



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103156637 B

(45)授权公告日 2017.06.20

(21)申请号 201110462297.X

审查员 许流芳

(22)申请日 2011.12.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103156637 A

(43)申请公布日 2013.06.19

(73)专利权人 GE医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72)发明人 刘刚 赵一鸣 刘厚炳 王树秀

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

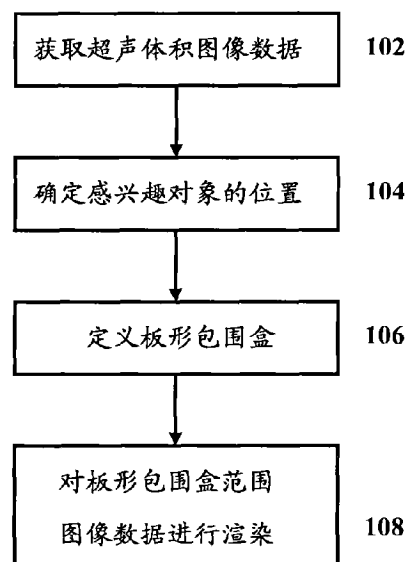
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

超声体积图像数据处理方法和设备

(57)摘要

本发明的实施例涉及超声体积图像数据处理方法和装置。按照本发明的超声体积图像数据处理方法和装置,包括:获取扫描体积内的超声体积图像数据,其中线状对象位于所述扫描体积中;基于所述超声体积图像数据,定位所述线状对象的位置;基于所述线状对象位置,定义包围所述线状对象的板形包围盒;以及对所述板形包围盒包围的区域进行渲染。



1. 一种超声体积图像数据处理方法,包括以下步骤:

获取扫描体积内的超声体积图像数据,其中线状对象位于所述扫描体积中;

基于所述超声体积图像数据,定位所述线状对象的位置;

基于所述线状对象位置,定义包围所述线状对象的板形包围盒;以及

对所述板形包围盒包围的区域进行渲染;

其中,所述定位所述线状对象的位置的步骤包括以下步骤:

判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域,以及

如果确定满足所述预定结构特征,则确定所述满足预定结构特征的区域属于所述线状对象。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,获取超声体积图像数据的步骤包括以下步骤:

获取B模式下的B模式体积图像数据和CF模式下的CF模式图像数据。

3. 如权利要求2所述的方法,其中,所述CF模式图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的CF模式图像数据。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,所述预定结构特征是黑暗圆圈。

5. 如权利要求1所述的方法,其中,所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描平面图像数据。

6. 如权利要求1所述的方法,其中,判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域步骤包括:

基于二阶Hessian矩阵

$$H_2(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

来判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中有关区域是否满足所述预定结构特征,如果在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 和 λ_2 近似相等并且远大于0,则确定所述有关区域属于所述线状对象。

7. 如权利要求6所述的方法,还包括以下步骤:

确定所述线状对象的所述有关区域的中心点,作为所述线状对象的中心点。

8. 权利要求7所述的方法,还包括将所述线状对象的中心点变换到笛卡尔坐标系。

9. 如权利要求7所述的方法,其中,定义包围所述线状对象的板形包围盒的步骤包括以下步骤:

基于所述线状对象的中心点连线方向来确定所述板形包围盒的外表面的平面矢量n,以及

将所述板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量n方向和平面矢量n反方向从所述线状对象的中心点向外延伸,以包围所述扫描体积内的整个所述线状对象。

10. 如权利要求9所述的方法,其中,按照以下方式来确定所述平面矢量n:

$$n = u \times v;$$

其中,矢量u和v方向分别平行于所述扫描体积内两条各连接所述线状对象的两中心点

的直线的方向,如果所述线状对象呈直线状,则用预定矢量方向替换所述v方向。

11. 如权利要求10所述的方法,其中,一条所述直线的两个中心点与另一条所述直线的两个中心点选自以下点构成的组:

所述线状对象在所述扫描体积内的分叉中心点,所述线状对象在所述扫描体积的两个扫描侧面的中心点,所述线状对象在所述扫描体积内的中间点。

12. 如权利要求2或3所述的方法,还包括:

基于所述CF模式图像数据判断所述线状对象的类型。

13. 如权利要求1所述的方法,其中,所述线状对象是流体导管。

14. 如权利要求13所述的方法,其中所述流体导管是血管。

15. 一种超声体积图像数据处理装置,包括:

超声体积图像数据获取单元,用于获取扫描体积内的超声体积图像数据,其中线状对象位于所述扫描体积中;

对象定位单元,用于基于所述超声体积图像数据,定位所述线状对象的位置,所述对象定位单元包括:对象判断单元,用于判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域,在确定满足所述预定结构特征时确定所述满足预定结构特征的区域属于所述线状对象;

板形包围盒确定单元,用于基于所述线状对象位置,定义包围所述线状对象的板形包围盒;以及

渲染单元,用于对所述板形包围盒包围的区域进行渲染;

其中,所述超声体积图像数据获取单元包括:

B模式体积图像数据获取单元,用于获取B模式下的B模式体积图像数据,以及

CF模式图像数据获取单元,用于获取CF模式下的CF模式图像数据。

16. 如权利要求15所述的装置,其中,所述CF模式图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的CF模式图像数据。

17. 如权利要求15所述的装置,其中,所述预定结构特征是黑暗圆圈。

18. 如权利要求15所述的装置,其中,所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描平面图像数据。

19. 如权利要求15装置,其中,判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域包括:

基于二阶Hessian矩阵

$$H_2(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

来判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中有关区域是否满足所述预定结构特征,如果在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 和 λ_2 近似相等并且远大于0,则确定所述有关区域属于所述线状对象。

20. 如权利要求19所述的装置,还包括:

中心点确定单元,用于确定所述线状对象的所述有关区域的中心点,作为所述线状对

象的中心点。

21. 权利要求20所述的装置,还包括:

坐标变换单元,用于将所述线状对象的中心点变换到笛卡尔坐标系。

22. 如权利要求21所述的装置,其中,所述板形包围盒确定单元包括:

平面矢量确定单元,用于基于所述线状对象的中心点连线方向来确定所述板形包围盒的外表面的平面矢量 n ,以及

板形包围盒设定单元,用于将所述板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量 n 方向和平面矢量 n 反方向从所述线状对象的中心点向外延伸,以包围所述扫描体积内的整个所述线状对象。

23. 如权利要求22所述的装置,其中,所述平面矢量确定单元按照以下方式来确定所述平面矢量 n :

$$n = u \times v;$$

其中,矢量 u 和 v 方向分别平行于所述扫描体积内两条各连接所述线状对象的两中心点的直线的方向,如果所述线状对象呈直线状,则用预定矢量方向替换所述 v 方向。

24. 如权利要求23所述的装置,其中,一条所述直线的两个中心点与另一条所述直线的两个中心点选自以下点构成的组:

所述线状对象在所述扫描体积内的分叉中心点,所述线状对象在所述扫描体积的两个扫描侧面的中心点,所述线状对象在所述扫描体积内的中间点。

25. 如权利要求16所述的装置,还包括:

对象类型判断单元,用于基于所述CF模式图像数据判断所述线状对象的类型。

26. 如权利要求16-25任一项所述的装置,其中,所述线状对象是流体导管。

27. 如权利要求26所述的装置,其中所述流体导管是血管。

28. 一种超声成像系统,包括如权利要求15-27中任何一项所述的装置。

超声体积图像数据处理方法和设备

技术领域

[0001] 本发明一般涉及超声体积图像数据处理方法和系统,具体涉及体积超声扫描模式下的超声体积图像数据处理方法和设备。

背景技术

[0002] 当前,基于超声扫描的血管的显示模式包括2D切片模式和3D渲染模式。对于2D切片模式,由于血管通常是弯曲的并且有分支,因此当血管细小时难以显示完整的血管。

[0003] 在3D渲染模式中,最小强度投影(minimum intensity projection)用来显示血管,这主要用于肝脏血管,因为在肝脏中组织是均匀的并且具有高对比度。但对于腿部和臂部血管,最小强度投影模式图像质量不佳,因为在血管周围的黑暗组织对血管影响大。

发明内容

[0004] 本发明针对上述现有技术的不足,提供一种超声体积图像数据处理方法和装置。按照本发明实施例的超声体积图像数据处理方法和装置,包括:获取扫描体积内的超声体积图像数据,其中线状对象位于所述扫描体积中;基于所述超声体积图像数据,定位所述线状对象的位置;基于所述线状对象位置,定义包围所述线状对象的板形包围盒;以及对所述板形包围盒包围的区域进行渲染。

[0005] 优选地,获取超声体积图像数据包括:获取B模式下的B模式体积图像数据和CF模式下的CF模式图像数据。

[0006] 优选地,所述CF模式图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的CF模式图像数据。

[0007] 优选地,定位所述线状对象的位置包括:判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域;以及如果确定满足所述预定结构特征,则确定所述区域属于所述线状对象。

[0008] 优选地,所述预定特征结构是黑暗圆圈。

[0009] 优选地,所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据是所述扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描平面图像数据。

[0010] 优选地,判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在所述结构特征包括:

[0011] 基于二阶Hessian矩阵

$$[0012] \quad H_2(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

[0013] 来判断所述超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中有关区域是否满足所述预定结构特征,如果在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 和 λ_2 近似相等并且远大

于0,则确定所述有关区域属于所述线状对象。

[0014] 进一步地,确定所述线状对象的所述有关区域的中心点,作为所述线状对象的中心点。

[0015] 进一步地,包括将所述线状对象的中心点变换到笛卡尔坐标系。

[0016] 优选地,定义包围所述线状对象的板形包围盒包括:基于所述线状对象的中心点连线方向来确定所述板形包围盒的外表面的平面矢量 n ,以及将所述板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量 n 方向和平面矢量 n 反方向从所述线状对象的中心点向外延伸,以包围所述扫描体积内的整个所述线状对象。

[0017] 优选地,按照以下方式来确定所述平面矢量 n :

[0018] $n = u \times v$;

[0019] 其中,矢量 u 和 v 方向分别平行于所述扫描体积内两条各连接所述线状对象的两中心点的直线的方向,如果所述线状对象呈直线状,则用预定矢量方向替换所述 v 方向。

[0020] 优选地,一条所述直线的两个中心点与另一条所述直线的两个中心点选自以下点构成的组:所述线状对象在所述扫描体积内的分叉中心点,所述线状对象在所述扫描体积的两个扫描侧面的中心点,所述线状对象在所述扫描体积内的中间点。

[0021] 进一步地,基于所述CF模式图像数据判断所述线状对象的类型。

[0022] 所述线状对象可以是流体导管。

[0023] 所述流体导管可以是血管。

附图说明

[0024] 在附图中:

[0025] 图1示出按照本发明一个实施例的体积超声扫描模式下的超声体积图像数据处理方法。

[0026] 图2示出按照本发明一个实施例的CF模式的扫描平面,在体积超声扫描的边界有两个CF模式的扫描平面(左侧和右侧)。

[0027] 图3示出按照本发明一个实施例的减小CF模式图像数据中组织图像数据的方法。

[0028] 图4a和4b分别示出按照本发明一个实施例的用于图3中实施例的滤波器。

[0029] 图5示出本发明一个实施例的确定血管类型的方法。

[0030] 图6示出按照本发明一个实施例的确定血管位置的方法。

[0031] 图7示出按照本发明一个实施例的基于Hessian矩阵处理的超声图像与Hessian矩阵处理之前的超声图像比较。

[0032] 图8示出按照本发明一个实施例的定义板形包围盒的方法。

[0033] 图9示出按照本发明一个实施例的采集坐标系到笛卡尔坐标系的变换。

[0034] 图10示出按照本发明一个实施例的基于血管中心点连线的方向来确定板形包围盒的外表面的平面矢量示意图。

[0035] 图11示出按照本发明一个实施例的俯视图和侧视图的最小强度投影图像。

[0036] 图12是说明本发明一个实施例的血管图像生成系统。

具体实施方式

[0037] 以下通过本发明的一些实施例来说明本发明,其中细节用于帮助理解本发明,而不是限制本发明。本发明的一些实施例提供体积超声扫描模式下的超声体积图像数据处理方法和设备。

[0038] 图1示出按照本发明一个实施例的体积超声扫描模式下的超声体积图像数据处理方法。在步骤102,获取体积超声扫描模式下的超声体积图像数据。在步骤104,基于所获取的体积超声扫描模式下的超声体积图像数据,确定血管的位置。在步骤106,基于血管的位置,确定包围血管的板形包围盒。在步骤108,对板形包围盒范围的区域进行渲染。

[0039] 按照本发明的一个实施例,获取体积超声扫描模式下的超声体积图像数据包括设定诸如B模式、CF模式的特定扫描模式来获取体积超声扫描模式下的超声体积图像数据。优选地,体积超声扫描探头平行血管的长轴方位进行扫掠(sweep)。

[0040] 通过在B模式下对成像对象进行采样,基于超声回波的幅值生成图像数据,得到B模式下的B模式超声体积图像数据。所得到的B模式超声体积图像数据可以保存在存储器中供进一步处理。

