



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101449983 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 10

(21) 申请号 200710197056. 0

96-102, 104, 105 页 .

(22) 申请日 2007. 11. 29

审查员 方炜园

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 姚斌 蒋勇 黄勇 胡勤军

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 刘宗杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06F 17/10(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6192164 B1, 2001. 02. 20, 全文 .

CN 1891159 A, 2007. 01. 10, 全文 .

MIN HUA LEE ET AL. Analysis of a Scan Conversion Algorithm for a Real-Time Sector Scanner. 《IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING》. 1986, 第 MI-5 卷 (第 15 期), 第

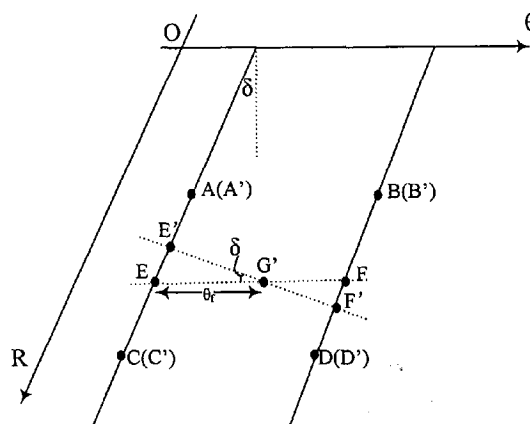
权利要求书3页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法和装置

(57) 摘要

本发明提供了一种用于超声系统中线性偏转成像的扫描变换插值的方法和装置,该方法根据扫描线的偏转角度,计算点扩散函数主方向上待插值点最相关的点并且沿着点扩散函数主方向进行插值,从而得到更加精确的插值结果数据。



1. 一种用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法,包括下列步骤:

将显示坐标系下的坐标点进行坐标变换,将其转换为采集数据坐标系下的待插值坐标点;

其特征在于,所述方法还包括下列步骤:

根据扫描线的偏转角度,计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标;

根据所述两个交点的坐标,确定所述最邻近两条扫描线上与所述两个交点最接近的四个插值点;

利用所述最接近的四个插值点,沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值;

利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值。

2. 如权利要求 1 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法,其特征在于,按照下列公式计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标:

$$\begin{cases} E'_R = R + \theta_f \times \sin(\delta) \times K \\ E'_\theta = \theta_i \end{cases}$$

$$\begin{cases} F'_R = R + (1 - \theta_f) \times \sin(\delta) \times K \\ F'_\theta = \theta_i + 1 \end{cases}$$

$$K = \text{unit}_\theta / \text{unit}_R$$

其中待插值点的坐标为 $G'(R, \theta)$, 所述两个交点的坐标分别为 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 和 $F'(F'_R, F'_\theta)$, unit_θ 为 θ 方向的单位采样物理间距, unit_R 为 R 方向的采样物理间距, δ 为扫描线的偏转角度, θ_i 为所述两个交点之一 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 所在扫描线上的点在 θ 方向的坐标, θ_f 为待插值点 $G'(R, \theta)$ 与所述两个交点之一 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 所在扫描线上的和待插值点 $G'(R, \theta)$ 同深度的点在 θ 方向上的距离。

3. 如权利要求 2 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法,其特征在于,按照下列公式,利用所述最接近的四个插值点、沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值:

$$E' = A' \times (1-r1) + C' \times r1$$

$$F' = B' \times (1-r2) + D' \times r2$$

$$r1 = E'_R - E'_{Ri}$$

$$r2 = F'_R - F'_{Ri}$$

其中四个插值点的坐标分别为 $A'(E'_{Ri}, E'_\theta)$ 、 $B'(F'_{Ri}, F'_\theta)$ 、 $C'(E'_{Ri+1}, E'_\theta)$ 、 $D'(F'_{Ri+1}, F'_\theta)$, 两个交点的坐标分别为 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 和 $F'(F'_R, F'_\theta)$ 。

4. 如权利要求 3 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法,其特征在于,按照下列公式,利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值:

$$G' = E' \times (1 - \theta_f) + F' \times \theta_f$$

5. 如权利要求 1 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法,其特征在于,所述显示坐标系为直角坐标系,所述采集数据坐标系为极坐标系。

6. 一种用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值装置,包括:

将显示坐标系下的坐标点进行坐标变换,将其转换为采集数据坐标系下的待插值坐标点的模块;

其特征在于,所述装置还包括:

根据扫描线的偏转角度,计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标的模块;

根据所述两个交点的坐标,确定所述最邻近两条扫描线上与所述两个交点最接近的四个插值点的模块;

利用所述最接近的四个插值点,沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值的模块;

利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值的模块。

7. 如权利要求 6 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值装置,其特征在于,按照下列公式计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标:

$$\begin{cases} E'_R = R + \theta_f \times \sin(\delta) \times K \\ E'_\theta = \theta_i \end{cases}$$

$$\begin{cases} F'_R = R + (1 - \theta_f) \times \sin(\delta) \times K \\ F'_\theta = \theta_i + 1 \end{cases}$$

$$K = \text{unit}_\theta / \text{unit}_R$$

其中待插值点的坐标为 $G'(R, \theta)$,所述两个交点的坐标分别为 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 和 $F'(F'_R, F'_\theta)$, unit_θ 为 θ 方向的单位采样物理间距, unit_R 为 R 方向的采样物理间距, δ 为扫描线的偏转角度, θ_i 为所述两个交点之一 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 所在扫描线上的点在 θ 方向的坐标, θ_f 为待插值点 $G'(R, \theta)$ 与所述两个交点之一 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 所在扫描线上的和待插值点 $G'(R, \theta)$ 同深度的点在 θ 方向上的距离。

8. 如权利要求 7 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值装置,其特征在于,按照下列公式,利用所述最接近的四个插值点、沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值:

$$E' = A' \times (1-r1) + C' \times r1$$

$$F' = B' \times (1-r2) + D' \times r2$$

$$r1 = E'_R - E'_{Ri}$$

$$r2 = F'_R - F'_{Ri}$$

其中四个插值点的坐标分别为 $A'(E'_{Ri}, E'_\theta)$ 、 $B'(F'_{Ri}, F'_\theta)$ 、 $C'(E'_{Ri+1}, E'_\theta)$ 、 $D'(F'_{Ri+1}, F'_\theta)$,两个交点的坐标分别为 $E'(E'_R, E'_\theta)$ 和 $F'(F'_R, F'_\theta)$ 。

9. 如权利要求 8 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值装置,其特征在于,按照下列公式,利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值:

$$G' = E' \times (1 - \theta_f) + F' \times \theta_f。$$

10. 如权利要求 6 所述的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值装置,其特征在于,所述显示坐标系为直角坐标系,所述采集数据坐标系为极坐标系。

超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于超声成像的扫描变换插值方法,特别涉及超声成像系统中线阵偏转成像的扫描变换插值方法以及采用上述方法的装置。

背景技术

[0002] 医用超声成像诊断设备利用超声波在人体中的传播,通过发射超声波并且接收人体组织散射或者反射的超声波信息进行各种模式的成像,成像信息实时地显示在显示器上。

[0003] 常规的超声成像装置均是通过扫描变换系统获得最终的显示器上显示的图像数据的。这是因为超声成像装置接收的数据一般都不是按照显示器上的显示像素坐标(即直角坐标)位置进行接收合成的,所获得的超声信息通常以极坐标的形式表示,而实际上显示器所显示的栅格数据通常以笛卡儿坐标表示,因此显示器显示的像素直角坐标需要经过坐标变换转换为采集数据的坐标(即极坐标),然后根据该坐标进行插值计算从而获得最终显示的像素直角坐标位置的超声信息,这个过程称为扫描变换插值,这种将探头扫描获得的超声信息转换为最终显示图像的方法就是扫描变换方法。可见,扫描变换系统包括两个主要步骤,一是坐标变换,一是插值。

