



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102651126 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 29

(21) 申请号 201110044946. 4

(22) 申请日 2011. 02. 24

(71) 申请人 徐世军

地址 230027 安徽省合肥市中国科技大学西
区 10 号楼 522

(72) 发明人 徐世军

(51) Int. Cl.

G06T 5/50(2006. 01)

A61B 8/15(2006. 01)

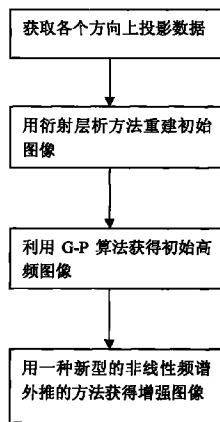
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法

(57) 摘要

本发明公开了一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法,该方法首先使用透射型超声 CT 设备对物体进行 180° 扫描,获取各个方向投影数据;对得到的各个方向的投影值进行一维傅氏变换,得到物体断层平面(即像函数)的频谱低频部分的信息,再对频域值进行二维傅氏反变换,可以得到初始的图像;然后对初始的低频图像使用 G-P 算法,得到高频信息和初始的高频图像;再使用改进的非线性频谱外推的方法,利用了高频图像的局部信息,兼顾了各种幅度的高频分量,使图像在整体上均匀增强。该方法有效解决了衍射层析法进行超声 CT 图像重建时,获得图像信息局限于低频的缺点,能获得更高质量的重建图像,且方法稳定可靠,在医学成像领域具有极大的应用价值。



1. 一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT(计算机断层成像)图像重建方法,其特征在于所述方法包括以下步骤:

- (1) 使用透射型超声 CT 设备对物体进行 180° 扫描,获取各个方向投影数据;
- (2) 利用衍射层析成像的由投影数据获得初始的重建图像;
- (3) 根据 G-P 算法获得初始的高频图像;
- (4) 用一种改进非线性频谱外推的方法增强高频图像,然后得到更高质量的重建图像。

2. 根据权利要求 1 所述的衍射层析成像的方法,其特征在于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:

$$FT_{1D}\{P_\psi(\xi)\}(k_\xi) = FT_{2D}\{f(x, y)\}(k_x, k_y)$$

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)。

3. 根据权利要求 2 要求所述的衍射层析成像的方法,我们对所得到的各个方向的投影数据都进行一维傅氏变换,就可以得到像函数 $f(x, y)$ 的频谱,再进行二维傅里叶反变换就可以得到像函数 $f(x, y)$ 。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于步骤 (3) 中对得到的初始的低频图像使用 G-P 算法来进行频谱外推,以获取高频部分的信息。

5. 根据权利要求 4 所述的 G-P 算法,其特征在于利用成像区域的先验知识,结合谱的解析性质通过迭代从不完整频谱推出整个空间谱的分布情况,迭代过程如下:

$$f(x, y) = \begin{cases} ? & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

$f(x, y)$ 是像函数, D_s 代表已知的物体的最大尺寸,是先验已知的。对之前步骤得到的频域数据 $F_0(u, v)$,我们通过以下两组公式计算出对真实数据更精确的估计 $F_1(u, v)$ 和 $f_1(x, y)$:

$$f_1(x, y) = \begin{cases} IFT\{F_0(u, v)\} & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

其中, IFT 代表傅里叶反变换。

$$F_1(u, v) = \begin{cases} F_0(u, v) & (u, v) \text{ in } D_f \\ FT\{f_1(x, y)\} & \text{elsewhere} \end{cases}$$

