



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 110051387 B

(45)授权公告日 2020.05.19

(21)申请号 201910286906.7

审查员 郑亮

(22)申请日 2019.04.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110051387 A

(43)申请公布日 2019.07.26

(73)专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路  
1037号

(72)发明人 尉迟明 丁明跃 方小悦 武云

宋俊杰 周亮 张求德 刘阔林

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心

42201

代理人 许恒恒 李智

(51)Int.Cl.

A61B 8/15(2006.01)

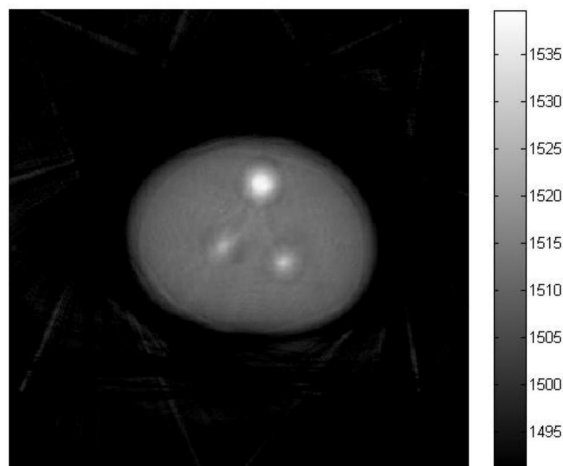
权利要求书4页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统

(57)摘要

本发明属于功能成像技术领域,公开了一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统,其中方法包括基于射线理论的超声CT声速重建方法及超声CT衰减系数重建方法;基于射线理论的超声CT声速重建方法包括:(1)渡越时间之差的提取;(2)计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径;(3)反问题的求解:通过采用拟牛顿法解路径-慢度-时间方程组,即可得到待测对象的速度重建值向量。本发明通过对方法的整体流程进行改进,尤其是通过对射线理论的优化,利用特定的射线计算处理方式,可实现快速、稳定的超声CT声速重建及超声CT衰减系数重建,进而实现了基于射线理论的超声CT图像重建。



1. 一种基于射线理论的超声CT声速重建方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 渡越时间之差的提取:

首先基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的数据,分别得到按通道一一对应的纯水数据、以及待测对象数据;

然后采用AIC法提取纯水数据的渡越时间,记为 $t_{of\_water}$ ;接着,确定匹配窗,以 $t_{of\_water}$ 为窗起点,以纯水数据的最大幅值处时间 $t_{water\_max}$ 为窗终点,则,窗长度记为 $w$ ,匹配窗内的窗数据记为 $W_{water}$ ;

随后在对应通道的待测对象数据上寻找窗长度保持为 $w$ 的滑动窗,该滑动窗内的窗数据记为 $W_{object}$ ;接着,将 $W_{object}$ 和 $W_{water}$ 互相关,计算得到互相关系数;调整所述滑动窗的窗起点,从而滑动所述滑动窗得到一系列互相关系数,选取这些互相关系数中数值最大的互相关系数对应的滑动窗作为滑动窗寻找结果,记该滑动窗寻找结果的窗起点为 $t_{of\_object}$ ,则渡越时间之差 $\Delta tof = t_{of\_object} - t_{of\_water}$ ;

接着,调整通道,重复提取处理,最终得到一系列通道对应的一系列渡越时间之差 $\Delta tof$ ;

(2) 计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径:

记所述步骤(1)得到的一系列有效渡越时间之差 $\Delta tof$ 的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;

所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,然后对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,进而得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,接着将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;最后,将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵 $L$ ;

(3) 反问题的求解:

将所述步骤(1)得到的有效渡越时间之差 $\Delta tof$ 进行向量化,得到 $\Delta T$ ;接着构建如式(1)所示的路径-慢度-时间方程组:

$$L \Delta S = \Delta T \quad (1)$$

其中, $\Delta S$ 为待求解的慢度变化量;然后,采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta S$ ;接着,用水中超声波的慢度加上慢度变化量 $\Delta S$ ,取倒数,即可得到待测对象的速度重建值向量。

2. 利用如权利要求1所述基于射线理论的超声CT声速重建方法的超声CT图像重建方法,其特征在于,该方法利用如权利要求1所述基于射线理论的超声CT声速重建方法,还包括以下步骤:

(4) 成像:将得到的待测对象的速度重建值向量二维化,形成 $\Sigma \times \Sigma$ 矩阵;然后基于该 $\Sigma \times \Sigma$ 矩阵得到二维像素图,该二维像素图中的每个像素与声速值相对应。

3. 如权利要求2所述超声CT图像重建方法,其特征在于,所述步骤(4)中,所述二维像素

图是对声速值进行对数压缩、灰度映射、并最终显示得到。

4. 一种基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法,其特征在於,包括以下步骤:

(1) 首先基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的能量参数,分别得到按通道一一对应的纯水能量参数、以及待测对象能量参数,然后计算得到待测对象能量参数与纯水能量参数之间的比值;

接着,调整通道,重复提取与计算处理,最终得到一系列通道对应的能量参数比值;

(2) 计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径:

记所述步骤(1)得到的一系列能量参数比值的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;

所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,然后对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,进而得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,接着将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;最后,将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵L;

(3) 反问题的求解:

