



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102652680 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 05

(21) 申请号 201110048341. 2

(22) 申请日 2011. 03. 01

(71) 申请人 贺宁

地址 230027 安徽省合肥市中国科学技术大
学九号楼 409 室

(72) 发明人 贺宁

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006. 01)

权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 2 页

(54) 发明名称

基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法,采用了频域插值法得到的超声 CT 的成像结果作为迭代方法的初始值,减少了趋近于真值的迭代次数,减少了计算量。利用改进的共轭梯度 (CG) 方法,引入正则化因子,并对其进行优化分析,使迭代法的收敛性得到保证,能够逐步趋近于图像的真实值。用空域和频域两种方法结合 UTCT 和 URCT 的信息。UTCT 包含了图像低频部分的信息,URCT 包含了图像较高带通部分的信息。URCT 恢复出 UTCT 所丢失的一部分边缘信息,两者结合的信息量增加,恢复出的图像的效果比单独应用一种所成像的质量好。达到了较好的成像效果。

1. 一种基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法,其特征在于结合了透射和反射模式超声层析成像的信息,通过基于非均匀傅里叶变换的迭代方法计算原图像的最优值,并采用 Gridding 方法获得的结果作为迭代的初值,以减少迭代次数和计算量。

2. 根据权利要求 1 所述的基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法,其成像步骤如下:

a. 采用标准的 Shepp-Logan 模型进行投影获得透射型和反射型超声散射场的仿真数据。

b. 对透射型和反射型散射场数据在频率域进行叠加。采用 gridding 方法计算加和数据的重建图像作为迭代方法的初始值。

c. 计算非均匀傅里叶变换的迭代步骤中使用的代价函数 $g(f)$ 的梯度值。

d. 迭代计算,逐渐趋近于最优值。

e. 分别计算 UTCT 和 URCT,得到透射型反投影图像和反射型反投影图像,并在空域采用图像融合方法进行图像增强以对比实验效果。

3. 根据权利要求 2 所述的步骤 a 所述的选用标准的 Shepp-Logan 模型的方法,利用其解析值可以得到频率域对应点的幅值,数值准确,无引入误差,且便于比较算法的优劣。

4. 根据权利要求 2 所述的步骤 b 所述的利用频域插值的方法作为迭代方法的初始值,节省了迭代次数,减小了运算复杂度。

5. 结合了透射和反射模式超声层析成像的信息,使反投影的信息量增大,成像质量更优。

基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法

技术领域：

[0001] 本发明特别涉及一种改进的超声 CT 图像重建的方法,属于医学成像领域。

技术背景：

[0002] 传统的超声成像技术是根据物体外部收集到的物体内部介质对超声波的散射信息,构造物体内部结构,但目前成功的应用于医学领域的超声成像设备大都是基于反射波,且其成像也只是定性的,根据超声散射波的信息,定量地生成人体内部的结构图。是超声应用技术的研究者追求的新目标。

[0003] 层析成像 (Computed Tomography, 简称 CT) 技术是指通过从物体外部检测到的数据重建物体内部信息的技术,也叫计算机辅助断层成像技术。如果诊断用的能量波是超声波的,被称为超声 CT (Ultrasound CT)。超声 CT 成像由 X-CT 成像引申而来,用这种成像方法可以获得声速、声衰减系数及非线性参量等的定量图像。超声层析成像技术广泛应用于医学、工业检测等领域。在生物医学工程方面,生物组织的声学特性的异常引起的投影数据的变化可以反演出生物组织的病理特征。超声 CT 又包括超声投射断层成像技术 (UTCT : Ultrasound Transmission-mode Computed Tomography) 和超声反射断层成像技术 (URCT : Ultrasound Reflection-mode Computed Tomography)。投射型 CT 的超声发射器和接收器位于被测介质的两侧,根据接受透射的超声波来得到介质的信息。而反射型 CT 的超声发射器和接收器位于被测介质的同一侧,通过接收反射的超声回波来重建介质的信息。