[0041] 通过在CF模式下对成像对象进行采样,基于超声回波的多普勒分量的相位生成图像数据,得到CF模式下的CF模式图像数据。所得到的CF模式图像数据可以保存在存储器中供进一步处理。优选地,在体积超声扫描模式下扫掠扫描体积范围的边界处设定两个CF模式的扫描平面,获取两个CF模式下的CF模式平面图像数据,并将所得到的两个CF模式平面图像数据保存,供进一步处理。图2示出按照本发明一个实施例的CF模式的扫描平面,在体积超声扫描的边界有两个CF模式的扫描平面(左侧和右侧)。

[0042] 图3示出按照本发明一个实施例的减小CF模式图像数据中组织图像数据的方法。在步骤302,设置预定滤波特性参数,对CF模式图像数据进行滤波。优选地,对CF模式图像数据进行壁滤波。壁滤波是一截止频率可调节的高通滤波器,由于组织图像数据较血管中血流图像数据具有更高的频率特性,通过设置预定的截止频率,有效抑制组织图像数据。在步骤304,对经上述滤波的CF模式图像数据进行功率仲裁。优选地,设定预定阈值,确定经滤波的CF模式图像数据是否大于预定阈值,如果大于预定阈值,则认为是对应于血管的有效血流图像数据,否则认为是不对应血管的无效血流图像数据。在步骤306,基于功率仲裁结果得到速度和区域模板,其中对应于血管的有效血流标示为“1”,不对应血管的无效血流为标示为“0”,去除不对应血管的无效血流图像数据,得到剩下的对应血管的有效血流图像数据。

[0043] 图4a和4b分别示出按照本发明一个实施例的用于图3中实施例的滤波器。图4a的实施例示出有限脉冲响应(FIR)滤波器。将图1步骤102中所获取的体积超声扫描模式下的CF图像数据输入(In)延迟级系列404,在通过延迟级时,在乘法器402中与权重因子(Weight)相乘,以向CF图像数据提供期望的滤波特性,并且在求和级406对所得到的乘积求和,得到滤波后的输出(Out)数据。图4b的实施例示出包括乘法器402和累加器408的滤波器,在该实施例中,图1步骤102中所获取的体积超声扫描模式下的CF图像数据顺序地乘以施加到乘法器的权重因子(Weight),并且其乘积在累加器408中被累加,乘法器-累加器实施例可以级联。按照本发明的一个实施例,可以通过选择合适的延迟系数、权重因子,以适当分离CF图像数据中的血管图像数据和组织图像数据。

[0044] 图5示出本发明一个实施例的确定血管类型的方法。按照本发明的实施例,通过计

算时间稳定或脉动属性,来计算血管的特性,诸如静脉或动脉。如果是脉动流,则是动脉,否则是静脉。然后分配对应的彩色点给血管,蓝色对应静脉,红色对应动脉。

[0045] 在步骤502,对CF模式的扫描平面的CF图像数据进行处理。按照本发明的一个实施例,结合CF模式的扫描平面的CF图像数据以形成相关超声图像数据;对相关超声图像数据进行解调,得到解调的相关超声图像数据;对解调的相关超声图像数据进行频谱分析,得到有关血流的速度 $V_{i,j}$,其中 $(i,j) \in$ 血管区域。接着,计算血流峰值速度 R_{peak} 和带宽 B 。

[0046] $R_{peak} = \max(|V_{i,j}|)$, 其中, $(i,j) \in$ 血管区域。

[0047] $B = \text{Stdev}(|V_{i,j}|)$, 其中, $(i,j) \in$ 血管区域。

[0048] 其中, $|V_{i,j}|$ 表示 $V_{i,j}$ 的绝对值, 函数 $\max()$ 表示对括号内的参数取最大值, 函数 $\text{Stdev}()$ 表示对括号内的参数求方差。

[0049] 通过分别对图2所示左边界和右边界的CF模式的扫描平面的CF图像数据进行如上所述的处理, 得到左边界和右边界的血流峰值速度 R_{peak_l} 和 R_{peak_r} , 以及左边界和右边界的血流带宽 B_l 和 B_r 。

[0050] 在步骤504, 判断左边界的血流峰值速度 R_{peak_l} 与右边界的血流峰值速度 R_{peak_r} 之差的绝对值 $(|R_{peak_l} - R_{peak_r}|)$ 是否大于第一预定阈值 $V1$, 以及左边界的血流带宽 B_l 与右边界的血流带宽 B_r 之差的绝对值 $(|B_l - B_r|)$ 是否大于第二预定阈值 $V2$ 。如果上述判断的结果是肯定的, 则在步骤510确定血管是静脉, 否则, 在步骤508确定血管是动脉。

[0051] 图6示出按照本发明一个实施例的确定血管位置的方法。在本发明的一个实施例中, 基于B模式体积图像数据来确定血管在扫描空间的位置。在步骤602中, 确定B模式体积图像数据中扫描平面图像数据中血管横截面图像的特征结构。优选地, 扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描平面图像数据被用来确定血管横截面图像的特征结构。更优选地, 确定扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描图像数据中的圆形黑暗区域, 该区域对应血管的横截面。

[0052] 可选地, 基于Hessian矩阵来确定血管横截面图像的特征结构。Hessian矩阵如下:

$$[0053] \quad H(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2^2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_n} \end{bmatrix}$$

[0054] 其中 n 是维数, x_i 是沿 i th维的矢量。

[0055] 按照本发明的一个实施例, 采用二维Hessian矩阵来确定血管横截面图像的特征结构, 上述Hessian矩阵由此简化为:

$$[0056] \quad H_2(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

[0057] 其中 x 是超声采样方向, y 是超声射束方向。

[0058] 图7示出按照本发明一个实施例的基于Hessian矩阵处理的超声图像与Hessian矩

阵处理之前的超声图像比较,其中左侧视图表示Hessian矩阵处理之前的超声图像,右侧的视图表示Hessian矩阵处理之后的超声图像。经过Hessian矩阵处理之后的图像中,白色高亮区域表示血管区域。

[0059] 在步骤604中,判断B模式体积图像数据中扫描平面图像数据中是否有满足血管结构特征的区域。如果扫描平面图像数据中存在满足血管结构特征的区域,则确定血管区域,从而确定血管位置。按照本发明的一个实施例,判断Hessian矩阵在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 、 λ_2 是否满足条件 $\lambda_1 \approx \lambda_2 > 0$,如果 λ_1 和 λ_2 满足上述条件,则确定血管区域,从而确定血管的位置。

[0060] 血管位置可以用血管的中心点位置和血管的半径/直径/厚度来表示。按照本发明的一个实施例,基于所确定的血管区域计算血管的中心点,例如计算血管区域的质心,将计算所得的质心作为血管的中心点。

