不均匀特性的磁感应磁声成像声压解析 [J]. *北京生物医学工程*, 2014, 33(6): 558-564.
 - [25] Treeby B E, Zhang E Z, Cox B T. Photoacoustic tomography in absorbing acoustic media using time reversal [J]. *Inverse Problems*, 2010, 26(11): 115003-115020.
 - [26] 韩朵朵, 孙正, 苑园. 血管内光声图像的时间反演重建方法 [J]. *中国图象图形学报*, 2016, 21(4): 442-450.
 - [27] 李珣, Li Xu, 朱善安, 等. 基于时间反演方法的三维磁感应磁声成像电导率重建 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2009, 28(1): 48-52, 70.
 - [28] 李经宇. 基于磁声耦合效应的电导率图像重建研究 [D]. 北京: 北京协和医学院, 2010.
 - [29] Żywica A R. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction for biological tissue imaging: numerical modelling and simulations [J]. *Archives of Electrical Engineering*, 2016, 65(1): 141-150.
 - [30] Kuchment P. Mathematics of hybrid imaging: a brief review [M]//*Mathematics*. [S. l.]: Springer, 2011: 183-208.
 - [31] 陈晶, 刘国强, 夏慧. 基于矩阵模型的感应式磁声重建算法 [J]. *现代科学仪器*, 2013(2): 34-38.
 - [32] 孙晓冬, 周雨琦, 马青玉. 磁感应磁声电导率图像重建研究 [J]. *声学技术*, 2013(S1): 147-148.
 - [33] Ammari H, Boulmier S, Millien P. A mathematical and numerical framework for magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Journal of Differential Equations*, 2015, 259(10): 5379-5405.
 - [34] 陈晶, 刘国强, 夏慧, 等. 基于涡流场有旋分量的磁声电导率重建方法 [J]. *应用声学*, 2014, 33(2): 112-119.
 - [35] Zhang Yang, Liu Guoqiang, He Wenjing, *et al.* New reconstruction method of magnetoacoustic tomography with magnetic induction [C]//*Proc of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010: 3061-3064.
 - [36] Zhou Lian, Li Xu, Zhu Shan'an, *et al.* Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) for breast tumor imaging: numerical modeling and simulation [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2011, 56(7): 1967-1983.
 - [37] 周廉, 朱善安, 贺斌. 三维磁感应磁声成像的新算法研究 [J]. *电子学报*, 2013, 41(2): 288-294.
 - [38] Zhou Lian, Zhu Shan'an, He Bin. A reconstruction algorithm of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for an acoustically inhomogeneous tissue [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2014, 61(6): 1739-1746.
 - [39] 张伟. 声学非均匀媒介的磁感应磁声成像重建算法 [D]. 北京: 北京协和医学院, 2015.
 - [40] Mariappan L, Li Xu, He Bin. B-scan based acoustic source reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 2011, 58(3): 713-720.
 - [41] 王世刚, 崔栋, 武莹莹, 等. 基于声换能器的磁感应磁声成像声源重建仿真研究 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2015, 39(1): 13-15.
 - [42] Zhou Yuqi, Wang Jiawei, Sun Xiaodong, *et al.* Transducer selection and application in magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Journal of Applied Physics*, 2016, 119(9): 094903.
 - [43] 马虹霞, 刘志朋, 张顺起, 等. 基于不同几何模型的感应式磁声成像声源重建仿真 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30(1): 40-45.
 - [44] Wen H, Wiesler D G, Tveten A, *et al.* High sensitivity fiber optic ultrasound sensors for medical imaging applications [J]. *Ultrasonic Imaging*, 1998, 20(2): 102-112.
 - [45] Xu Minghua, Mang L V. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry [J]. *IEEE Trans on Medical Imaging*, 2002, 21(7): 814-822.