



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103505288 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201210220551. X

(22) 申请日 2012. 06. 29

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 刘刚 L. G. 坦艾克 赵一鸣

夏文婷

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶晓勇 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

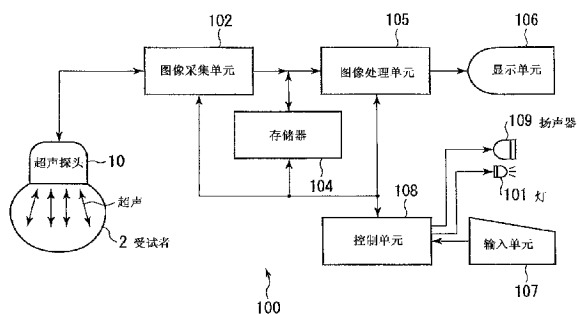
权利要求书3页 说明书8页 附图12页

(54) 发明名称

超声成像方法和超声成像设备

(57) 摘要

本发明提供一种超声成像方法和超声成像设备。该超声成像设备包括:超声探头,配置成以实时体积超声扫描模式对包括目标部位和目标血管的感兴趣区域执行超声扫查;图像采集单元,配置成采集目标部位和目标血管的三维扫描数据;控制单元,配置成根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度;图像处理单元,配置成根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度;以及,显示单元,配置成实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。该超声成像设备能够通过标记在血管中心线上的距离刻度来实时引导导管在血管中的实时放置。



1. 一种超声成像方法,包括如下步骤:
采用实时体积超声扫描模式采集目标部位和目标血管的三维扫描数据;
根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度;
根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度;和
实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线的步骤包括:
将标记有距离刻度的三维扫描数据投影到二维坐标平面上;和
实时显示投影的二维扫描数据。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,在采集三维扫描数据时,超声探头的扫描方向基本上垂直于目标血管的纵向轴线。
4. 如权利要求1所述的方法,其中,标记的距离刻度具有相同或不同的间距。
5. 如权利要求1所述的方法,其中,目标部位是心脏,并且临界线位于心脏入口处。
6. 如权利要求1-5中任一项的方法,其中,根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度的步骤包括:
创建三维扫描数据中目标血管的数学模型;
采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线;和
根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度。
7. 如权利要求6所述的方法,其中,采集的三维扫描数据包括沿目标血管的纵向轴线的多个二维血管帧。
8. 如权利要求7所述的方法,其中,采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线的步骤包括:
应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线。
9. 如权利要求8所述的方法,其中,应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线的步骤包括:
使用卡尔曼滤波器来实时逐帧地检测和追踪目标血管中心线,以得到三维超声波束空间中每个二维血管帧的目标血管中心线坐标。
10. 如权利要求9所述的方法,其中,根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度的步骤包括:
将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间;和
使用笛卡尔空间中的目标血管中心线坐标来计算目标血管中心线长度。
11. 如权利要求10所述的方法,其中,将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间的步骤包括:
将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系统;和
将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系统变换到笛卡尔坐标系统。
12. 一种超声成像设备,包括:
超声探头,配置成以实时体积超声扫描模式对包括目标部位和目标血管的感兴趣区域执行超声扫描;

图像采集单元,配置成采集目标部位和目标血管的三维扫描数据;

控制单元,配置成根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度;

图像处理单元,配置成根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度;和

显示单元,配置成实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。

13. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,其中,图像处理单元还配置成将标记有距离刻度的三维扫描数据投影到二维坐标平面上,并且其中显示单元还配置成实时显示投影的二维扫描数据。

14. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,其中,超声探头的扫查方向基本上垂直于目标血管的纵向轴线。

15. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,其中,标记的距离刻度具有相同或不同的间距。

16. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,其中,目标部位是心脏,并且临界线位于心脏入口处。

17. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,其中,在导管沿目标血管中心线插入时,图像采集单元还配置成采集导管末端的三维扫描数据,并且显示单元还配置成与目标部位和目标血管中心线一起实时显示导管末端。

18. 如权利要求 12 所述的超声成像设备,还包括:

检测单元,用于在其末端设置有位置传感器的导管沿目标血管中心线插入时确定导管末端的位置。

19. 如权利要求 18 所述的超声成像设备,还包括:

告警器,用于在设置有位置传感器的导管末端沿目标血管中心线到达离临界线预定距离时发出警报。

20. 如权利要求 19 所述的超声成像设备,告警器是扬声器或指示灯。

21. 如权利要求 12-20 中任一项所述的超声成像设备,其中,控制单元包括:

数学模型创建模块,用于创建三维扫描数据中目标血管的数学模型;

检测和追踪模块,用于采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线;和

计算模块,用于根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度。

22. 如权利要求 21 所述的超声成像设备,其中,图像采集单元采集的三维扫描数据包括沿目标血管的纵向轴线的多个二维血管帧。

23. 如权利要求 22 所述的超声成像设备,其中,检测和追踪模块配置成应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线。

24. 如权利要求 23 所述的超声成像设备,其中,检测和追踪模块还包括:

卡尔曼滤波器,用于实时逐帧地检测和追踪目标血管中心线,以得到三维超声波束空间中每个二维血管帧的目标血管中心线坐标。

25. 如权利要求 24 所述的超声成像设备,其中,计算模块包括:

坐标变换单元,用于将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间;和

计算单元,用于根据笛卡尔空间中的目标血管中心线坐标计算目标血管中心线长度。

26. 如权利要求 25 所述的超声成像设备,其中,坐标变换单元将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系统,并且将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系统变换到笛卡尔坐标系统。