将所述步骤(1)得到的一系列能量参数比值进行向量化,得到 $\Delta P$ ;接着构建如式(2)所示的路径-衰减-能量参数方程组:

$$L \Delta A = \Delta P \quad (2)$$

其中, $\Delta A$ 为待求解的衰减系数变化量;然后,采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta A$ ;接着,用水中超声波的衰减系数加上所述衰减系数变化量 $\Delta A$ ,即可得到待测对象的衰减系数重建值向量。

5. 利用如权利要求4所述基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法的超声CT图像重建方法,其特征在於,该方法利用如权利要求4所述基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法,还包括以下步骤:

(4) 成像:将得到的待测对象的衰减系数重建值向量二维化,形成 $\Sigma \times \Sigma$ 矩阵;然后基于该 $\Sigma \times \Sigma$ 矩阵得到二维像素图,该二维像素图中的每个像素与衰减系数值相对应。

6. 如权利要求5所述超声CT图像重建方法,其特征在於,所述步骤(4)中,所述二维像素图是对衰减系数值进行对数压缩、灰度映射、并最终显示得到。

7. 一种基于射线理论的超声CT声速重建系统,其特征在於,该系统包括:

渡越时间之差提取模块,用于:基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的数据,分别得到按通道一一对应的纯水数据、以及待测对象数据;采用AIC法提取纯水数据的渡越时间,记为 $t_{of\_water}$ ;确定匹配窗,以 $t_{of\_water}$ 为窗起点,以纯水数据的最大幅值处时间 $t_{water\_max}$ 为窗终点,则,窗长度记为 $w$ ,匹配窗内的窗数据记为 $W_{water}$ ;在对应通道的待测对象数据上寻找窗长度保持为 $w$ 的滑动窗,该滑动窗内的窗数据记为 $W_{object}$ ;将 $W_{object}$ 和 $W_{water}$ 互相关,计算得到互相关系数;调整所述滑动窗的窗起

点,从而滑动所述滑动窗得到一系列互相关系数,选取这些互相关系数中数值最大的互相关系数对应的滑动窗作为滑动窗寻找结果,记该滑动窗寻找结果的窗起点为 $t_{of\_object}$ ,则渡越时间之差 $\Delta\ tof=t_{of\_object}-t_{of\_water}$ ;调整通道,重复提取处理,最终得到一系列通道对应的一系列渡越时间之差 $\Delta\ tof$ ;

声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径计算模块,用于:记得到的一系列有效渡越时间之差 $\Delta\ tof$ 的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵L;

反问题求解模块,用于:将得到的有效渡越时间之差 $\Delta\ tof$ 进行向量化,得到 $\Delta\ T$ ;构建如式(1)所示的路径-慢度-时间方程组:

$$L \Delta S = \Delta T \quad (1)$$

其中, $\Delta S$ 为待求解的慢度变化量;

采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta S$ ;用水中超声波的慢度加上慢度变化量 $\Delta S$ ,取倒数,得到待测对象的速度重建值向量。

8.一种基于射线理论的超声CT衰减系数重建系统,其特征在于,该系统包括:

能量参数提取模块,用于:基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的能量参数,分别得到按通道一一对应的纯水能量参数、以及待测对象能量参数,计算得到待测对象能量参数与纯水能量参数之间的比值;调整通道,重复提取与计算处理,最终得到一系列通道对应的能量参数比值;

声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径计算模块,用于:记得到的一系列能量参数比值的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵L;

反问题求解模块,用于:将得到的一系列能量参数比值进行向量化,得到 $\Delta P$ ;构建如式(2)所示的路径-衰减-能量参数方程组:

$$L \Delta A = \Delta P \quad (2)$$

其中,  $\Delta A$ 为待求解的衰减系数变化量;

采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta A$ ;用水中超声波的衰减系数加上所述衰减系数变化量 $\Delta A$ ,得到待测对象的衰减系数重建值向量。

## 一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声断层成像中透射式超声成像模式,属于功能成像技术领域,更具体地,涉及一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统。

### 背景技术

[0002] 超声CT是指通过超声探头对物体发射超声波并接收反射数据或者透射数据,利用这些数据重建出超声断层图像,以便观测物体内部的三维信息。超声检测具有价格低廉、对人体无害等优点,随着探头加工工艺和计算机高性能运算的快速发展,超声断层成像技术近些年来又再次成为了研究热点。

[0003] 超声CT成像有两种成像模式,反射式成像和透射式成像。由于采集多方位的反射信息,超声CT的反射图像具有更高的图像分辨率,以便辅助医生看到更微小的病变组织。而通过透射数据可以重建出声速、衰减系数等功能参数,属于功能像的领域。有研究指出,在病变早期,病变组织先有功能参数的变化,后有结构变化。因此,透射式成像对病变的早期成像和诊断具有重要意义,能更早地诊断出病变。

[0004] 超声CT声速重建和衰减系数重建的重建方法大致相同,以超声CT声速重建方法为例,超声CT声速重建方法包括基于射线理论的重建方法和基于波动理论的重建方法。基于波动理论的重建方法成像分辨率更高,但是受微小误差扰动影响较大,因而不够稳定,并且运算量极大,目前还不适用于实际应用。基于射线理论的重建方法模型更简单,鲁棒性更高,并且运算量更小,目前来看是一类高效的、稳定的、实用的声速重建方法。

[0005] 目前国内外对超声CT声速重建方法的研究甚少。主要原因是该技术存在几个难点:超声CT系统的搭建难度较大,数据获取困难;超声CT声速重建方法涉及大尺度的矩阵运算,需要大量的计算开销;超声CT声速重建过程需要解决一个反问题,因而反问题的求解是一个难点。