[0061] 按照本发明另一个实施例,可以利用体积超声扫描模式下扫描体积范围的边界处设定两个CF模式的扫描侧面,获取两个CF模式平面图像数据,基于这两个CF模式平面图像数据来排除B模式体积图像数据中的组织图像数据。按照本发明的另一个实施例,还可以利用CF模式图像数据来确定血管的位置。

[0062] 图8示出按照本发明一个实施例的定义板形包围盒的方法。按照本发明的这一实施例,将血管中心位置从射束空间变换到笛卡尔空间,在笛卡尔空间确定用于生成板形包围盒的平面矢量,并经一步生成血管的板形包围盒。

[0063] 在步骤802,将获得的血管中心点坐标 (n_1, n_2, n_3) 从射束空间变换到笛卡尔空间。射束空间对应一个三维矩阵,其中三维矩阵的大小是 $[N_1 \times N_2 \times N_3]$, N_1 是每个射束上的采样点数(点), N_2 是电子射束数(线), N_3 是4D探头摆动时所扫掠的帧数(面)(帧大小= $N_1 \times N_2$)。在射束空间中,血管中心点用坐标 (n_1, n_2, n_3) 来表示,其中 n_1 取值范围在 $1-N_1$ 之间, n_2 取值范围在 $1-N_2$ 之间, n_3 取值范围在 $1-N_3$ 之间。

[0064] 按照本发明的一个实施例,将获得的血管中心坐标 (n_1, n_2, n_3) 从射束空间变换到笛卡尔空间包括射束空间到采集坐标系(或称扫描坐标系)3D变换、和采集坐标系到笛卡尔坐标系3D变换。

[0065] (1) 射束空间到采集坐标系变换

[0066] 在本发明的实施例中,采集坐标对应圆柱坐标。对于与射束空间中体素(voxel)位置对应的射束空间坐标 (n_1, n_2, n_3) 的整数值,圆柱采集坐标系中的圆柱坐标通过下式给出:

[0067] $r = n_1$ $\text{for } n_1 = \{1, 2, \dots, N_1\}$

[0068] $s = \text{shotAngles}(n_2)$ $\text{for } n_2 = \{1, 2, \dots, N_2\}$

[0069] $\beta = \text{BImageAngles}(n_3)$ $\text{for } n_3 = \{1, 2, \dots, N_3\}$

[0070] 式中, r 、 s 、 β 分别表示圆柱坐标下的径向距离(沿射束采样方向)、射束排列位置方向距离、和相应扫描仰角坐标。 shotAngles 是依据体素大小,按照每条扫描线位置(角度)偏移量递增的一维向量; BimageAngles 是以弧度为单位,按探头扫描仰角递增的一维向量。

[0071] 按照本发明的一个实施例, $\text{shotAngles}(n) = \{0.0, 0.1, 0.2, \dots\}$, $\text{BimageAngles}(n) = \{0.0, 0.02, 0.04, 0.06, \dots\}$ 。 ShotAngles 和 BimageAngles 也可以采用其他取值的矢量,并且也不一定要等距采样。

[0072] (2) 采集坐标系到笛卡尔坐标系变换

[0073] 图9示出按照本发明一个实施例的采集坐标系到笛卡尔坐标系的变换。圆柱采集坐标系中的圆柱坐标到笛卡尔坐标系中的坐标变换的公式是：

$$[0074] \quad x = \delta s$$

$$[0075] \quad y = \delta (b+r) \sin(\beta)$$

$$[0076] \quad z = \delta (b+r) \cos(\beta)$$

[0077] 式中, r 、 s 、 β 分别表示圆柱坐标下的径向距离(沿射束采样方向)、射束排列位置方向距离、和相应扫描仰角坐标。 x 、 y 、 z 对应笛卡尔坐标系中的坐标, δ 是三维数据场缩放系数, b 是探头表面到扫描开始位置的偏移量。按照本发明的一个实施例, δ 取值范围 ≥ 1.0 。 b 可由用户定义, 按照本发明的一个实施例, b 可以取 $0.0-7.0\text{cm}$ 范围内的值。要指出的是, δ 和 b 不限于上述取值, 也可以采用其它值。

[0078] 可选地, 在上述两个步骤(1)和(2)的坐标变换完成之后, 还可以按照以下方式进行3D旋转变换。

$$[0079] \quad \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & \sin\alpha \\ 0 & -\sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & -\sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\gamma & \sin\gamma & 0 \\ -\sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

[0080] α 、 β 、 γ 是围绕X、Y、Z轴的旋转角, 在 $0-2\pi$ 范围取值。 α 、 β 、 γ 取值取决于用户选择交互的角度。 (x', y', z') 是笛卡尔坐标系中最终血管中心点的坐标。

[0081] 在步骤804, 在完成血管中心点在射束空间坐标 $(n1, n2, n3)$ 到笛卡尔坐标系坐标 (x, y, z) (或 (x', y', z')) 的变换之后, 确定板形包围盒的表平面的平面矢量。按照本发明的一个实施例, 可以基于血管中心点连线方向来确定板形包围盒的外表面的平面矢量。

[0082] 图10示出按照本发明一个实施例的基于血管中心点连线的方向来确定板形包围盒的外表面的平面矢量示意图。如图10所示, 从两个血管中心线矢量 u 和 v 来计算平面矢 n 。 $(x1, y1, z1)$ 、 $(x2, y2, z2)$ 、 $(x3, y3, z3)$ 是三个血管中心点在笛卡尔坐标系中的坐标。

$$[0083] \quad u = (u_x, u_y, u_z) = (x2-x1, y2-y1, z2-z1)$$

$$[0084] \quad v = (v_x, v_y, v_z) = (x3-x1, y3-y1, z3-z1)$$

$$[0085] \quad \mathbf{n} = \mathbf{u} \times \mathbf{v} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ u_x & u_y & u_z \\ v_x & v_y & v_z \end{vmatrix}$$

[0086] 可选地, 对于带有分叉的血管, 上述两个血管中心线矢量 u 和 v 可以是分别连接血管交叉段上的血管中心点和两个分支段上的血管中心点的两个直线方向上的矢量。优选地, 上述血管交叉段上的血管中心点和上述两个分支段上的血管中心点取自扫描体积的两个扫描侧面的血管中心点。

[0087] 可选地, 对于弯曲的血管, 上述两个血管中心线矢量 u 和 v 可以是分别连接血管在扫描体积两端的两个血管中心点附近的血管中心点和扫描体积中血管中段上的一个血管中心点的两个直线方向上的矢量。优选地, 上述血管中段上的血管中心点是距连接扫描体积的两个扫描侧面的血管中心点的直线最远的血管中心点。

