



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102551812 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201010586798. 4

(22) 申请日 2010. 12. 09

(71) 申请人 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 刘厚炳 赵一鸣 赵威东

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张晓冬 王洪斌

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

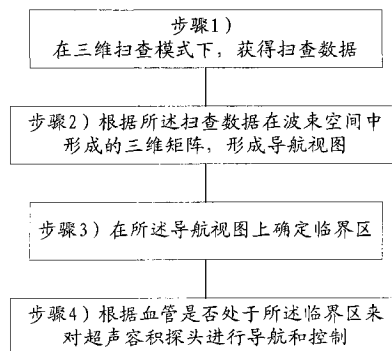
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备

(57) 摘要

本发明公开了一种超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备。本发明超声容积探头导航与控制方法包括:在三维扫查模式下,获得扫查数据;根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图;在所述导航视图上确定临界区;根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制。本发明超声容积探头导航与控制装置的技术特征与本发明超声容积探头导航与控制方法的技术特征相对应。采用本发明的技术方案能够实时掌握血管位置,对容积探头进行导航和控制,而不会出现血管在扫查范围之外的情况。



1. 一种超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,包括步骤:

在三维扫查模式下,获得扫查数据;

根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图;

在所述导航视图上确定临界区;

根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制。

2. 如权利要求1所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,还包括把所述导航视图实时显示在显示器上。

3. 如权利要求2所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,所述扫查数据可以表示为:

$$N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$$

其中, N_{samples} 表示每个波束上的采样点数, N_{beams} 表示波束数, N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数。

4. 如权利要求3所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,还包括根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型。

5. 如权利要求4所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,所述数学模型可以表示为:

$$\frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

其中,a表示椭圆长轴,b表示椭圆短轴, θ 表示椭圆长轴和坐标轴X的夹角。

6. 如权利要求5所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,还包括按下列公式计算出血管边界曲线上的点在X坐标轴上的投影:

$$P_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

其中, $\tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta$ 。

7. 如权利要求6所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,如果所述血管边界曲线与所述临界区相交,则发出警告。

8. 如权利要求7所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,所述警告包括改变临界区颜色。

9. 如权利要求7所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,所述警告包括使扬声器蜂鸣。

10. 如权利要求8或者9所述的超声容积探头导航与控制方法,其特征在于,如果血管进入所述临界区,则改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内。

11. 一种超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,包括:

用于在三维扫查模式下,获得扫查数据的单元;

用于根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图的单元;

用于在所述导航视图上确定临界区的单元;

用于根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制的单元。

12. 如权利要求11所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括用于把所述导航视图实时显示在显示器上的单元。

13. 如权利要求 12 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,所述扫查数据可以表示为:

$$N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$$

其中, N_{samples} 表示每个波束上的采样点数, N_{beams} 表示波束数, N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数。

14. 如权利要求 13 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括用于根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型的单元。

15. 如权利要求 14 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,所述数学模型可以表示为:

$$\frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

其中, a 表示椭圆长轴, b 表示椭圆短轴, θ 表示椭圆长轴和坐标轴 X 的夹角。

16. 如权利要求 15 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括用于按下列公式计算出血管边界曲线上的点在 X 坐标轴上的投影的单元:

$$P_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

其中, $\tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta$ 。

17. 如权利要求 16 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括如果所述血管边界曲线与所述临界区相交,则发出警告的单元。

18. 如权利要求 17 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,所述警告包括改变临界区颜色或者使扬声器蜂鸣。

19. 如权利要求 18 所述的超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括如果血管进入所述临界区,则改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内的单元。

20. 一种超声设备,其特征在于,包括如权利要求 11-19 任一项所述的超声容积探头导航与控制装置。

超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及超声领域,尤其涉及一种超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备。

背景技术

[0002] 超声设备在医疗诊断领域起到极其重要的辅助作用。通过超声可以对血管以及血流等进行清晰地扫查。传统的扫查模式都是基于二维超声的,即只扫查一个面,也就是不能呈现出扫查对象的三维影像。例如,美国文献 US6423006B1、US6048317 和 US6390984B1 都是二维的。

[0003] 三维扫查模式优于二维扫查模式,因为二维扫查模式下,用户需要反复不断移动探头以获得血管的合适截面图像。而三维扫查模式能够呈现出整个被扫查对象,例如血管的整体影像。这样更便于医生对被扫查对象进行诊断以及后续的治疗。但是对于三维扫查模式而言,它也需要使用者将容积探头置于正确的区域,如果使用者不能一直将容积探头保持在适宜区域,那么血管跟踪就可能失败,不会得到整个血管的影像,这是因为血管已经在容积探头的扫查范围之外了。

[0004] 如何在三维扫查模式下,对被扫查对象,例如血管进行导航和控制是当前业界研究的重点之一。

发明内容

[0005] 本发明要解决的主要技术问题是提供一种能够正确对血管进行跟踪的超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备。