[0004] 在文章“Analysis of a scan conversion algorithm for a real-time sector scanner,” IEEE Transactions on medical imaging, Vol.MI-5, No. 2, June 1986 中, M. H. Lee 等人描述了常规的扫描变换方法,其中使用的是双线性插值方法。如图 1 所示, R 方向为深度方向, θ 方向为角度方向。假设 $G(x, y)$ 是显示直角坐标系上需要显示的一点,首先使用坐标变换获得该点在扫描坐标系 $R-\theta$ 坐标系下的坐标 $G'(R, \theta)$, 选择与 $G'(R, \theta)$ 最接近的四个点 A、B、C、D 进行双线性插值以获得 G' (也就是 G 点) 点的超声信息。假设两条相邻扫描线之间的夹角归一化为 1, 两个相邻深度的点的距离归一化为 1, 则这四个点的坐标分别为: $A(R_i, \theta_i)$ 、 $B(R_i, \theta_i+1)$ 、 $C(R_i+1, \theta_i)$ 、 $D(R_i+1, \theta_i+1)$, 其中 R_i 为 R 值取整, θ_i 为 θ 取整。以归一化的夹角和归一化的距离作为权重, 首先沿着 R 方向利用 A 点和 C 点插值得出 E 点的值、利用 B 点和 D 点插值得出 F 点的值, 然后利用 E 点和 F 点沿着 θ 方向插值得到 G' 点的值。插值均使用线性插值, 两点的权重根据 G' 点与这些点在该方向上的距离决定, 计算公式如下:

$$[0005] \quad E = A \times (1-R_f) + C \times R_f$$

$$[0006] \quad F = B \times (1-R_f) + D \times R_f$$

$$[0007] \quad G' = E \times (1-\theta_f) + F \times \theta_f$$

[0008] 其中

$$[0009] \quad R_f = 1 - R_i$$

$$[0010] \quad \theta_f = 1 - \theta_i$$

[0011] 对于显示坐标系下的显示像素点均进行坐标变换与插值, 从而得到每个点的值并且进行显示。

[0012] 现有技术的缺点在于使用的是双线性插值的方法,其利用在深度上最接近的四个点进行插值,但是实际上,对于超声成像而言,应该使用的是沿着点扩散函数的主方向进行插值得到的插值数据才是更加准确的。一般而言,点扩散函数 (PSF) 的主方向是与深度方向垂直的,因此,对于非偏转线阵、凸阵、相控阵成像而言,由于 PSF 方向与垂直深度的方向(也就是同深度方向)一致,所以进行坐标变换、取值进行插值均可以看作是在 PSF 主方向上进行的;但是,对于偏转的线阵成像而言,PSF 主方向与同深度方向是不一致的,如果使用常规的双线性插值方法,使用的就只是沿着同深度方向进行的插值,而不是沿着 PSF 主方向进行的插值,由此得到的插值结果并不是最准确的。

发明内容

[0013] 针对现有技术的不足,本发明提出了一种针对线阵偏转成像的扫描变换插值的方法以及采用该方法的装置,由于该方法使用的插值是沿着点扩散函数 (PSF) 主方向进行的,因此得到的插值结果比常规方法更加准确。为了实现这一目的,本发明采用了如下的技术方案。

[0014] 按照本发明的一个方面,提供了一种用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值的方法,该方法包括以下步骤:对显示坐标系下的坐标点进行坐标变换,将其转换为采集数据坐标系下的待插值坐标点;根据扫描线的偏转角度,计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标;根据所述两个交点的坐标,确定所述最邻近两条扫描线上与所述两个交点最接近的四个插值点;利用所述最接近的四个插值点,沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值;利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值。

[0015] 按照本发明的另一方面,提供了一种用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值的装置,其包括:对显示坐标系下的坐标点进行坐标变换,将其转换为采集数据坐标系下的待插值坐标点的模块;根据扫描线的偏转角度,计算所述待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近两条扫描线相交的两个交点的坐标的模块;根据所述两个交点的坐标,确定所述最邻近两条扫描线上与所述两个交点最接近的四个插值点的模块;利用所述最接近的四个插值点,沿扫描线方向插值得到所述两个交点的值的模块;利用所述两个交点的值,沿所述待插值坐标点的点扩散函数主方向插值得到所述待插值坐标点的值的模块。

[0016] 本发明的有益效果是:由于点扩散函数描述了空间一点的影响范围,因此也同时描述了与该点最相关的位置,所以使用 PSF 主方向进行插值可以得到最精确的结果,对于线阵偏转成像模式来说,相比常规技术使用的沿着垂直于深度方向的方向进行插值的方法,本发明的沿着 PSF 主方向进行插值的方法可以得到更加准确的插值结果数据。

附图说明

[0017] 图 1 是常规 DSC 双线性插值方法的图示;

[0018] 图 2 示出的是线阵非偏转成像的点扩散函数图;