[0088] 可选地, 对于较直的血管, 上述两个血管中心线矢量 u 和 v 中的一个可以是分别连

接扫描体积内血管上任何两个血管中心点的直线方向上的矢量,另一个可以是一个预定矢量,该预定矢量可以按照用户的偏好来设定。例如一个实施例是预定矢量可以取垂直屏幕方向的矢量,这样使用户的观察范围会更大,或者以其它方式来设定。

[0089] 在步骤806,确定板形包围盒,使得板形包围盒外表面的平面矢量为上述平面矢量 n ,并且板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量 n 方向和平面矢量 n 反方向从血管中心点向外延伸,使得板形包围盒覆盖整个血管。优选地,板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量 n 方向和平面矢量 n 反方向从血管中心点向外延伸,使得板形包围盒刚好覆盖整个血管。按照本发明的一个实施例,向两个方向延伸的长度分别等于血管的半径,血管半径的值来自上述在CF和B模式下对血管的检测,同样要经过上述两步坐标变换。按照本发明的另一个实施例,向两个方向延伸的长度可以大于血管的半径,例如,略大于血管的半径,或者可以是血管半径的1.1-2.0倍,也可以更大些。按照本发明的一个实施例,将板形包围盒和扫描体积的交集部分作为VOI(感兴趣体积),对该VOI进行渲染。

[0090] 在超声体积图像中,血管呈黑暗图像,血管周围的组织在超声体积图像中也呈黑暗图像,干扰了血管图像的呈现。按照本发明的实施例,基于血管的位置和大小来定义3D渲染VOI,这样,一些黑暗组织从渲染VOI中排除,而对应血管的有效血管信息包含在渲染VOI中,仅仅处理和显示在渲染VOI中的血管图像数据。

[0091] 图11示出按照本发明一个实施例的俯视图和侧视图的最小强度投影图像,其中图11a是血管的侧视图,图11b是血管的俯视图。俯视图显示了从顶部到底部方向的血管偏移位置,侧视图显示了从左到右方向的血管深度位置。从图11a和图11b可以看出,由于本发明的实施例是对板形包围盒范围内的区域进行渲染,黑暗组织由于不在板形包围盒内,因而未出现在渲染图像中。

[0092] 本发明实施例的方法的各个步骤可以通过软件、硬件、固件、或者软件、硬件、固件的结合来实施,实施这些步骤的软件、硬件、固件可以分布在不同的单元、或者集中的一个单元中。

[0093] 按照本发明的实施例的方法可以自动完成。

[0094] 图12示出可以实施本发明的一种用于显示超声图像的系统。用于显示超声图像的系统包括:体积探头,用于发送和接收超声信号;体积探头控制器,用于控制体积探头的操作;射束成形器,用于形成超声射束;超声扫描模式设置装置,用于设置不同的超声扫描模式;超声扫描图像数据处理装置,用于生成超声扫描对象的渲染VOI;显示器,用于显示来自超声扫描数据处理装置的渲染VOI;中央处理器,用于处理来自射束成形器和超声扫描处理装置来的数据,并控制体积探头控制器和超声扫描模式设置装置。

[0095] 按照本发明的一个实施例,中央控制器接收来自超声扫描数据处理装置的扫描参数,通过体积探头控制器对体积探头进行控制操作。

[0096] 按照本发明的一个实施例,超声扫描模式设置装置还包括:B模式设置单元,用于通过设置B模式对成像对象进行采样,以得到B模式下的B模式体积图像数据;以及CF模式设置单元,用于通过设置CF模式对成像对象进行采样,以得到CF模式下的CF模式图像数据。可选地,超声扫描模式设置装置还包括存储器,用于存储B模式下的B模式体积图像数据和/或CF模式下的CF模式图像数据。可选地,CF模式图像数据可以是扫描体积的两个扫描侧面的CF模式图像数据。或者,可以在超声扫描模式设置装置的外部设置存储器,超声扫描模式设

置装置可以将B模式下的B模式体积图像数据和/或CF模式下的CF模式图像数据存储在其外部。

[0097] 按照本发明的一个实施例,超声扫描数据处理装置还包括:对象定位单元,用于基于超声体积图像数据,定位血管的位置;板形包围盒确定单元,用于基于血管位置,定义包围血管的板形包围盒;以及渲染单元,用于对所述板形包围盒包围的区域进行渲染,用于在显示器显示。

[0098] 按照本发明的一个实施例,对象定位单元包括:对象判断单元,用于判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域,在确定满足预定结构特征时确定该区域属于血管。按照本发明的实施例,上述预定特征结构是黑暗圆圈。判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在上述结构特征包括:基于二阶Hessian矩阵

$$[0099] \quad H_2(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

[0100] 来判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中有关区域是否满足上述预定结构特征,如果在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 和 λ_2 近似相等并且远大于0,则确定上述有关区域属于血管。

[0101] 按照本发明的一个实施例,超声扫描图像数据处理装置还包括中心点确定单元,用于确定血管区域的中心点,作为血管的中心点。超声扫描图像数据处理装置还可包括坐标变换单元,用于将血管的中心点变换到笛卡尔坐标系。板形包围盒确定单元还可包括:平面矢量确定单元,用于基于血管的中心点连线方向来确定板形包围盒的外表面的平面矢量n;以及板形包围盒设定单元,用于将板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量n方向和平面矢量n反方向从血管的中心点向外延伸,以包围扫描体积内的整个血管。

[0102] 按照本发明的一个实施例,平面矢量确定单元按照以下方式来确定平面矢量n:

$$[0103] \quad n = u \times v;$$

[0104] 其中,u和v方向分别平行于扫描体积内两条各连接血管的两中心点的直线的方向,如果血管呈直线状,则用预定矢量方向替换矢量v方向。一条上述直线的两个中心点与另一条上述直线的两个中心点选自以下点构成的组:血管在扫描体积内的分叉中心点,血管在扫描体积的两个扫描侧面的中心点,血管在扫描体积内的中间点。

[0105] 超声扫描图像数据处理装置还可以包括对象类型判断单元,用于基于CF模式图像数据判断血管的类型。

[0106] 可选地,本发明实施例的用于显示超声图像的系统中的各个组成部分也可以分布到中央处理器中,或者部分地分布到中央处理器中。此外,本发明实施例的用于显示超声图像的系统中的各个组成部分也可以分布到系统中诸如体积探头控制器、射束成形器等其他装置中,或者部分地分布到这些装置中。

[0107] 按照本发明的其它实施例,以上所述的各个装置、单元、组成部分可以采用各种组合方式进行组合,而限于以上所述的组合形式,其中部分组合可以作为一个相对独立的装置。例如,本发明的一个实施例提供一种超声体积图像数据处理装置,包括:超声体积图