[0006] 为了解决上述问题,本发明超声容积探头导航与控制方法的技术方案包括:

[0007] 在三维扫查模式下,获得扫查数据;

[0008] 根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图;

[0009] 在所述导航视图上确定临界区;

[0010] 根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制。

[0011] 进一步地,还包括把所述导航视图实时显示在显示器上。

[0012] 所述扫查数据可以表示为:

[0013] $N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$

[0014] 其中, N_{samples} 表示每个波束上的采样点数, N_{beams} 表示波束数, N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数。

[0015] 优选地,本发明超声容积探头导航与控制方法还包括根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型。

[0016] 所述数学模型可以表示为:

[0017]
$$\frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

[0018] 其中, a 表示椭圆长轴, b 表示椭圆短轴, θ 表示椭圆长轴和坐标轴 X 的夹角。

[0019] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制方法还包括按下列公式计算出血管边界曲线上的点在 X 坐标轴上的投影:

$$[0020] \quad P_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

$$[0021] \quad \text{其中, } \tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta。$$

[0022] 优选地, 如果所述血管边界曲线与所述临界区相交, 则发出警告。

[0023] 所述警告包括改变临界区颜色。

[0024] 所述警告包括使扬声器蜂鸣。

[0025] 此外, 如果血管进入所述临界区, 则改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内

[0026] 在本发明的另一方面, 本发明超声容积探头导航与控制装置的技术方案包括:

[0027] 用于在三维扫查模式下, 获得扫查数据的单元;

[0028] 用于根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵, 形成导航视图的单元;

[0029] 用于在所述导航视图上确定临界区的单元;

[0030] 用于根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制的单元。

[0031] 进一步地, 还包括用于把所述导航视图实时显示在显示器上的单元。

[0032] 所述扫查数据可以表示为:

$$[0033] \quad N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$$

[0034] 其中, N_{samples} 表示每个波束上的采样点数, N_{beams} 表示波束数, N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数。

[0035] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制装置还包括用于根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型的单元。

[0036] 所述数学模型可以表示为:

$$[0037] \quad \frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

[0038] 其中, a 表示椭圆长轴, b 表示椭圆短轴, θ 表示椭圆长轴和坐标轴 X 的夹角。

[0039] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制装置还包括用于按下列公式计算出血管边界曲线上的点在 X 坐标轴上的投影的单元:

$$[0040] \quad R_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

$$[0041] \quad \text{其中, } \tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta。$$

[0042] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制装置还包括如果所述血管边界曲线与所述临界区相交, 则发出警告的单元。

[0043] 所述警告包括改变临界区颜色或者使扬声器蜂鸣。

[0044] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制装置还包括如果血管进入所述临界区, 则改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内的单元。

[0045] 在本发明的又一方面, 本发明超声设备的技术方案包括本发明超声容积探头导航与控制装置。

[0046] 与现有技术相比, 本发明超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备的有益

效果为：

[0047] 首先,本发明采用三维扫查模式,根据所获得的扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图,从而能够实时掌握血管位置,对容积探头进行导航和控制,而不会出现血管在扫查范围之外的情况。