[0006] 基于射线理论的超声CT声速重建方法存在几个难点:渡越时间的准确提取难度较大,受噪声影响和系统误差影响较大;射线路径的计算方法众多,针对不同应用场景适用性不同;同样需要解决一个反问题,反问题的求解是一个难点。

### 发明内容

[0007] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明的目的在于提供一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统,其中通过对方法的整体流程进行改进,尤其是通过对射线理论的优化,利用特定的射线计算处理方式,可实现快速、稳定的超声CT声速重建及超声CT衰减系数重建,进而实现了基于射线理论的超声CT图像重建。

[0008] 为实现上述目的,按照本发明的一个方面,提供了一种基于射线理论的超声CT声速重建方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0009] (1) 渡越时间之差的提取:

[0010] 首先基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象

的超声透射波的数据,分别得到按通道一一对应的纯水数据、以及待测对象数据;

[0011] 然后采用AIC法提取纯水数据的渡越时间,记为 $t_{of\ water}$ ;接着,确定匹配窗,以 $t_{of\ water}$ 为窗起点,以纯水数据的最大幅值处时间 $t_{water\ max}$ 为窗终点,则,窗长度记为 $w$ ,匹配窗内的窗数据记为 $W_{water}$ ;

[0012] 随后在对应通道的待测对象数据上寻找窗长度保持为 $w$ 的滑动窗,该滑动窗内的窗数据记为 $W_{object}$ ;接着,将 $W_{object}$ 和 $W_{water}$ 互相关,计算得到互相关系数;调整所述滑动窗的窗起点,从而滑动所述滑动窗得到一系列互相关系数,选取这些互相关系数中数值最大的互相关系数对应的滑动窗作为滑动窗寻找结果,记该滑动窗寻找结果的窗起点为 $t_{of\ object}$ ,则渡越时间之差 $\Delta\ tof = t_{of\ object} - t_{of\ water}$ ;

[0013] 接着,调整通道,重复提取处理,最终得到一系列通道对应的一系列渡越时间之差 $\Delta\ tof$ ;

[0014] (2) 计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径:

[0015] 记所述步骤(1)得到的一系列有效渡越时间之差 $\Delta\ tof$ 的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;

[0016] 所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,然后对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,进而得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,接着将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;最后,将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵 $L$ ;

[0017] (3) 反问题的求解:

[0018] 将所述步骤(1)得到的有效渡越时间之差 $\Delta\ tof$ 进行向量化,得到 $\Delta\ T$ ;接着构建如式(3)所示的路径-慢度-时间方程组:

$$[0019] \quad L \Delta S = \Delta T \quad (3)$$

[0020] 其中, $\Delta S$ 为待求解的慢度变化量;然后,采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta S$ ;接着,用水中超声波的慢度加上慢度变化量 $\Delta S$ ,取倒数,即可得到待测对象的速度重建值向量。

[0021] 按照本发明的另一方面,本发明提供了一种基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0022] (1) 首先基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的能量参数,分别得到按通道一一对应的纯水能量参数、以及待测对象能量参数,然后计算得到待测对象能量参数与纯水能量参数之间的比值;

[0023] 接着,调整通道,重复提取与计算处理,最终得到一系列通道对应的能量参数比值;

[0024] (2) 计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径:

[0025] 记所述步骤(1)得到的一系列能量参数比值的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,

使成像区域的网格数满足  $\Sigma \times \Sigma$  ; 其中  $\Sigma$  为正整数, 当  $\sqrt{n_t}$  为整数时, 则  $\Sigma$  等于  $\sqrt{n_t}$  ; 当  $\sqrt{n_t}$  为非整数时,  $\Sigma$  为  $\sqrt{n_t}$  按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;

[0026] 所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中, 然后对于每一组发射阵元-接收阵元组, 从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线, 得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度, 进而得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$  的二维矩阵, 接着将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量; 最后, 将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的  $\Sigma^2 \times \Sigma^2$  的二维矩阵路径矩阵L;

[0027] (3) 反问题的求解:

[0028] 将所述步骤(1)得到的一系列能量参数比值进行向量化, 得到  $\Delta P$  ; 接着构建如式(4)所示的路径-衰减-能量参数方程组:

$$[0029] \quad L \Delta A = \Delta P \quad (4)$$

[0030] 其中,  $\Delta A$  为待求解的衰减系数变化量; 然后, 采用拟牛顿法解方程组, 求解得到一维含有  $\Sigma^2$  个元素的向量  $\Delta A$  ; 接着, 用水中超声波的衰减系数加上所述衰减系数变化量  $\Delta A$  , 即可得到待测对象的衰减系数重建值向量。

[0031] 按照本发明的又一方面, 本发明提供了一种利用上述基于射线理论的超声CT声速重建方法的超声CT图像重建方法, 其特征在于, 该方法利用如权利要求1所述基于射线理论的超声CT声速重建方法, 还包括以下步骤:

[0032] (4) 成像: 将得到的待测对象的速度重建值向量二维化, 形成  $\Sigma \times \Sigma$  矩阵; 然后基于该  $\Sigma \times \Sigma$  矩阵得到二维像素图, 该二维像素图中的每个像素与声速值相对应。

