

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G06T 1/00

G06T 15/00

G06T 17/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510011236.6

[43] 公开日 2005 年 7 月 27 日

[11] 公开号 CN 1644171A

[22] 申请日 2005.1.21

[21] 申请号 200510011236.6

[71] 申请人 北京交通大学

地址 100044 北京市海淀区西直门外上园村 3 号

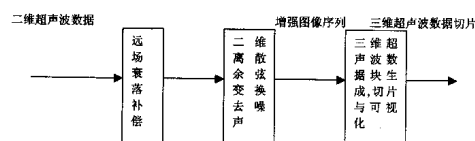
[72] 发明人 肖 扬 李红艳 胡绍海

权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 4 页

[54] 发明名称 高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法

[57] 摘要

高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法，其三维超声波图像获取系统由二维超声波图像设备与三维超声波图像数据处理系统构成，三维超声波图像数据处理系统以非定标方式构成三维图像数据，本发明采用远场补偿和二维离散余弦变换滤除斑点噪声来使三维超声波图像分辨率提高。本发明通过固定三维超声波图像数据的某个变量为常数获取三维超声波图像数据的多断层切片，使三维超声波图像数据的某个变量为其它变量的线性函数获取三维超声波图像数据的多角度切片。本发明使三维超声波图像数据的获取设备简化，本发明获得的人体检测部位深度方向多断层与多角度的切片信息是现有的二维超声波图像设备不能提供的。



ISSN 1008-4274

1. 高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 三维超声波图像获取系统由二维超声波图像设备与三维超声波图像数据处理系统构成, 三维超声波图像数据处理系统以非定标方式构成三维图像数据, 三维超声波图像数据处理系统对采集的二维超声波图像序列进行远场补偿, 去斑点噪声与图像增强, 获取三维图像数据的多断层和多角度切片数据, 对三维超声波数据可视化。

2. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于三维超声波图像数据处理系统以非定标方式构成三维图像数据, 其方法与步骤是, 用户选择采样频率和移动方式: 直线平移, 旋转, 角度偏移, 使用探测器扫描检测部位, 二维超声波图像设备将采集的B型扫描图像发送给三维超声波图像数据处理系统, 三维超声波图像数据系统对收到的二维超声波图像序列, 根据其相关性进行空间定标, 即: 第k次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, kT)$ 与第k-1次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, (k-1)T)$ 比较, 如果其平均误差小于给定阈值, 则舍弃第k次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, kT)$, 否则予以保留, 这里, T 为距离采样周期, 由 $k=1, \dots, K$, K 为采样总数。

3. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 三维超声波图像数据的远场补偿是将三维超声波图像数据表示为如下空时分布数据模型

$$x_1(n_1, n_2, kT) = x_0(n_1, n_2, kT) + n(n_1, n_2, kT) \quad (1)$$

$n(n_1, n_2, kT)$ 是超声波数据的斑点噪声, T 为距离采样周期, $k=1, \dots, K$, K 为采样总数, 解决远场衰落的方法是对式(1)中的数据 $x_1(n_1, n_2, kT)$ 进行下列运算:

$$x(n_1, n_2, kT) = x_1(n_1, n_2, kT) + En_1 \quad (2)$$

E 为补偿系数, 由用户确定, n_1 为图像的行变量。

4. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 三维超声波图像数据处理系统对采集的二维超声波图像序列去斑点噪声, 对于式(2), 固定离散采样时间 k , 仅对 $x(n_1, n_2, kT)$ 的第1变量和第2变量进行二维离散余弦变换

$$X(k_1, k_2, kT) = C \sum_{n_2=0}^{N_2-1} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} x(n_1, n_2, kT) \cos \frac{(2n_1+1)k_1\pi}{2N_1} \cdot \cos \frac{(2n_2+1)k_2\pi}{2N_2} \quad (3)$$

$k_1 = 0, 1, \dots, N_1, k_2 = 0, 1, \dots, N_2$, 其中

$$C = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 = 0, k_2 = 0 \\ \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 = 0, k_2 \neq 0 \text{ or } k_1 \neq 0, k_2 = 0 \\ \frac{2}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 \neq 0, k_2 \neq 0 \end{cases} \quad (4)$$

在二维频域处理超声波数据, 去除斑点噪声, 设斑点噪声的最大值是 T_0 ,

$$Y(k_1, k_2, kT) = X(k_1, k_2, kT) - T_0 \quad (5)$$

对 $Y(k_1, k_2, kT)$ 取二维离散余弦反变换:

$$y(n_1, n_2, kT) = C \sum_{k_2=0}^{N_2-1} \sum_{k_1=0}^{N_1-1} Y(k_1, k_2, kT) \cos \frac{(2k_1+1)n_1\pi}{2N_1} \cdot \cos \frac{(2k_2+1)n_2\pi}{2N_2} \quad (6)$$