[0048] 其次,本发明还能够根据血管位置,控制调节扫查参数,在系统性能和容错间获得好的平衡。

附图说明

[0049] 为了对本公开内容更透彻的理解,下面参考结合附图所进行的下列描述,在附图中：

[0050] 图 1 是本发明超声容积探头导航与控制方法流程图；

[0051] 图 2 是在三维模式下如何对血管进行扫查的示意图；

[0052] 图 3 是在三维扫查模式下得到的扫查数据在波束空间中的三维矩阵及检测平面内血管椭圆数学模型的示意图；

[0053] 图 4 是显示依据本发明如何得到导航视图的示意图；

[0054] 图 5 是显示依据导航视图如何进行探头导航的示意图；

[0055] 图 6 是显示如何计算血管中心线偏移量的示意图；

[0056] 图 7 是显示容积探头扫查角度和扫查帧数关系示意图。

具体实施方式

[0057] 下面将详细描述本发明的具体实施例,但本发明并不限于下述具体实施例。

[0058] 如图 1 所示,本发明超声容积探头导航与控制方法包括：

[0059] 步骤 1) 在三维扫查模式下,获得扫查数据；

[0060] 步骤 2) 根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图；

[0061] 步骤 3) 在所述导航视图上确定临界区；

[0062] 步骤 4) 根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制。

[0063] 由上述可知,本发明超声容积探头导航与控制方法的技术方案首先是获得三维扫查模式下的扫查数据,也就是三维的扫查数据。如图 2 所示,与血管 2 纵长垂直的方向即为扫查方向,也就是说超声容积探头 1 在沿此方向上所形成的平面内摆动以便对被扫查对象进行扫查。在得到扫查数据后,根据该扫查数据在波束空间中所形成的三维矩阵(即,扫查数据场,如图 3 所示)形成导航视图,例如,通过使该三维矩阵俯投影而得到投影视图,该投影视图的宽度等于扫查数据场的波束数,高度等于扫查数据场的帧数,此投影视图即为导航视图,如图 4 所示,当然还可以采用本领域技术人员已知的其它方式来得到导航视图,例如基于一定视角的三维视图。得到导航视图后,就可以在导航视图上确定临界区,所述临界区是指探头扫查范围的边缘区域。即:血管进入临界区,意味着血管将要移出探头扫查范围。该临界区可以被设定为该导航视图宽度的 10% 等等,也可以由用户来设定。临界区是用来判断血管是否处于超声容积探头安全扫查范围的一个关键区域。如果血管进入临界区,则表明血管将要处于超声容积探头的扫查范围之外了,需要采取相应的措施以防止血管移出超声容积探头扫查范围外;如果血管不在临界区,则可以继续当前的扫查而不必进行调

整（如扫查参数等等）。

[0064] 此外，本发明超声容积探头导航与控制方法还包括把所述导航视图实时显示在显示器上。如图 5 所示，可以把导航视图显示在超声图像的左上角，当然还可以显示在其它地方，这只是一个示例并不是对本发明的限制。

[0065] 如图 3 所示，对于扫查数据矩阵的大小，可以表示为：

$$[0066] \quad N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$$

[0067] 其中，在三维波束空间中， N_{samples} 表示每个波束上的采样点数， N_{beams} 表示波束数， N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数（即对应于扫查角度）。

[0068] 优选地，本发明超声容积探头导航与控制方法还可以包括根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型。

[0069] 如图 3 所示，在三维波束空间中， N_{samples} 和 N_{frames} 所形成的平面为检测平面，所以沿检测平面进行截取可得到一个矩形，该矩形的两边分别为 N_{samples} 和 N_{frames} 。在此矩形内所得到的椭圆为血管的横截面，该椭圆即为血管的数学模型，可以用 (x_c, y_c, a, b, θ) 表示。

[0070] 其中， a 表示椭圆长轴， b 表示椭圆短轴， θ 表示椭圆长轴和坐标轴 X 的夹角， (x_c, y_c) 表示该椭圆的中心点。

[0071] 因此，椭圆方程定义如下：

$$[0072] \quad \frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

[0073] 得到上述数学模型后，下面就可以根据该数学模型来计算血管边界曲线上的点在坐标轴 X 上的投影：

$$[0074] \quad P_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

$$[0075] \quad \text{其中, } \tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta。$$

[0076] 其中， α 表示该椭圆上在坐标轴 X 投影最大值的点与椭圆中心的连线与 X 轴之间的夹角。

[0077] 如图 3 所示，椭圆投影线段 P_x 的端点坐标是 $(x_c - P_x, i_{\text{beams}})$ ， $(x_c + P_x, i_{\text{beams}})$ ，(i 是检测平面序号)。所有检测平面内椭圆投影线段 P_x 的端点构成了整个血管投影边界曲线（以下简称血管边界曲线）。最后还可以用多项式拟合算法来得到平滑的血管边界曲线（该步骤只是对得到的血管边界曲线进行进一步修正，使其平滑）。

[0078] 如果所述血管边界曲线与所述临界区相交，则发出警告以便警告用户血管已经进入了临界区。

[0079] 所述警告可以包括改变临界区颜色和 / 或使扬声器蜂鸣。当然，这只是示例，并不是对本发明的限制，警告还可以包括本领域技术人员已知或者将来已知的任何方式，只要能够起到警示作用即可。

[0080] 如果血管进入所述临界区，则需要采取一些相应的措施以改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内。

[0081] 另外，在血管追踪模式下，通过上述血管数学模型，可以得到每个容积数据内血管投影中心线，因而，当前血管中心线和上一时刻血管中心线的偏移量可被计算得到。这个偏移量可用来进一步调整容积探头的扫查参数（例如：容积扫查角度等等）。

[0082] 如图 6, 利用上述血管数学模型, 可以得到每个检测平面内椭圆中心坐标, 所有检测平面内这些坐标集合就构成了血管投影中心线。因而, 当前时刻 t_1 血管中心线和上一时刻 t_0 血管中心线的偏移量, (即所有检测平面内椭圆中心坐标偏移量的最大值) 可被计算得到。这个偏移量就对应着将要扩大扫查的角度。

[0083] 例如:

[0084] 设系统扫查角度 = 30 度, 扫查角度间隔为 1 度。在三维模式下, 得到扫查数据, 此例为 8bit 灰度图像, 见图 7 左下扫查图像部分。将扫查得到的超声数据存储在大为 $N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}} = 300 \times 128 \times 30$ 的三维矩阵中。其中, $N_{\text{samples}} = 300$, $N_{\text{beams}} = 128$, $N_{\text{frames}} = 30$; N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数 (如图 7, 因当前系统扫查角度为 30 度, 扫查角度间隔为 1 度, 所以扫查的帧数 = $30/1 = 30$ 帧)。