超声成像方法和超声成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,具体而言,涉及一种能够通过标记在血管中心线上的距离刻度来实时引导导管在血管中的实时放置的超声成像方法和超声成像设备。

背景技术

[0002] 一些介入性医疗手术需要将例如导管的医疗器具插入到患者的血管中。如图 2 所示,导管沿血管逐渐插入,并最终定位在例如患者心脏入口的目标位置处,以进行后续医疗过程。在导管沿血管插入的过程中,例如在 PICC (Peripherally Inserted Central Catheter: 外周置入中心静脉导管) 手术中,导管末端与例如心脏入口的目标部位之间的距离对于将导管置于正确位置极为重要。

[0003] 目前,医师通常通过导管插入的长度结合导管上的刻度来间接确定导管末端在血管内的位置。该方法由于导管可能在血管中弯曲而不能给出导管末端与目标部位之间的准确距离。因此,目前在完成导管插入之后还使用 X 射线成像技术来确认导管的位置。X 射线成像具有足够的分辨率,能够让医师分辨微小血管,但是 X 射线成像会带来与辐射相关的并发症。

[0004] 对于像婴幼儿之类的体弱患者,目前已经开始采用实时三维超声成像技术来代替 X 射线成像技术,以帮助医师执行导管插入手术。超声成像技术利用超声波作为信息载体,将人体内部的结构进行成像,其影像信息与人体实际结构存在空间和时间分布上的对应关系。医学超声成像技术利用超声在人体内传播时遇到人体不同组织和器官而因其声特性阻抗不同而产生的声强有差异的回波建立影像。由于超声成像技术具有安全可靠、实时和无辐射的优点,因此被越来越多的医师用来引导例如导管插入的介入医疗手术。

[0005] 虽然通过超声成像技术在一定程度上能够帮助医师确定导管插入的深度,但是,由于人体体内的血管属于空间曲线,并且血管随例如心跳的生理事件而实时变化,因此现有超声成像技术难以准确确定导管末端与例如心脏入口的目标部位之间的距离,因此也难以对该距离进行定量测量。

[0006] 因此,需要提供一种新的超声成像方法和设备以便于实时定量测量导管末端与目标部位之间的准确距离并且实时动态确定导管末端的准确位置。

发明内容

[0007] 本发明提供一种能够解决上述问题的超声成像方法和超声成像设备。

[0008] 根据本发明的第一方面,提供一种超声成像方法。该方法包括如下步骤:采用实时体积超声扫描模式采集目标部位和目标血管的三维扫描数据;根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度;根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度;并且,实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。

[0009] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中,实时显示目标部位和标记有距离刻度

的目标血管中心线的步骤包括：将标记有距离刻度的三维扫描数据投影到二维坐标平面上；并且，实时显示投影的二维扫描数据。

[0010] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，在采集三维扫描数据时，超声探头的扫查方向基本上垂直于目标血管的纵向轴线。

[0011] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，标记的距离刻度具有相同或不同的间距。

[0012] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，目标部位是心脏，并且临界线位于心脏入口处。

[0013] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度的步骤包括：创建三维扫描数据中目标血管的数学模型；采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线；并且，根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度。

[0014] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，采集的三维扫描数据包括沿目标血管的纵向轴线的多个二维血管帧。

[0015] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线的步骤包括：应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线。

[0016] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线的步骤包括：使用卡尔曼滤波器来实时逐帧地检测和追踪目标血管中心线，以得到三维超声波束空间中每个二维血管帧的目标血管中心线坐标。

[0017] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度的步骤包括：将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间；并且，使用笛卡尔空间中的目标血管中心线坐标来计算目标血管中心线长度。

[0018] 在根据本发明第一方面的超声成像方法中，将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间的步骤包括：将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系；并且，将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系变换到笛卡尔坐标系。

[0019] 根据本发明的第二方面，提供一种超声成像设备。该设备包括：超声探头，配置成以实时体积超声扫描模式对包括目标部位和目标血管的感兴趣区域执行超声扫查；图像采集单元，配置成采集目标部位和目标血管的三维扫描数据；控制单元，配置成根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度；图像处理单元，配置成根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度；以及，显示单元，配置成实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。

[0020] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中，图像处理单元还配置成将标记有距离刻度的三维扫描数据投影到二维坐标平面上，并且其中显示单元还配置成实时显示投影的二维扫描数据。

[0021] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中，超声探头的扫查方向基本上垂直于目标血管的纵向轴线。

[0022] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,标记的距离刻度具有相同或不同的间距。

[0023] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,目标部位是心脏,并且临界线位于心脏入口处。

[0024] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,在导管沿目标血管中心线插入时,图像采集单元还配置成采集导管末端的三维扫描数据,并且显示单元还配置成与目标部位和目标血管中心线一起实时显示导管末端。

[0025] 根据本发明第二方面的超声成像设备还包括检测单元和告警器。检测单元用于在其末端设置有位置传感器的导管沿目标血管插入时确定导管末端的位置。告警器用于在设置有位置传感器的导管末端沿目标血管中心线到达离临界线预定距离时发出警报,其中告警器是扬声器或指示灯。

[0026] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,控制单元包括:数学模型创建模块,用于创建三维扫描数据中目标血管的数学模型;检测和追踪模块,用于采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线;以及,计算模块,用于根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度。

[0027] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,图像采集单元采集的三维扫描数据包括沿目标血管的纵向轴线的多个二维血管帧。