这里的 C 在式(4)中给出;

分别对 $k=1, \dots, K$, 重复上述算法, 可获得经过远场补偿和去斑点噪声的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$ 。

5. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 三维超声波图像数据处理系统对采集的二维超声波图像序列进行图像增强, 在二维频域采用下列方法增强超声波图像:

- (1) 区域滤波: 只保留二维离散余弦变换低频部分能量及中区域的系数(低通滤波);
- (2) 逻辑比特分布: 在频域指定能量充沛的系数比特数多, 其他的系数比特数少;
- (3) 门限控制: 根据二维离散余弦变换系数设定门限, 门限以下的系数将被删除;
- (4) 矢量量化: 只保存能量集中部分的系数。

6. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 获取三维图像数据的多断层切片是对由式(6)获得的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$, 固定某一变量 $n_1 = n_{10}$, 或 $n_2 = n_{20}$, 或 $k = k_0$, 进而获得多断层三维超声波图像数据切片, $y(n_{10}, n_2, kT)$, $y(n_1, n_{20}, kT)$, $y(n_1, n_2, k_0T)$ 。

7. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 获取三维图像数据的多角度切片是对由式(6)获得的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$, 使某一变量 n_1 、或 n_2 、或 k 为另一变量 n_1 、或 n_2 、或 k 的线性函数, 进而获得三维超声波图像数据多角度切片, 如 $y(n_1, f(n_1), kT)$, $y(n_1, n_2, f(n_2)T)$, $y(f(k), n_2, kT)$ 。

8. 根据权利要求1所述高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法, 其特征在于, 三维超声波数据可视化是通过两种可视化工具完成, 第一种是多断层切片平面切片工具, 其实现方法由权利要求6的三维超声波图像数据多断层切片方法给出, 它可以显示用户指定的任意断层的超声波图像数据, 第二种是多角度切片工具, 其实现方法由权利要求7的三维超声波图像数据多角度切片方法给出, 它可以显示用户指定的任意角度的超声波图像数据。

高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法

技术领域

本发明涉及超声波医学图像，尤其是非定标三维超声波图像切片获取方法。

背景技术

现有的二维超声波图像设备通过一个线阵探测器向体内发出超声波脉冲并接收回波。回波的大小和时间用来产生一幅身体在扫描断面处的二维（2-D）的灰度图像（B型扫描）。但是现有的二维超声波图像设备不能提供观测人体部位深度方向多断层与多角度的切片信息，且由于受超声波的远场衰落和斑点噪声的影响，图像的分辨率较低。

基于二维超声波图像设备的免提三维（3-D）超声波图像方法设备，在现有的二维超声波图像设备上增加了空间位置传感器。由线阵探测器采集一系列二维图像数据，同时空间位置传感器对探测器扫描的方向和角度定标，进而构成三维图像数据。由于需要空间位置传感器对探测器进行空间定位，其实现技术复杂，成本大幅度增加。

基于二维超声波图像设备的免提三维超声波图像设备在技术方面存在三个问题。首先，位置传感器并不能精确地跟踪和检测探测器的扫描方向和角度。当用探测器放在人体胸部或腹部部位上不移动时，这时会发现取样图像仍在改变。这是因为人体胸部或腹部部位受呼吸影响是活动的。因此当任意地移动探测器的时候，位置传感器并不能给出精确的空间信息。其次，形成三维（3-D）超声波图像需要用到深度方向的远场数据，远场数据受到超声波的远场衰落和斑点噪声的影响。第三，不能提供观测人体部位多角度的切片信息。

发明内容

为解决现有的二维超声波图像设备不能提供观测人体部位深度方向多断层与多角度的切片信息的问题，及现有的免提三维超声波图像设备在技术方面存在的问题，本发明提出的三维超声波图像切片获取系统，对采集的二维超声波图像序列进行二维离散余弦变换与远场补偿，与免提三维超声波图像设备不同，本发明免除位置传感器，而由探测器的移动方式：匀速直线运动、旋转运动或角度偏移运动，对二维图像序列空间相关位置进行软定标，进而构成含空间信息的三维图像数据。本发明给出三维图像数据的多角度切片方法，可获取观测部位的三维超声波图像数据的多断层和多角度切片。

1. 系统构成及功能

本发明的三维超声波图像获取系统由二维超声波图像设备与三维超声波图像数据处理系统构成。

三维超声波图像数据处理系统的功能是：接收来自二维超声波图像设备的二维超声波图像序列，进行数据空间定标与数据处理，形成三维超声波图像数据，根据用户指令对三维超声波图像数据进行多断层、多角度切片和显示。