[0085] 如图 4, 对该三维矩阵进行俯投影, 得到导航视图。导航视图的大小为 $N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}} = 128 \times 30$, 其中导航视图宽度 = 128, 高度 = 30; 取其高度的 15% 建立临界区, 得到临界区大小。每个临界区宽度 = 128, 高度 = $30 \times 0.15 = 4.5$ 。

[0086] t_0 时刻, 血管位于正常位置, 未进入临界区。

[0087] 对 t_0 时刻的超声数据在波束空间进行三维图像分割, 建立血管的椭圆模型, 得到椭圆集合如下:

[0088] $\{(x_c, y_c, a, b, \theta)\} = \{(10, 10, 8, 4, 30.3), (12, 11, 10, 5, 29.5), \dots\}$

[0089] 得到血管投影中心线坐标 $\{(x_c, y_c)\} = \{(10, 10), (12, 11), \dots\}$

[0090] t_1 时刻, 血管进入临界区。本例采用使蜂鸣器 (未示出) 蜂鸣来警示用户。

[0091] 对 t_1 时刻的超声数据在波束空间进行三维图像分割, 建立血管的椭圆模型, 得到椭圆集合如下:

[0092] $\{(x_c, y_c, a, b, \theta)\} = \{(12, 9, 8, 4, 30.1), (15, 12, 10, 5, 29.8), \dots\}$

[0093] 得到血管投影中心线坐标 $\{(x_c, y_c)\} = \{(12, 9), (15, 12), \dots\}$

[0094] 则血管中心线偏移量 $\max\{\Delta d = |x'_c - x_c|\} = \max\{|12-10|, |15-12|, \dots\} = 3$ 。

[0095] 则 t_1 时刻, 系统扫查角度 = $30 + 2 \times 3 = 36$ 度。

[0096] 控制超声容积探头以所计算出的新扫查角度来扫查。

[0097] 在本发明的另一方面, 本发明还公开了一种超声容积探头导航与控制装置, 其包括:

[0098] 用于在三维扫查模式下, 获得扫查数据的单元;

[0099] 用于根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵, 形成导航视图的单元;

[0100] 用于在所述导航视图上确定临界区的单元;

[0101] 用于根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制的单元。

[0102] 优选地, 本发明超声容积探头导航与控制装置还包括用于把所述导航视图实时显示在显示器上的单元。

[0103] 所述扫查数据可以表示为:

[0104] $N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$

[0105] 其中, N_{samples} 表示每个波束上的采样点数, N_{beams} 表示波束数, N_{frames} 表示超声容积探头摆动时所扫查的帧数。

[0106] 进一步地,本发明超声容积探头导航与控制装置还包括用于根据所述三维矩阵在扫查方向上建立血管的数学模型的单元。

[0107] 所述数学模型可以表示为:

$$[0108] \quad \frac{(x \cos \theta + y \sin \theta)^2}{a^2} + \frac{(y \cos \theta - x \sin \theta)^2}{b^2} = 1$$

[0109] 其中,a表示椭圆长轴,b表示椭圆短轴, θ 表示椭圆长轴和坐标轴X的夹角。

[0110] 优选地,本发明超声容积探头导航与控制装置还包括用于按下列公式计算出血管边界曲线上的点在坐标轴X上的投影的单元:

$$[0111] \quad P_x = |a \cos \theta \cos \alpha - b \sin \theta \sin \alpha|$$

$$[0112] \quad \text{其中, } \tan \alpha = \frac{b}{a} \tan \theta。$$

[0113] 优选地,本发明超声容积探头导航与控制装置,其特征在于,还包括如果所述血管边界曲线与所述临界区相交,则发出警告的单元。

[0114] 所述警告包括改变临界区颜色或者使扬声器蜂鸣。

[0115] 优选地,本发明超声容积探头导航与控制装置还包括如果血管进入所述临界区,则改变扫查范围以使血管能够被包含在扫查容积范围之内的单元。

[0116] 由于本发明超声容积探头导航与控制装置的技术方案与本发明超声容积探头导航与控制方法的技术方案相对应,因此在此不再对本发明超声容积探头导航与控制装置的技术方案予以详述。

[0117] 在本发明的再一方面,本发明还公开了一种超声设备,其包括上述的超声容积探头导航与控制装置。

[0118] 由于本发明采用三维扫查模式,根据所获得的扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵,形成导航视图,从而能够实时掌握血管位置,对容积探头进行导航和控制,而不会出现血管在扫查范围之外的情况。

