



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101190132 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200610146989. 2

CN 1867295 A, 2006. 11. 22, 全文.

(22) 申请日 2006. 11. 28

US 2003095714 A1, 2003. 05. 22, 全文.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 高鸿姝

地址 518057 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 田勇 姚斌 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 梁永

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 2000041982 A, 2000. 02. 15, 全文.

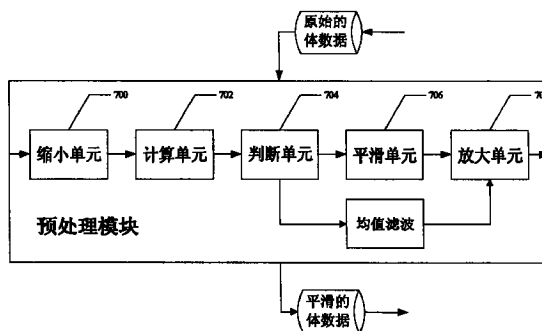
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声成像的预处理方法与装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声成像的预处理方法和模块,所述方法包括:计算步骤,用于构建一个多值矢量场;以及平滑步骤,用于对整个体数据进行平滑处理。还可包括判断步骤,用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近,然后只对表面附近的体素进行平滑处理,对其他区域的体素只进行均值滤波处理;以及缩、放步骤,用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理,并用于将平滑处理之后的体数据放大到原始大小。所述模块包括计算单元和平滑单元,还可包括判断单元以及缩小和放大单元。按照本发明的超声成像的预处理方法,通过计算沿表面分布的多个结点的均值,可以有效地滤除斑点噪声,达到平滑的目的。因此,这种算法可以获得平滑和细节的两全。



1. 一种超声成像预处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

计算步骤,用于计算在以每个体素为中心的半径为 R 的邻域内、以当前体素为中心的线段的均匀程度,以便从中选取 N 条最均匀的方向线作为 2N 个切线矢量,并且从中选取一条最不均匀的方向线作为法线;当对所有体素计算完毕后,即可得到一个多值矢量场;以及

平滑步骤,对每个体素用其法线所代表的最大不均匀度作为梯度,先对整个梯度数据以半径为 r 的邻域进行一次均值滤波;若当前体素均值滤波后的梯度小于预定阈值,则计算其邻域的灰度均值并赋给所述当前体素;否则,沿着多值矢量场在所述当前体素位置的 2N 个切线矢量方向上分别行进,其中每一步又产生 2N 个分支,由此生成一个树形结构,计算树上的所有体素的灰度均值,赋给所述当前体素;所有体素计算完毕后,即完成了整个体数据的平滑。

2. 如权利要求 1 所述的超声成像预处理方法,其特征在于,还包括:

判断步骤,用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近,然后只对表面附近的体素通过所述平滑步骤进行处理,对其他区域的体素只进行均值滤波处理。

3. 如权利要求 1 所述的超声成像预处理方法,其特征在于,还包括:

缩小步骤,用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理,然后再通过所述计算步骤和所述平滑步骤进行处理;以及

放大步骤,用于将通过平滑步骤进行处理之后的体数据放大到原始大小。

4. 如权利要求 3 所述的超声成像预处理方法,其特征在于:

其中所述缩小步骤为:对于三维超声图像,可对体数据做 X·Y·Z 的均值滤波,再做 X·Y·Z 的采样,其中 X、Y、Z 为三个方向的缩小倍数;对于二维超声图像,可对体数据做 X·Y 的均值滤波,再做 X·Y 的采样,其中 X 和 Y 为两个方向的缩小倍数;

其中所述放大步骤为:对于三维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 X·Y·Z 个,再做 X·Y·Z 的均值滤波,其中 X、Y、Z 为三个方向的放大倍数;对于二维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 X·Y 个,再做 X·Y 的均值滤波,其中 X、Y 为两个方向的放大倍数。

5. 如权利要求 4 所述的超声成像预处理方法,其特征在于:

其中缩小和放大时做均值滤波的窗口大小可以取不同于 X·Y·Z 或 X·Y 的值。

6. 如权利要求 1 至 5 中的任何一项所述的超声成像预处理方法,其特征在于:

其中 2N 个切线矢量为 N 条方向线的两端的指向。

7. 如权利要求 1 至 5 中的任何一项所述的超声成像预处理方法,其特征在于:

R 可取 1;r 可取 1 或 2;对于三维超声图像 N 为 2,对于二维超声图像 N 为 1;所述预定阈值可取分割背景与物体的经验值。

8. 如权利要求 1 至 5 中的任何一项所述的超声成像预处理方法,其特征在于,所述方向线的不均匀度 V 按照下式来计算:

$$V = \frac{1}{2R} \sum_{j=-R}^R |G_j - G_0|$$

式中 G_0 是当前体素的灰度值, G_j 是方向线上第 j 个元素的灰度值,其中 j 取负数和正数分别代表方向线的两端的指向。

9. 如权利要求 1 至 5 中的任何一项所述的超声成像预处理方法,其特征在於:

对于三维超声图像,所述半径为 R 的邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的立方体,其中 R 为立方体中心到表面的距离;对于二维超声图像,所述半径为 R 的邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的正方形,其中 R 为正方形中心到其边的距离。

10. 如权利要求 9 所述的超声成像预处理方法,其特征在於:

对于三维超声图像,所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的立方体邻域表面的两个体素的线段,可取 13 条方向线或 9 条方向线;

对于二维超声图像,所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的正方形邻边的两个体素的线段,共有 4 条方向线。

11. 一种超声成像预处理模块,其特征在於,包括以下单元:

计算单元,用于计算在以每个体素为中心的半径为 R 的邻域内、以当前体素为中心的线段的均匀程度,以便从中选取 N 条最均匀的方向线作为 $2N$ 个切线矢量,并且从中选取一条最不均匀的方向线作为法线;当对所有体素计算完毕后,即可得到一个多值矢量场;以及