[0004] 早期研究假设超声波在物体内部以直线传播,利用发射器到接收器之间的时间延迟或复读衰减,重建物体内部的声速、吸收特性等参数,但超声具有明显的衍射特征,在界面上具有显著的折射、衍射现象,因而传播路径复杂,这使得 U-CT 的理论研究和 X 射线成像 (X-CT) 有所不同。目前超声层析成像国内外的研究方法大致为以下三种：

[0005] 1. 滤波反传播方法。利用类似于 X-CT 的 FBP 算法的方法实现目标点的相关投影数据的叠加和反投影。算法简单,但运算费时,需要在运算复杂度上进行改进。

[0006] 2. 频域 Gridding 方法。超声层析成像的理论基础是傅里叶散射投影定理,即某一角度的投影的傅里叶变换对应于原图像的二维傅里叶变换的一条曲线上的值。已知多角度不均匀的投影值,通过插值等方法可得到对应原图像的频域值。经二维傅里叶变换可得到原图像的空间域的分布。但会引入多重误差,成像质量不佳。

[0007] 3. UTCT 和 URCT 分别利用透射场和反射场数据重构界面图像,前者缺少高频信息,轮廓和细节不完善,后者缺少低频信息,只能得到外面边缘信息,成像效果有待改善。

发明内容

[0008] 技术问题:针对以上超声图像重建中出现的问题,本发明提供一种基于超声散射投影定理和非均匀傅里叶变换 (NUFFT) 的新的超声层析成像方法,在提高成像质量的同时,减少了运算复杂度,达到比较好的效果。

[0009] 技术方案:本发明所提供的基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法,采用频

率域和空间域的方法结合透射和反射数据所包含的信息,基于非均匀快速傅里叶变换的迭代图像重构算法重构图像。此方法利用散射场数据,将图像重构问题定义为一个 2D 非均匀 Fourier 反变换问题。由于直接的非均匀 Fourier 反变换不易实现,所以采用基于 min-max 优化准则的非均匀快速 Fourier 正变换,通过迭代方法实现非均匀 Fourier 逆变换的快速有效计算。具体如下:

[0010] 1. 模型化研究,因为实际的数据很难获得,在算法的研究我们采用实验仿真的方法获取实验数据。选用标准的 Shepp-Logan 模型,便于分析结果和比较算法优劣。

[0011] 2. 运用数学方法解决实际问题。超声散射场的反演在数学上属于逆问题的范畴,将本问题引入数学上的计算方法如迭代化方法等,期望能得到优化的结果。

[0012] 3. 引入现在较先进的非均匀傅里叶变换的方法及其快速算法,并对其参数进行改进。

[0013] 4. 结合 UTCT 和 URCT 的优缺点,提高成像质量。对于 UTCT 和 URCT 的成像效果进行分析,在频域可以发现二者是互相补充的关系。采用频域或者空域方法实现信息量的叠加。

[0014] 本发明还有一些技术特征如下:

[0015] 1. 使用了衍射层析成像的方法,其建立在傅里叶衍射定理的基础上,建立了投影数据的一维傅氏变换和像函数频域之间的关系,如下公式所示:

$$[0016] \quad \text{FT}_{1D}\{P_{\psi}(\xi)\}(k_{\xi}) = \text{FT}_{2D}\{f(x, y)\}(k_x, k_y)$$

[0017] 其中 $P_{\psi}(\xi)$ 代表入射角为 ψ 的投影值, $f(x, y)$ 为原像函数,说明投影数据的一维傅里叶变换对应于像函数的二维傅里叶变换频域的一个半圆上的值(Ewald 圆)。