[0028] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,检测和追踪模块配置成应用实时图像分割算法来检测和追踪目标血管中心线。

[0029] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,检测和追踪模块还包括:卡尔曼滤波器,用于实时逐帧地检测和追踪目标血管中心线,以得到三维超声波束空间中每个二维血管帧的目标血管中心线坐标。

[0030] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,计算模块包括:坐标变换单元,用于将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间;以及,计算单元,用于根据笛卡尔空间中的目标血管中心线坐标计算目标血管中心线长度。

[0031] 在根据本发明第二方面的超声成像设备中,坐标变换单元将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系统,并且将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系统变换到笛卡尔坐标系统。

[0032] 采用根据本发明的超声成像方法和超声成像设备,能够通过标记在目标血管中心线上的距离刻度引导导管末端的实时放置,犹如高速公路旁的里程标识一样,并且,在目标血管由于例如心跳的生理事件而动态变化时,能够通过实时变化的血管中心线引导导管的插入路线。由于本发明基于超声扫描而不是X射线扫描,并且由于超声成像没有辐射伤害,因此对于包括例如新生儿的体弱患者的各种患者安全可靠。此外,本发明能够支持例如普通导管的各种导管,并且,当导管末端设置有位置传感器时,本发明可以在导管末端接近或处于例如心脏入口的预定临界线时自动告警。

附图说明

[0033] 下面结合附图对本发明的一些示范实施例进行详细描述。附图中相同或相似要素采用相同附图标记来表示,其中:

图 1 是示出根据本发明示范实施例的超声成像设备的总体结构图；
图 2 是示出沿血管插入导管的示意图；
图 3 示出超声探头的实时体积超声扫描模式；
图 4 是示出控制单元的结构图；
图 5 示出血管的示范数学模型；
图 6 示出实时检测和追踪血管中心线的示意图；
图 7 示出将血管中心线坐标从波束空间变换到笛卡尔空间的示意图；
图 8 示出计算血管中心线长度的过程；
图 9 示出沿血管中心线从临界线实时标记距离刻度的示意图；
图 10 示出根据本发明示范实施例的超声成像方法的流程图；
图 11 示出根据采集的三维超声扫描数据计算血管中心线长度的一种示范方法的流程图；
图 12 示出根据检测和追踪的血管中心线自动计算其长度的一种示范方法的流程图。

具体实施方式

[0034] 在以下的详细描述中,参考附图描述根据本发明的一些示范实施例。本领域技术人员将领会,本发明不限于这些示范实施例。

[0035] 图 2 示出了医师沿血管执行导管插入手术的示意图。如图 2 所述,导管沿血管插入,直到导管的末端定位在目标部位(例如心脏入口)的位置处。如上所述,在导管插入过程中,导管末端与目标部位之间的距离对于将导管置于正确位置极为重要。采用根据本发明的超声成像方法和超声成像设备,能够实时测量导管末端与目标部位之间的准确距离并且实时动态确定导管末端在血管内的准确位置。

[0036] 图 1 示出了根据本发明示范实施例的超声成像设备 100 的总体结构。如图 1 所示,超声成像设备 100 包括超声探头 10、图像采集单元 102、存储器 104、图像处理单元 105、显示单元 106、输入单元 107、扬声器 109、指示灯 101 和控制单元 108。

[0037] 超声探头 10 向受试者 2 (例如患者)体内的感兴趣区域发射超声,并且接收从受试者 2 体内感兴趣区域反射的超声回波。超声探头 10 可包括将压电器件以阵列形式布置于其中的探头阵列,并且以实时体积超声扫描模式对包括目标部位和引导导管插入的目标血管的感兴趣区域执行超声扫描。图 3 示出了一种示范的实时体积超声扫描模式。如图 3 所示,超声探头 10 的扫描方向基本上与目标血管的纵向轴线方向垂直。

[0038] 图像采集单元 102 采集感兴趣区域中目标部位和目标血管的三维扫描数据,并将采集的三维扫描数据以超声波束空间中三维数据矩阵的形式保存在存储器 104 中,其中存储器 104 是例如硬盘的大容量存储器。在执行导管插入过程中,图像采集单元 102 也采集导管末端的三维扫描数据。三维数据矩阵的尺寸为 $N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$,其中, N_{samples} 是深度方向上样本的数量, N_{beams} 是电控波束的数量,并且 N_{frame} 是机械扫描帧的数量。

[0039] 控制单元 108 根据采集的三维扫描数据计算用于引导导管插入的目标血管的中心线长度。图 4 示出了控制单元 108 的总体结构图。如图 4 所示,控制单元 108 包括数学模型创建模块 402、检测和追踪模块 404、计算模块 406 和控制模块 408。本领域技术人员要领会,图 4 所示的控制单元 108 根据实际需要可采用软件、硬件和 / 或固件实现。这种实现

对于本领域技术人员来说是容易做到的,为简洁起见,本文不再对此进行详述。

[0040] 数学模型创建模块 402 用于创建三维扫描数据中目标血管的数学模型。在一个示范实施例中,图像采集单元 102 采集的三维扫描数据包括沿血管纵向轴线的多个二维血管帧,因此,三维波束空间中的血管可以用椭圆队列来表征,如图 6 所述。相应地,数学模型创建模块 402 用参数 x_c 、 y_c 、 a 、 b 和 θ 来定义每个二维血管帧内的血管椭圆形截面,如等式 (1) 所示:

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

其中,参数 x_c 和 y_c 是椭圆的中线坐标,它们分布对应于该血管帧所在坐标平面的水平分量和垂直分量;参数 a 和 b 分别为血管帧内血管椭圆形截面的长轴和短轴;参数 θ 是血管椭圆形截面中长轴相对 x 轴的转角。

[0041] 检测和追踪模块 404 可采用创建的数学模型根据三维扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线。图 6 示出检测和追踪模块 404 实时检测和追踪血管中心线的一种示范方法。在该方法中,检测和追踪模块 404 应用实时图像分割算法来检测和追踪血管椭圆形截面的中心线。具体而言,检测和追踪模块 404 可包括利用二维模板匹配的卡尔曼(Kalman)滤波器,以实时逐帧地检测和追踪血管中心线。如图 6 所示,检测和追踪模块 404 在采集的三维扫描数据中选择初始中心点作为种子点,获得血管截面的模板,基于种子点和所获模板设置中心线追踪参数,初始化卡尔曼滤波器并使用卡尔曼滤波器来预测下一中心点,然后检查该预测的有效性并执行模板匹配,最后基于模板匹配来更新来卡尔曼滤波器以进行后续检测和追踪。在 Patwardhan 等人于 2009 年 12 月 23 日提交的申请号为 12/645781 的名为“Methods for automatic segmentation and temporal tracking”的美国专利申请中,公开了利用卡尔曼滤波器实时检测和追踪血管中心线的方法,通过引用将该专利文献整体合并于此。对于输入的每个三维超声数据,检测和追踪模块 404 输出由等式 2 确定的椭圆队列,

$$I = \{(x_i, y_i, a_i, b_i, \theta_i) | i = 1, 2, \dots, n\} \quad (2)。$$

[0042] 计算模块 406 根据检测和追踪模块 404 输出的椭圆序列自动计算血管中心线长度。在能够描述真实超声扫描长度的笛卡尔(Cartesian)空间中计算血管中心线的长度。每个二维血管帧中血管截面的中心线坐标为 (n_1, n_2, n_3) ,其中 n_1 对应于椭圆截面的 x 坐标, n_2 对应于椭圆截面的 y 坐标, n_3 对应于该二维血管帧的编号 i 。将每个二维血管帧中血管截面的中心线坐标从波束空间转换到笛卡尔空间,以便计算血管中心线的准确长度。

[0043] 在一个示范实施例中,将血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间包括以下两个步骤:第一步,将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系;第二步,将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系变换到笛卡尔坐标系。

[0044] 图 7 示出将血管中心线坐标从波束空间变换到笛卡尔空间的一种示范方法的示意图。在一种示范实施例中,三维采集坐标系采用如图所示的圆柱坐标系。对于整数值的与波束空间中体元位置相对应的波束空间坐标 (n_1, n_2, n_3) ,其在圆柱采集系统中的坐标由等式 (3) 给出,

$$\begin{aligned} r &= n_1 & n_1 &= \{1, 2, \dots, N_1\} \\ s &= \text{shotangles}(n_2) & n_2 &= \{1, 2, \dots, N_2\} \\ \beta &= \text{BImageAngles}(n_3) & n_3 &= \{1, 2, \dots, N_3\} \end{aligned} \quad (3)$$

其中,算子“shotangles”是在体元测量的每个波束的单增方位偏差的 $[1 \times N_2]$ 矢量,算子“BImageAngles”是以弧度为单位的单增仰角的 $[1 \times N_3]$ 矢量,其中变量 s 和 β 不一定必须是等距离样本。

[0045] 在一种示范实施例中,从圆柱坐标系统到笛卡尔坐标系统的坐标变换由等式 (4) 给出,

$$\begin{aligned} x &= \delta s \\ y &= \delta(b+r)\sin(\beta) \\ z &= \delta(b+r)\cos(\beta) \end{aligned} \quad (4)$$

其中, δ 是表示两个相邻立方体体元间的空间距离的常数, (x, y, z) 是用于计算血管中心线长度的最终血管中心线坐标。在将血管中心线坐标从波束空间变换到笛卡尔空间之后,按空间曲线积分方式采用等式 (5) 来计算血管中心线长度,

$$L = \int ds \approx \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2 + (z_i - z_{i-1})^2} \quad (5)$$

其中, n 是笛卡尔空间中样本血管中心体元的总数。

[0046] 在一种示范实施例中,计算模块 406 包括坐标变换单元和计算单元。坐标变换单元配置成将血管中心线从三维超声波束空间变换到笛卡尔空间,其中坐标变换单元将目标血管中心线坐标从三维超声波束空间变换到例如圆柱坐标系统的三维采集坐标系统,并且将目标血管中心线坐标从三维采集坐标系统变换到笛卡尔坐标系统。计算单元配置成根据笛卡尔空间中的目标血管中心线坐标采用等式 (5) 来计算目标血管中心线长度。