然后通过更多得到迭代过程获得 f_3, f_4 等等,直到连续的两组数据间差距按照某一准则小于某个预先设定的阈值。

6. 根据权利要求 1 所述步骤 (4),其特征在于使用了非线性的频谱外推的方法来加强图像高频部分,通过以下步骤:

$$H = BP(s \times (\text{BOUND}(H_0)))$$

H_0 是在步骤 (3) 中得到的图像高频部分, BP 是高通滤波器, s 一个放大因子。其中 $\text{BOUND}(x)$ 函数如下:

$$\text{BOUND}(x) = \begin{cases} T & x > T \\ x & -T \leq x \leq T \\ -T & x < -T \end{cases}$$

$$T = (1-c)H_{0\max}$$

c 是位于 $(0,1)$ 剪切常数, $H_{0\max}$ 代表 H_0 中的最大值。BOUND(x) 为了过滤出高频部分。再用以下公式叠加高低频部分得到更高质量的图像。

$$I = I_0 + H$$

7. 根据权利 6 所述的所述的非线性频谱外推的方法, 其特征在于采用一种修正来代替其中剪切操作, 从而使幅度变化变缓, 修改的公式如下:

$$BOUND'(H_0(i, j)) = \text{sgn}(H_0(i, j))T'(i, j) \left| \frac{H_0(i, j)}{T'(i, j)} \right|^k$$

其中 k 是修正因子, 它越大修正的力度越小, $T'(i, j)$ 通过下面的公式计算:

$$H'_0 = LP(|H_0|)$$

$$T'(i, j) = (1-c)H'_0, c \in (0, 1)$$

其中 LP 是低通滤波。

8. 根据权利要求 7 所述的改进的非线性谱外推的方法, 其特征在于增强整幅图像时利用高频图像 H_0 的局部信息取代其整体信息, 对 H_0 进行包络检波, 用得到的包络代替 $H_{0\max}$ 作为剪切阈值的基准, 在整幅图像增强时能兼顾各种幅度的高频分量, 使图像在整体上均匀增强。

利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学成像领域,特别涉及一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法。

背景技术

[0002] 1971 年英国 EMI 公司 Hounsfield 研究成功第一台 CT 扫描机,1975 年美国 Ledkey 设计的一台全身 CT 机问世,它采用 X-ray 对人体扫描获取信息,经过计算机处理而获得重建图像,从而显著扩大了人体的检查范围,提高了病变的检出率和诊断的准确性。超声 CT 成像由 X-CT 发展而来,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。相比较 X-CT,超声具有无辐射而对人体无害的特点,并且造价低廉,在医学上以及无伤检测等领域具有广阔的应用前景。

[0003] 早期的超声 CT 图像重建方法借鉴了 X-CT 的成像方法,把超声在物体内的传播路径看成直线,对超声的折射和衍射(统称衍射)效应完全忽略,所以重建得到的图像是定性的,仅能显示轮廓,具有很大的误差。目前发展较快的方法是衍射层析成像方法,其基于波动学理论,将介质看成声学参量(密度 ρ , 声速 c) 等连续变化的非均匀体,其中声速的传播可以通过波动方程的解来描述。在 Born、Rytov 近似下,以傅里叶衍射投影定理为基础,建立了投影的傅氏变化和像函数的频域直接的联系,并且处理的过程中可以使用 FFT,重建速度快,能够产生准实时的成像。

[0004] 超声衍射层析成像方法有反射和透射两种方式。在应用中,只会采用其中一种方式,反射和透射的数据分别对应于 Edward 圆的高频和低频。因此,我们在采用其中一种方式的时候只会获得部分的频谱的信息。比如采用透射型的超声 CT 获取投影,将只能获取物体图像低频信息,高频部分的信息就会缺失,重建得到的图像质量就较低。本发明由此而来。

发明内容

[0005] 本发明是一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法。其解决了超声衍射层析成像中透射型方法获取的投影数据的频谱局限于低频而导致图像重建质量不高的缺陷,提出了一种新型的超声 CT 成像的方法。

[0006] 为了达到以上所述的目的,本发明的实施例采用如下技术方案:

[0007] 对所得到的各个方向的投影进行一维傅里叶变换,得到物体断层平面(即像函数)的频谱低频部分的信息,在对频域值进行二维傅里叶反变换,可以得到初始的图像。然后对初始的低频图像使用 G-P 算法,得到高频信息和初始的高频图像。再使用改进的非线性频谱外推的方法,利用了高频图像的局部信息,从而能兼顾各种幅度的高频分量,使图像在整体上均匀增强。

[0008] 一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT(计算机断层成像)图像重建方法,其特征在于所述方法包括以下步骤:

- [0009] (1) 使用透射型超声 CT 设备对物体进行 180° 扫描, 获取各个方向投影数据 ;
- [0010] (2) 利用衍射层析成像的由投影数据获得初始的重建图像 ;
- [0011] (3) 根据 G-P 算法获得初始的高频图像 ;
- [0012] (4) 用一种改进非线性频谱外推的方法增强高频图像, 然后得到更高质量的重建图像。

[0013] 本发明还有以下一些技术特征

[0014] 1 步骤 (2) 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 :

$$[0015] \quad FT_{1D}\{P_{\psi}(\xi)\}(k_{\xi}) = FT_{2D}\{f(x, y)\}(k_x, k_y)$$

[0016] 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)。

[0017] 2 根据衍射层析成像的方法, 我们对所得到的各个方向的投影数据都进行一维傅氏变换, 就可以得到像函数 $f(x, y)$ 的频谱, 再进行二维傅里叶反变换就可以得到像函数 $f(x, y)$ 。

[0018] 3 步骤 (3) 中对得到的初始的低频图像使用 G-P 算法来进行频谱外推, 以获取高频部分的信息。

[0019] 4G-P 算法利用成像区域的先验知识, 结合谱的解析性质通过迭代从不完整频谱推出整个空间谱的分布情况, 迭代过程如下 :

$$[0020] \quad f(x, y) = \begin{cases} ? & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0021] $f(x, y)$ 是像函数, D_s 代表已知的物体的最大尺寸, 是先验已知的。对之前步骤得到的频域数据 $F_0(u, v)$, 我们通过以下两组公式计算出对真实数据更精确的估计 $F_1(u, v)$ 和 $f_1(x, y)$:

$$[0022] \quad f_1(x, y) = \begin{cases} IFT\{F_0(u, v)\} & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0023] 其中, IFT 代表傅里叶反变换。

$$[0024] \quad F_1(u, v) = \begin{cases} F_0(u, v) & (u, v) \text{ in } D_f \\ FT\{f_1(x, y)\} & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0025] 然后通过更多得到迭代过程获得 f_3, f_4 等等, 直到连续的两组数据间差距按照某一准则小于某个预先设定的阈值。

[0026] 6. 步骤 (4) 使用了非线性的频谱外推的方法来加强图像高频部分, 通过以下步骤 :

$$[0027] \quad H = BP(s \times (\text{BOUND}(H_0)))$$

[0028] H_0 是在步骤 (3) 中得到的图像高频部分, BP 是高通滤波器, s 一个放大因子。其中 $\text{BOUND}(x)$ 函数如下

$$[0029] \quad \text{BOUND}(x) = \begin{cases} T & x > T \\ x & -T \leq x \leq T \\ -T & x < -T \end{cases}$$

[0030] $T = (1-c)H_{0\max}$

[0031] c 是位于 $(0, 1)$ 剪切常数, $H_{0\max}$ 代表 H_0 中的最大值。BOUND(x) 为了过滤出高频部分。再用以下公式叠加高低频部分得到更高质量的图像。

[0032] $I = I_0 + H$

[0033] 7 步骤 (4) 中非线性频谱外推的方法采用一种修正来代替其中剪切操作, 从而使幅度变化变缓, 修改的公式如下:

[0034] $BOUND'(H_0(i, j)) = \text{sgn}(H_0(i, j))T'(i, j) \left| \frac{H_0(i, j)}{T'(i, j)} \right|^k$