[0033] 作为本发明的进一步优选, 所述二维像素图是对声速值进行对数压缩、灰度映射、并最终显示得到。

[0034] 按照本发明的再一方面, 本发明提供了一种利用如权利要求2所述基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法的超声CT图像重建方法, 其特征在于, 该方法利用如权利要求2所述基于射线理论的超声CT衰减系数重建方法, 还包括以下步骤:

[0035] (4) 成像: 将得到的待测对象的衰减系数重建值向量二维化, 形成  $\Sigma \times \Sigma$  矩阵; 然后基于该  $\Sigma \times \Sigma$  矩阵得到二维像素图, 该二维像素图中的每个像素与衰减系数值相对应。

[0036] 作为本发明的进一步优选, 所述步骤(4)中, 所述二维像素图是对衰减系数值进行对数压缩、灰度映射、并最终显示得到。

[0037] 按照本发明的再一方面, 本发明提供了一种基于射线理论的超声CT声速重建系统, 其特征在于, 该系统包括:

[0038] 渡越时间之差提取模块, 用于: 基于同一发射阵元和接收阵元, 发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的数据, 分别得到按通道一一对应的纯水数据、以及待测对象数据; 采用AIC法提取纯水数据的渡越时间, 记为  $t_{of\_water}$  ; 确定匹配窗, 以  $t_{of\_water}$  为窗起点, 以纯水数据的最大幅值处时间  $t_{water\_max}$  为窗终点, 则, 窗长度记为  $w$  , 匹配窗内的窗数据记为  $W_{water}$  ; 在对应通道的待测对象数据上寻找窗长度保持为  $w$  的滑动窗, 该滑动窗内的窗数据记为  $W_{object}$  ; 将  $W_{object}$  和  $W_{water}$  互相关, 计算得到互相关系数; 调整所述滑动窗

的窗起点,从而滑动所述滑动窗得到一系列互相关系数,选取这些互相关系数中数值最大的互相关系数对应的滑动窗作为滑动窗寻找结果,记该滑动窗寻找结果的窗起点为 $t_{of\_object}$ ,则渡越时间之差 $\Delta t_{of}=t_{of\_object}-t_{of\_water}$ ;调整通道,重复提取处理,最终得到一系列通道对应的一系列渡越时间之差 $\Delta t_{of}$ ;

[0039] 声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径计算模块,用于:记得到的一系列有效渡越时间之差 $\Delta t_{of}$ 的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵L;

[0040] 反问题求解模块,用于:将得到的有效渡越时间之差 $\Delta t_{of}$ 进行向量化,得到 $\Delta T$ ;构建如式(3)所示的路径-慢度-时间方程组:

$$[0041] \quad L \Delta S = \Delta T \quad (3)$$

[0042] 其中, $\Delta S$ 为待求解的慢度变化量;

[0043] 采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有 $\Sigma^2$ 个元素的向量 $\Delta S$ ;用水中超声波的慢度加上慢度变化量 $\Delta S$ ,取倒数,得到待测对象的速度重建值向量。

[0044] 按照本发明的最后一方面,本发明提供了一种基于射线理论的超声CT衰减系数重建系统,其特征在于,该系统包括:

[0045] 能量参数提取模块,用于:基于同一发射阵元和接收阵元,发射超声波后分别采集来自纯水和待测对象的超声透射波的能量参数,分别得到按通道一一对应的纯水能量参数、以及待测对象能量参数,计算得到待测对象能量参数与纯水能量参数之间的比值;调整通道,重复提取与计算处理,最终得到一系列通道对应的能量参数比值;

[0046] 声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径计算模块,用于:记得到的一系列能量参数比值的总数量为 $n_t$ ,对成像区域进行剖分,使成像区域的网格数满足 $\Sigma \times \Sigma$ ;其中 $\Sigma$ 为正整数,当 $\sqrt{n_t}$ 为整数时,则 $\Sigma$ 等于 $\sqrt{n_t}$ ;当 $\sqrt{n_t}$ 为非整数时, $\Sigma$ 为 $\sqrt{n_t}$ 按向上取整、向下取整或四舍五入取整得到的整数;所述成像区域是建立在发射阵元和接收阵元对应的二维平面直角阵元坐标系中,对于每一组发射阵元-接收阵元组,从发射阵元在阵元坐标系中的坐标位置向接收阵元在阵元坐标系中的坐标位置作直线连线,得到该连线在该成像区域中每一个网格中的路径长度,得到关于每个网格中路径长度的、 $\Sigma \times \Sigma$ 的二维矩阵,将该矩阵向量化得到关于每个网格中路径长度的向量;将每一组发射阵元-接收阵元组得到的关于每个网格中路径长度的向量排列形成关于全部发射阵元-接收阵元组的 $\Sigma^2 \times \Sigma^2$ 的二维矩阵路径矩阵L;

[0047] 反问题求解模块,用于:将得到的一系列能量参数比值进行向量化,得到 $\Delta P$ ;构建如式(4)所示的路径-衰减-能量参数方程组:

[0048]  $L \Delta A = \Delta P$  (4)

[0049] 其中,  $\Delta A$ 为待求解的衰减系数变化量;

[0050] 采用拟牛顿法解方程组,求解得到一维含有  $\Sigma^2$ 个元素的向量  $\Delta A$ ;用水中超声波的衰减系数加上所述衰减系数变化量  $\Delta A$ ,得到待测对象的衰减系数重建值向量。