平滑单元,对每个体素用其法线所代表的最大不均匀度作为梯度,先对整个梯度数据以半径为 r 的邻域进行一次均值滤波;若当前体素均值滤波后的梯度小于预定阈值,则计算其邻域的灰度均值并赋给所述当前体素;否则,沿着多值矢量场在所述当前体素位置的 $2N$ 个切线矢量方向上分别行进,其中每一步又产生 $2N$ 个分支,由此生成一个树形结构,计算树上的所有体素的灰度均值,赋给所述当前体素;所有体素计算完毕后,即完成了整个体数据的平滑。

12. 如权利要求 11 所述的超声成像预处理模块,其特征在於,还包括:

判断单元,用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近,然后只对表面附近的体素通过所述平滑单元进行处理,对其他区域的体素只进行均值滤波处理。

13. 如权利要求 11 所述的超声成像预处理模块,其特征在於,还包括:

缩小单元,用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理,然后再通过所述计算单元和所述平滑单元对缩小后的体数据进行处理;以及

放大单元,用于将通过平滑单元处理之后的体数据放大到原始大小。

14. 如权利要求 13 所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

其中所述缩小单元执行:对于三维超声图像,对体数据做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波,再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的采样,其中 X 、 Y 、 Z 为三个方向的缩小倍数;对于二维超声图像,对体数据做 $X \cdot Y$ 的均值滤波,再做 $X \cdot Y$ 的采样,其中 X 和 Y 为两个方向的缩小倍数;

其中所述放大单元执行:对于三维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y \cdot Z$ 个,再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波,其中 X 、 Y 、 Z 为三个方向的放大倍数;对于二维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y$ 个,再做 $X \cdot Y$ 的均值滤波,其中 X 、 Y 为两个方向的放大倍数。

15. 如权利要求 14 所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

其中缩小和放大时做均值滤波的窗口大小可以取不同于 $X \cdot Y \cdot Z$ 或 $X \cdot Y$ 的值。

16. 如权利要求 11 至 15 中的任何一项所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

其中 $2N$ 个切线矢量为 N 条方向线的两端的指向。

17. 如权利要求 11 至 15 中的任何一项所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

R 可取 1 ;r 可取 1 或 2 ;对于三维超声图像 N 为 2,对于二维超声图像 N 为 1 ;所述预定阈值可取分割背景与物体的经验值。

18. 如权利要求 11 至 15 中的任何一项所述的超声成像预处理模块,其特征在於,所述方向线的不均匀度 V 按照下式来计算:

$$V = \frac{1}{2R} \sum_{j=-R}^R |G_j - G_0|$$

式中 G_0 是当前体素的灰度值, G_j 是方向线上第 j 个元素的灰度值,其中 j 取负数和正数分别代表方向线的两端的指向。

19. 如权利要求 11 至 15 中的任何一项所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

对于三维超声图像,所述半径为 R 的邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的立方体,其中 R 为立方体中心到表面的距离 ;对于二维超声图像,所述半径为 R 的邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的正方形,其中 R 为正方形中心到其边的距离。

20. 如权利要求 19 所述的超声成像预处理模块,其特征在於:

对于三维超声图像,所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的立方体邻域表面的两个体素的线段,可取 13 条方向线或 9 条方向线 ;

对于二维超声图像,所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的正方形邻边的两个体素的线段,共有 4 条方向线。

超声成像的预处理方法与装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像信号的处理方法与装置,特别是涉及一种超声成像的预处理方法与可以实现该方法模块。

背景技术

[0002] 传统的医疗影像设备只能提供人体内部的二维图像。医生们只能凭经验由多幅二维图像去估计病灶的大小及形状,以此“构思”病灶与其周围组织的三维几何关系,这给治疗带来了困难。而三维可视化技术可以由一系列二维图像重构出三维形体,并在终端显示出来。因此不仅能得到有关成像物体直观、形象的整体概念,而且还可保存许多重要的三维信息。由于超声成像较 CT、MRI 具有无创、无电离辐射以及操作灵活等明显优势,因此超声三维成像势必会在医学临床上得到广泛的应用,开展超声领域中的三维可视化研究显得十分必要。

[0003] 目前有两种获取三维超声体数据的方法:一种是利用现有的二维超声诊断设备,结合某种定位机械,获取一系列空间位置已知的二维组织超声图像,进而以离线方式获取三维体数据;另一种是利用二维面阵探头发射金字塔形体积超声束,从而获得实时的三维体数据。

[0004] 三维体数据的可视化已有比较成熟的方法,但是超声图像特有的斑点噪声成为影响成像效果、进而制约其实际应用的重要因素。三维超声体数据是由一系列超声图像组成的,而在超声图像形成的过程中,距离小于波长的反射点的反射回声相互干扰,由此便形成了斑点噪声。它的存在会掩盖图像特征,干扰观察和分析。若不对其进行处理,而直接以这样的体数据进行三维成像,其视觉效果是无法令人接受的。预处理的目的是对超声体数据进行滤波或平滑,从而抑制噪声,以便在此基础上进行可视化,获得良好的成像质量,从而发挥三维超声成像的优势。

[0005] 专利文献 US005409007A 公开了一种用于抑制超声成像中的斑点伪像的滤波器(Filter to Reduce Speckle Artifact in Ultrasound Imaging)。该专利提到的预处理方法简述如下:对超声图像(扫描转换前,即 DSC 前)的每一个像素,取以之为中心的 5 点菱形模板,计算这 5 个像素的灰度中值,以此取代中心像素的原灰度值,如图 1 和图 2 所示。

[0006] 上述专利技术的缺点是不能直接用于三维,即使将其扩展到三维并对模板尺寸进行调整,要么噪声仍很突出,要么成像结果变得模糊,始终无法兼顾平滑和细节。因此,不能满足实际应用需要。