像数据获取单元,用于获取扫描体积内的超声体积图像数据,其中血管位于扫描体积中;对象定位单元,用于基于超声体积图像数据,定位血管的位置;板形包围盒确定单元,用于基于血管位置,定义包围血管的板形包围盒;以及渲染单元,用于对板形包围盒包围的区域进行渲染。

[0108] 优选地,超声体积图像数据获取单元包括:B模式体积图像数据获取单元,用于获取B模式下的B模式体积图像数据,以及CF模式图像数据获取单元,用于获取CF模式下的CF模式图像数据。

[0109] 优选地,CF模式图像数据是扫描体积的两个扫描侧面的CF模式图像数据。

[0110] 优选地,对象定位单元包括:对象判断单元,用于判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在满足预定结构特征的区域,在确定满足预定结构特征时确定区域属于血管。

[0111] 优选地,预定特征结构是黑暗圆圈。

[0112] 优选地,超声体积图像数据中的扫描平面图像数据是扫描体积的两个扫描侧面的边界扫描平面图像数据。

[0113] 优选地,判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中是否存在结构特征包括:基于二阶Hessian矩阵来判断超声体积图像数据中的扫描平面图像数据中有关区域是否满足预定结构特征,如果在超声采样方向x和超声射束方向y的特征值 λ_1 和 λ_2 近似相等并且远大于0,则确定有关区域属于血管。

[0114] 优选地,还包括:中心点确定单元,用于确定血管的有关区域的中心点,作为血管的中心点。

[0115] 优选地,还包括:坐标变换单元,用于将血管的中心点变换到笛卡尔坐标系。

[0116] 优选地,板形包围盒确定单元包括:平面矢量确定单元,用于基于血管的中心点连线方向来确定板形包围盒的外表面的平面矢量n;以及板形包围盒设定单元,用于将板形包围盒的两个外表面分别沿平面矢量n方向和平面矢量n反方向从血管的中心点向外延伸,以包围扫描体积内的整个血管。

[0117] 优选地,平面矢量确定单元按照 $n = u \times v$ 来确定平面矢量n,其中,矢量u和v方向分别平行于扫描体积内两条各连接血管的两中心点的直线的方向,如果血管呈直线状,则用预定矢量方向替换v方向。

[0118] 优选地,一条直线的两个中心点与另一条直线的两个中心点选自以下点构成的组:血管在扫描体积内的分叉中心点,血管在扫描体积的两个扫描侧面的中心点,血管在扫描体积内的中间点。

[0119] 优选地,还包括:对象类型判断单元,用于基于CF模式图像数据判断血管的类型。以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员将领会,还可以对本发明进行各种修改、等同替换、变化等。例如将上述实施例中的一个步骤或模块分为两个或更多个步骤或模块来实现,或者相反,将上述实施例中的两个或更多个步骤或模块或装置的功能放在一个步骤或模块中来实现。但是,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。另外,本申请说明书和权利要求书所使用的一些术语并不是限制,而仅仅是为了便于描述。