[0051] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,由于基于射线理论,并且在重建过程中采用渡越时间之差 ( $\Delta \text{tof}$ ) 或能量参数的比值等参量,可实现快速、稳定的超声CT声速重建及超声CT衰减系数重建。所谓基于射线理论,即假设传播介质较为均匀,超声在均匀介质中的传播路径可近似为射线。

[0052] 以基于射线理论的声速重建方法为例,其主要步骤包括渡越时间的提取,射线路径的计算,及反问题的求解:

[0053] 首先对数据进行渡越时间之差 ( $\Delta \text{tof}$ ) 的提取。渡越时间即波形到达接收位置的时间,该时间是接收波形中首达波形的起跳点时间。渡越时间之差是指有体模的数据和纯水数据的渡越时间的差值。本发明采用互相关法 (CC) 与互信息法 (AIC) 相结合的方法,并引入最大幅度位置信息 (MAX),提取体模数据和纯水数据的渡越时间之差  $\Delta \text{tof}$ ,简称AIC-MAX-CC法。

[0054] 接着计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径。本发明基于传播介质较为均匀的前提,因此路径用直线路径近似。问题转换为计算两点连线经过网格的交点获取问题。获得交点之后,依次计算出两两交点之间的距离,即为单个网格中路径的长度。

[0055] 最后是建立并求解路径-慢度-时间方程组,即反问题的建立与求解。慢度是声速的倒数,本发明中的慢度指体模相对于纯水的慢度增量,路径是传播路径在网格中跨越的长度,时间是体模和纯水数据的渡越时间之差。本发明采用拟牛顿法来求解该方程组,拟牛顿法作为一种迭代求解方程组的方法,介于梯度下降法和牛顿法之间,是一种良好的迭代优化方法。

[0056] 而以基于射线理论的衰减系数重建方法,除了采用能量参数的比值替代渡越时间之差 ( $\Delta \text{tof}$ ),并用路径-衰减-能量参数方程组替代路径-慢度-时间方程组外,与基于射线理论的声速重建方法大致相似。

[0057] 总体而言,本发明提出的基于射线理论的声速重建方法及系统的优点有以下几点:1、方程组的构建采用渡越时间之差,而不是渡越时间本身,减小了系统误差的影响;2、渡越时间之差的提取结合了互相关法和互信息法,并引入最大幅度位置信息,简称AIC-MAX-CC法,具有较强的抗噪能力;3、路径计算简单,基于传播介质声速均匀的假设,路径计算转化为计算两点连线经过网格交点的问题,简单高效;4、采用拟牛顿法求解反问题,避免了海森矩阵的计算,运算量小,求解精度高。而基于射线理论的衰减系数重建方法及系统的优点则有以下几点:1、方程组的构建采用能量参数之比,而不是能量本身,减小了系统误差的影响;2、路径计算简单,基于传播介质声速均匀的假设,路径计算转化为计算两点连线经过网格交点的问题,简单高效;3、采用拟牛顿法求解反问题,避免了海森矩阵的计算,运算量小,求解精度高。

## 附图说明

[0058] 图1是AIC法示意图。

- [0059] 图2是AIC-MAX-CC法示意图,其中,上图对应纯水数据,下图对应体模数据。
- [0060] 图3是直线路径示意图。
- [0061] 图4是超声CT环阵(即UCT环阵)和乳腺定制体模1768-00(CIRSINC,USA)。
- [0062] 图5是对该体模利用超声CT扫描得到的某一层数据重建的反射图像。
- [0063] 图6是本发明提出的声速重建算法对该层数据重建的结果(即,本发明算法重建出的声速图像)。
- [0064] 图7是本发明实施例2中声速重建算法重建得到的衰减系数图像。

## 具体实施方式

[0065] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。此外,下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

### [0066] 实施例1

[0067] 本发明中基于射线理论的声速重建方法是将超声CT系统采集到的透射数据进行适当的处理,最后重建得到超声声速图像,其步骤包括渡越时间的提取,射线路径的计算,反问题的求解,声速图像的显示。

[0068] 采集数据来自于超声CT硬件系统,硬件系统主要包括超声探头、发射电路模块、接收电路模块、数据采集模块,以及计算机系统。它们之间的连接关系、配合工作方式等可直接参考现有技术,如文献(Junjie Song,S.W.L.Z.,A Prototype System for Ultrasound Computer Tomography with Ring Array,in International conference Biomedical Image and signal processing.2017)。发射电路模块、接收电路模块、数据采集模块等硬件模块,可参考现有技术进行构建。超声探头可以是环形阵列探头、线阵探头、面阵探头等。以环形阵列探头为例,利用环形发射的模式,采集透射数据。透射波主要由发射阵元位置对面的阵元接收,因此本发明采用发射阵元对面的阵元接收到的数据重建声速。若采用其他线阵探头、面阵探头,也可相似处理。

[0069] 首先是采用AIC法提取纯水数据的渡越时间,记为 $t_{of\_water}$ 。

[0070] AIC法的算法流程如下:首先在数据上预估的渡越时间点附近选取合适的窗,窗长度为 $N$ 。以当前检索点为分界点,将窗分为两段,计算当前检索点的AIC值,对窗内的点依次检索,记AIC值最小的点为渡越时间点。

[0071] 其中,最初预估的渡越时间点,可参考现有技术中的常规操作,例如,可以根据水的理论声速来计算大概的渡越时间点,或者利用肉眼在波形上观察渡越时间点所在的大概位置。窗长度 $N$ 的选择也是根据波形的实际形状,经验选取,如果不合适可以适当增大或减小。AIC值的计算方法可直接参考相关现有技术。