发明内容

[0007] 本发明的目的就是要克服现有技术中的这些缺点,提供一种在不损失细节的前提下进行超声体数据平滑的方法。

[0008] 按照本发明的第一方面,提供一种超声成像预处理方法,包括:计算步骤,用于计算在以每个体素为中心的半径为 R 的邻域内、以当前体素为中心的线段的均匀程度,以便

从中选取 N 条最均匀的方向线作为 2N 个切线矢量,并且从中选取一条最不均匀的方向线作为法线;当对所有体素计算完毕后,即可得到一个多值矢量场;以及平滑步骤,对每个体素用其法线所代表的最大不均匀度作为梯度,先对整个梯度数据以半径为 r 的邻域进行一次均值滤波;若当前体素均值滤波后的梯度小于预定阈值,则计算其邻域的灰度均值并赋给所述当前体素;否则,沿着多值矢量场在所述当前体素位置的 2N 个方向上分别行进,其中每一步后又产生 2N 个分支,由此生成一个树形结构,计算树上的所有体素的灰度均值,赋给所述当前体素;所有体素计算完毕后,即完成了整个体数据的平滑。其中 2N 个切线矢量为 N 条方向线的两端的指向。其中 R 为 1, r 可取 1 或 2,对于三维超声图像 N 为 2,对于二维超声图像 N 为 1,所述预定阈值可取分割背景与物体的经验值。

[0009] 按照本发明第一方面的超声成像预处理方法,其中所述方向线的不均匀度 V 按照下式来计算:

$$[0010] \quad V = \frac{1}{2R} \sum_{j=-R}^R |G_j - G_0|$$

[0011] 式中 G_0 是当前体素的灰度值, G_j 是方向线上第 j 个体素的灰度值,其中 j 取负数和正数分别代表方向线的两端的指向。

[0012] 按照本发明第一方面的超声成像预处理方法,可选地是还包括判断步骤,用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近,然后只对表面附近的体素通过所述平滑步骤进行处理,对其他区域的体素只进行均值滤波处理。

[0013] 按照本发明第一方面的超声成像预处理方法,可选地是还包括:缩小步骤,用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理,然后再通过所述计算步骤和所述平滑步骤进行处理;以及放大步骤,用于将平滑处理之后的体数据放大到原始大小。优选地是,所述缩小步骤为:对于三维超声图像,可对体数据做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波,再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的采样,其中 X、Y、Z 为三个方向的缩小倍数;对于二维超声图像,可对体数据做 $X \cdot Y$ 的均值滤波,再做 $X \cdot Y$ 的采样,其中 X 和 Y 为两个方向的缩小倍数。优选地是,所述放大步骤为:对于三维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y \cdot Z$ 个,再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波,其中 X、Y、Z 为三个方向的放大倍数;对于二维超声图像,将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y$ 个,再做 $X \cdot Y$ 的均值滤波,其中 X、Y 为两个方向的放大倍数。其中缩小和放大时做均值滤波的窗口大小可以取不同于 $X \cdot Y \cdot Z$ 或 $X \cdot Y$ 的值。

[0014] 按照本发明第一方面的超声成像预处理方法,其中对于三维超声图像,所述邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的立方体,其中 R 为立方体中心到表面的距离;所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的立方体邻域表面的两个体素的线段,可取 13 条方向线或 9 条方向线。对于二维超声图像,所述邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的正方形,其中 R 为正方形中心到其边的距离;所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的正方形邻边的两个体素的线段,共有 4 条方向线。

[0015] 按照本发明的第二方面,提供一种超声成像预处理模块,包括:计算单元,用于计算在以每个体素为中心的半径为 R 的邻域内、以当前体素为中心的线段的均匀程度,以便从中选取 N 条最均匀的方向线作为 2N 个切线矢量,并且从中选取一条最不均匀的方向线作为法线;当对所有体素计算完毕后,即可得到一个多值矢量场;以及平滑单元,对每个体素用其法线所代表的最大不均匀度作为梯度,先对整个梯度数据以半径为 r 的邻域进行一次

均值滤波；若当前体素均值滤波后的梯度小于预定阈值，则计算其邻域的灰度均值并赋给所述当前体素；否则，沿着多值矢量场在所述当前体素位置的 $2N$ 个方向上分别行进，其中每一步后又产生 $2N$ 个分支，由此生成一个树形结构，计算树上的所有体素的灰度均值，赋给所述当前体素；所有体素计算完毕后，即完成了整个体数据的平滑。其中 $2N$ 个切线矢量为 N 条方向线的两端的指向。其中 R 为 1， r 可取 1 或 2，对于三维超声图像 N 为 2，对于二维超声图像 N 为 1，所述预定阈值可取分割背景与物体的经验值。

[0016] 按照本发明第二方面的超声成像预处理方法，其中所述方向线的不均匀度 V 按照下式来计算：

$$[0017] \quad V = \frac{1}{2R} \sum_{j=-R}^R |G_j - G_0|$$

[0018] 式中 G_0 是当前体素的灰度值， G_j 是方向线上第 j 个体素的灰度值，其中 j 取负数和正数分别代表方向线的两端的指向。

[0019] 按照本发明第二方面的超声成像预处理模块，可选地是还包括判断单元，用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近，然后只对表面附近的体素通过所述平滑单元进行处理，对其他区域的体素只进行均值滤波处理。

[0020] 按照本发明第二方面的超声成像预处理模块，可选地是还包括：缩小单元，用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理，然后再由所述计算单元和所述平滑单元对缩小后的体数据进行处理；以及放大单元，用于将平滑处理之后的体数据放大到原始大小。优选地是，所述缩小单元执行：对于三维超声图像，可对体数据做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波，再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的采样，其中 X 、 Y 、 Z 为三个方向的缩小倍数；对于二维超声图像，可对体数据做 $X \cdot Y$ 的均值滤波，再做 $X \cdot Y$ 的采样，其中 X 和 Y 为两个方向的缩小倍数。优选地是，所述放大单元执行：对于三维超声图像，将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y \cdot Z$ 个，再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波，其中 X 、 Y 、 Z 为三个方向的放大倍数；对于二维超声图像，将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y$ 个，再做 $X \cdot Y$ 的均值滤波，其中 X 、 Y 为两个方向的放大倍数。其中缩小和放大时做均值滤波的窗口大小可以取不同于 $X \cdot Y \cdot Z$ 或 $X \cdot Y$ 的值。