2. 三维超声波图像获取方法

完成上述的系统构成后，按下列步骤可获取观测部位的三维超声波图像数据的多断层和多角度切片。

步骤 1：数据采集与定标

用户选择采样频率与选择移动方式（例如匀速直线运动），使用探测器扫描感兴趣部位。二维超声波图像设备将采集的 B 型扫描图像发送给三维超声波图像数据处理系统。三维超声波图像数据系统对收到的二维超声波图像序列，根据其相关性进行空间定标。其方法是：第 k 次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, kT)$ 与第 $k-1$ 次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, (k-1)T)$ 比较，如果其平均误差小于给定阈值，则舍弃第 k 次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, kT)$ ，否则予以保留。这里， T 为距离采样周期，由 $k=1, \dots, K$, K 为采样总数。

步骤 2：三维超声波图像数据处理：三维超声波图像数据的远场补偿

考虑到超声波传感器的工作环境与二维超声波图像数据流的空时分布，第 k 次采样的原始图像数据 $x(n_1, n_2, kT)$ 常常不能反映真实的情况。 T 为距离采样周期，由用户移动探测器的速度和距离决定。 $k=1, \dots, K$, K 为采样总数。

三维超声波图像数据表示为如下数据模型

$$x_1(n_1, n_2, kT) = x_0(n_1, n_2, kT) + n(n_1, n_2, kT) \quad (1)$$

$n(n_1, n_2, kT)$ 是超声波数据的斑点噪声，超声波数据的位置与距离采样周期 T 有关。

本发明解决远场衰落的方法是对式 (1) 中的数据 $x_1(n_1, n_2, kT)$ 进行下列运算：

$$x(n_1, n_2, kT) = x_1(n_1, n_2, kT) + En_1 \quad (2)$$

E 为补偿系数，由用户确定， n_1 为图像的行变量

步骤3：三维超声波图像数据处理：三维超声波图像数据去斑点噪声

对于式(2)，固定离散采样时间 k ，仅对 $x(n_1, n_2, kT)$ 的第1变量和第2变量进行二维离散余弦变换

$$X(k_1, k_2, kT) = C \sum_{n_2=0}^{N_2-1} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} x(n_1, n_2, kT) \cos \frac{(2n_1+1)k_1\pi}{2N_1} \cdot \cos \frac{(2n_2+1)k_2\pi}{2N_2} \quad (3)$$

$k_1 = 0, 1, \dots, N_1, k_2 = 0, 1, \dots, N_2$ ，其中

$$C = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 = 0, k_2 = 0 \\ \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 = 0, k_2 \neq 0 \text{ or } k_1 \neq 0, k_2 = 0 \\ \frac{2}{\sqrt{N_1 N_2}}, k_1 \neq 0, k_2 \neq 0 \end{cases} \quad (4)$$

本发明算法在二维频域处理超声波数据，去除斑点噪声。设斑点噪声的最大值是 T_0 ，

$$Y(k_1, k_2, kT) = X(k_1, k_2, kT) - T_0 \quad (5)$$

对 $Y(k_1, k_2, kT)$ 取二维离散余弦反变换：

$$y(n_1, n_2, kT) = C \sum_{k_2=0}^{N_2-1} \sum_{k_1=0}^{N_1-1} Y(k_1, k_2, kT) \cos \frac{(2k_1+1)n_1\pi}{2N_1} \cdot \cos \frac{(2k_2+1)n_2\pi}{2N_2} \quad (6)$$

这里的 C 在式(4)中给出。

分别对 $k=1, \dots, K$ ，重复上述算法，可获得经过远场补偿和去斑点噪声的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$ 。

步骤4：三维超声波图像数据处理：超声波图像增强

在二维频域，采用下列方法增强超声波图像：

- (1) 区域滤波：只保留二维离散余弦变换低频部分能量及中区域的系数（低通滤波）；
- (2) 逻辑比特分布：在频域指定能量充沛的系数比特数多，其他的系数比特数少；
- (3) 门限控制：根据二维离散余弦变换系数设定门限，门限以下的系数将被删除；
- (4) 矢量量化：只保存能量集中部分的系数。

步骤5：三维超声波图像数据切片：三维超声波图像数据多断层切片方法

对由式(6)获得的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$ ，固定某一变量 $n_1 = n_{10}$ ，

或 $n_2 = n_{20}$ ，或 $k = k_0$ 可获得多断层三维超声波图像数据切片， $y(n_{10}, n_2, kT)$ ， $y(n_1, n_{20}, kT)$ ， $y(n_1, n_2, k_0T)$ 。

