



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101380237 B

(45) 授权公告日 2012.03.21

(21) 申请号 200710153666.0

(22) 申请日 2007.09.04

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 李勇 姚斌

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 丁建春 赵辛

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06Q 50/00(2012.01)

(56) 对比文件

US 5513120 A, 1996.04.30, 全文.

JP 特开 2004-173847 A, 2004.06.24, 说明书 0011-0018、0039 段, 附图 1-7.

JP 特开 2002-306479 A, 2002.10.22, 说明书第 0045 段, 附图 1-3.

JP 特开 2005-58587 A, 2005.03.10, 说明书第 0024-0025、0037 段, 附图 1-2、7.

审查员 董西健

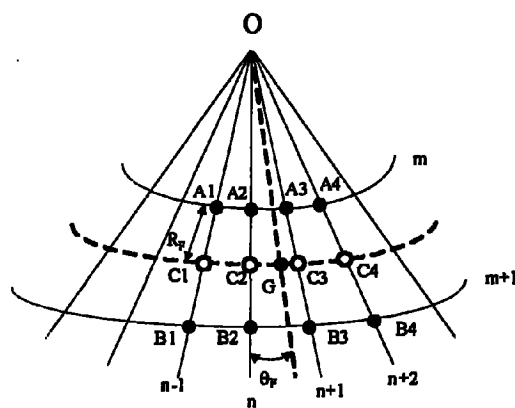
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于超声成像的扫描变换方法及其装置

(57) 摘要

本发明提供了一种用于超声成像的扫描变换方法,其包括:存储步骤,其将来自超声回波信号的采样数据存入存储器;变换步骤,其将显示坐标系内的目标坐标点与采样坐标系内的插值坐标点进行转换;以及插值步骤,其对邻近插值坐标点的若干采样数据进行插值处理,得出插值坐标处的插值数据,其中,该插值步骤包括非线性插值子步骤,并且选取该非线性插值子步骤,使得其对该超声回波信号进行低通滤波。沿着极坐标 θ 轴插值时,本发明采用四点插值的方法。插值系数算法可基于三次 B 样条函数。这种插值函数在空间上具有比较均匀的低通滤波效果,减弱超声图像由于插值处理引入的噪声。



1. 一种用于超声成像的扫描变换方法,其将来自超声回波信号的采样数据进行坐标变换以及插值处理,形成用于在笛卡儿坐标系中显示的插值信号数据,所述方法包括:

将笛卡儿坐标系内的待显示点 (x, y) 转换为极坐标系内的插值点 (R, θ) , 并根据扫描线密度将插值点 (R, θ) 分解成为整数部分的极坐标点 (R_I, θ_I) 和小数部分 R_F 与 θ_F ;

根据整数部分的极坐标点 (R_I, θ_I) 查表或计算得出与插值点 (R, θ) 最相近的八个采样点,其中所述八个采样点分为四组,每组的两个采样点位于同一扫描线上;

根据沿半径坐标轴的小数部分 R_F 将所述八个采样点沿极坐标的半径坐标轴分组进行两点线性插值,得到四个点处的中间插值信号数据;以及

根据沿角坐标轴的小数部分 θ_F 对所述四个点处的中间插值信号数据进行四点样条插值,得出插值点 (R, θ) 所对应的插值信号数据,其中,所述四点样条插值的插值系数由沿角坐标轴的小数部分 θ_F 查插值系数表得出或者通过三次 B 样条函数实时计算得出。

2. 根据权利要求 1 所述的用于超声成像的扫描变换方法,其特征在于:所述插值系数表是通过三次 B 样条函数预先计算列制出的。

3. 根据权利要求 2 所述的用于超声成像的扫描变换方法,其特征在于:所述三次 B 样条函数为:

$$f(\theta_F) = (a+2)\theta_F^3 - (a+3)\theta_F^2 + 1 \quad 0 < \theta_F < 1$$

$$f(1+\theta_F) = a(1+\theta_F)^3 - 5a(1+\theta_F)^2 + 8a(1+\theta_F) - 4a \quad 1 < 1+\theta_F < 2$$

其中,所述四点样条插值所需计算的四个插值系数分别为 $f(\theta_F)$ 、 $f(1+\theta_F)$ 、 $f(1-\theta_F)$ 和 $f(2-\theta_F)$,其中, $0 < \theta_F < 1$, a 为大于等于 -2 且小于 0 的变量。

4. 一种用于超声成像的扫描变换装置,其用于将来自超声回波信号的采样数据进行坐标变换以及插值处理,形成用于在笛卡儿坐标系中显示的插值信号数据,所述装置包括:

坐标变换模块,其用于将笛卡儿坐标系内的待显示点 (x, y) 转换为极坐标系内的插值点 (R, θ) , 并根据扫描线密度将插值点 (R, θ) 分解成为整数部分的极坐标点 (R_I, θ_I) 和小数部分 R_F 与 θ_F ;

线性插值模块,其用于根据整数部分的极坐标点 (R_I, θ_I) 查表或计算得出与插值点 (R, θ) 最相近的八个采样点,其中所述八个采样点分为四组,每组的两个采样点位于同一扫描线上,并且根据沿半径坐标轴的小数部分 R_F 将所述八个采样点沿极坐标的半径坐标轴分组进行两点线性插值,得到四个点处的中间插值信号数据;以及

非线性插值模块,根据沿角坐标轴的小数部分 θ_F 对所述四个点处的中间插值信号数据进行四点样条插值,得出插值点 (R, θ) 所对应的插值信号数据,其中,所述四点样条插值的插值系数由沿角坐标轴的小数部分 θ_F 查插值系数表得出或者通过三次 B 样条函数实时计算得出。