[0021] 按照本发明第二方面的超声成像预处理方法，其中对于三维超声图像，所述邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的立方体，其中 R 为立方体中心到表面的距离；所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的立方体邻域表面的两个体素的线段，可取 13 条方向线或 9 条方向线。对于二维超声图像，所述邻域为以每个体素为中心、以 R 为半径的正方形，其中 R 为正方形中心到其边的距离；所述方向线为以当前体素为中心并经过半径为 R 的正方形邻边的两个体素的线段，共有 4 条方向线。

[0022] 采用本发明技术方案的超声成像预处理方法，在体数据内的物体表面处，切线树的树枝将尽可能沿表面的方向分布，而不会跨越表面或者脱离表面，因此可以有效地保护边缘。同时，通过计算沿表面分布的多个结点的均值，可以有效地滤除斑点噪声，达到平滑的目的。所以，这种算法可以获得平滑和细节的两全。

附图说明

[0023] 图 1 是说明由射束成形器在矢量扫描数据的采集与显示中使用的格式的图（现有技术）；

- [0024] 图 2 是说明在极坐标域对矢量扫描数据执行中值滤波的概念的图（现有技术）；
- [0025] 图 3 是按照本发明对三维超声图像预处理时所取的 13 条方向线的示意图，其中 $R = 1$ ，白点是当前体素，黑点是方向线的端点；
- [0026] 图 4 是按照本发明对三维超声图像预处理时的 N 条切线和 1 条法线的示例，其中 $R = 1, N = 2$ ；
- [0027] 图 5 是按照本发明的切线树的示例，其中 $2N = 4, S = 3$ ，并且用不同的线段长度表示树的层次关系；
- [0028] 图 6 是按照本发明对二维超声图像预处理时所取的 4 条方向线的示意图；
- [0029] 图 7 是按照本发明的超声图像预处理模块的结构框图；以及
- [0030] 图 8 是本发明在实际应用中的示意图，描述了从探头扫描到显示三维图像的总流程。

具体实施方式

[0031]

1. 超声图像预处理方法

[0032] 下面以三维超声图像为例，来具体说明本发明的超声成像预处理方法。

[0033] 概括地讲，按照本发明的超声成像预处理方法，首先对体数据在扫描转换（即 DSC）前进行缩小操作，然后执行算法的核心部分，最后放大到原来的尺寸。在算法的核心部分中，首先对于每个体素，在以其为中心的“半径”为 R 的立方体邻域（这里半径的定义为立方体中心到表面的距离，那么半径为 R 意味着边长为 $2R+1$ ）内，计算以当前体素为中心的 13 条线段的均匀程度，并从中选取 N 条最均匀的线段，由此产生 $2N$ 个最佳方向；所有体素计算完毕后，即得到一个多值矢量场。然后对于每个体素，若它具有较小的梯度幅值，则计算它的立方体邻域的灰度均值，赋给当前体素；否则，将沿着多值矢量场在该位置的 $2N$ 个方向分别行进 S 步，在每一步后又将产生 $2N$ 个分支，由此生成一个树形结构。计算树上的所有体素的灰度均值，赋给当前体素。所有体素计算完毕后，即完成了整个体数据的平滑。

[0034] 为了提高算法的速度和稳定性，将在算法核心部分的前后对体数据采取缩小和放大处理。一般来说，三个方向的缩放倍数 X, Y, Z 均为整数。放缩倍数 XYZ 与扫描的空间状态有关，比如，若 X 方向对应的实际位置排列较密，则可取较大的 X 值；这也与算法对速度的要求有关，要求越高则可以采用越大的 XYZ 值。缩小时，可对体数据做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波，再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的采样来实现；这种方法无论速度还是效果都优于后向映射结合三线性插值的方法。放大时，可将体数据中的每个体素直接复制成 $X \cdot Y \cdot Z$ 个，再做 $X \cdot Y \cdot Z$ 的均值滤波来实现；这种方法的效果与后向映射结合三线性插值的方法相同，而速度优于该方法。

[0035] 事实上，缩小和放大时做均值滤波的窗口大小不一定必须取 $X \cdot Y \cdot Z$ ，也可以根据经验、所处理体数据的特性（如数据的尺寸、扫描的深度、目标的亮度、噪声的特性等）或实际需要而调整为不同的常数或者自适应的数值，例如取其他的 $X' \cdot Y' \cdot Z'$ 和 $X'' \cdot Y'' \cdot Z''$ 值，这样可以灵活地实现不同的效果。一般应有 $X' \geq X, Y' \geq Y, Z' \geq Z, X'' \geq X, Y'' \geq Y, Z'' \geq Z$ 。这 6 个不等式是独立的，等号成立时，无特殊效果，大于号成立时，有一个额外的平滑效果。这也与数据中噪声颗粒的平均大小有关，颗粒普遍较大时可取大于号成立。例如，一种可能的组合是： $X = X' = X'' = 2, Y = Y' = Y'' = 2, Z = 1, Z' = Z'' = 2$ 。另外，缩、放方法还可采用普通的后向映射结合三线性插值的方法。

[0036] 在算法的核心部分中,首先需要构建一个多值矢量场,方法如下:

[0037] 如图 3 所示,对于当前体素,可作以其为中心的 13 条线段,每条线段都经过半径为 1 的立方体邻域表面的两个体素,并延此方向依次穿过半径从 1 到 R 的立方体邻域表面。这样会有 13 条线段,称这 13 条线段为“方向线”(如果不考虑立方体的 4 个对角方向,总的方向线数可由 13 条变为 9 条)。连同当前体素在内,每条方向线都包括 $2R+1$ 个体素。这里 $R = 1$,白点是当前体素,黑点是方向线的端点,见图 3。