[0047] 图像处理单元 105 配置成根据控制单元 108 中计算模块 406 计算出的血管中心线长度标记距目标部位的距离刻度。具体而言,首先将笛卡尔坐标系统中的三维图像投影到例如 XOY 平面的二维坐标平面上,从而得到二维超声图像并将其显示在显示单元 106 上,其中显示单元 106 可包括 CRT (阴极射线管) 显示器或 LCD (液晶) 显示器等。所得二维超声图像可包括例如心脏的目标部位和目标血管,在导管沿血管中心线插入时,所得二维超声图像还包括导管末端的超声图像,显示单元 106 还配置成与目标部位和目标血管中心线一起实时显示导管末端。可在二维超声图像上在目标部位处(例如心脏入口处)定义一条临界线,并将该临界线的距离刻度设定为 0。然后,从位于目标部位的临界线沿血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度。相邻两个距离刻度之间的间距可以根据用户要求的精确度进行设定,例如可设定为 0.5、1.0、1.5、2.0cm 等,并且该间距可以相同,也可以不同。图 9 示出了两个不同时刻的导管插入过程。如图 9 的所示,在心脏入口处设置临界线,并且从该临界线开始沿血管中心线标记血管的距离刻度为 0、1cm、2cm、3cm、4cm、5cm,其中相邻距离刻度之间具有相同的间距,即 1cm。在图 9 的上图中,导管沿血管中心线插入,并且到达不到 1.5cm 距离刻度点附近,在图 9 的下图中,导管到达超过 1.5cm 距离点附近。

[0048] 备选地,可在将三维超声图像投影到二维坐标平面之前,在三维超声图像上进行上述距离刻度标注,如图 8 所示,然后将标注有距离刻度的三维超声图像投影到二维坐标

平面上以得到标注有距离刻度的二维超声图像并将其显示在显示单元 106 上供执行导管插入手术的医师查看。

[0049] 控制单元 108 还包括控制模块 408, 其中控制模块 408 执行该超声成像设备的各种控制功能。备选地, 图 1 所示的超声成像设备 100 还可包括检测单元(未示出), 以在采用末端设置有位置传感器的导管来执行导管插入过程时实时确定导管末端在血管中的位置。在确定末端设置有位置传感器的导管沿血管中心线插入到距临界线预定距离时, 控制模块 408 可向例如指示灯 101 和 / 或扬声器 109 的告警器发送控制信号, 以向执行导管插入手术的医师发出声光形式的警报, 从而告知医师导管已经处于或接近预定位置。上述预定距离由医师根据患者年龄、体型结合经验来确定。例如, 对于早产婴儿, 该预定距离可设为距位于心脏入口的临界线大约 1cm, 而对于足月婴儿则可设为距位于心脏入口的临界线大约 2cm。

[0050] 用户可通过例如键盘、鼠标、触摸屏的输入单元 107 输入上述预定距离和距离刻度间距以及其它操作数据, 输入的预定距离和距离刻度可存储在存储器 104 中。此外, 用户还可通过输入单元 107 来操作根据本发明的超声成像设备, 例如控制显示单元 106 上图像显示的形状和位置。

[0051] 图 10 示出了根据本发明示范实施例的超声成像方法的流程图。如图 10 所示, 在步骤 902, 采用实时体积超声扫描模式来采集包括例如心脏的目标部位和引导导管插入的目标血管和 / 或导管的感兴趣区域的三维超声扫描数据, 并将采集的三维超声扫描数据以超声波束空间中三维数据矩阵的形式保存在大容量存储器中以供后续处理。在采集三维超声扫描数据时, 超声探头的扫描方向基本上垂直于目标血管的纵向轴线, 如图 2 所示。三维数据矩阵的尺寸为 $N_{\text{samples}} \times N_{\text{beams}} \times N_{\text{frames}}$, 其中, N_{samples} 是深度方向上样本的数量, N_{beams} 是电控波束的数量, 并且 N_{frame} 是机械扫描帧的数量。

[0052] 在步骤 904, 根据采集的三维超声扫描数据计算目标血管的中心线长度。图 11 示出了根据本发明示范实施例的一种根据三维超声扫描数据计算目标血管的中心线长度的方法。如图 11 所示, 在步骤 1002, 创建三维超声扫描数据中目标血管的数学模型。如上所述, 在一种示范实施例中, 采集的三维超声扫描数据包括血管纵向轴线的多个二维血管帧, 因此, 三维波束空间中的血管可以用如图 6 所示的椭圆队列来表征, 其中每个二维血管帧中血管椭圆截面可用等式 (1) 来表征。在步骤 1004, 采用创建的数学模型根据三维超声扫描数据实时检测和追踪目标血管中心线。在一种示范实施例中, 可应用实时图像分割算法来检测和追踪血管椭圆形截面的中心线。例如, 可使用卡尔曼滤波器来实时逐帧地检测和追踪血管中心线。如图 6 所示, 在采集的三维扫描数据中选择初始中心点作为种子点, 获得血管截面的模板, 基于种子点和所获模板设置中心线追踪参数, 初始化利用二维模板匹配的卡尔曼滤波器并使用卡尔曼滤波器来预测下一中心点, 然后检查该预测的有效性并执行模板匹配, 最后基于模板匹配来更新来卡尔曼滤波器以进行后续检测和追踪。在 Patwardhan 等人于 2009 年 12 月 23 日提交的申请号为 12/645781 的名为“Methods for automatic segmentation and temporal tracking”的美国专利申请中, 公开了一种利用卡尔曼滤波器实时检测和追踪血管中心线的方法, 通过引用将该专利文献整体合并于此。对于每个三维超声数据, 可得到由等式 2 确定的椭圆队列。然后在步骤 1006, 根据检测和追踪的目标血管中心线自动计算目标血管中心线长度。图 12 示出了根据检测和追踪的血管中