步骤6：三维超声波图像数据切片：三维超声波图像数据多角度切片方法

对由式(6)获得的三维超声波图像数据 $y(n_1, n_2, kT)$ ，使某一变量 n_1 ，或 n_2 ，或 k 为另一变量 n_1 ，或 n_2 ，或 k 的线性函数，可获得三维超声波图像数据多角度切片，如 $y(n_1, f(n_1), kT)$ ， $y(n_1, n_2, f(n_2)T)$ ， $y(f(k), n_2, kT)$ 等。

步骤7：三维超声波数据可视化

图4给出了可视化的算法流程。本文发明的三维超声波图像可视化系统提供了两种可视化工具。

第一种是多断层切片平面切片工具，其实现方法由步骤5的三维超声波图像数据多断层切片方法给出。它可以显示用户指定的任意断层的超声波图像数据。

第二种是断层切片平面切片工具，其实现方法由步骤6的三维超声波图像数据多角度切片方法给出。它可以显示用户指定的任意角度的超声波图像数据。

发明效果：

本发明免除位置传感器而采用软定标方法构成三维超声波图像数据，使三维超声波图像数据的获取设备简化。本发明采用远场补偿和二维离散余弦变换滤波除斑点噪声来使三维超声波图像分辨率提高。本发明通过固定三维超声波图像数据的某个变量为常数获取三维超声波图像数据的多断层切片，通过使三维超声波图像数据的某个变量为其它变量的线性函数获取三维超声波图像数据的多角度切片。人体检测部位深度方向多断层与多角度的切片信息是现有的二维超声波图像设备不能提供的。

附图说明

图1. 三维超声波图像系统硬件组成示意图

图2. 三维超声波图像处理系统模块

图3. 图像增强结果比较：(a) 原始图像；(b1) 离散余弦低通滤波结果；(b2) 离散余弦高通滤波结果；(b3) 离散余弦带通滤波结果；(c1), (c2), (c3), (c4)分别为上述图像的中值滤波结果。

图4. 使用预定的运动类型（匀速直线运动）的三维可视化

图5. 超声波图像三维可视化：(a) 三维超声波图像的表面灰度视图；(b) 三维超声波图像的表面伪彩色视图；(c) 三维超声波图像的3断层灰度切片；(d) 三维超

声波图像的3断层伪彩色切片。

图6. 超声波图像的三维灰度视图：(a)、(b)和(c)分别为不同角度的灰度切片图像。

具体实施方式

图4显示了一个匀速直线运动类型的三维超声波图像可视化处理过程与结果。三维超声波图像处理系统将接收到的二维超声波图像序列存入视频(Avi)文件，然后按移动方式对二维图像序列空间定标，远场补偿与去斑点噪声处理使图像增强，再将处理后的三维超声波图像进行切片处理和显示。

1. 中间结果：三维超声波图像数据的远场补偿与去斑点噪声

采用本发明的三维超声波图像处理系统，经过上述步骤1-步骤3，实现对三维超声波图像数据的远场补偿与去斑点噪声处理，获得图3的图像增强结果，图3(a)为原始图像；图3(b1)为离散余弦低通滤波结果；图3(b2)为离散余弦高通滤波结果；图3(b3)离散余弦带通滤波结果；图3(c1)-(c4)分别为上述图像的中值滤波结果。

2. 最终结果：三维超声波图像多断层切片与多角度切片

采用本发明的三维超声波图像处理系统，经过上述步骤1-步骤6，实现三维超声波图像的多断层切片：

图5(a)为三维超声波图像的表面灰度视图；

图5(b)为三维超声波图像的表面伪彩色视图；

图5(c)为三维超声波图像的3断层灰度切片；

图5(d)为三维超声波图像的3断层伪彩色切片。

现有二维超声波图像设备无法获取图5的数据信息。

采用本发明的三维超声波图像处理系统，经过上述步骤1-步骤5，与步骤7，实现三维超声波图像的多角度切片：图6为三维超声波图像的多角度灰度切片，其中图6中的(a)、(b)和(c)分别为不同角度的灰度切片结果。