[0038] 对于当前体素,需刻划每条方向线的均匀程度,以便比较。这里可以采用传统的方差计算公式或梯度公式,然而本发明优选地采用如下公式进行计算:

$$[0039] \quad V = \frac{1}{2R} \sum_{j=-R}^R |G_j - G_0|, \quad (1)$$

[0040] 式中 G_0 是当前体素的灰度值, G_j 是方向线上第 j 个体素的灰度值,其中 j 取负数和正数分别代表方向线的两端的指向。 V 表示当前方向线的“不均匀度”,其意义与方差类似。式 (1) 与方差计算相比,更突出了当前体素的作用。对于在本发明中的应用,它的准确程度并不亚于普通的方差计算公式,而且计算量要小得多。

[0041] 随后,在当前体素的 13 条方向线中取出 N 个最均匀的和 1 个最不均匀的方向线,即 V 值最小的 N 条方向线和 V 值最大的 1 条方向线。可以近似认为,它们构成了体数据在当前体素位置的 N 条切线和 1 条法线。如图 4 所示,这里 $R = 1, N = 2$,以 P 线表示切线, Q 线表示法线。理论上,法线应与切线垂直,但由于体数据的量化效应以及不均匀度公式的设计,它们的方向往往并不严格垂直,这点不必深究。

[0042] 现在暂时只考虑切线,后面再介绍法线的应用。由于每条方向线的两端都指向两个方向,所以实际获得了 $2N$ 个“切线矢量”。若只考虑矢量的方向而不考虑长度,则每个切线矢量可以用它上面的最接近当前体素的那个体素(即该切线矢量与半径为 1 的立方体邻域表面的交点)来代表,称那个体素为当前体素的当前切线矢量的“定位点”。

[0043] 对于当前体素靠近体数据边界的情况,为保证方向线上的体素完全落在体数据范围内,可以采取减小方向线跨度等方法。当所有体素的所有切线矢量计算完毕后,即得到一个多值矢量场,这时开始执行平滑操作,方法是:对当前体素,根据多值矢量场在那里的取值,可沿着它的 $2N$ 个切线方向分别行进 1 步,到达 $2N$ 个定位点。随后,对每个定位点,又可以根据多值矢量场在那里的取值,行进到它的 $2N$ 个定位点。以此类推,将形成一个 $2N$ 个叉的树形结构。

[0044] 定义以下术语:称这个树形结构为“切线树”,记之为 T ;称当前处理的体素 0 为 T 的“根结点”; T 经过的其他体素为 T 的“分支结点”。若从 0 开始经过 d 步行进可以到达 T 的某个结点 C ,称 C 的“层次”为 d ;称从 0 到 C 依次经过的 $d+1$ 个结点为 C 的“路径”。若规定路径的最大层次为 S ,则称 S 为 T 的“深度”,即有 $0 \leq d \leq S$ 。显然,层次为 0 的唯一结点即为 0 ,层次为 d 的结点共有 $(2N)^d$ 个。因此, T 的总结点数为:

$$[0045] \quad M = \sum_{d=0}^S (2N)^d = \frac{(2N)^{S+1} - 1}{2N - 1} \quad (2)$$

[0046] 图 5 给出了一个切线树的例子,这里 $2N = 4, S = 3$ 。例中 N 和 S 的取值正是实验给出的经验值,事实上,若 N 和 S 越小,算法速度越快,但不够平滑;反之则越慢而越平滑,甚至因过度平滑而损失细节。一般 N 可固定为 2,而 S 的取值跟算法对速度的要求,以及数

据中噪声颗粒的平均大小有关,越大则需要越大的 S 。图中,从根结点 O 开始,行进到它的 4 个定位点,从而扩展出 O_1 、 O_2 、 O_3 、 O_4 等 4 个层次为 1 的结点;再从 O_1 开始,行进到它的 4 个定位点,扩展出 O_{11} 、 O_{12} 、 O_{13} 、 O_{14} 等 4 个层次为 2 的结点;又从 O_{11} 开始,行进到它的 4 个定位点,扩展出 O_{111} 、 O_{112} 、 O_{113} 、 O_{114} 等 4 个层次为 3 的结点;由于 O_{111} 等的层次已经达到设定的深度 S ,因此不再对它们进行扩展。以此类推,生成整个树 T ,共 85 个结点。这里指出,图中不同的线段长度只是便于表示树的层次关系,并不代表每次行进的距離。而且,在沿树前进的过程中,可能会折返到已经经过的位置。但是,这种情况不必特殊处理,即使数次经过同一个位置,仍在逻辑上将它们当作树上不同的结点看待。

[0047] 按照这样的方法,构建树 T 并求其所有结点的灰度平均值,赋给结点 O ,即完成了当前体素的平滑。平滑后的灰度为:

$$[0048] \quad G' = \frac{1}{M} \sum_T G \quad (3)$$

[0049] 式 (3) 中的 M 是树 T 的总结点数,一般可按照式 (2) 计算。对于当前体素靠近体数据边界的情况,树 T 将不能充分扩展,其结点数 M 将小于式 (2) 计算的结果,但式 (3) 仍然成立。因此,可计算实际扩展出的所有结点的灰度平均值,赋给结点 O 。

[0050] 如此遍历整个体数据,则完成了体数据的平滑。称这种算法为“切线树平滑算法”。它可以很好地保护边缘,在不损失细节的前提下滤除噪声。但我们注意到,切线树平滑算法虽然具有理想的平滑效果,但复杂度稍高。若对所有体素都执行该算法,耗时将稍长。因此对全局方案进行优化,方法如下:

[0051] 首先,根据当前体素的梯度幅值(以下简称梯度)判断它是否位于物体的表面附近。那么可以只在表面附近(即梯度较大的区域)进行切线树操作,而在其他区域(物体内部或背景处,即梯度较小的区域)只简单地进行均值滤波操作。因为均值滤波的速度是很快,而位于物体表面附近的体素在体数据中所占的比例通常很小,因此这样可以显著地提高算法的速度。又由于只有物体表面附近的体素才具有较多的特征,也只有它们才对成像结果起主导作用,因此平滑的效果几乎不受影响。当然,小梯度情况下仍可执行切线树算法,此时可以减小当前切线树的深度 S ,也可以保持当前切线树的深度 S 不变。

[0052] 考虑到前面构建多值矢量场时已经获取了每个体素的法线,而且法线的 V 值代表当前体素所有方向线的最大不均匀度,那么可以认为它近似地代表当前体素的梯度。对于本发明,这种方法判断表面的准确程度并不亚于普通的梯度计算公式,而且可以利用前面已经得到的结果,从而大大节省了计算量。

[0053] 为了避免噪声和尖锐的边缘对梯度计算的影响,在求出体数据内所有体素的梯度之后,先对整个梯度数据以半径为 r 的立方体邻域进行一次均值滤波。这时,可以经验地设定一个阈值 H 。若当前体素的梯度(滤波后)小于 H ,则以体数据在当前体素的半径为 R' 的立方体邻域的灰度均值作为当前体素平滑的结果。根据经验, r 可取 1 或 2(r 的值跟数据中噪声颗粒的平均大小有关,越大则需越大的 r ,但一般不超过 2), R' 可取方向线的跨度 R (即邻域的半径 R), H 可取分割背景与物体的经验阈值。若当前体素的梯度(滤波后)不小于 H ,则执行前面介绍的切线树平滑算法。

[0054] 对体数据内的所有体素进行上述的判断和分别处理,则完成了平滑操作。这时,完成了体数据的整个预处理。

[0055] 当处理对象是二维超声图像时,所取的邻域变为正方形,备选的方向线将变为 4 条,而最佳方向线条数 N 应变为 1,其他变更就是简单的降维,如图 6 所示。

[0056] 2. 超声图像预处理模块

[0057] 图 7 为按照本发明的超声图像预处理模块,包括依次连接的缩小单元 700、计算单元 702、判断单元 704、平滑单元 706 和放大单元 708,以及一个均值滤波处理的分支。对原始的体数据,经过缩小单元 702,得到缩小的体数据之后,由计算单元 704 计算以每个体素为中心的半径为 R 的邻域内、以当前体素为中心的线段的均匀程度,以从中选取 N 条最均匀的方向线作为 $2N$ 个切线矢量,并且从中选取一条最不均匀的方向线作为法线;当对所有体素计算完毕后,即可得到一个多值矢量场。再经由判断单元 700 判断体素是否位于物体的表面附近,然后只对表面附近的体素经过平滑单元 706 进行平滑处理,而对其他区域的体素只进行均值滤波处理。所有体素处理完毕后,即完成了缩小的体数据的平滑。最后,放大单元 708 将该结果放大到原始大小,即得到平滑的体数据。

[0058] 图 8 是本发明在实际应用中的示意图,描述了从探头扫描到显示三维图像的总流程。在前端,一组通过延迟聚焦的脉冲通过发射电路发送到探头,以发射出超声波;在经过一段延时后,探头接收到人体反射回的超声波,通过压电效应转化为电信号,经过前端放大,A/D 转换模拟信号为数字信号,从而获取原始的体数据,并保存到内存中。在后端,原始体数据经过预处理模块,得到平滑后的体数据;再经过三维成像模块,就可以通过显示设备进行显示。