[0035] 其中 k 是修正因子, 它越大修正的力度越小, $T'(i, j)$ 通过下面的公式计算:

[0036] $H'_0 = LP(|H_0|)$

[0037] $T(i, j) = (1-c)H'_0, c \in (0, 1)$

[0038] 其中 LP 是低通滤波。

[0039] 8 改进的非线性谱外推的方法的特征在于增强整幅图像时利用高频图像 H_0 的局部信息取代其整体信息, 对 H_0 进行包络检波, 用得到的包络代替 $H_{0\max}$ 作为剪切阈值的基准, 在整幅图像增强时能兼顾各种幅度的高频分量, 使图像在整体上均匀增强。

[0040] 有益效果: 本发明首先建立衍射层析成像的基础上, 充分考虑了超声 CT 中超声在物体内部传播过程中的衍射作用, 获得较高精度的重建图像, 同时考虑了透射型衍射层析成像方法只能获得低频频谱的缺点, 先利用 G-P 算法得到初始的高频图像, 再使用一种改进的非线性频谱外推的算法, 利用了高频图像的局部信息, 从而能兼顾各种幅度的高频分量, 使图像在整体上均匀增强, 获得更高质量的重建图像。本发明的技术方案可以应用于医学等技术领域中。

附图说明

[0041] 下面集合附图和具体实例对本发明进行详细描述, 但不作为对本发明的限定。

[0042] 图 1 示出了频谱外推技术改进超声成像质量的超声 CT 超声图像重建方法的流程图。

[0043] 图 2 示出了本发明中衍射层析成像中使用的傅里叶衍射投影定理的原理图。

[0044] 图 3 示出了本发明中对投影数据进行傅里叶变化得到图像频谱的分布特点。

[0045] 图 4 示出了本发明中衍射层析成像得到的初始重建图像。

[0046] 图 5 示出了本发明中使用 G-P 算法得到的高频图像。

[0047] 图 6 示出了本发明使用改进的非线性频谱外推方法得到增强的重建图像。

具体实施方式

[0048] 本发明提供了一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法。

[0049] 为了使本发明的技术方案更加清楚, 下面结合附图和实施例对本发明做详细说明。

[0050] 图 1 示出了频谱外推技术改进成像质量的超声 CT 图像重建方法的流程图, 具体实施步骤如下:

[0051] 1 首先利用透射型超声 CT 设备对物体断层 (这里采用 Shepp-logan 模型) 进行

180° 扫描, 获得各个方向的超声投影值。

[0052] 2 使用衍射层析成像方法由投影数据获得初始的重建图像。衍射层析成像方法是以傅里叶衍射投影定理为基础, 建立了投影的傅氏变换和像函数的频域直接的联系。如图 2 所示, 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); 进而如图 3 所示对所得到的各个方向的投影进行一维傅里叶变换, 我们即可得到物体断层平面 (即像函数) 的频谱空间的信息, 在对频域值进行二维傅里叶反变换, 可以得到初始的图像。公式如下:

$$[0053] \quad FT_{1D}\{P_{\psi}(\xi)\}(k_{\xi}) = FT_{2D}\{f(x, y)\}(k_x, k_y)$$

[0054] 其中 $P_{\psi}(\xi)$ 代表入射角为 ψ 的投影值, $f(x, y)$ 为原像函数。对步骤 1 中的数据用此方法重建图像, 我们可以得到初始的重建图像, 如图 4 所示。