[0072] 接着确定匹配窗,以 $t_{of\_water}$ 为窗起点,以纯水数据的最大幅值处时间 $t_{water\_max}$ 为窗终点,窗长度记为 $w$ ,匹配窗窗数据记为 $W_{water}$ 。

[0073] 随后在对应通道的体模数据上寻找窗长度为 $w$ 的滑动窗,滑动窗窗数据记为 $W_{object}$ 。将 $W_{object}$ 和 $W_{water}$ 互相关,计算得到互相关系数,选取互相关系数最大的滑动点数记为 $p$ (滑动窗起点在 $t_{of\_water}$ 之前则 $p$ 为负,滑动窗起点在 $t_{of\_water}$ 之后则 $p$ 为正),则 $\Delta tof = p$ 。如

图2所示。也就是说,将滑动窗的窗数据长度保持为 $w$ ,然后进行滑动,每滑动一个点,计算一个互相关系数,从中选取互相关系数最大时的对应滑动点数记为 $p$ 。

[0074] 由于有多个通道,每个通道的渡越时间之差均需要分别求解。

[0075] 随后要对成像区域进行剖分。网格大小的确定需要根据有效的渡越时间差个数,也即路径-慢度-时间方程组的有效方程数目来确定。无效的渡越时间差,例如有些通道信号缺失,则属于无效。

[0076] 为了保持方程的正定性,未知数的个数和方程的个数需要保持一致。在提取渡越时间差之后,要剔除掉错误的通道,假设剔除之后有效的渡越时间差个数是 $n_t$ ,则网格数为 $\sqrt{n_t} * \sqrt{n_t}$ 。若 $\sqrt{n_t}$ 为小数,则取整即可(采用向上取整、向下取整或四舍五入取整中的任意一种取整规则均可)。

[0077] 接着计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径。本发明基于传播介质较为均匀的前提,因此声波的传播路径可以用直线近似代替。问题转换为获取两阵元位置连线经过网格的交点问题。获得交点之后,依次计算出两两交点之间的距离,该距离即为单个网格中路径的长度(若某个网格中只有一个交点,则在该网格中的路径长度为0)。如附图3所示,是直线路径的示意图, $S$ 为发射阵元, $R$ 为接收阵元。将 $\sqrt{n_t} * \sqrt{n_t}$ 矩阵向量化(即将 $\sqrt{n_t} * \sqrt{n_t}$ 二维矩阵变成一维列向量),在向量化之后,空白格是零值,代表该格子不被路径跨过,灰色格子是非零值,该非零值即为该网络中的路径长度,代表该格子被路径跨过。则 $n_t$ 条路径的路径矩阵 $L$ 大小是 $n_t \times n_t$ 。

[0078] 对于上述网格,可以根据探头出厂给定的尺寸参数,利用现有技术中的处理方法,将各个阵元对应一个坐标系当中,并得到相应的阵元坐标。

[0079] 在路径计算完成之后,构建路径-慢度-时间方程组,如下式(3)所示,其中, $\Delta S$ 是慢度变化量, $\Delta T$ 是渡越时间之差, $L$ 是 $n_t \times n_t$ 的路径矩阵;方程组(3)的维度是有效的渡越时间之差的数目。

$$[0080] \quad L \Delta S = \Delta T \quad (3)$$

[0081] 采用拟牛顿法解方程组,输出 $\Delta S$ (得到的 $\Delta S$ 是个向量,取值中可以有正有负),用水的慢度加上此慢度变化量,取倒数,则为体模的速度重建值。得到的该体模的速度重建值,同样是向量形式。

[0082] 成像步骤:将向量形式的体模的速度重建值,二维化(即上述 $\sqrt{n_t} * \sqrt{n_t}$ 矩阵向量化的逆过程)后得到二维像素图,该二维像素图中的每个像素即为声速值。

[0083] 实施例2

[0084] 与实施例1相似,本发明中基于射线理论的衰减系数重建方法,包括:

[0085] 本发明中基于射线理论的衰减系数重建方法是将超声CT系统采集到的透射数据进行适当的处理,最后重建得到超声衰减图像,其步骤包括信号能量参数的提取,射线路径的计算,反问题的求解,衰减系数图像的显示。

[0086] 能量参数可以是信号的幅值、强度、能量。

[0087] 射线路径的计算同实施例1。

[0088] 反问题的求解同实施例1。

[0089] 在路径计算完成之后,构建路径-衰减-能量参数方程组,如下式(4)所示,其中, $\Delta A$ 是衰减系数变化量, $\Delta P$ 是能量参数的比值,即仿体数据的能量参数与水数据的能量参数的比值。