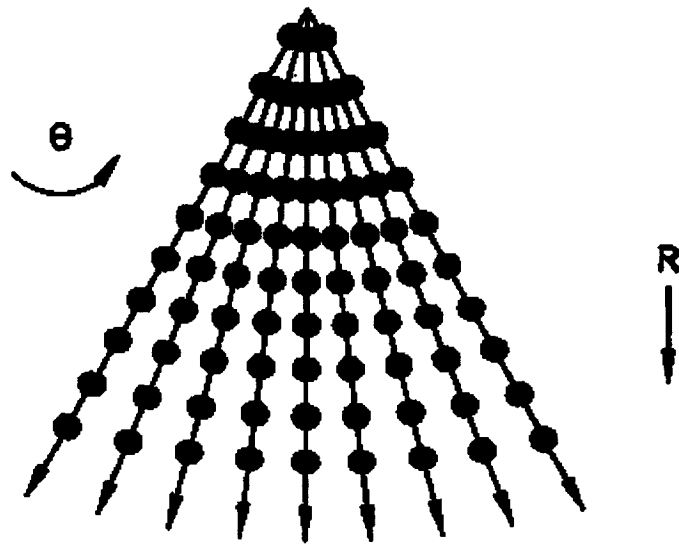


图 1

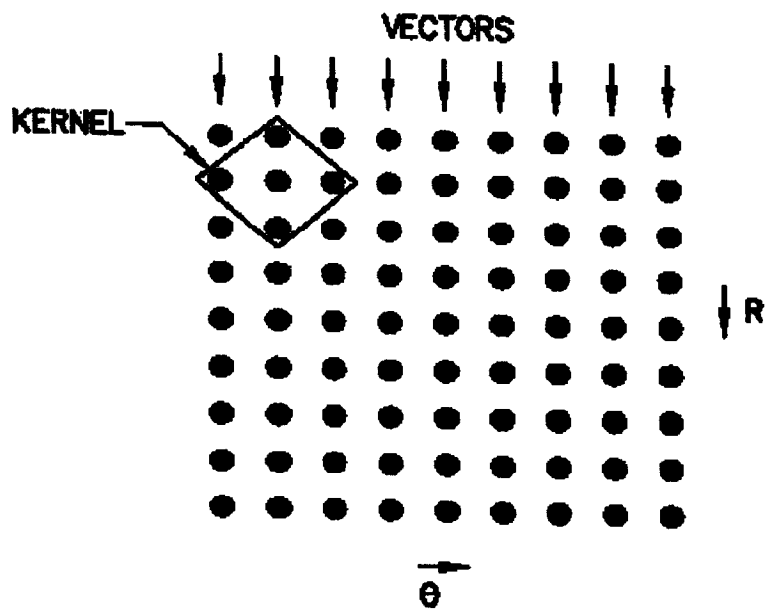


图 2

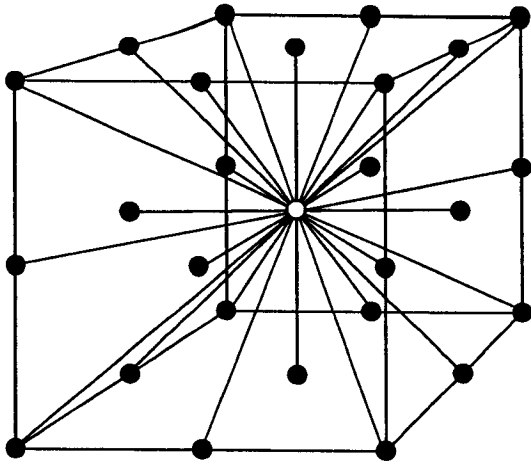


图 3

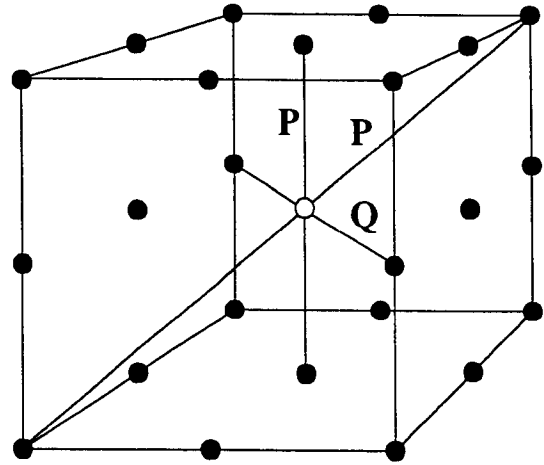


图 4

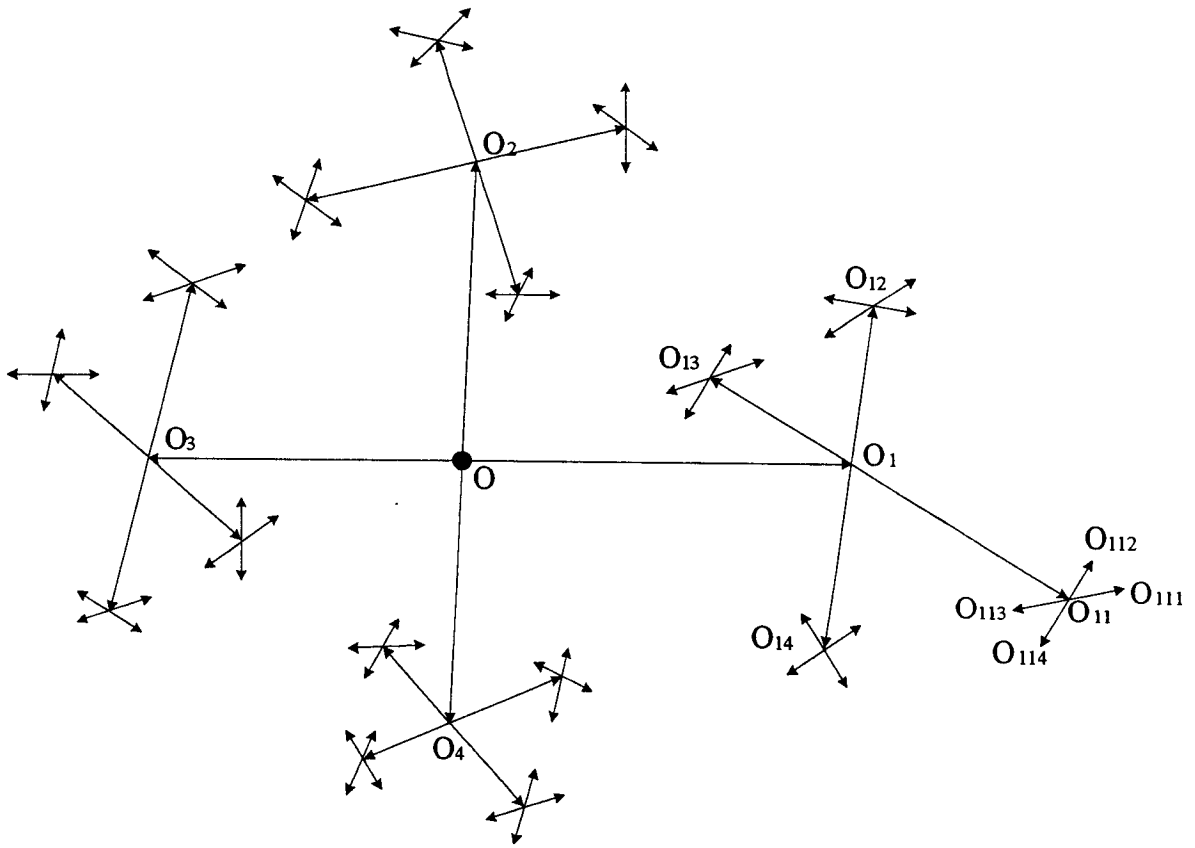


图 5

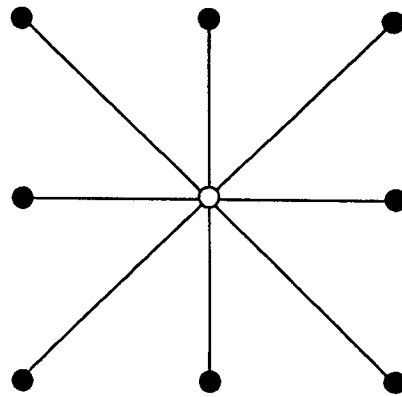


图 6

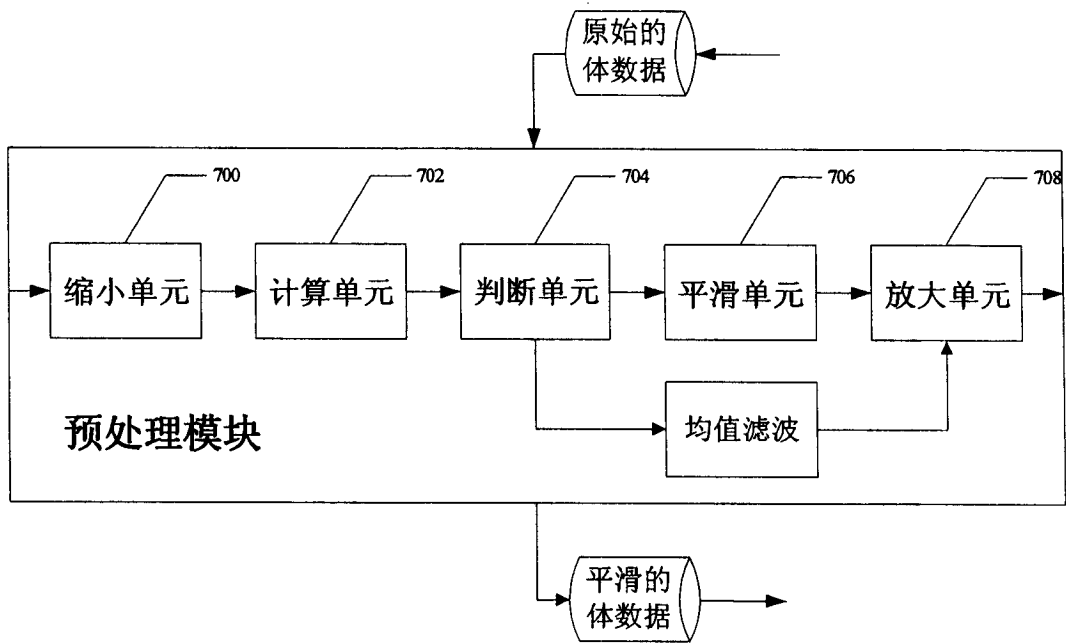


图 7

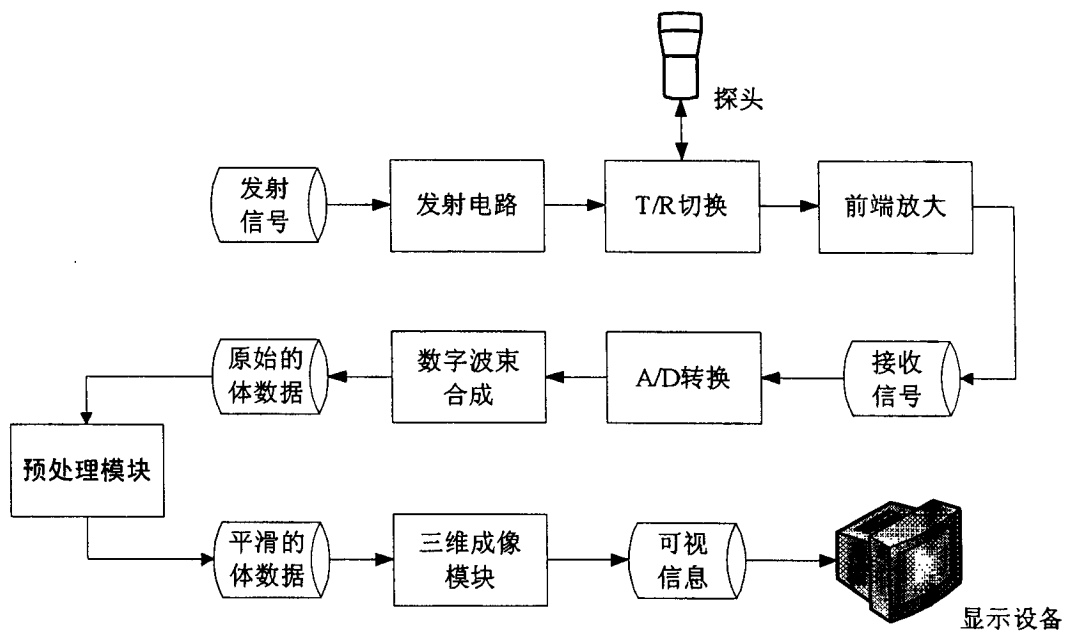


图 8

专利名称(译)	超声成像的预处理方法与装置		
公开(公告)号	CN101190132B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200610146989.2	申请日	2006-11-28
[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	田勇 姚斌 胡勤军		
发明人	田勇 姚斌 胡勤军		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/20192 G06T2207/10132 G06T5/20 G06T2200/04 G06T5/001 G06T5/002 G01S15/8993 G06T15/08		
代理人(译)	张亚宁 梁永		
其他公开文献	CN101190132A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像的预处理方法和模块，所述方法包括：计算步骤，用于构建一个多值矢量场；以及平滑步骤，用于对整个体数据进行平滑处理。还可包括判断步骤，用于根据体素的梯度判断它是否位于物体的表面附近，然后只对表面附近的体素进行平滑处理，对其他区域的体素只进行均值滤波处理；以及缩、放步骤，用于对扫描转换前的体数据进行缩小处理，并用于将平滑处理之后的体数据放大到原始大小。所述模块包括计算单元和平滑单元，还可包括判断单元以及缩小和放大单元。按照本发明的超声成像的预处理方法，通过计算沿表面分布的多个结点的均值，可以有效地滤除斑点噪声，达到平滑的目的。因此，这种算法可以获得平滑和细节的两全。