[0055] 3 在图 3 中我们可以看到衍射层析成像方法利用透射型超声 CT 得到的投影数据重建得到图像的频谱局限在低频部分 (半径为 $\sqrt{2}k_0$ 的圆内, k_0 为波数)。因此为了改善图像质量, 我们需要得到图像的高频信息, 这里本发明中对前面得到初始重建图像 (图 4) 使用 G-P 算法。具体方法是利用成像区域的先验知识, 结合谱的解析性质通过迭代从不完全频谱推出整个空间谱的分布情况, 迭代过程如下:

$$[0056] \quad f(x, y) = \begin{cases} ? & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0057] $f(x, y)$ 是像函数, D_s 代表已知的物体的最大尺寸, 是先验已知的。对前面步骤得到的频域数据 $F_0(u, v)$, 我们通过以下两组公式计算出对真实数据更精确的估计 $F_1(u, v)$ 和 $f_1(x, y)$:

$$[0058] \quad f_1(x, y) = \begin{cases} IFT\{F_0(u, v)\} & (x, y) \text{ in } D_s \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0059] 其中, IFT 代表傅里叶反变换。

$$[0060] \quad F_1(u, v) = \begin{cases} F_0(u, v) & (u, v) \text{ in } D_f \\ FT\{f_1(x, y)\} & \text{elsewhere} \end{cases}$$

[0061] 然后通过更多得到迭代过程获得 f_3, f_4 等等, 直到连续的两组数据间差距按照某一准则小于某个预先设定的阈值, 这样我们得到了图像的高频信息, 如图 5 所示。

[0062] 4 得到高频部分之后, 我们再采用改进的非线性频谱外推的方法来增强图像, 方法利用高频图像 H_0 的局部信息取代其整体信息, 对 H_0 进行包络检波, 用得到的包络代替 $H_{0\max}$ 作为剪切阈值的基准, 在整幅图像增强时能兼顾各种幅度的高频分量, 使图像在整体上均匀增强。利用如下公式:

$$[0063] \quad H = BP(s \times (\text{BOUND}(H_0)))$$

[0064] H_0 是在步骤 3 中得到的图像高频部分, BP 是高通滤波器, s 一个放大因子。其中 $\text{BOUND}(H_0)$ 函数如下:

$$[0065] \quad \text{BOUND}(H_0(i, j)) = \text{sgn}(H_0(i, j))T'(i, j) \left| \frac{H_0(i, j)}{T'(i, j)} \right|^k$$

[0066] 其中 k 是修正因子, 它越大修正的力度越小, $T'(i, j)$ 通过下面的公式计算:

$$[0067] \quad H'_0 = LP(|H_0|)$$

[0068] $T'(i, j) = (1-c)H'$, $c \in (0, 1)$

[0069] BOUND(x) 为了过滤出高频部分。再用以下公式叠加高低频部分得到更高质量的图像。

[0070] $I = I_0 + H$

[0071] 即得到增强的图像,如图 6 所示,对比图 4,图像质量有明显改善。

[0072] 上述实例只是为了说明本发明的的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人能够了解本发明的内容并据此实施,并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明精神实质所作的等效变换或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