用于超声成像的扫描变换方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于超声成像的扫描变换方法,尤其涉及在超声成像的数字扫描变换中所使用的插值处理方法,本发明还涉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经常利用超声波在人体中的传播,得到人体组织和器官结构的超声波特征信息。目前的超声诊断系统通常采用多阵元探头。在这种系统中,高压脉冲波加载在探头各阵元上,激励阵元产生高频超声波进而形成发射波束进入人体。探头各阵元接收人体组织结构散射或反射的回波,形成接收波束。超声诊断系统提取超声回波中的信息,形成各种成像模式显示。在临床实际检查病人时,这些信息实时地显示在阴极射线管(Cathode Ray Tube ;CRT) 或者液晶显示器(Liquid Crystal Display ;LCD) 上。

[0003] 各种实时图像形成技术(如B模式成像和C模式成像)均需要将包含在超声回波信号中的信息进行转换,显示在CRT或LCD上,这种转换称为扫描转换。目前大多数医学超声设备中的扫描变换采用数字扫描变换技术(Digital Scan Converters ;DSC)。DSC本质上是一块内存,写入内存的数据采用的格式和接收超声回波信号的信息一致,读出的格式与CRT或LCD显示一致(如标准电视栅格模式)。

[0004] 图1显示了常用的数字扫描变换原理框图。如图所示,DSC由存储器1、坐标变换模块2、插值模块3三个部分组成。存储器1是一块内存,用于存储超声回波数据。坐标变换模块2将CRT或LCD显示屏上的坐标转换成为对应超声回波信号信息的坐标。超声回波信息的数据是通过扫描波束获得,扫描波束在检查时一般是以探头为中心,在人体检查剖面上沿着一定角度往返运动。因此在检查剖面上得到超声信息通常以极坐标表示。但是在标准电视栅格显示系统上的显示像素通常以笛卡尔坐标表示。因此需要在极坐标和笛卡尔坐标间进行转换。插值模块3通过插值算法计算出笛卡尔坐标下的超声回波信息。一般只有极少笛卡尔坐标上的像素点和极坐标上的点能够一一对应,大部分显示的像素点需要利用邻近极坐标点插值处理得到。为了减弱笛卡尔坐标的显示点和极坐标采样点之间的位置差引起的混叠噪声,一般需要增加显示器显示点的数目。但是通常的标准显示器显示点有限,如 $(640 \times 480, 1024 \times 768)$ 。因此,DSC在进行坐标转换过程中通常会在最后显示的图像上产生各种噪声。

[0005] 目前超声成像系统中通常的插值算法是采用邻近四点线性插值($R-\theta$ 插值)的方法。这种插值方法计算量小,简单容易实现。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 等描述了 DSC 方法在 B 模式下的噪声,以及解决的方法。如图 2 所示,邻近点内插值算法是在计算笛卡尔坐标系下某显示点坐标对应的超声波信息时,利用相邻两条扫描线相邻深度下的四个极坐标采样点的超声波信息,采用插值的方法估算。具体实现方法如下所示。首先假设两条相邻扫描线之间的交角归一化为 1,两个相邻点深度的点的距离归一化为 1。CRT 或 LCD 屏幕上笛卡尔坐标系的一个显示点 G 经

过坐标变换后,可以查出回波数据中对应的四个邻近点,不妨设这四个点是 A, B, C, D。A 和 B 扫描深度相同, C 和 D 扫描深度相同。A 和 C 在同一条扫描线 n 上, B 和 D 在同一条扫描线 n+1 上。不妨设这四个点对应的超声回波信息分别为 X_A, X_B, X_C, X_D 。假设 G 点对应的极坐标和扫描线 n 之间的归一化夹角是 θ_F (以扫描线 n 和扫描线 n+1 之间的夹角为 1), 那么 G 点对应的极坐标和扫描线 n+1 之间的归一化夹角是 $1-\theta_F$ 。假设 G 点对应的极坐标和 A 点在半径坐标轴方向的归一化距离是 R_F (以 A 和 C 的轴向距离为 1), 那么 G 点对应的极坐标和 C 点在半径坐标轴方向的归一化距离是 $1-R_F$ 。邻近点内插值算法以归一化的夹角和归一化距离作为权重, 进行插值运算。首先, 根据 A 和 B 两点的超声波信息插出 E 点的信息 X_E 。

[0006] $X_E = X_A * (1-R_F) + X_C * R_F$

[0007] 然后根据 C 和 D 两点的超声波信息插出 F 点的信息 X_F 。

[0008] $X_F = X_B * (1-R_F) + X_D * R_F$

[0009] 最后根据 E 和 F 两点的超声波信息插出 G 点的信息 X_G 。

[0010] $X_G = X_E * (1-\theta_F) + X_F * \theta_F$

[0011] 在美国专利“Special interpolation filters,”US Patent, 5513120 中, Gideon Berlad 描述了一种基于保证方差的插值方法。这种插值滤波方法用于医学诊断图像, 如 X-ray 放射图像、核医学图像、核磁共振图像、超声图像等。该方法认为插值总是对源图像进行了一种变换。根据插值方法的不同, 这种变换有可能产生是低通滤波 (平滑) 或者高通滤波 (锐化) 的效果。插值的系数的平方根之和 (对应于方差) 受到位置的影响非常大。对于图像上不同的位置, 低通滤波或者高通滤波的效果表现得并不相同。该插值方法是基于保持方差不变的基础上设计滤波器系数。这种方法既不是低通滤波器, 也不是高通滤波器。