[0119] 另外,本发明还能够根据血管位置,控制调节扫查参数,在系统性能和容错间获得好的平衡。

[0120] 虽然上述已经结合附图描述了本发明的具体实施例,但是本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围的情况下,可以对本发明进行各种改变、修改和等效替代。这些改变、修改和等效替代都意为落入随附的权利要求所限定的精神和范围之内。

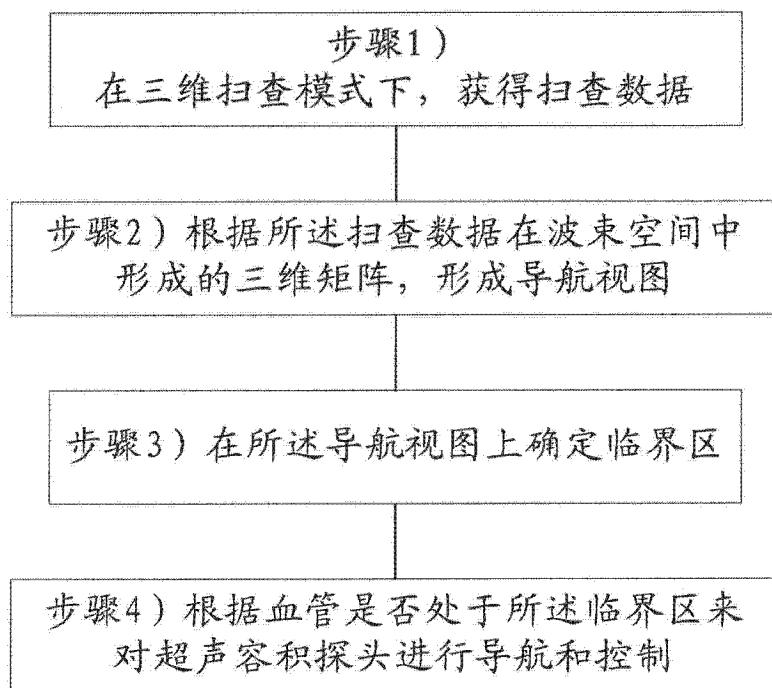


图 1

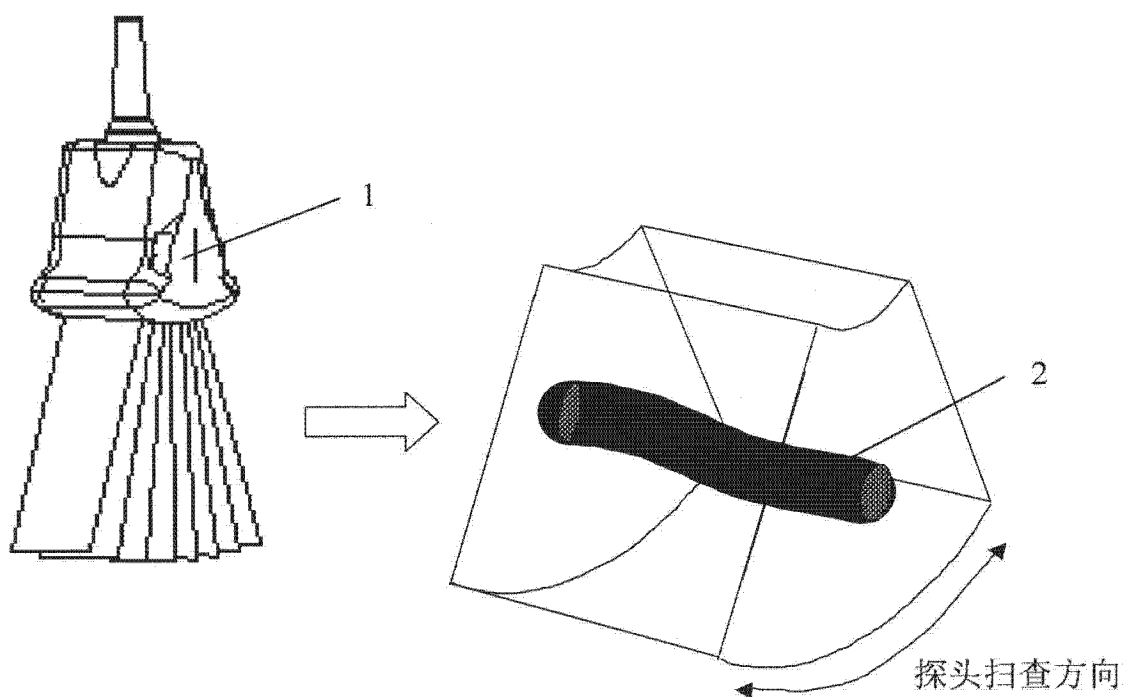


图 2

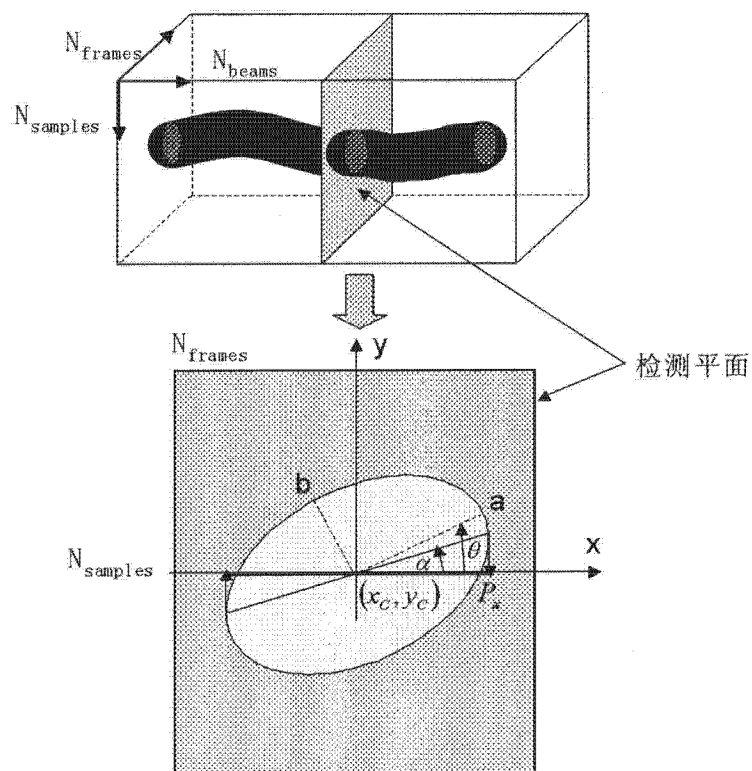