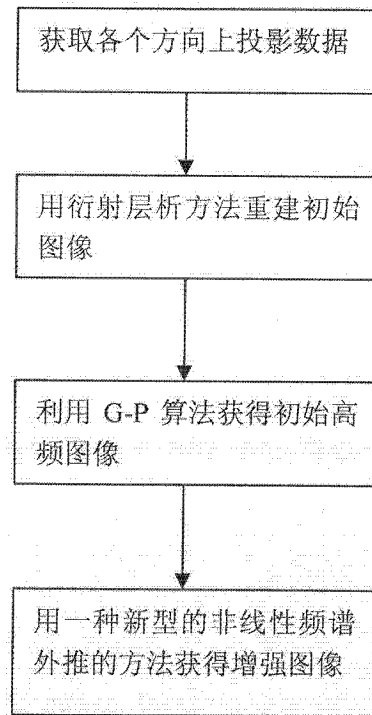


图 1

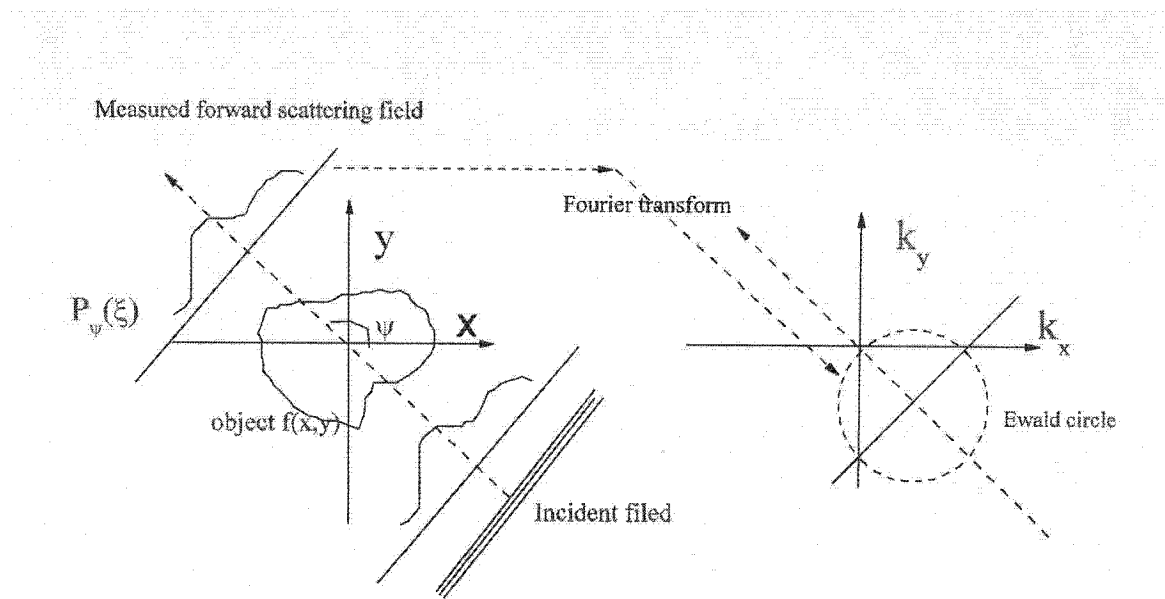


图 2

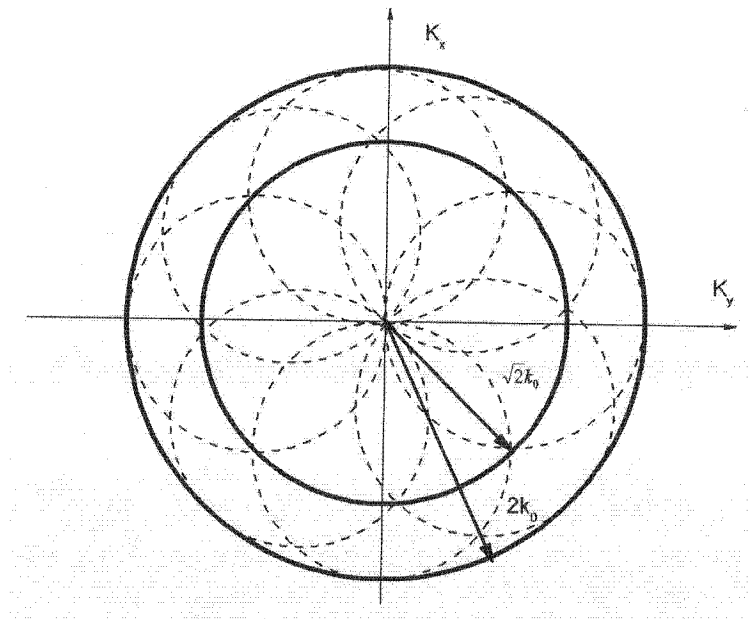


图 3

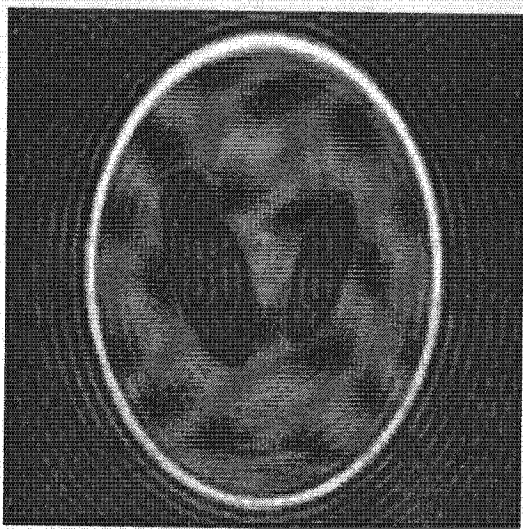


图 4

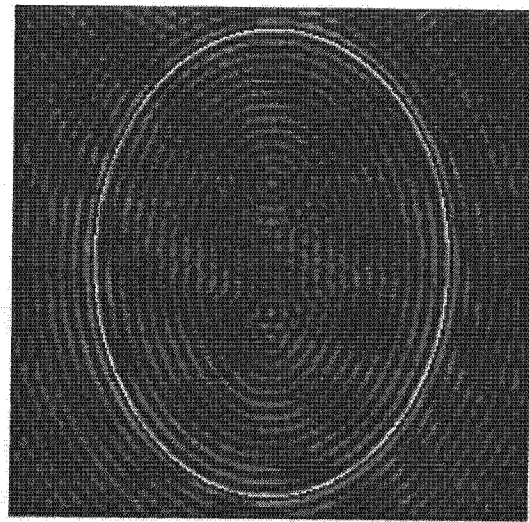


图 5

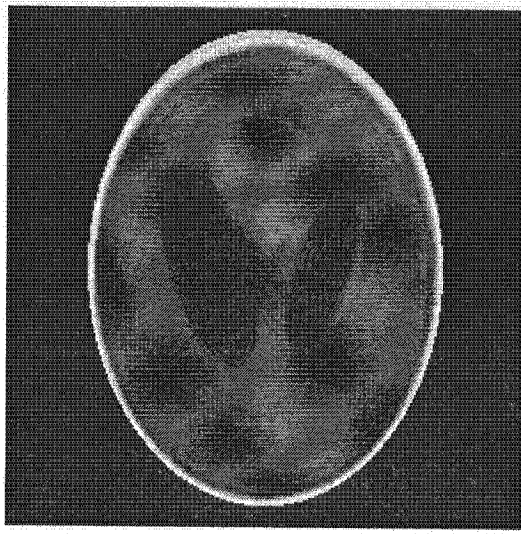


图 6

专利名称(译)	利用频谱外推技术改进成像质量的超声CT图像重建方法		
公开(公告)号	CN102651126A	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	CN201110044946.4	申请日	2011-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	徐世军		
申请(专利权)人(译)	徐世军		
当前申请(专利权)人(译)	徐世俊		
[标]发明人	徐世军		
发明人	徐世军		
IPC分类号	G06T5/50 A61B8/15		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种利用频谱外推技术改进成像质量的超声CT图像重建方法，该方法首先使用透射型超声CT设备对物体进行180°扫描，获取各个方向投影数据；对得到的各个方向的投影值进行一维傅氏变换，得到物体断层平面(即像函数)的频谱低频部分的信息，再对频域值进行二维傅氏反变换，可以得到初始的图像；然后对初始的低频图像使用G-P算法，得到高频信息和初始的高频图像；再使用改进的非线性频谱外推的方法，利用了高频图像的局部信息，兼顾了各种幅度的高频分量，使图像在整体上均匀增强。该方法有效解决了衍射层析法进行超声CT图像重建时，获得图像信息局限于低频的缺点，能获得更高质量的重建图像，且方法稳定可靠，在医学成像领域具有极大的应用价值。