[0012] 超声成像系统中通常采用的邻近四点线性插值方法容易产生纹理噪声, 图像的频谱在插值后发生改变。超声源图像经过邻近点线性插值处理后, 相当于做了低通滤波 (平滑)。但是这种低通滤波器特性不是很好。超声图像经过邻近点线性插值后, 相当于超声源图像和三角函数进行卷积。由于三角函数的频谱中衰减频率和截止频率非常接近, 采用线性插值会平滑图像, 但同时也会通过大量高于截止频率的能量。这样, 线性插值会导致截止频率以上的信号通过该插值滤波函数, 并且和低频部分混叠, 图像上产生纹理噪声。

[0013] 美国专利“Special interpolation filters,”US Patent, 5513120 中描述的插值方法主要用于医学图像如 X-ray 放射图像、核医学图像、核磁共振图像、超声图像等。该方法没有考虑到超声图像本身的特点, 即坐标变换对于插值方法的影响。由于检查方式的原因, 超声成像系统检查剖面上得到超声信息通常以极坐标表示, 因此超声源图像也是用极坐标表示。而显示系统上的显示像素通常以笛卡尔坐标表示。因此在图像靠近探头区域数据采样点比较多, 出现过采样; 而在图像远离探头区域, 数据采样点比较少, 出现欠采样。源图像沿着极坐标 R 轴 (半径坐标轴) 方向, 图像采样率较高, 数据采样点非常多; 而沿着极坐标 θ 轴 (角坐标轴) 方向, 图像采样率较低, 数据采样点比较少。该插值方法直接应用到超声图像上会引入较多的噪声。

[0014] 综上所述, 需要一种能够解决上述问题的扫描变换方法, 其能够减弱超声图像由于插值处理而引入的噪声。

发明内容

[0015] 为了解决现有技术中由于插值处理而给超声图像带来噪声的问题,本发明提供了新的用于超声成像的扫描变换方法以及采用该方法的装置。

[0016] 本发明解决上述技术问题的一些技术方案如下。

[0017] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于超声成像的扫描变换方法,其包括:存储步骤,其将来自超声回波信号的采样数据存入存储器;变换步骤,其将显示坐标系内的目标坐标点与采样坐标系内的插值坐标点进行转换;以及插值步骤,其对邻近插值坐标点的若干采样数据进行插值处理,得出插值坐标处的插值数据,其中,该插值步骤包括非线性插值子步骤,该非线性插值子步骤实现了对该超声回波信号的低通滤波。需要说明的是,上述各个步骤的顺序可以根据情况而变化,比如,变换步骤可以在插值步骤之后进行。

[0018] 优选地,该显示坐标系为笛卡儿坐标系,该采样坐标系为极坐标系,该变换步骤包括将笛卡儿坐标系内的待显示坐标点 (x, y) 转换为极坐标系内的插值坐标点 (R, θ) ,并根据采样密度将插值坐标点 (R, θ) 分解成为整数部分 (R_I, θ_I) 和小数部分 (R_F, θ_F) 。

[0019] 进一步地,该邻近插值坐标点 (R, θ) 的若干采样数据包括八个采样数据,其根据整数部分 (R_I, θ_I) 查表或计算得出,其中该八个采样数据分为四组,每组中的两个采样点位于极坐标系的同一半径坐标轴 $(R$ 轴)上。

[0020] 其次,该插值步骤还包括线性插值子步骤,该线性插值子步骤根据小数部分 R_F 分别将该每组中的两个采样点沿其半径坐标轴进行两点线性插值,得出四个中间插值信号数据。

[0021] 再进一步地,该非线性插值子步骤根据小数部分 θ_F 对该四个中间插值信号数据进行四点样条插值,得出插值坐标点 (R, θ) 所对应的插值信号数据,其中,该四点样条插值的插值系数由 θ_F 查插值系数表得出或者通过三次 B 样条函数实时计算得出,该插值系数和三次 B 样条函数实现了对超声回波信号的低通滤波。

[0022] 根据本发明的另一个方面,提供了一种用于超声成像的扫描变换方法,其将来自超声回波信号的采样数据进行坐标变换以及插值处理,形成用于在笛卡儿坐标系中显示的插值信号数据,该方法包括:

[0023] - 将笛卡儿坐标系内的待显示点 (x, y) 转换为极坐标系内的插值点 (R, θ) ,并根据扫描线密度将插值点 (R, θ) 分解成为整数部分 (R_I, θ_I) 和小数部分 (R_F, θ_F) ;

[0024] - 根据整数部分 (R_I, θ_I) 查表或计算得出与插值点 (R, θ) 最相近的八个采样点,其中该八个采样点分为四组,每组的两个采样点位于同一扫描线上;

[0025] - 根据小数部分 R_F 将该八个采样点沿极坐标的 R 轴分组进行两点线性插值,得到四个点处的中间插值信号数据;以及

[0026] - 根据小数部分 θ_F 对该四个点处的中间插值信号数据进行四点样条插值,得出插值点 (R, θ) 所对应的插值信号数据,其中,该四点样条插值的插值系数由 θ_F 查插值系数表得出或者通过三次 B 样条函数实时计算得出。