[0019] 图 3 示出的是线阵非偏转成像的扫描线和点扩散函数图;

[0020] 图 4 示出的是线阵偏转成像的扫描线和点扩散函数图;

[0021] 图 5 是线阵偏转成像的常规插值方法的图示;

[0022] 图 6 是按照本发明的超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法的图示；

[0023] 图 7 是按照本发明的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值的装置的示意性结构框图。

具体实施方式

[0024] 如图 2 所示,为线阵非偏转成像的点扩散函数图,图中坐标系 R 方向为扫描线接收方向(非偏转情况下等同于深度方向), θ 方向为探头方向,发射接收方向是沿着深度方向的。假设空间有一个点,那么这个点的点扩散函数(二维)就应该如图 2 所示的白点,由于一般的超声成像 θ 方向的分辨率比 R 方向的分辨率低,因此点扩散函数图是一个扁的椭圆形,可以定义点扩散函数的主方向为该椭圆形的长轴方向。点扩散函数描述了空间一个点在超声成像后的形状。同时也描述了空间一个点在超声图像中所影响的区域。如图 3 所示,为线阵非偏转成像的扫描线与点扩散函数图,图中白线为扫描线,扫描线一般与发射方向一致,而点扩散函数的主方向与发射方向垂直,因此,点扩散函数的主方向也与扫描线方向垂直。为此,可以知道,点扩散函数决定了扫描线上的点与待插值点的相关程度,点扩散函数与扫描线相交的部分,能量越强,那么该部分就与该点的值越相关。

[0025] 对于线阵偏转成像而言,如图 4 所示,扫描线进行了偏转,不再垂直于探头表面,而是与探头表面有一定角度的偏转,因此 R 方向也与深度方向有一定的夹角。由于声场发射方向与扫描线方向一致,因此,点扩散函数仍然是垂直于扫描线的,但是点扩散函数的主方向不再与深度方向垂直。

[0026] 如图 5 所示为常规的扫描变换插值方法在线阵偏转成像中应用的情况,显示坐标系中需要显示的点为 G,进行坐标变换为 R- θ 坐标后得到对应点 G'(R, θ),在与点 G'(R, θ) 最邻近的两条扫描线上各选择与点 G'(R, θ) 最接近的两个点,得到 A、B、C、D 四个点,其中 A 和 B 深度相同, C 和 D 深度相同,并且 A 和 C 在同一条扫描线上, B 和 D 在同一条扫描线上。利用 A 点和 C 点进行线性插值得到 E 点的值,利用 B 点和 D 点进行线性插值得到 F 点的值, E 和 F 与 G' 位于同一深度,然后利用 E 点和 F 点插值得到 G' 点的值。公式如下:

$$[0027] \quad E = A \times (1 - R_f) + C \times R_f$$

$$[0028] \quad F = B \times (1 - R_f) + D \times R_f$$

$$[0029] \quad G' = E \times (1 - \theta_f) + F \times \theta_f$$

[0030] 其中

$$[0031] \quad R_f = 1 - R_i$$

$$[0032] \quad \theta_f = 1 - \theta_i$$

[0033] 由此可以看到,常规的插值方法是沿着同一深度的两个点插值得到待插值点的值。然而,对于线阵偏转的情况,G' 点的点扩散函数垂直于扫描线,因此它不是平行于 θ 轴,而是与 θ 轴有一定的偏转角度;所以,常规的插值方法并不是使用与 G' 点最相关的两个点进行插值来得到最准确的值的。

[0034] 本发明通过进行偏转,根据点扩散函数的主方向计算扫描线上与待插值点最相关的两个点用于进行插值得到最准确的结果。

[0035] 如图 6 所示为按照本发明的线阵偏转成像的插值方法,假设扫描线偏转角度为

δ , 并且假设待插值点 G 在采集数据的坐标系下的对应点为 G' , 那么常规的插值方法是使用与 G' 同深度的 E 点和 F 点进行插值得到 G' 点的值, 但是实际上, 由于进行了偏转发射, G' 点的点扩散函数也是有一定角度的偏转的, 如图 4 所示, 点扩散函数也是与 θ 轴有 δ 角的偏转而且垂直于扫描线。因此, 通过使用与点扩散函数主方向最相关的两个点来插值得到 G' 点的值可以得到比常规的插值方法更加精确的结果。假设 E' 点和 F' 点是经过 G' 点并且垂直于最邻近两条扫描线的直线与相应扫描线相交的交点 (如图 6 所示), 由于 E' 点与 F' 点位于 G' 点的点扩散函数的主方向上, 因此, 这两个点是最邻近两条扫描线上与 G' 点最相关的点。按照本发明的扫描变换插值方法, 首先计算 E' 点和 F' 点的坐标, 然后利用扫描线上的点沿着 R 方向插值分别得到 E' 点和 F' 点的值, 最后利用 E' 点和 F' 点插值得到 G' 点的值。