心线自动计算其长度的一种示范方法。在步骤 1102, 执行坐标变换(1), 以将血管中心线坐标 (n_1, n_2, n_3) 从三维超声波束空间变换到三维采集坐标系统, 其中 n_1 对应于椭圆截面的 x 坐标, n_2 对应于椭圆截面的 y 坐标, n_3 对应于该帧的编号 i 。在步骤 1104 中, 执行坐标变换(2)以将血管中心线坐标从三维采集坐标系统变换到笛卡尔坐标系统。在一种示范实施例中, 三维采集坐标系统采用如图 7 所示的圆柱坐标系统。对于整数值的与波束空间中体元位置相对应的波束空间坐标 (n_1, n_2, n_3) , 其在圆柱采集系统中的坐标由等式 (3) 给出。在一种示范实施例中, 从圆柱坐标系统到笛卡尔坐标系统的坐标变换由等式 (4) 给出。然后在步骤 1106 中, 使用笛卡尔空间中的血管中心线坐标来计算血管中心线长度。在一种示范实施例中, 在将血管坐标从波束空间变换到笛卡尔空间之后, 以空间曲线积分方式采用等式 (5) 来计算血管中心线长度。

[0053] 回到图 10, 在步骤 906 中, 根据计算的血管中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度。将笛卡尔坐标系统中的三维图像投影到例如 XOY 平面的二维坐标平面上, 并实时显示投影的二维超声图像。该二维超声图像包括例如心脏的目标部位和目标血管, 在导管沿血管中心线插入时, 还将导管末端与目标部位和目标血管一起实时显示。可在二维超声图像上在目标部位处(例如心脏入口处)定义一条临界线, 并将该临界线的距离刻度设定为 0。然后, 从位于目标部位的临界线沿血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度。相邻两个距离刻度之间的间距可以根据用户要求的精确度进行设定, 例如可设定为 0.5、1.0、1.5、2.0cm 等, 并且该间距可以相同, 也可以不同。

[0054] 在步骤 908 中, 在显示器上实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。如图 9 所示, 在心脏入口处设定临界线, 并且从该临界线开始沿血管中心线标记血管的距离刻度为 0、1cm、2cm、3cm、4cm、5cm, 其中相邻距离刻度之间具有相同的间距, 即 1cm。在图 9 的上图中, 导管沿血管中心线插入, 并且到达不到 1.5cm 距离刻度点附近, 在图 9 的下图中, 导管到达超过 1.5cm 距离点附近。

[0055] 备选地, 可在将三维超声图像投影到二维坐标平面之前, 在三维超声图像上进行上述距离刻度标注, 如图 8 所示。然后将标注有距离刻度的三维超声图像投影到二维坐标平面上以得到标注有距离刻度的二维超声图像并将其显示在显示单元上供执行导管插入手术的医师查看。

[0056] 根据本发明的超声成像设备和超声成像方法, 由于沿血管中心线标注有距离刻度, 因此在导管沿血管插入时, 能够实时动态地对导管末端与目标部位(例如临界线)间的距离进行定量测量, 并且能够引导导管末端到达正确位置。此外, 标记在血管中心线上的距离刻度可随例如心跳的生理事件和 / 或导管的插入而实时动态变化, 因此能够如同高速公路旁的里程标识一样准确地直接引导导管末端的实时放置。

[0057] 以上通过具体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、替换、变化等。例如将上述实施例中的一个步骤或部件分为多个步骤或部件来实现, 或者相反, 将上述实施例中的多个步骤或部件的功能放在一个步骤或部件中来实现。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。此外, 根据实际需要, 在一个具体实施例中描述的全部或部分特征可以结合到另一个实施例中。