[0027] 优选地,该插值系数表是通过三次 B 样条函数预先计算列制出的。

[0028] 进一步地,该三次 B 样条函数为:

$$[0029] \quad f(\theta_F) = (a+2)\theta_F^3 - (a+3)\theta_F^2 + 1 \quad 0 < \theta_F < 1$$

$$[0030] \quad f(1+\theta_F) = a(1+\theta_F)^3 - 5a(1+\theta_F)^2 + 8a(1+\theta_F) - 4a \quad 1 < 1+\theta_F < 2$$

[0031] 其中,该四点样条插值所需计算的四个插值系数分别为 $f(\theta_F)$ 、 $f(1+\theta_F)$ 、 $f(1-\theta_F)$ 和 $f(2-\theta_F)$,其中, $0 < \theta_F < 1$ 。

[0032] 根据本发明的再一方面,还提供了一种用于超声成像的扫描变换装置,其包括:存储模块,用于存储来自超声回波信号的采样数据;坐标变换模块,用于将显示坐标系内的目标坐标点与采样坐标系内的插值坐标点进行转换;以及插值模块,用于对邻近插值坐标点的若干采样数据进行插值处理,得出插值坐标点处的插值数据,其中,该插值模块包括非线性插值子模块,并且选取该非线性插值子模块,使得其对该超声回波信号进行低通滤波。

[0033] 根据本发明的又一方面,还提供了一种用于超声成像的扫描变换装置,其用于将来自超声回波信号的采样数据进行坐标变换以及插值处理,形成用于在笛卡儿坐标系中显示的插值信号数据,该装置包括:

[0034] - 坐标变换模块,其用于将笛卡儿坐标系内的待显示点 (x, y) 转换为极坐标系内的插值点 (R, θ) ,并根据扫描线密度将插值点 (R, θ) 分解成为整数部分 (R_I, θ_I) 和小数部分 (R_F, θ_F) ;

[0035] - 线性插值模块,其用于根据整数部分 (R_I, θ_I) 查表或计算得出与插值点 (R, θ) 最相近的八个采样点,其中该八个采样点分为四组,每组的两个采样点位于同一扫描线上,并且根据小数部分 R_F 将该八个采样点沿极坐标的 R 轴分组进行两点线性插值,得到四个点处的中间插值信号数据;以及

[0036] - 非线性插值模块,根据小数部分 θ_F 对该四个点处的中间插值信号数据进行四点样条插值,得出插值点 (R, θ) 所对应的插值信号数据,其中,该四点样条插值的插值系数由 θ_F 查插值系数表得出或者通过三次 B 样条函数实时计算得出。

[0037] 本发明改进了超声成像系统中 DSC 处理时的插值处理算法。针对超声图像插值时,需要对极坐标的源图像到笛卡儿坐标的显示图像转换的特点,采用新的插值方法。超声信息的最后显示需要经过插值处理。沿着极坐标 θ 轴(也即角坐标轴)方向,超声源图像的采样率比较低,而且不均匀。图像靠近探头区域容易出现过采样;而在图像远离探头区域容易出现欠采样。沿着极坐标 θ 轴插值时,本发明采用四点插值的方法。插值系数算法可以基于三次 B 样条函数。这种插值函数在空间上具有比较均匀的低通滤波效果,其插值系数对应的低通滤波效果在沿着极坐标的 θ 轴均相同。减弱了超声图像由于插值处理引入的噪声。

附图说明

[0038] 可参考附图通过实例更加具体地描述本发明,其中本发明的附图并未按照实际比例绘制,其所示内容仅用于对本发明的解释说明,而不构成对本发明的任何意义上的限制,在附图中:

[0039] 图 1 是数字扫描变换原理框图;

[0040] 图 2 是现有技术的邻近四点线性插值原理图;

[0041] 图 3 显示了根据本发明的一个实施例的扫描变换方法的流程图;

[0042] 图 4 是根据本发明的用于超声成像的扫描变换装置的示意性结构框图;

[0043] 图 5 是用于根据本发明的扫描变换方法的邻近八点样条插值原理图;

[0044] 图 6 是根据本发明的三次样条插值的滤波系数示意图;以及

[0045] 图 7 具体显示了滤波器系数的其中一个特定值,其中 θ_F 等于 0.5。

具体实施方式

[0046] 为了清楚起见,图中用类似(相同)的参考标号来表示类似(相同)的步骤和/或模块。

[0047] 图 3 显示了根据本发明的一个实施例的扫描变换方法的流程图。其大致包括:存储步骤 11,其将来自超声回波信号的采样数据存入存储器;坐标变换步骤 12,其将显示坐标系内的目标坐标点与采样坐标系内的插值坐标点进行转换;以及插值步骤 13,其对邻近插值坐标点的若干采样数据进行插值处理,得出插值坐标处的插值数据,其中,该插值步骤 13 包括线性插值步骤 131 和非线性插值子步骤 132,该非线性插值子步骤 132 实现了对该超声回波信号的低通滤波。最后经过样条插值计算后的超声波信息值在 CRT 或 LCD 屏幕上显示。下面将同时结合根据本发明的扫描变换装置的结构框图来详细地介绍。

[0048] 图 4 是根据本发明的用于超声成像的扫描变换装置的示意性结构框图,其主要包括存储模块(图未示)、坐标变换模块 12、线性插值模块 131、非线性插值模块(样条插值模块)132 等。