[0018] 2. 引入了非均匀傅里叶变换的方法,采用迭代方法趋近于图像的真实值,定义 NUDFT 算子

$$[0019] \quad F = \Psi f \quad \Psi \in \mathbb{C}^{M \times N}$$

[0020] 式中 F 为 Non-uniform DFT 值, Ψ 为满秩的复指数函数矩阵, f 为采样信号。直接计算 NUDFT 值,计算复杂度太大,其近似方法是通过 FFT 运算将 f 映射到过均匀采样的 Fourier 基空间 $\Phi \in \mathbb{C}^{cN \times N}$,再对非均匀样点进行插值计算。定义近似 NUFFT 算子 Γ :

$$[0021] \quad F \approx \Gamma f = U_p \Phi f$$

[0022] 式中 c 为过采样因子, U_p 为插值算子。对于非均匀样点 z_k ,选取其最邻近的 p 个元素进行插值运算。求取 f 的公式为:

$$[0023] \quad f = \Psi^+ F$$

[0024] 也可通过最小二乘形式

$$[0025] \quad g(f) = \min_f \|\Gamma f - F\|_2^2$$

[0026] 当逐步迭代使 $g(f)$ 达到最小值时, f 趋近于真实值,重建的像函数趋近于最优。

[0027] 实验步骤如下:

[0028] 分别计算 UTCT 和 URCT,得到透射型反投影图像和反射型反投影图像,并在空域采用图像融合方法进行图像增强。

[0029] 1. 采用标准的 Shepp-Logan 模型进行投影获得透射型和反射型超声散射场的仿真数据。

[0030] 2. 对透射型和反射型散射场数据在频率域进行叠加。采用 gridding 方法计算加

和数据的重建图像作为迭代方法的初始值。

[0031] 3. 计算非均匀傅里叶变换的迭代步骤中使用的代价函数 $g(f)$ 的梯度值。

[0032] 4. 迭代计算, 逐渐趋近于最优值。

[0033] 5. 分别计算 UTCT 和 URCT, 得到透射型反投影图像和反射型反投影图像, 并在空域采用图像融合方法进行图像增强以对比实验效果。

[0034] 相对于现有技术中的方案, 本发明的优点是:

[0035] 1. 采用了频域插值法得到的超声 CT 的成像结果作为迭代方法的初始值, 减少了趋近于真值的迭代次数, 减少了计算量。

[0036] 2. 利用改进的共轭梯度 (CG) 方法, 引入正则化因子, 并对其进行优化分析, 使迭代法的收敛性得到保证, 能够逐步趋近于图像的真实值。

[0037] 3. 用空域和频域两种方法结合 UTCT 和 URCT 的信息。UTCT 包含了图像低频部分的信息, URCT 包含了图像较高带通部分的信息。URCT 恢复出 UTCT 所丢失的一部分边缘信息, 两者结合的信息量增加, 恢复出的图像的效果比单独应用一种所成像的质量好。

附图说明

[0038] 下面结合附图对本发明作进一步描述:

[0039] 图 1 超声散射定理对于反射模式的超声 CT 的示意图。

[0040] 图 2 超声散射定理对于透射模式的超声 CT 的示意图。

[0041] 图 3 透射模式超声层析成像的频率域信息与反射模式超声层析成像频率域信息的结合。

[0042] 图 4 成像效果。其中 a 为原图像, b 为透射模式成像, c 为 UTCT 和 URCT 结合成像效果, d 为反射模式成像效果。

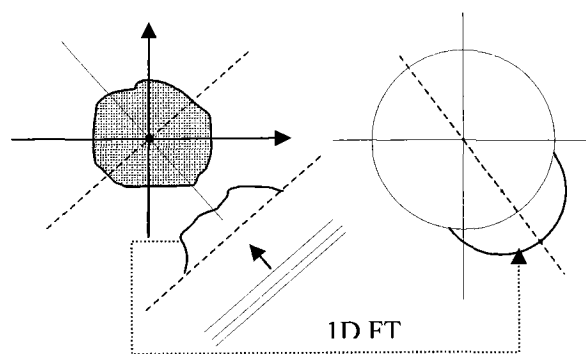


图 1

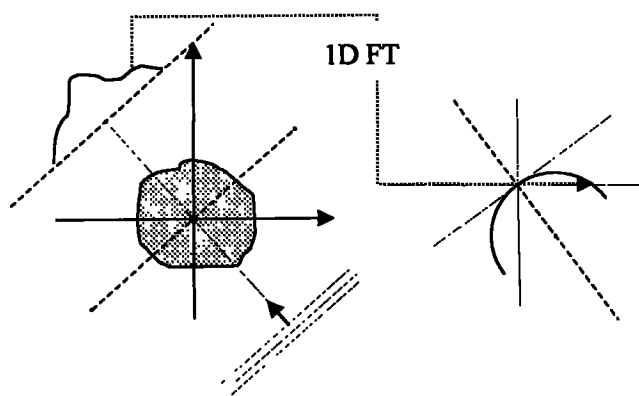


图 2

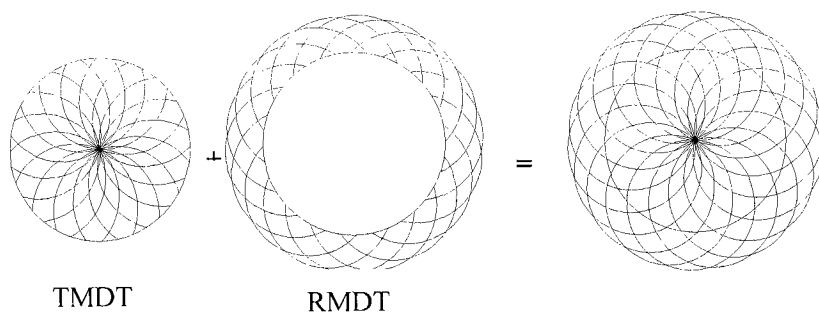


图 3

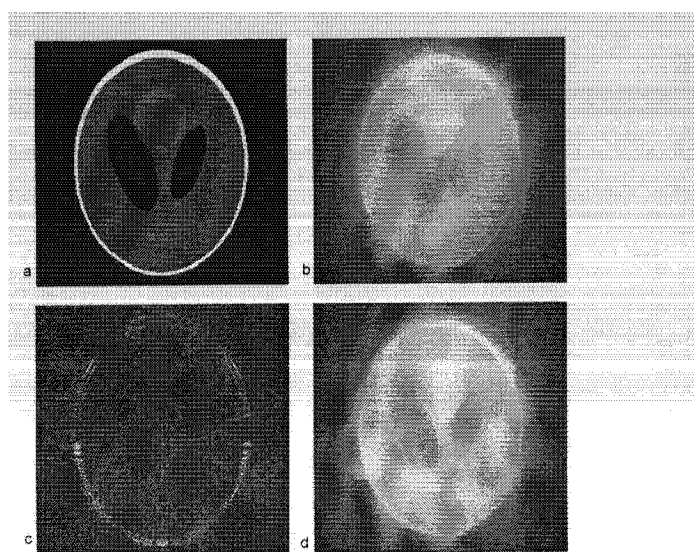


图 4

专利名称(译)	基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法		
公开(公告)号	CN102652680A	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN201110048341.2	申请日	2011-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	贺宁		
申请(专利权)人(译)	贺宁		
当前申请(专利权)人(译)	何宁		
[标]发明人	贺宁		
发明人	贺宁		
IPC分类号	A61B8/13		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于非均匀傅里叶变换的超声层析成像方法，采用了频域插值法得到的超声CT的成像结果作为迭代方法的初始值，减少了趋近于真值的迭代次数，减少了计算量。利用改进的共轭梯度(CG)方法，引入正则化因子，并对其进行优化分析，使迭代法的收敛性得到保证，能够逐步趋近于图像的真实值。用空域和频域两种方法结合UTCT和URCT的信息。UTCT包含了图像低频部分的信息，URCT包含了图像较高带通部分的信息。URCT恢复出UTCT所丢失的一部分边缘信息，两者结合的信息量增加，恢复出的图像的效果比单独应用一种所成像的质量好。达到了较好的成像效果。

$$g(f) = \min_f \|Tf - F\|_2^2$$