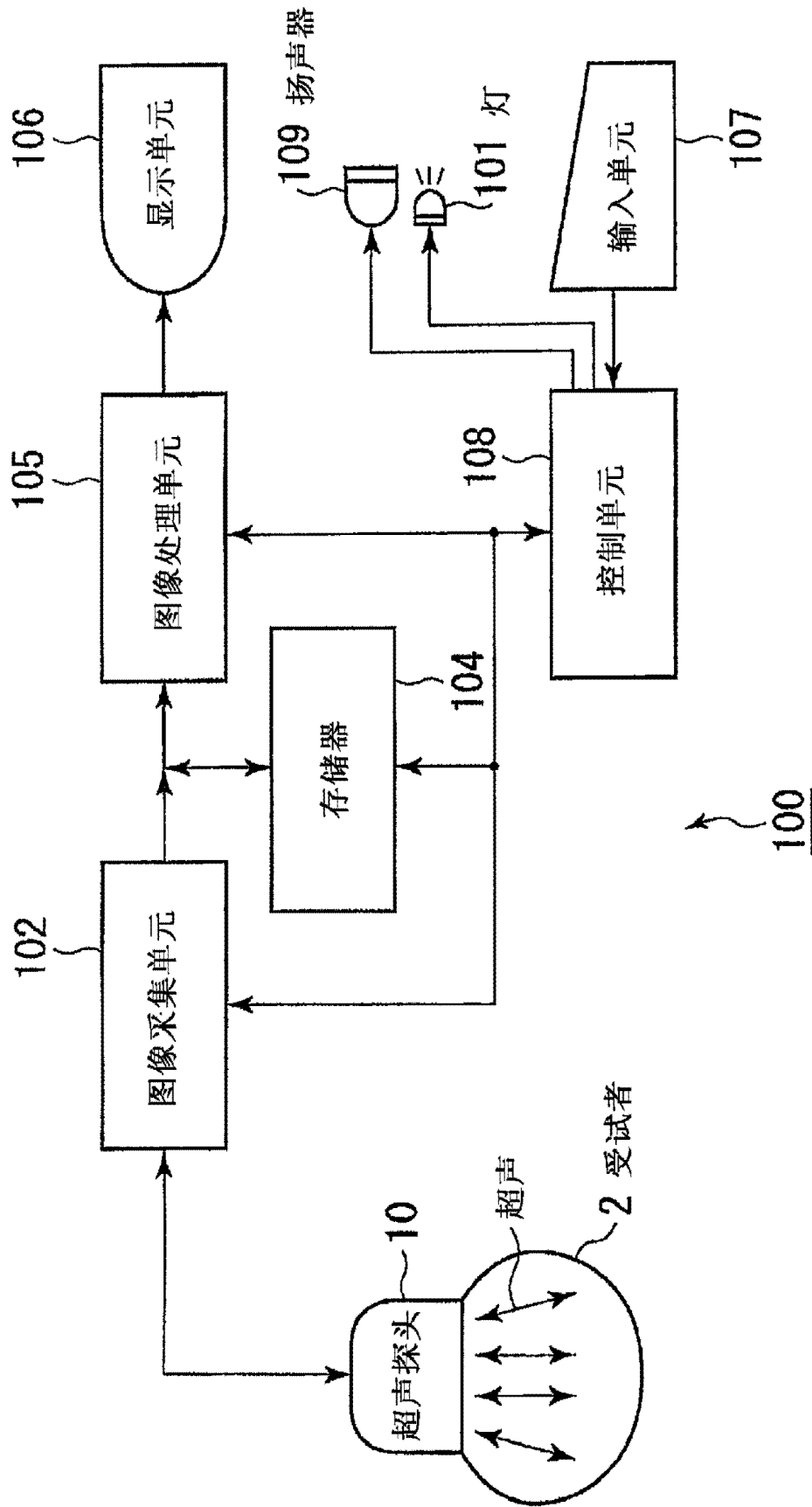


图 1

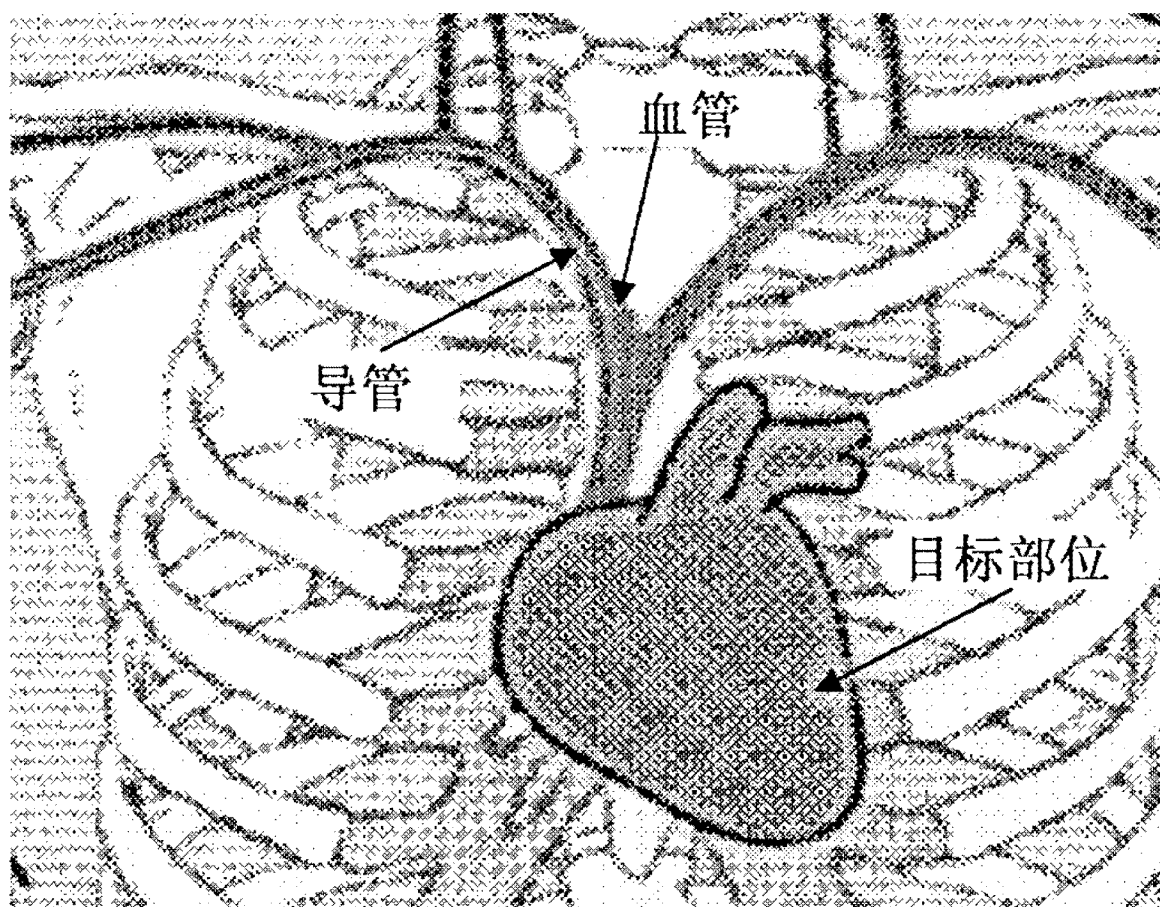


图 2