[0049] 下面将介绍根据本发明的扫描变换装置的大致工作过程。CRT 或 LCD 屏幕上笛卡尔坐标系的一个显示点 (x, y) ,首先由坐标变换模块 12 经坐标变换从笛卡尔坐标变换为极坐标 (R, θ) 。然后根据扫描线密度将 (R, θ) 分解成为整数部分 (R_I, θ_I) 和小数部分 (R_F, θ_F) 。根据整数部分 (R_I, θ_I) 可以查找到和 (R, θ) 最相近的八个点。接着由线性插值模块 131 根据小数部分 R_F 将这八个点进行半径坐标轴方向线性插值,得到四个点的数据。再由样条插值模块 132 根据小数部分 θ_F 对这四个点进行样条插值。其中样条插值的系数可以由 θ_F 查系数表(如框 6 所示)得到。最后经过样条插值计算后的超声波信息值在 CRT 或 LCD 屏幕上显示(如框 8 所示)。

[0050] 下面将详细介绍上述扫描变换方法的各个步骤。从笛卡尔坐标到极坐标的变换比较简单,不妨假设显示点在笛卡尔坐标系的坐标是 (x, y) ,转换成极坐标可以用以下公式表示

$$[0051] \quad R = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$[0052] \quad \theta = \arctan \frac{x}{y}$$

[0053] 其中 (R, θ) 表示转换后的极坐标位置。

[0054] 极坐标位置 and 实际扫描成像线的位置一般不会重合。将极坐标 (R, θ) 根据扫描线的密度分解成为整数部分 (R_I, θ_I) 和小数部分 (R_F, θ_F) 。整数部分 R_I 对应于扫描线线号,整数部分 θ_I 对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点。如前所述,DSC 中包含存储器,其本质是内存器,用于存储超声回波数据。如图 3 所示,其内存的存储格式一般采用二维存储的方法,对应于实际超声成像时系统的采样。其中一个方向是沿着扫描线线号变换的方向,另外一个方向沿着扫描线上深度的变化方向。根据 (R_I, θ_I) 可以查到存储器中相邻的八个位置点所对应的超声回波数据。根据这八个相邻位置点的超声回波数据,经过插值计算处理,得到 (R, θ) 位置对应的超声回波数据。插值处理时的系数和小数部分 (R_F, θ_F) 相关。小数部分 (R_F, θ_F) 是归一化的小数部分。两个相邻点的深度距离归一化为 1,两条相

邻扫描线之间的交角归一化为 1。

[0055] 如图 5 所示,其中, 0 点示意了探头所在位置,不妨假设取得的八个位置点分别是 A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4。其中 A1, A2, A3, A4 的扫描深度相同,不妨假设其扫描深度是 m 。B1, B2, B3, B4 的扫描深度相同,其扫描深度是 $m+1$ 。A1 和 B1, A2 和 B2, A3 和 B3, A4 和 B4 的扫描线号相同,不妨假设其对应的扫描线号分别是 $n-1, n, n+1, n+2$ 。这八个点对应的超声回波信息分别为 $X_{A1}, X_{A2}, X_{A3}, X_{A4}, X_{B1}, X_{B2}, X_{B3}, X_{B4}$ 。需要计算位置 G 的超声回波数据。其中位置点 G 对应的小数部分是 (R_F, θ_F) 。首先根据小数部分 R_F 进行两点线性插值,然后根据小数部分 θ_F 进行四点样条插值。

[0056] 因为超声回波数据沿着极坐标 R 轴方向采样率较高,所以利用小数部分 R_F 进行两点线性插值引起的噪声非常小。而且这种简单的线性插值方式的计算量比较小。如图 5 所示,不妨假设位置点 C1, C2, C3, C4 的扫描深度相同。位置点 A1 和 C1, A2 和 C2, A3 和 C3, A4 和 C4 的扫描线号相同。位置点 C1 距离 A1 在 R 轴方向的距离是 R_F 。不妨假设位置点 C1, C2, C3, C4 对应的超声回波数据分别是 $X_{C1}, X_{C2}, X_{C3}, X_{C4}$ 。那么

$$[0057] \quad X_{Ci} = X_{Ai} * (1 - R_F) + X_{Bi} * R_F \quad i = 1, 2, 3, 4$$

[0058] 因为超声回波数据沿着极坐标 θ 轴方向采样率较低。而显示系统上的显示像素通常以笛卡尔坐标表示。在图像靠近探头区域数据采样点比较多,出现过采样;而在图像远离探头区域,数据采样点比较少,出现欠采样。因此,在根据小数部分 θ_F 插值时采用四点样条插值。如果采用简单的线性插值,不同位置和不同超声回波数据情况下,滤波器特性有较大差异。这样经过插值后图像的频谱发生了改变。而且这种频谱的改变在整个图像上表现还并不是很均匀。此时图像上容易产生纹理噪声。采用四点样条插值进行插值,使得其插值系数对应的低通效果沿着极坐标的 θ 轴均相同。不妨假设位置点 G 对应的超声回波数据是 X_G 。那么

$$[0059] \quad X_G = \sum_{i=1}^4 \omega_i X_{Ci}$$

[0060] 其中 ω_i 是滤波系数。这组滤波器系数和小数部分 θ_F 相关。如图 4 所示,这组系数可采用查表的方式得到。在实际系统中也可以通过实时计算得到。