$$[0090] \quad L \Delta A = \Delta P \quad (4)$$

[0091] 采用拟牛顿法求解(4),得到 $\Delta A$ ,用水的衰减系数加上此衰减系数变化量,则为体模的衰减系数重建值。

[0092] 最后是衰减系数的图像显示,如图7所示。

[0093] 上述实施例中,对于得到的超声图像,还可以按照现有技术中的方法依次进行对数压缩和灰度映射,得到灰度值在规定范围内的超声图像。

[0094] 本发明适用于各种商业的超声CT系统探头,如环形探头、线阵探头、面阵探头、凹阵等。

[0095] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

● 当前检索点

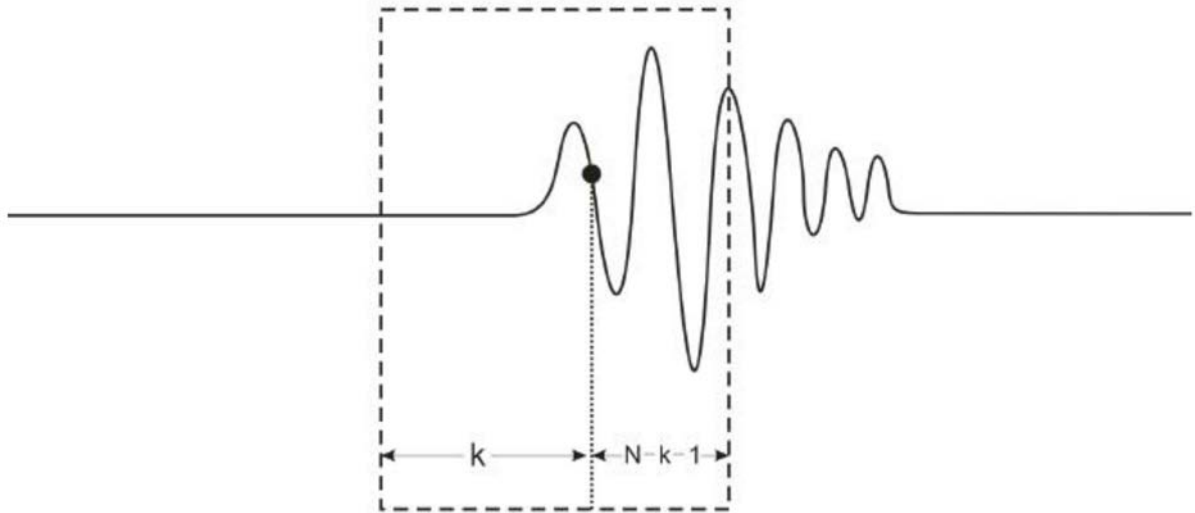


图1

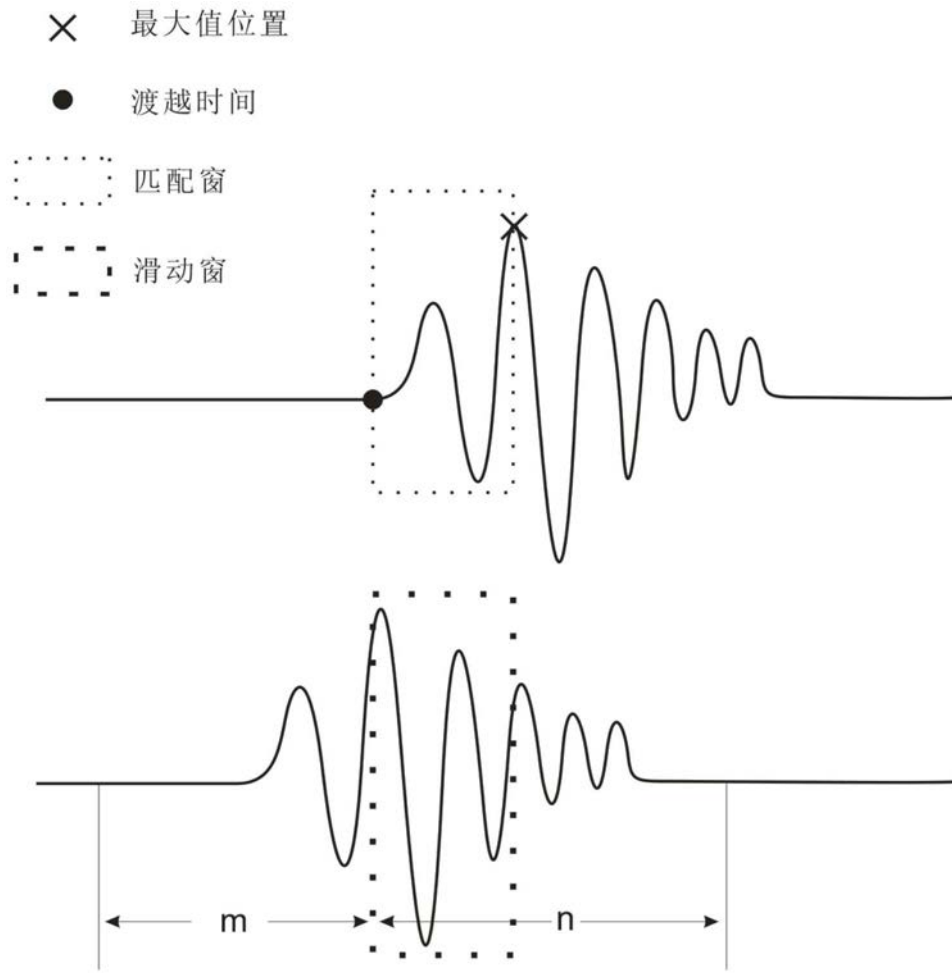


图2

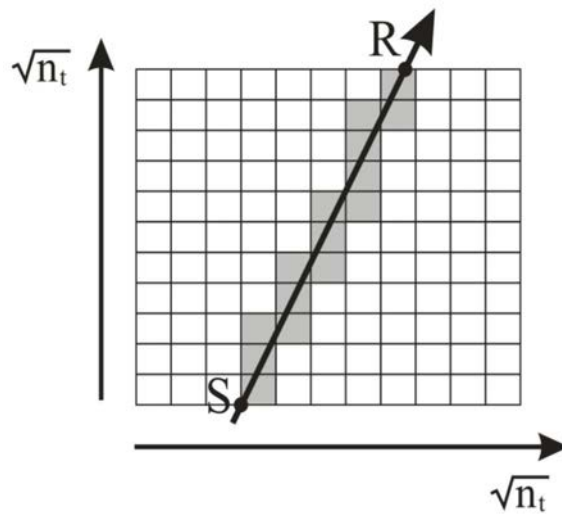


图3

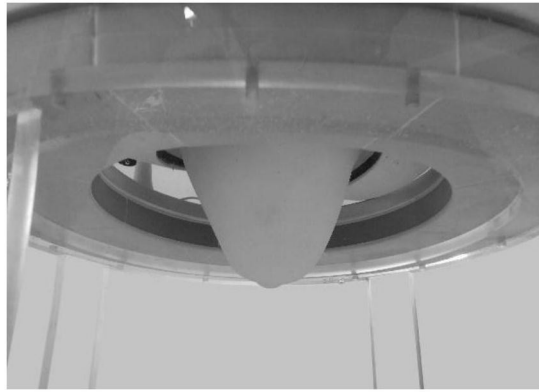


图4

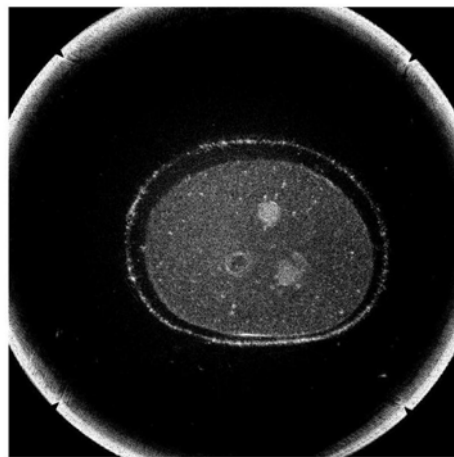


图5

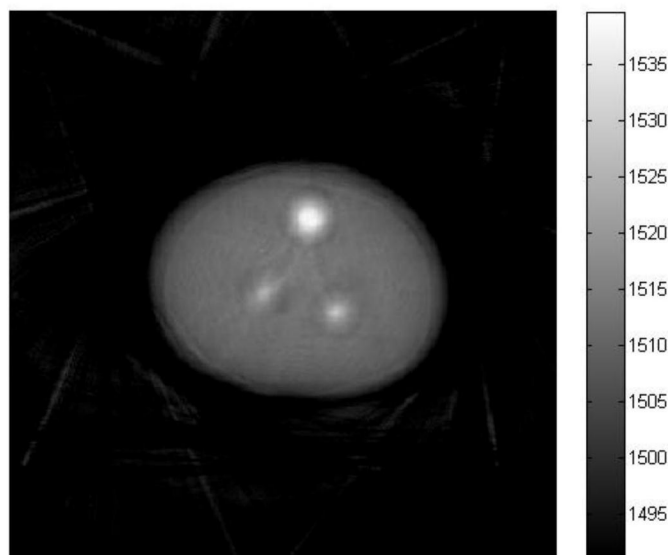


图6

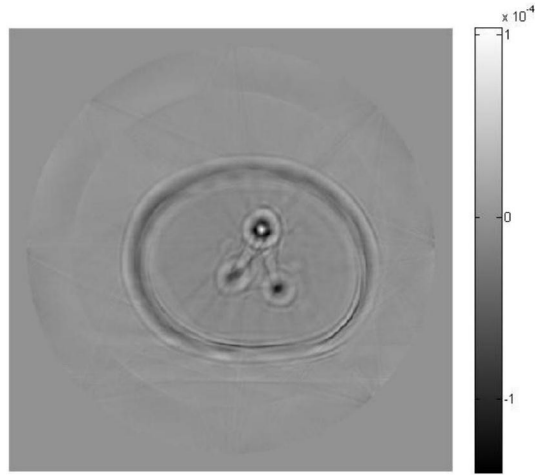


图7

专利名称(译)	一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110051387B</a>	公开(公告)日	2020-05-19
申请号	CN201910286906.7	申请日	2019-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	尉迟明 丁明跃 方小悦 武云 宋俊杰 周亮 张求德		
发明人	尉迟明 丁明跃 方小悦 武云 宋俊杰 周亮 张求德 刘阔林		
IPC分类号	A61B8/15		
CPC分类号	A61B8/15 A61B8/5207		
代理人(译)	李智		
审查员(译)	郑亮		
其他公开文献	CN110051387A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于功能成像技术领域，公开了一种基于射线理论的超声CT图像重建方法及系统，其中方法包括基于射线理论的超声CT声速重建方法及超声CT衰减系数重建方法；基于射线理论的超声CT声速重建方法包括：(1)渡越时间之差的提取；(2)计算声波从发射阵元到接收阵元经过的射线路径；(3)反问题的求解：通过采用拟牛顿法解路径-慢度-时间方程组，即可得到待测对象的速度重建值向量。本发明通过对方法的整体流程进行改进，尤其是通过对射线理论的优化，利用特定的射线计算处理方式，可实现快速、稳定的超声CT声速重建及超声CT衰减系数重建，进而实现了基于射线理论的超声CT图像重建。