[0036] 假设两条相邻扫描线之间的夹角归一化为 1, 一条扫描线上两个相邻深度的点的距离归一化为 1, 设待插值点的坐标为 $G' (R, \theta)$, 设 E' 点和 F' 点的坐标分别为 (E_R', E_θ') 和 (F_R', F_θ') , 那么由图 6 可以得到计算 E' 点和 F' 点坐标的公式为:

$$[0037] \quad \begin{cases} E_R' = R + \theta_f \times \sin(\delta) \times K \\ E_\theta' = \theta_i \end{cases}$$

$$[0038] \quad \begin{cases} F_R' = R + (1 - \theta_f) \times \sin(\delta) \times K \\ F_\theta' = \theta_i + 1 \end{cases}$$

$$[0039] \quad K = \text{unit}_\theta / \text{unit}_R$$

[0040] 其中, unit_θ 为 θ 方向的单位采样物理间距 (即相邻两条扫描线的间距), unit_R 为 R 方向的采样物理间距 (即扫描线上两个点的间距)。

[0041] E' 点与 F' 点的 R 坐标并不一定在同一深度, 随着偏转角的变大, 其 E' 点与 F' 点的 R 坐标相差也会比较大。对于常规的插值计算而言, 用来进行插值的 E 点和 F 点是与 G' 点同深度的点, 因此插值所需要用到的是在同深度方向上与 G' 最接近的四个点 A、B、C、D 进行插值, 但是对于偏转成像, 与 G' 最相关的信息并不是在与 G' 所在位置最接近的这四点, 而是在 PSF 主方向上与 G' 所在位置最接近的四个点上, 本发明使用的就是根据 PSF 主方向计算的两个最接近的点 E' 与 F' , 分别在两条扫描线上找到与 E' 点最接近的两个点 A' 和 C' , 与 F' 点最接近两个点 B' 和 D' , 利用这四个点插值得到 G' 点的值。其中这四个新的点的坐标分别为:

$$[0042] \quad A' (E_{Ri}', E_{\theta i}')$$

$$[0043] \quad B' (F_{Ri}', F_{\theta i}')$$

$$[0044] \quad C' (E_{Ri}' + 1, E_{\theta i}')$$

$$[0045] \quad D' (F_{Ri}' + 1, F_{\theta i}')$$

[0046] 与常规的不同, A' 与 B' 不一定是同一深度的采样点, C' 和 D' 也不一定是同一深度的采样点, 沿着扫描线方向插值得到 E' 点与 F' 点的值:

$$[0047] \quad E' = A' \times (1-r1) + C' \times r1$$

$$[0048] \quad F' = B' \times (1-r2) + D' \times r2$$

$$[0049] \quad r1 = E_R' - E_{Ri}'$$

$$[0050] \quad r2 = F_R' - F_{Ri}'$$

[0051] 最后利用 E' 点与 F' 点的值沿着 PSF 主方向线性插值得到待插值点 G' 的值：

$$[0052] \quad G' = E' \times (1 - \theta_f) + F' \times \theta_f$$

[0053] 所有的待插值点经过插值后得到的超声回波数据可以直接在显示器上显示。

[0054] 按照本发明的用于超声线阵偏转成像的扫描变换插值的装置的结构如图 7 所示，包括：将显示坐标系下的坐标点转换为采集数据坐标系下的待插值坐标点的模块；根据扫描线的偏转角度，计算待插值坐标点的点扩散函数主方向与最邻近的两条扫描线的交点坐标的模块；根据交点坐标，确定两条扫描线上与交点最接近的四个插值点的模块；利用最接近的四个插值点，沿扫描线方向插值得到交点的值的模块；根据交点的值，沿点扩散函数主方向插值得到待插值坐标点的值的模块。