[0061] 线性插值算法是利用最邻近两个点插值处理。本发明采用邻近四点插值的方法,插值系数算法可基于三次 B 样条函数。B 样条函数中心对称,分别对正负两个方向的两个最邻近点处理。这是一个较好的低通滤波器。因为 B 样条函数是中心点对称,因此只需要对正方向描述,定义的范围是 0 到 2。小数部分 θ_F 的范围是 0 到 1,需要求解两个插值系数分别是 $f(\theta_F)$ 和 $f(1 + \theta_F)$ 。其对称的负向两个系数是 $f(1 - \theta_F)$ 和 $f(2 - \theta_F)$ 。定义三次样条插值系数如下

$$[0062] \quad f(\theta_F) = a_{30} \theta_F^3 + a_{20} \theta_F^2 + a_{10} \theta_F + a_{00} \quad 0 < \theta_F < 1$$

$$[0063] \quad f(1 + \theta_F) = a_{31} (1 + \theta_F)^3 + a_{21} (1 + \theta_F)^2 + a_{11} (1 + \theta_F) + a_{01} \quad 1 < 1 + \theta_F < 2$$

[0064] 在计算插值系数时,以上函数需要一些限制条件。如果插值点正好与源数据重合,即 θ_F 等于 0,那么要求插值计算结果是源数据。即要求在 θ_F 等于零时, $f(0)$ 等于 1;在 x 等于 1 或者 2 时, $f(1)$ 等于 0, $f(2)$ 等于 0。根据连续性定义,插值函数需要在 0 和 1 位置点连续,一阶导数在 0 和 2 位置点为 0。一阶导数在位置点 1 应该连续。以上一共有 7 个限制条件,三次样条插值函数一共有八个变量。根据以上限制条件,只需要定义一个变量

$$\alpha f(\theta_F) = a\theta_F^3 - 5a\theta_F^2 + 8a\theta_F - 4a$$

$$[0065] \quad f(\theta_F) = (a+2)\theta_F^3 - (a+3)\theta_F^2 + 1 \quad 0 < \theta_F < 1$$

$$[0066] \quad f(1+\theta_F) = a(1+\theta_F)^3 - 5a(1+\theta_F)^2 + 8a(1+\theta_F) - 4a \quad 1 < 1+\theta_F < 2$$

[0067] 根据三次样条插值基础,四个滤波器系数 $f(1+\theta_F)$, $f(\theta_F)$, $f(1-\theta_F)$ 和 $f(2-\theta_F)$ 之和应该为 1。因此在任何情况下,插值函数对信号不会有放大或者缩小的效果。

[0068] 图 6 给出了变量 α 不同情况下插值滤波器系数的情况。横坐标是 θ_F (也即小数部分 θ_F 以及 $1+\theta_F$, $1-\theta_F$, $2-\theta_F$) 的变化,纵坐标是插值滤波器系数取值。当 α 为负数时,那么函数 $f(x)$ 在 0 到 1 范围内是正数,在 1 到 2 范围内是负数。当 α 增加时,在 1 到 2 范围内引起的旁瓣会增加。这种效果类似于一个加窗后的 sinc 函数。sinc 函数是一种理想的插值低通滤波器,其在频域上对应于一个方窗函数。选择不同的变量 α ,可以得到不同的滤波效果。如图 6 所示,不妨选择 α 等于 -1,如果此时的 θ_F 等于 0.5,那么

$$[0069] \quad f(0.5) = (-1+2)*0.5^3 - (-1+3)*0.5^2 + 1 = 0.625$$

$$[0070] \quad f(1.5) = -1*1.5^3 - 5*(-1)*1.5^2 + 8*(-1)*0.5 - 4*(-1) = -0.125$$

[0071] 在 θ_F 等于 0.5 时,如图 7 所示,四个滤波器系数分别是 $f(1.5)$, $f(0.5)$, $f(0.5)$ 和 $f(1.5)$ 。即 $\omega_1 = \omega_4 = -0.125$, $\omega_2 = \omega_3 = 0.625$ 。那么计算插值点 G 点处的超声回波数据是

$$[0072] \quad X_G = -0.125*X_{C1} + 0.625*X_{C2} + 0.625*X_{C3} - 0.125*X_{C4}$$

[0073] 经过插值处理后的超声回波数据可以直接在 CRT 或 LCD 屏幕上显示。

[0074] 超声成像系统中进行 DSC 的插值处理时,沿着极坐标 θ 轴方向,本发明对超声回波数据采用四点插值的方法计算出来。四点插值时的插值系数算法采用低通滤波的方法。插值系数对应的低通滤波特性沿着极坐标的 θ 轴相同。沿着极坐标 θ 轴方向的插值系数相当于对源图像的低通滤波。插值系数的设计可以基于三次 B 样条函数计算得出。

[0075] 相对于邻近四点线性插值的方法,在沿着极坐标 θ 轴插值时,本发明采用四点插值的方法,而不是线性插值仅仅采用两点的插值。线性插值的滤波器特性与插值点的位置、超声回波信号本身有关。在超声图像上,各个点的滤波特性有较大的差异。四点插值时的插值系数算法是基于三次 B 样条函数。这种滤波器的低通滤波效果类似于一个加窗后的 sinc 函数。这种插值函数在空间上具有比较好低通滤波特性。采用本发明的插值算法,能够减弱超声图像由于插值处理引入的噪声。

[0076] 相对于美国专利“Special interpolation filters,”US Patent, 5513120 中描述的插值方法,本发明考虑到了超声图像本身的特点,即坐标变换对于插值方法的影响。而该美国专利仅仅用于通用图像处理中的插值滤波方法。超声源图像一般用极坐标表示,显示系统上的显示像素通常以笛卡尔坐标表示。源图像沿着极坐标 R 轴方向,图像采样率较高,本发明采用简单的线性插值方法,减小计算量的同时并不增加噪声。源图像沿着极坐标 θ 轴方向,图像采样率较低,本发明采用基于三次 B 样条函数的四点插值滤波方法。四点插值时的插值系数在空间上具有比较均匀的低通滤波特性。这样能够减弱超声图像由于插值处理引入的噪声。