图5和图6显示了利用现有二维超声波图像系统及本发明提供的三维超声波图像处理系统所获得三维超声波图像切片结果。现有二维超声波图像设备无法获取图6的数据信息。

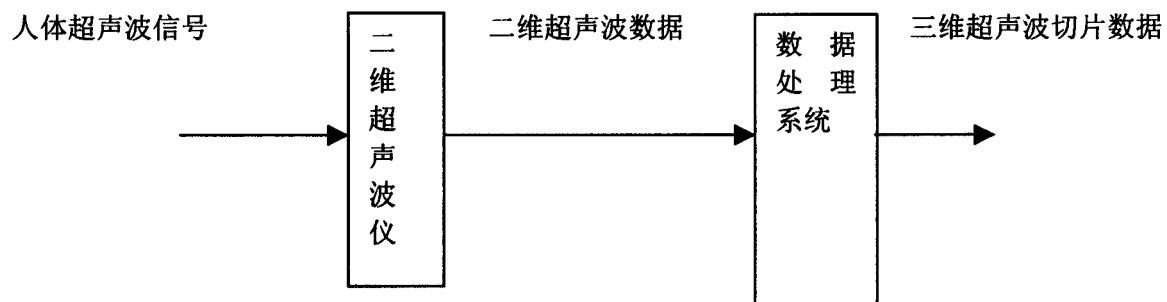