图 3

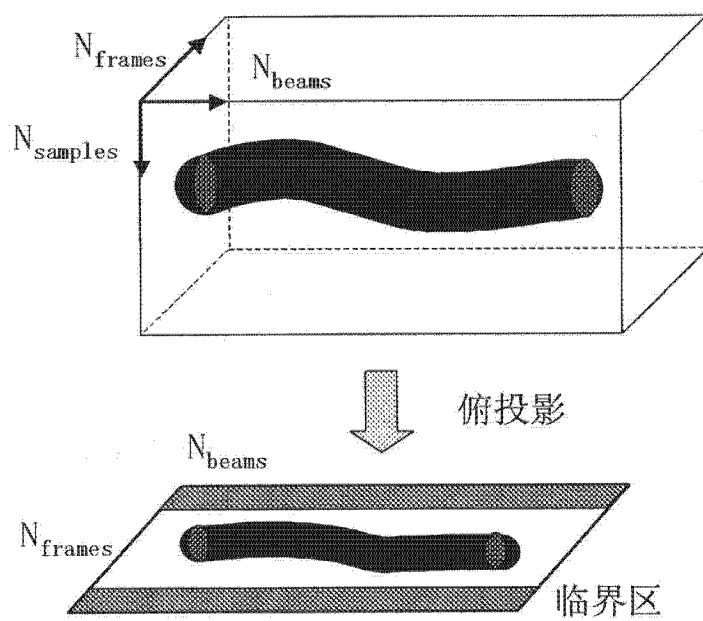


图 4

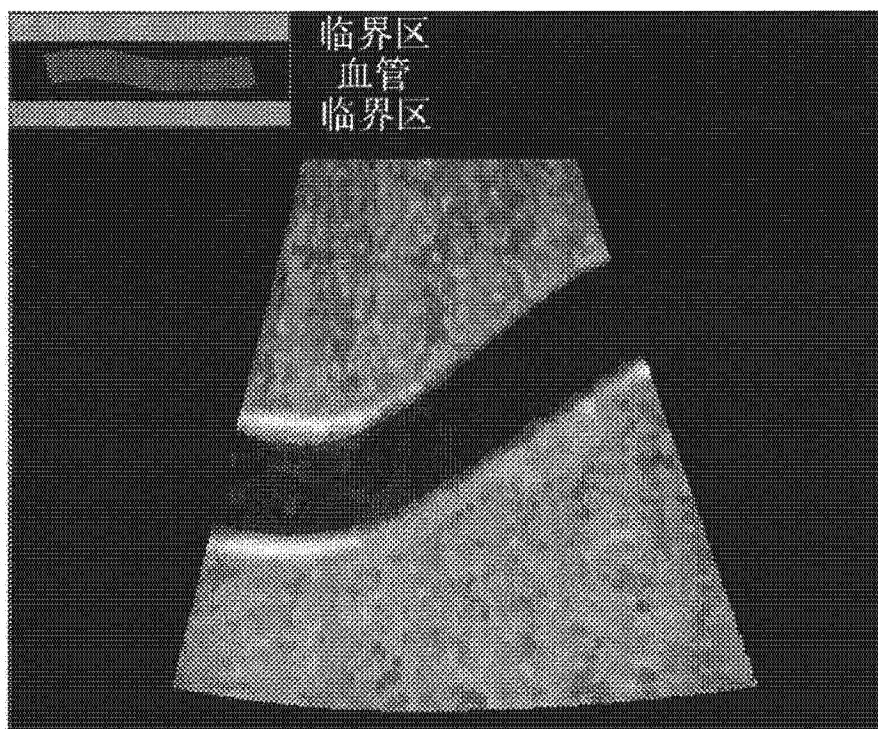


图 5A

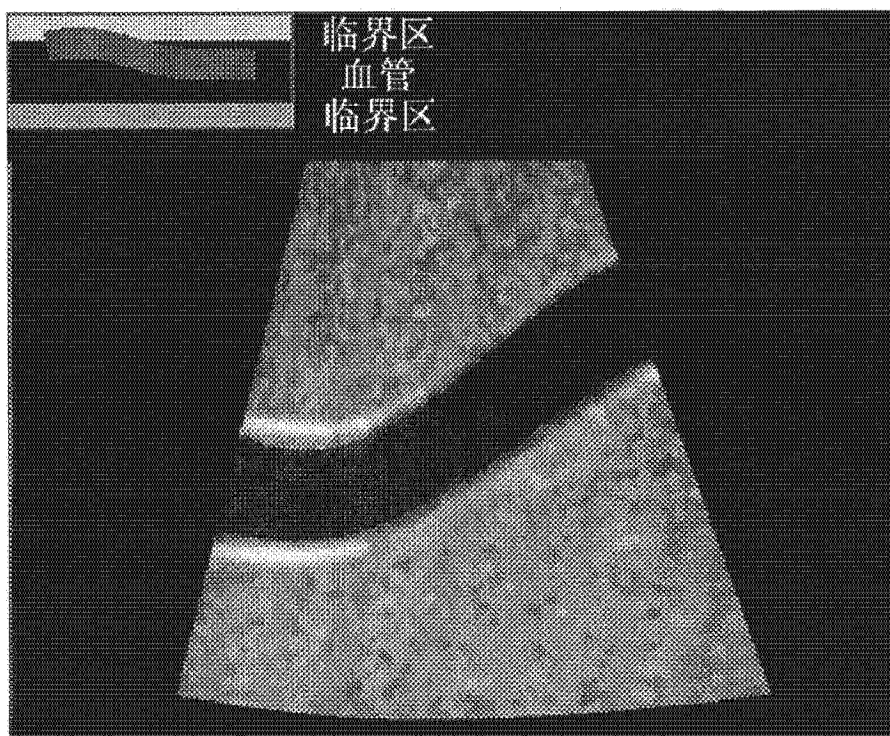


图 5B

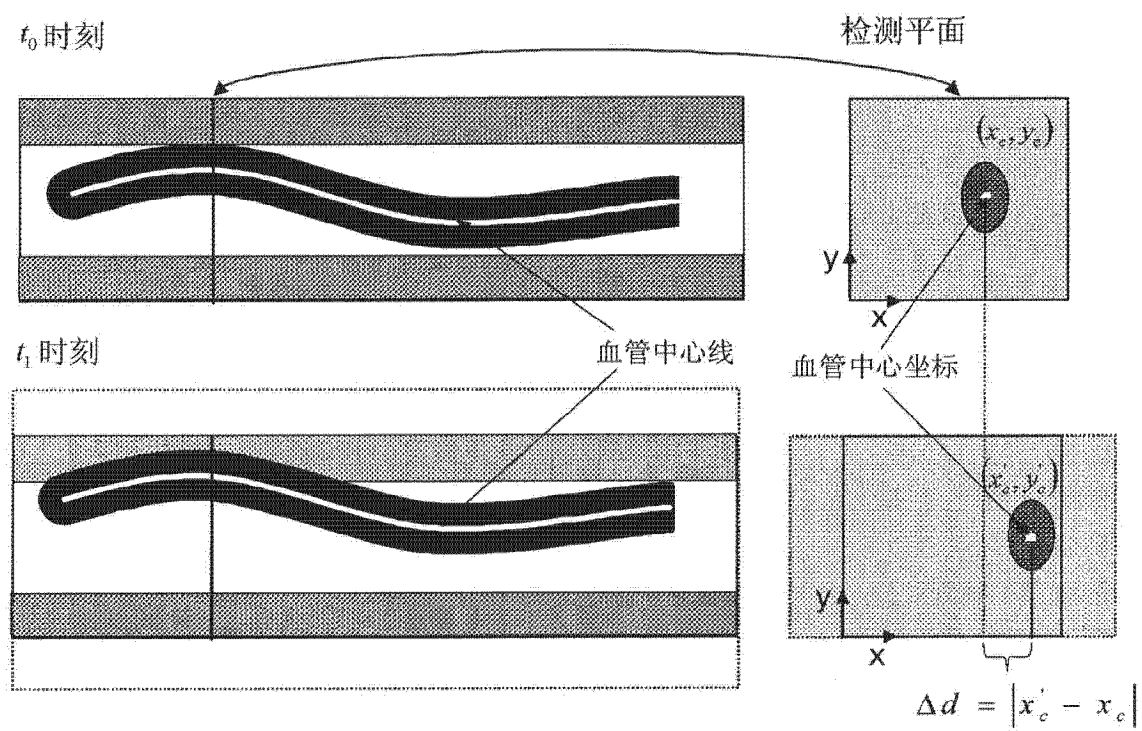


图 6

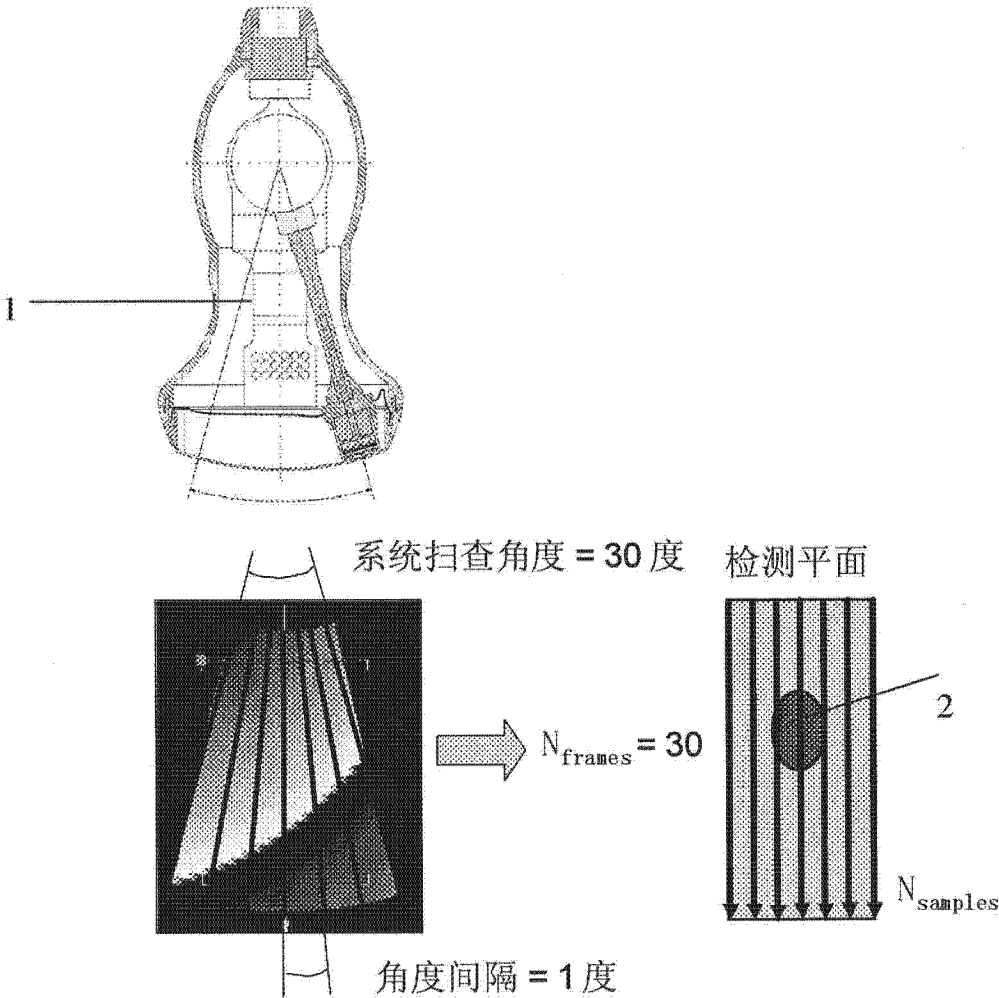


图 7

专利名称(译)	超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备		
公开(公告)号	CN102551812A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201010586798.4	申请日	2010-12-09
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 刘厚炳 赵一鸣 赵威东		
发明人	刘刚 刘厚炳 赵一鸣 赵威东		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/54 A61B8/5223 G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/5205 G01S15/8906 A61B8/0891		
代理人(译)	张晓冬 王洪斌		
其他公开文献	CN102551812B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声容积探头导航与控制方法和装置及超声设备。本发明超声容积探头导航与控制方法包括：在三维扫查模式下，获得扫查数据；根据所述扫查数据在波束空间中形成的三维矩阵，形成导航视图；在所述导航视图上确定临界区；根据血管是否处于所述临界区来对超声容积探头进行导航和控制。本发明超声容积探头导航与控制装置的技术特征与本发明超声容积探头导航与控制方法的技术特征相对应。采用本发明的技术方案能够实时掌握血管位置，对容积探头进行导航和控制，而不会出现血管在扫查范围之外的情况。