[0077] 需要补充的是,经过实时图像试验证明本发明有效。在同样条件下,大凸探头的图像,采用本发明的 DSC 插值方法比原来的方法的图像要清晰,尤其是图像的中远场表现明显。

[0078] 另外,需要说明的是,尽管本发明结合医用超声成像领域进行了介绍,但是本发明并不受限于医用超声成像领域,其可以应用于超声成像所涉及到的各个领域,例如工业材料结构探伤等。此外,在本发明中,对回波信号的插值计算方法也可以有诸多变型,例如,如果需要可以同时沿半径坐标轴方向(即 R 轴方向)采用四点插值滤波方法;也可采用本领域技术人员已知的其它非线性插值样条函数,而不受限于三次 B 样条函数;另外,根据本发明的变换步骤也不限于从笛卡儿坐标系到极坐标系的转化,也可以先在极坐标系内依据预定的步长以及插值密度进行回波信号数据的预插值,然后再进行极坐标系到笛卡儿坐标系的坐标转换,之后根据转换后的笛卡儿坐标点以及对应的预插值信号数据,在笛卡儿坐标系中直接显示图像。

[0079] 以上参照附图说明了本发明的各种优选实施例,但是只要不背离本发明的实质和范围,本领域的技术人员可以对其进行各种形式上的修改和变更,都属于本发明的保护范围。