图 1

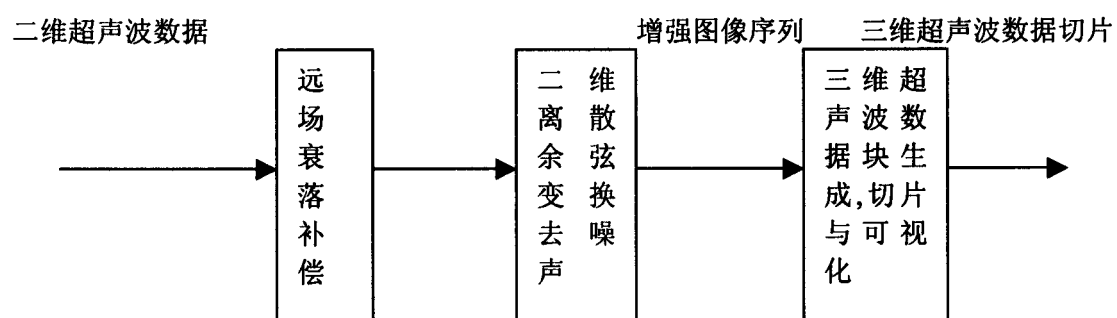


图 2

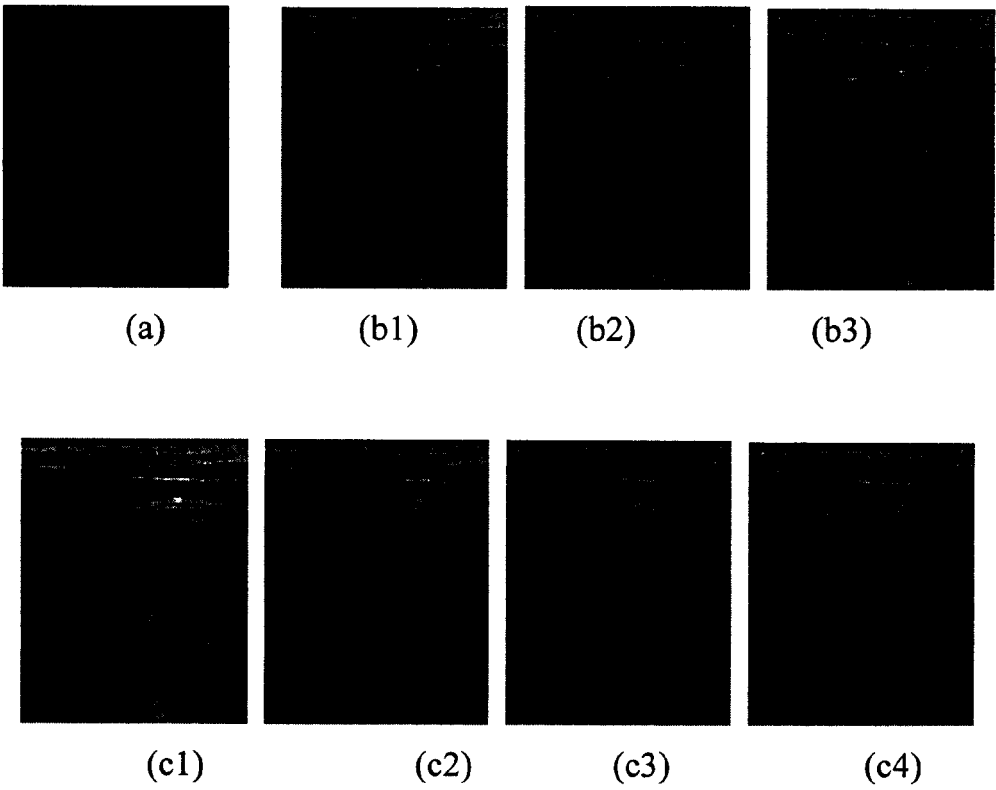


图 3

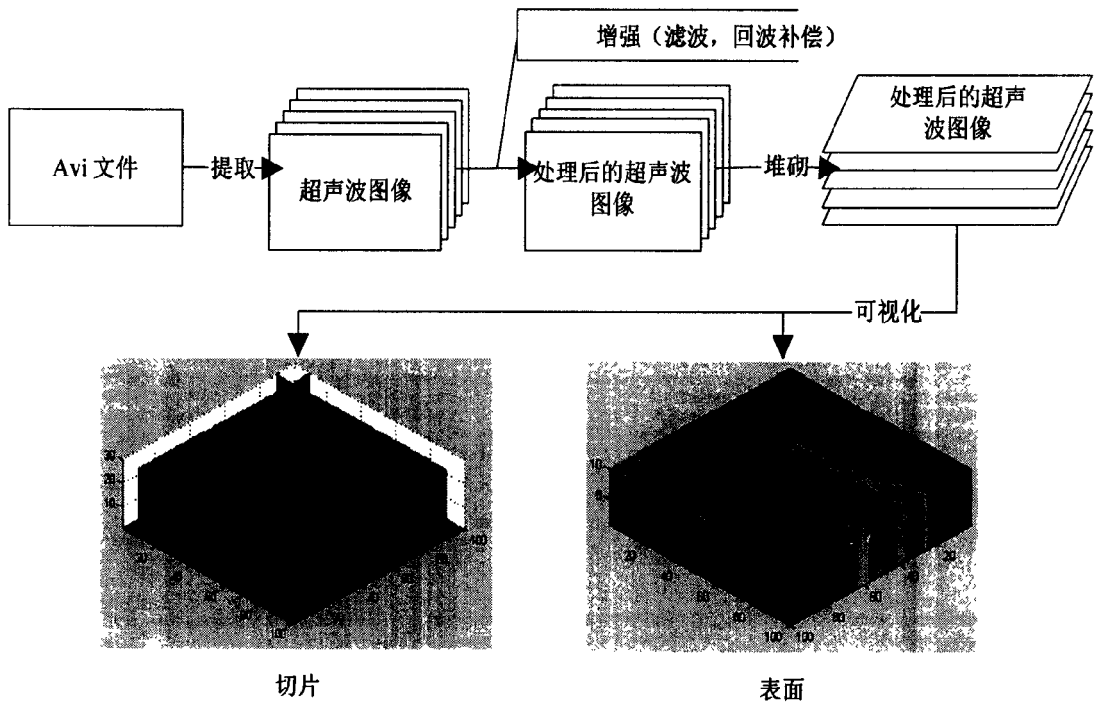