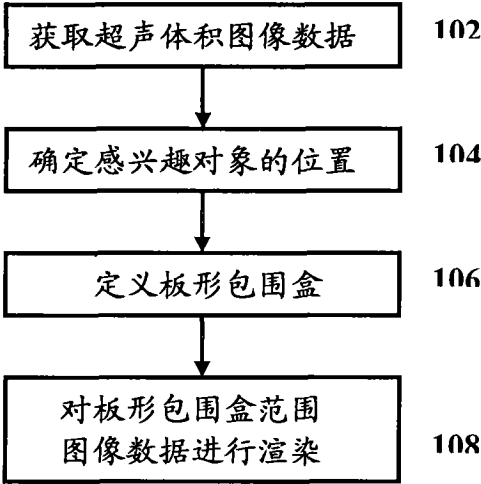


图1

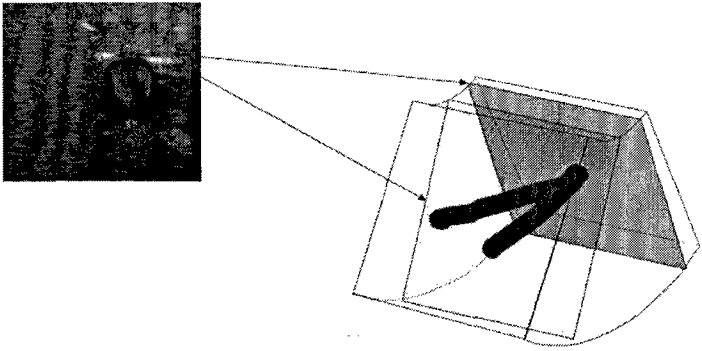


图2

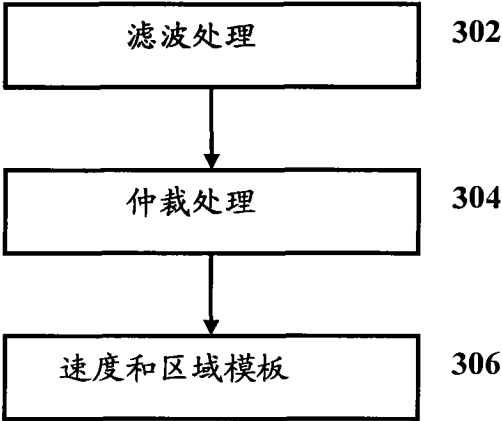


图3

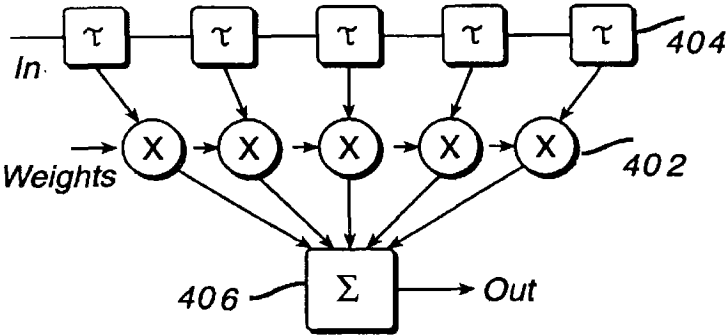


图4a

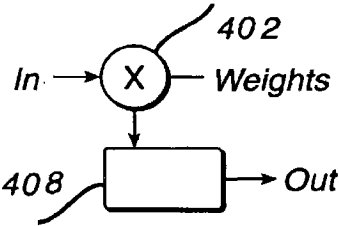


图4b

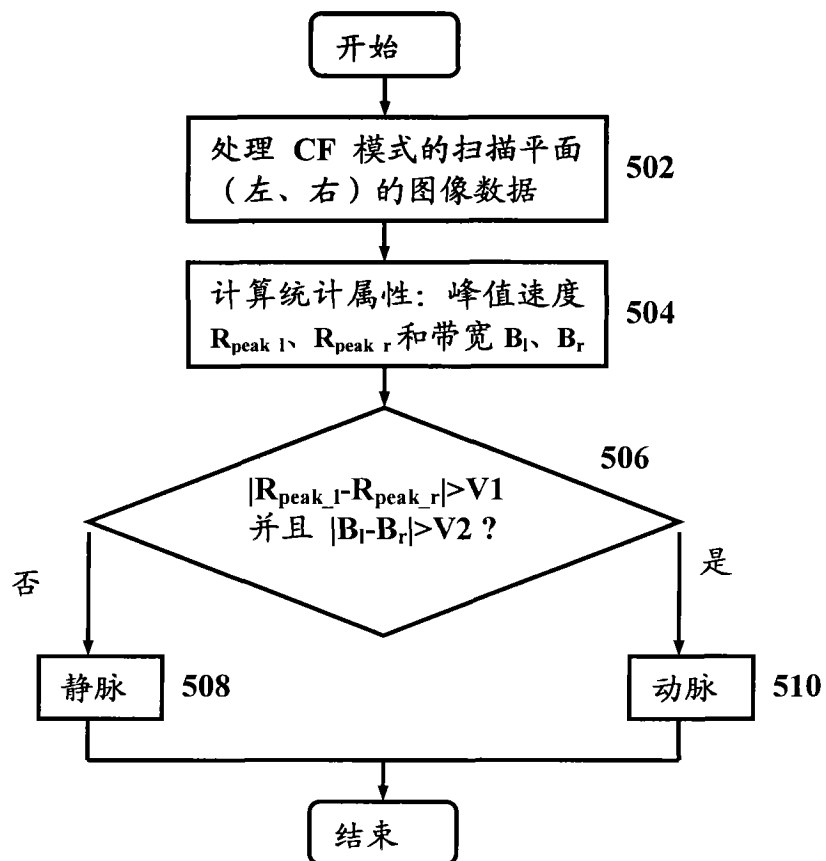


图5

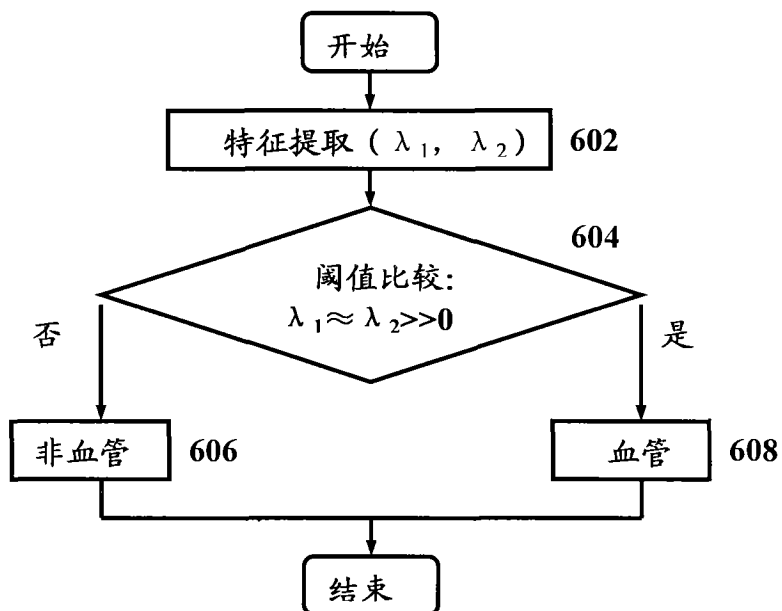


图6

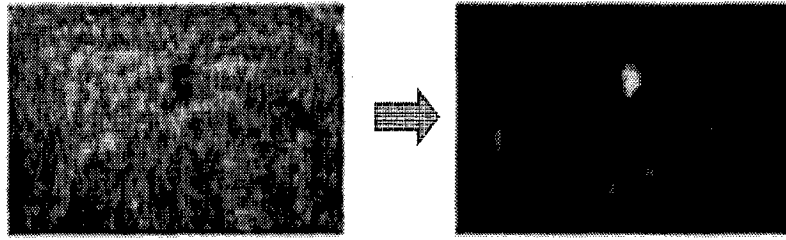


图7

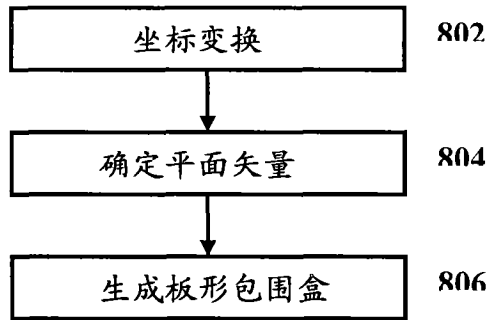


图8

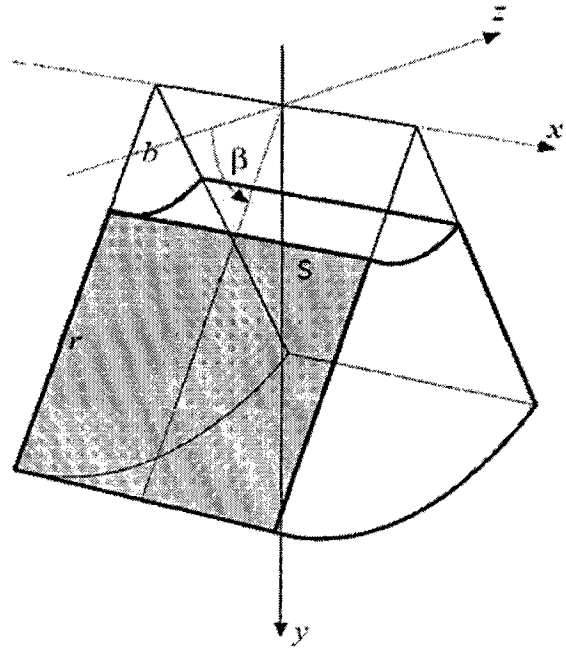


图9

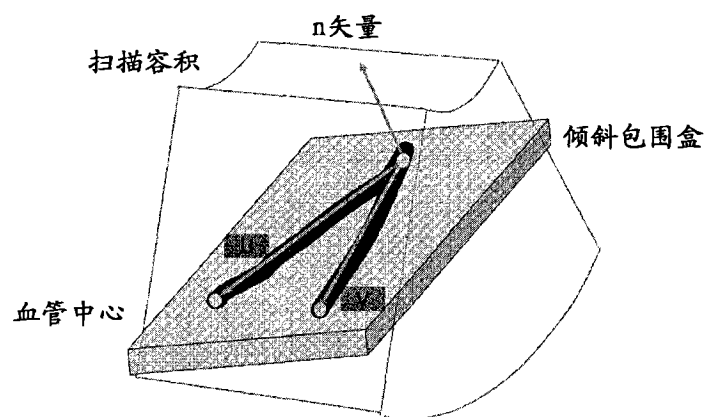


图10

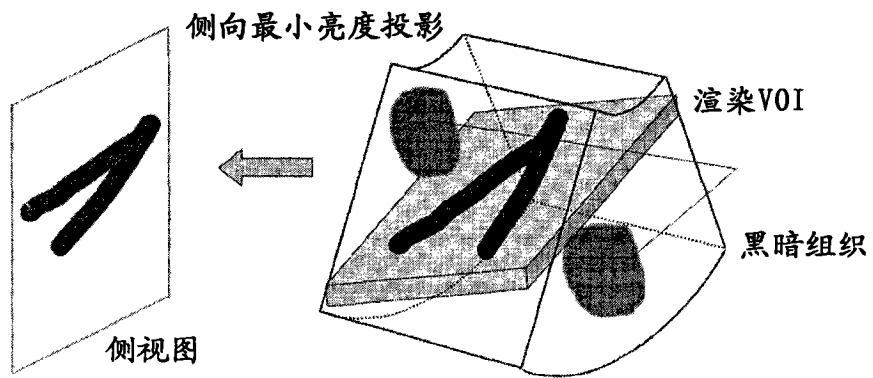


图11a

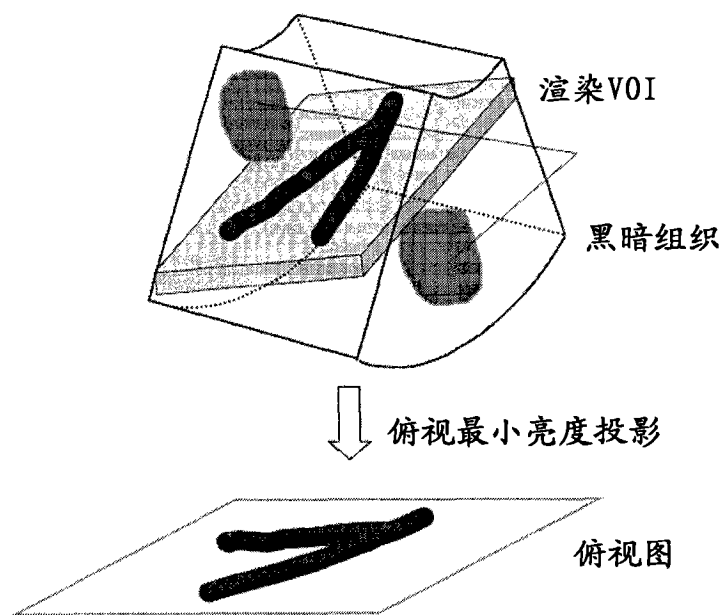