[0055] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认为本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换，都应当视为属于本发明由所提交的权利要求书确定的专利保护范围。

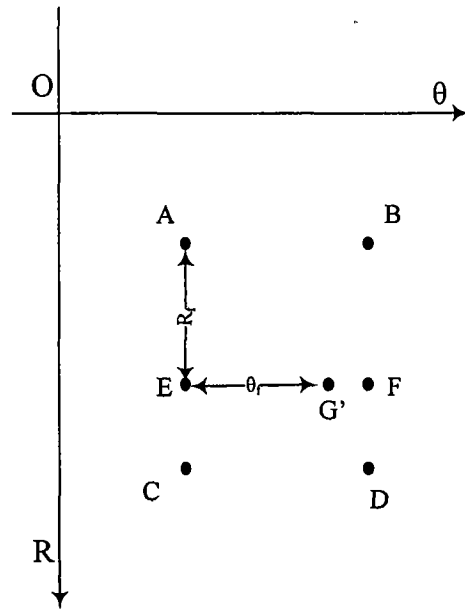


图 1

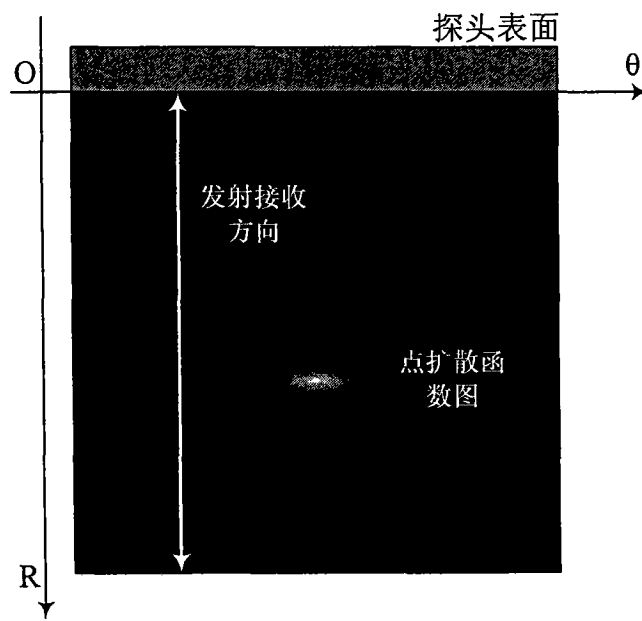


图 2

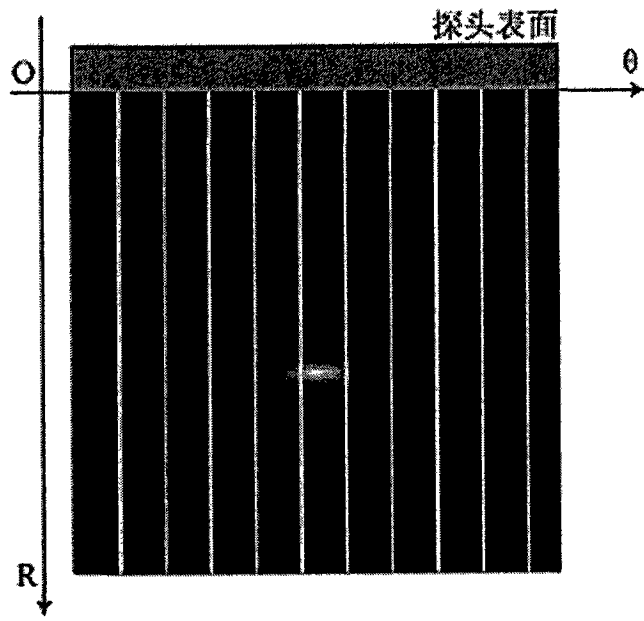


图 3

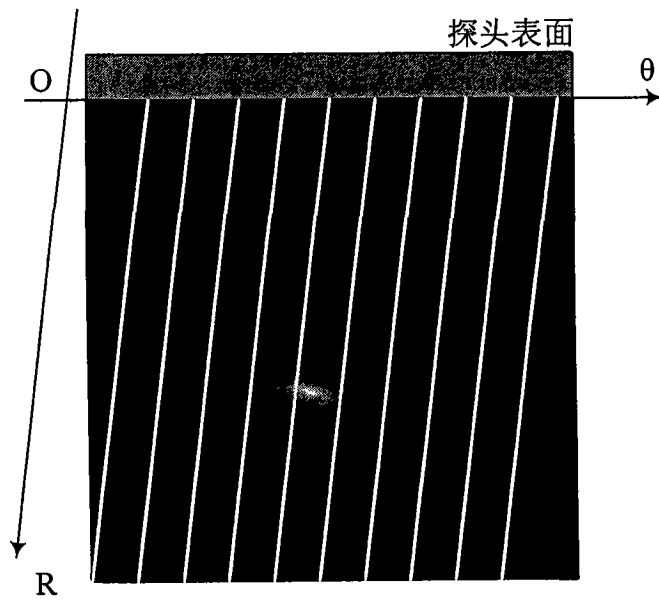


图 4

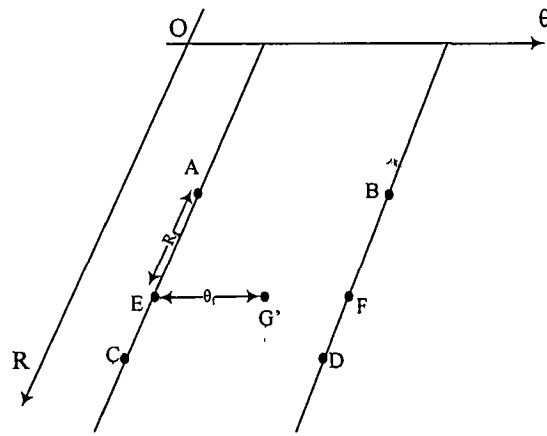


图 5

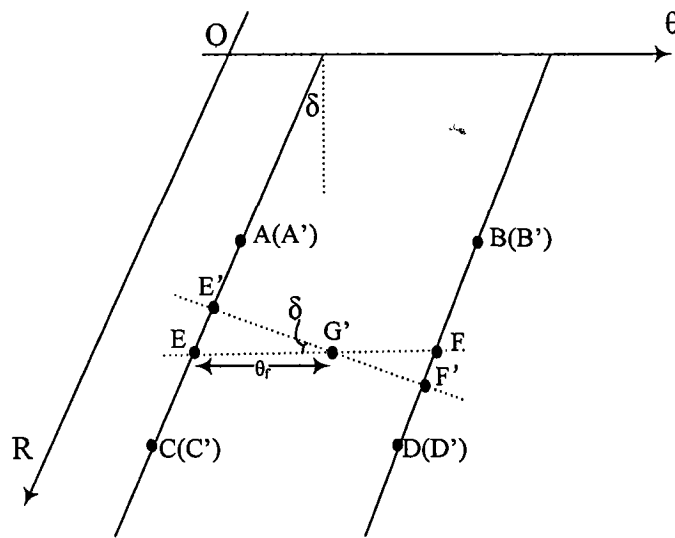


图 6

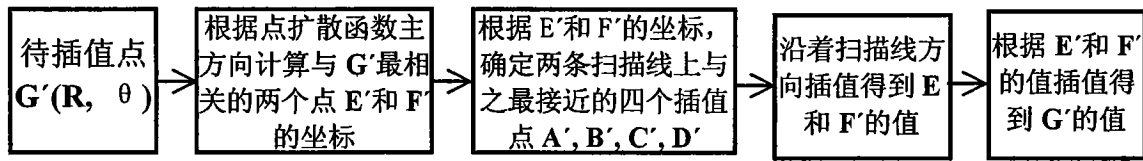


图 7

专利名称(译)	超声线阵偏转成像的扫描变换插值方法和装置		
公开(公告)号	CN101449983B	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN200710197056.0	申请日	2007-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	姚斌 蒋勇 黄勇 胡勤军		
发明人	姚斌 蒋勇 黄勇 胡勤军		
IPC分类号	A61B8/00 G06F17/10		
CPC分类号	G01S15/8918 G01S7/52044 G01S15/8977		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
其他公开文献	CN101449983A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于超声系统中线性偏转成像的扫描变换插值的方法和装置，该方法根据扫描线的偏转角度，计算点扩散函数主方向上与待插值点最相关的点并且沿着点扩散函数主方向进行插值，从而得到更加精确的插值结果数据。