图 4

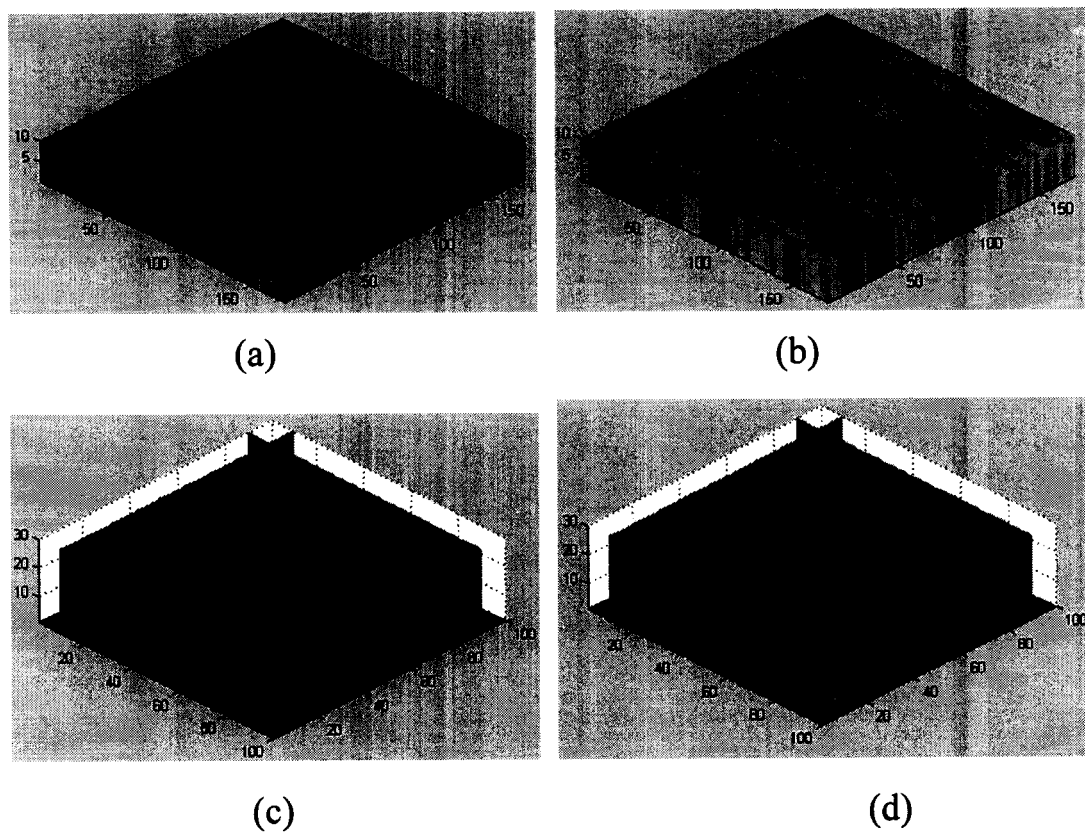


图 5

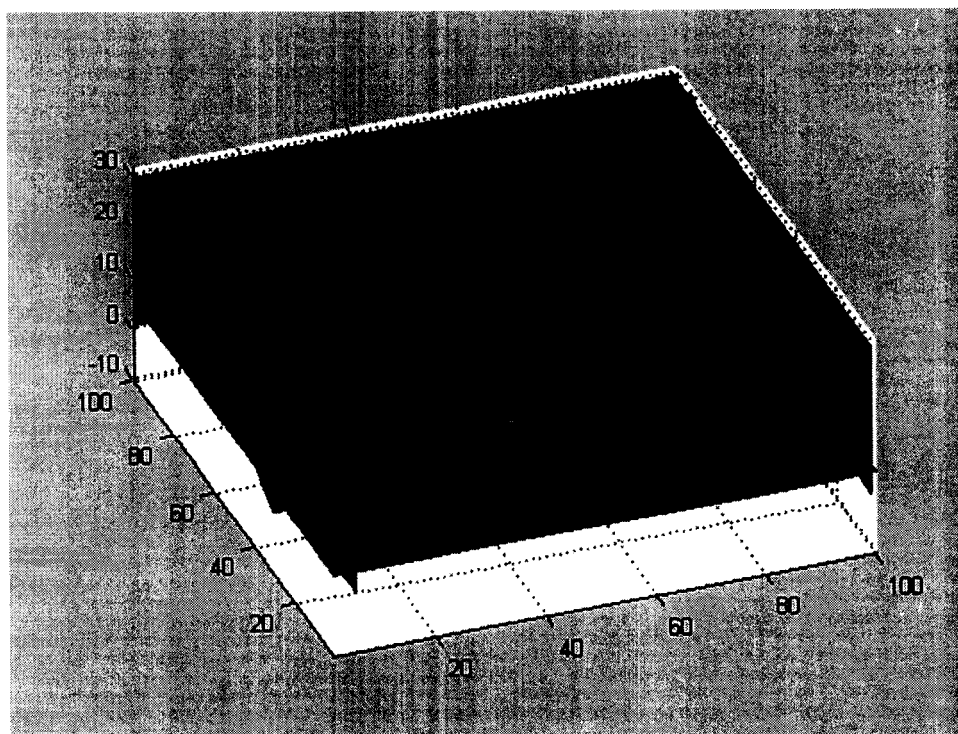


图 6 (a)