图11b

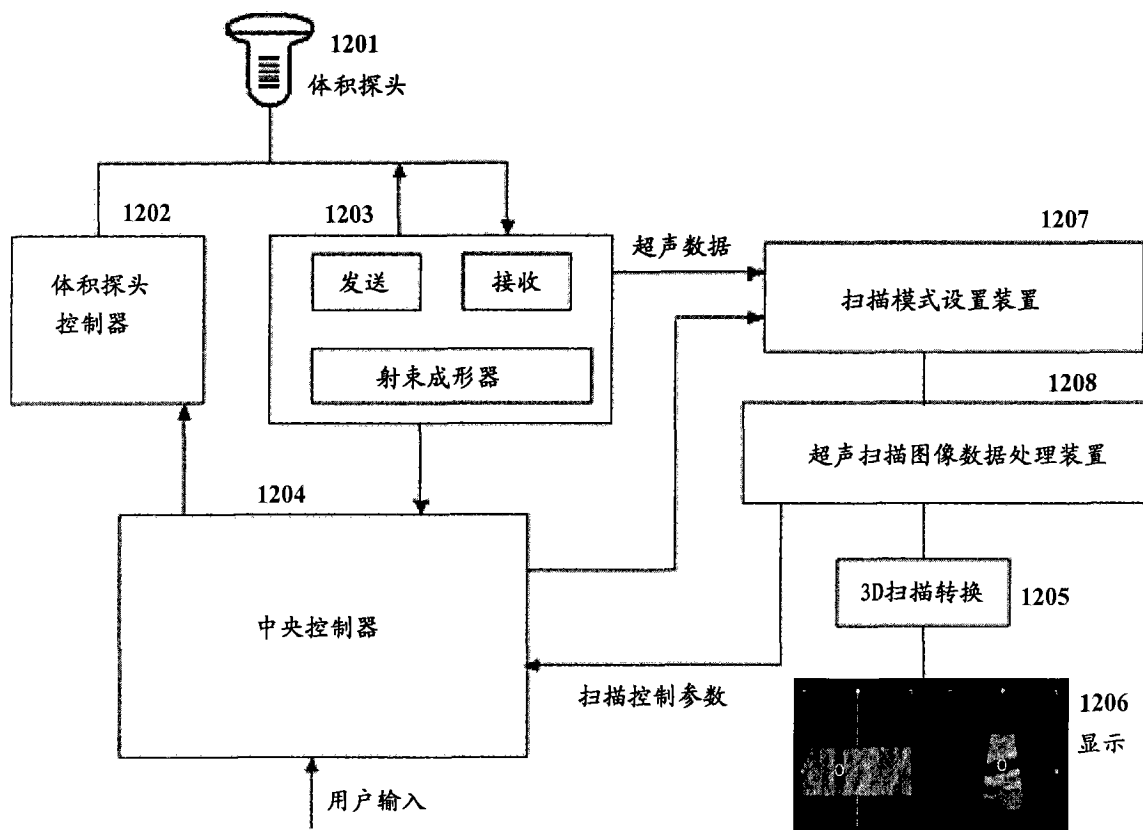


图12

专利名称(译)	超声体积图像数据处理方法和设备		
公开(公告)号	CN103156637B	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201110462297.X	申请日	2011-12-12
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	刘刚 赵一鸣 刘厚炳 王树秀		
发明人	刘刚 赵一鸣 刘厚炳 王树秀		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/466 A61B8/5207		
其他公开文献	CN103156637A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施例涉及超声体积图像数据处理方法和装置。按照本发明的超声体积图像数据处理方法和装置，包括：获取扫描体积内的超声体积图像数据，其中线状对象位于所述扫描体积中；基于所述超声体积图像数据，定位所述线状对象的位置；基于所述线状对象位置，定义包围所述线状对象的板形包围盒；以及对所述板形包围盒包围的区域进行渲染。