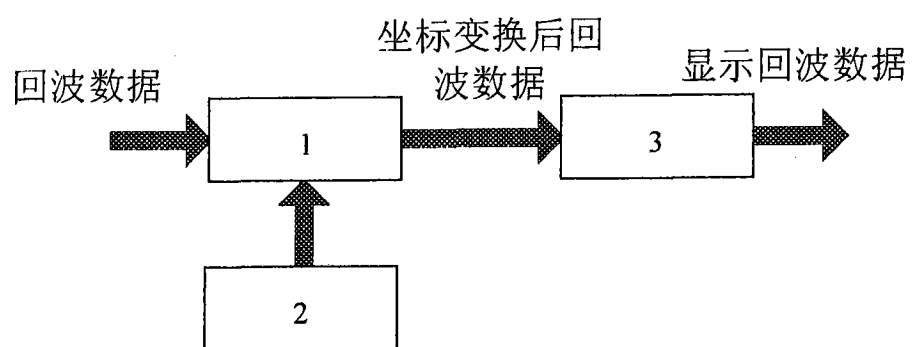


图 1

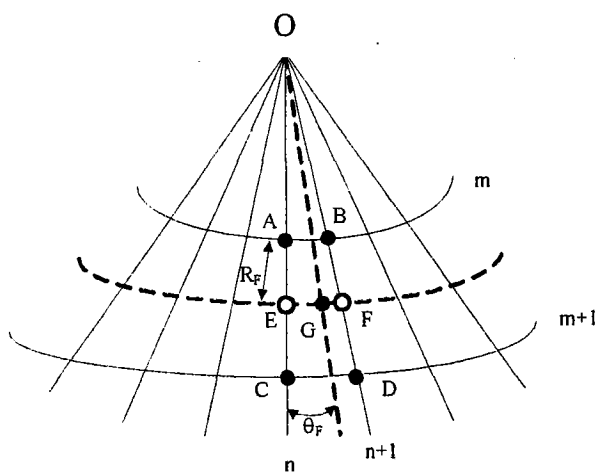


图 2

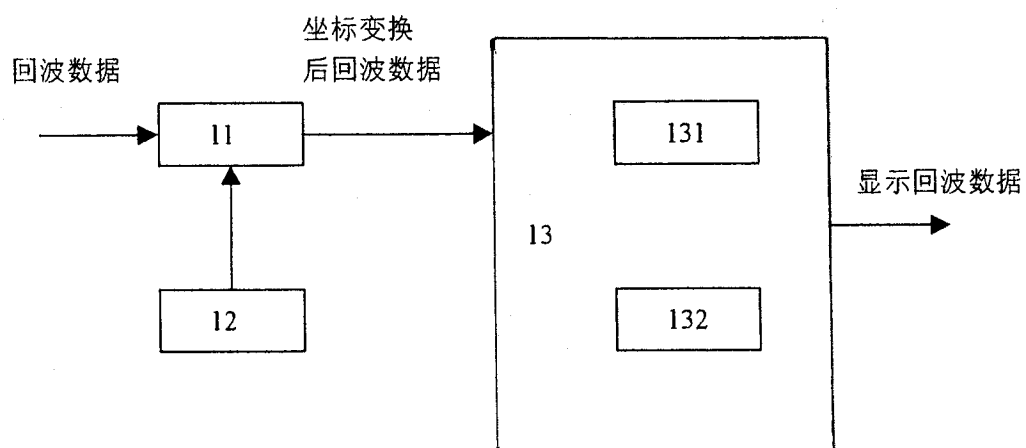


图 3

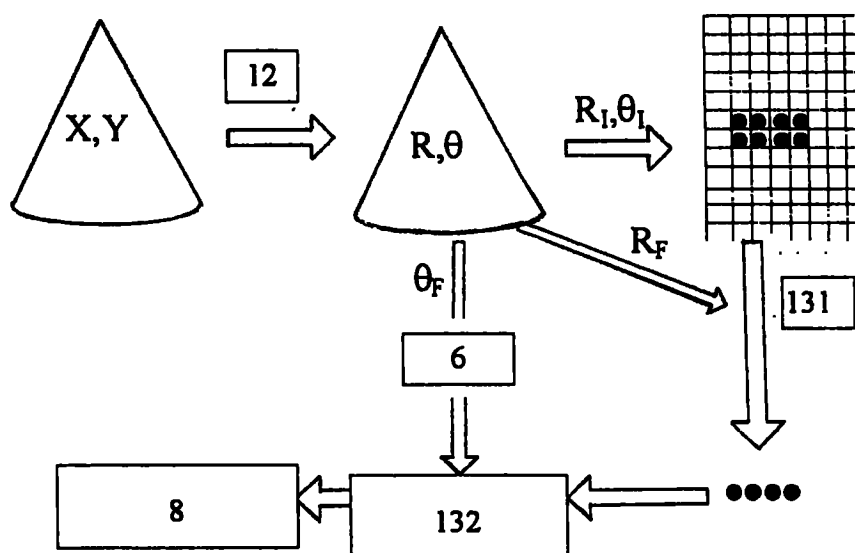


图 4

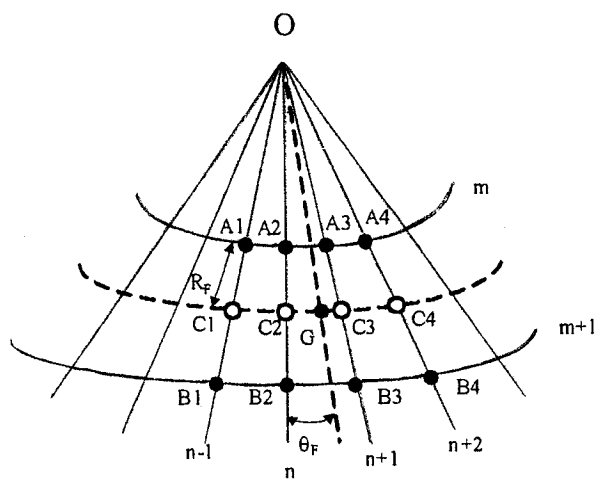


图 5

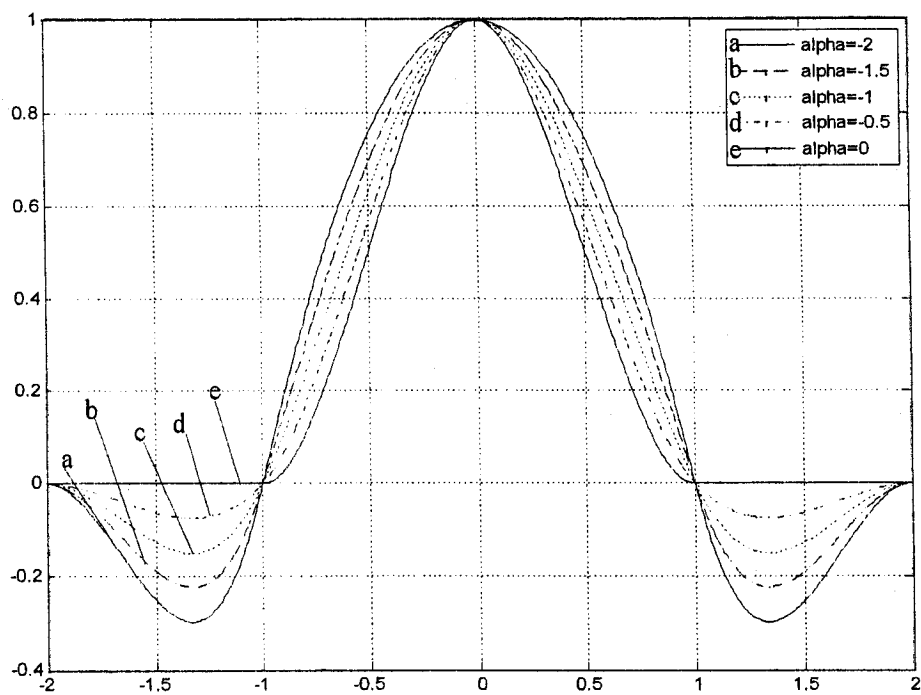


图 6

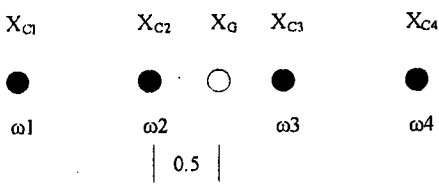


图 7

专利名称(译)	用于超声成像的扫描变换方法及其装置		
公开(公告)号	CN101380237B	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	CN200710153666.0	申请日	2007-09-04
[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	李勇 姚斌		
发明人	李勇 姚斌		
IPC分类号	A61B8/00 G06Q50/00		
CPC分类号	G01S7/52044 G06T3/4007 G06T3/00		
代理人(译)	丁建春 赵辛		
其他公开文献	CN101380237A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于超声成像的扫描变换方法，其包括：存储步骤，其将来自超声回波信号的采样数据存入存储器；变换步骤，其将显示坐标系内的目标坐标点与采样坐标系内的插值坐标点进行转换；以及插值步骤，其对邻近插值坐标点的若干采样数据进行插值处理，得出插值坐标处的插值数据，其中，该插值步骤包括非线性插值子步骤，并且选取该非线性插值子步骤，使得其对该超声回波信号进行低通滤波。沿着极坐标 θ 轴插值时，本发明采用四点插值的方法。插值系数算法可基于三次B样条函数。这种插值函数在空间上具有比较均匀的低通滤波效果，减弱超声图像由于插值处理引入的噪声。