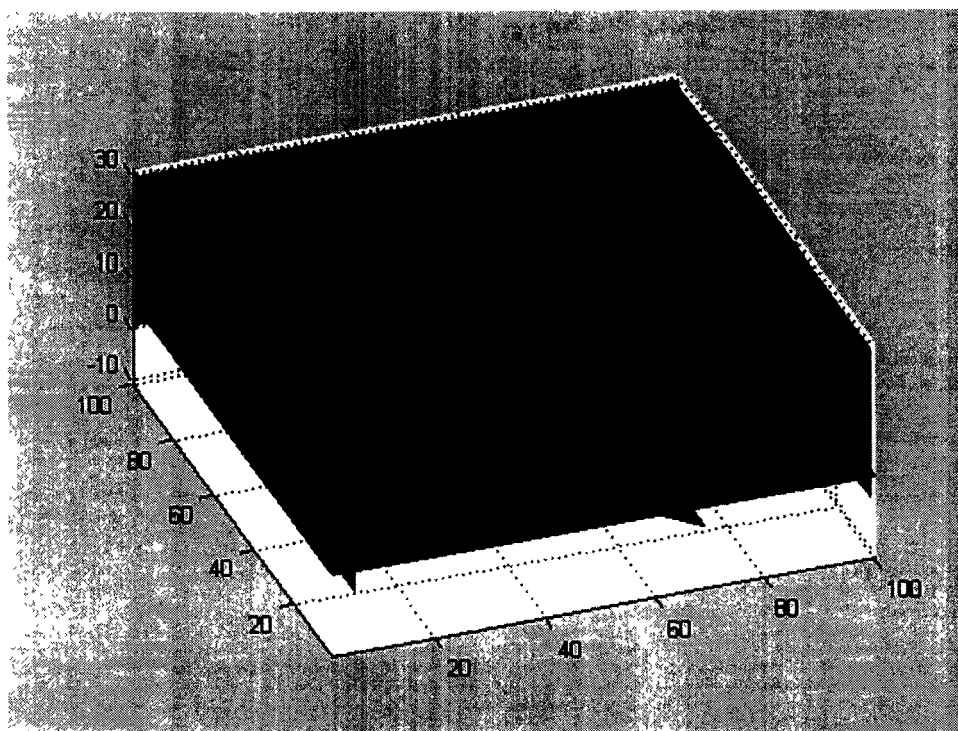


图 6 (b)

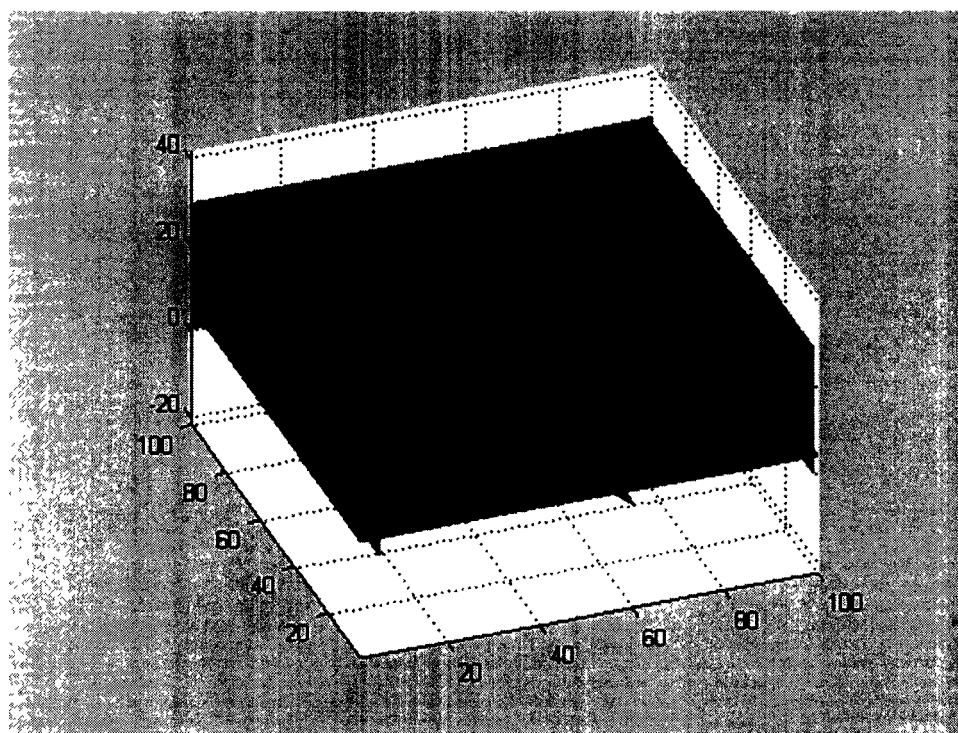


图 6 (c)

专利名称(译)	高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法		
公开(公告)号	CN1644171A	公开(公告)日	2005-07-27
申请号	CN200510011236.6	申请日	2005-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京交通大学		
[标]发明人	肖扬 李红艳 胡绍海		
发明人	肖扬 李红艳 胡绍海		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/00 G06T17/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

高分辨率非定标三维超声波图像切片获取方法，其三维超声波图像获取系统由二维超声波图像设备与三维超声波图像数据处理系统构成，三维超声波图像数据处理系统以非定标方式构成三维图像数据，本发明采用远场补偿和二维离散余弦变换滤波除斑点噪声来使三维超声波图像分辨率提高。本发明通过固定三维超声波图像数据的某个变量为常数获取三维超声波图像数据的多断层切片，使三维超声波图像数据的某个变量为其它变量的线性函数获取三维超声波图像数据的多角度切片。本发明使三维超声波图像数据的获取设备简化，本发明获得的人体检测部位深度方向多断层与多角度的切片信息是现有的二维超声波图像设备不能提供的。