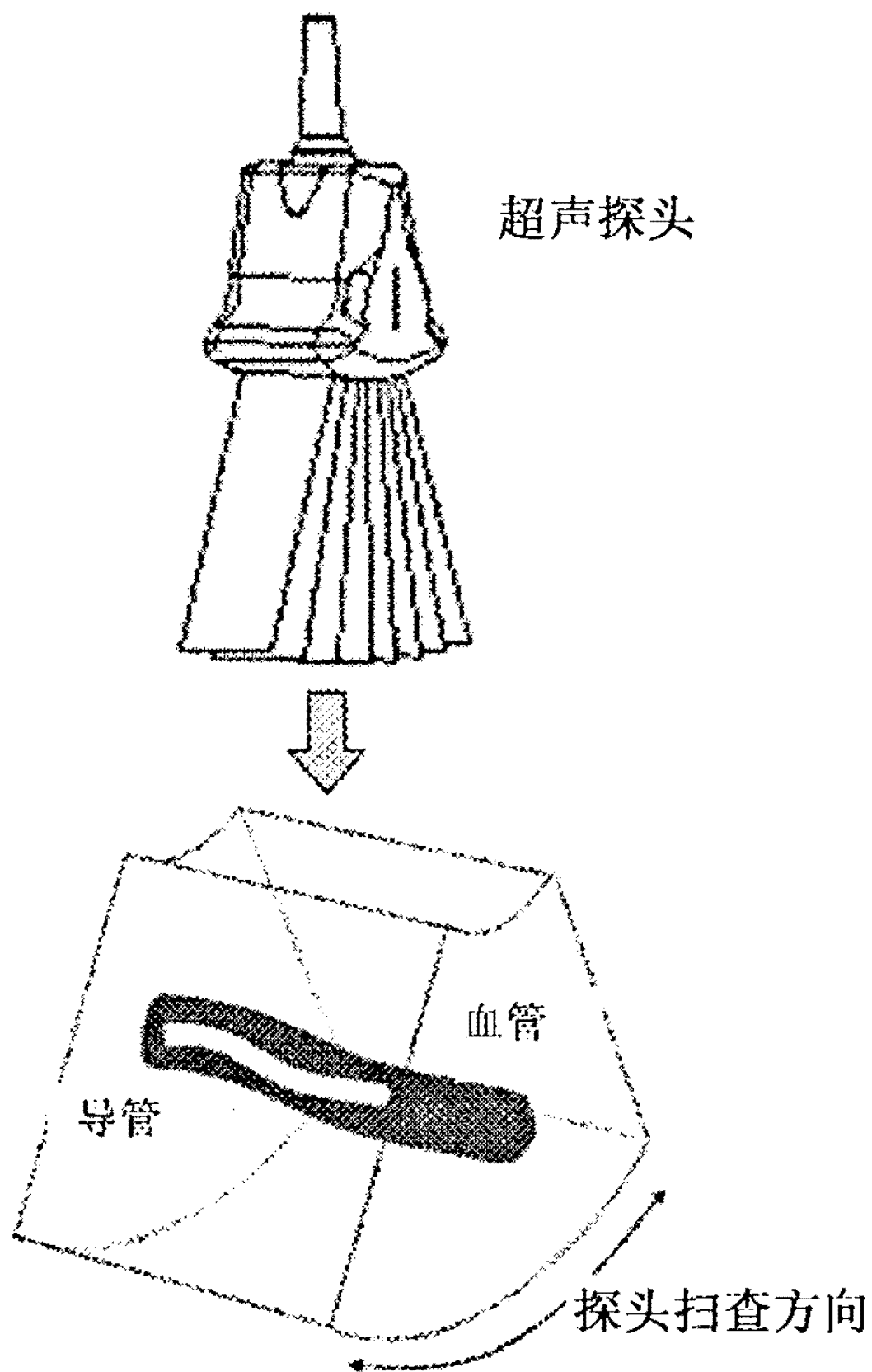


图 3

控制单元 104

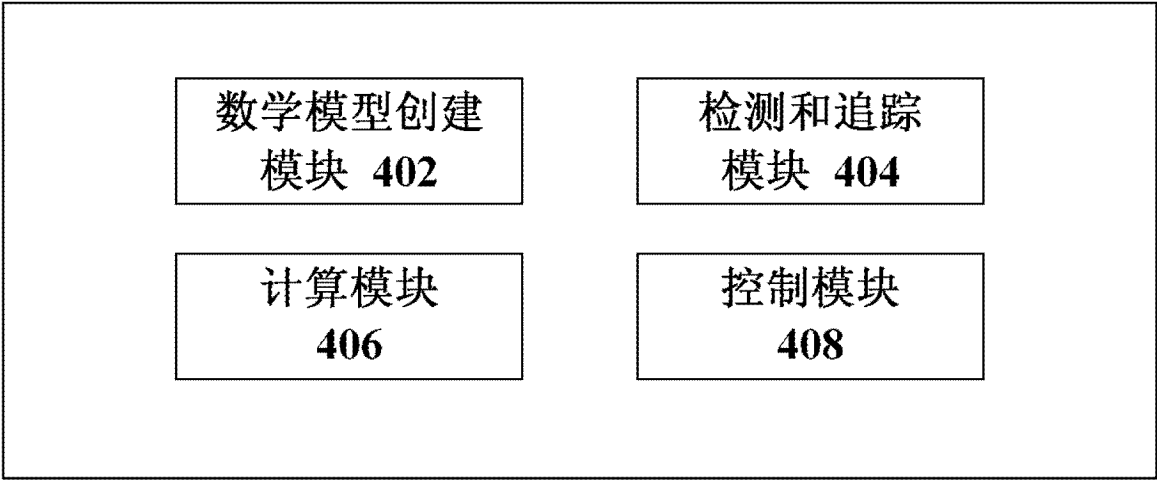


图 4

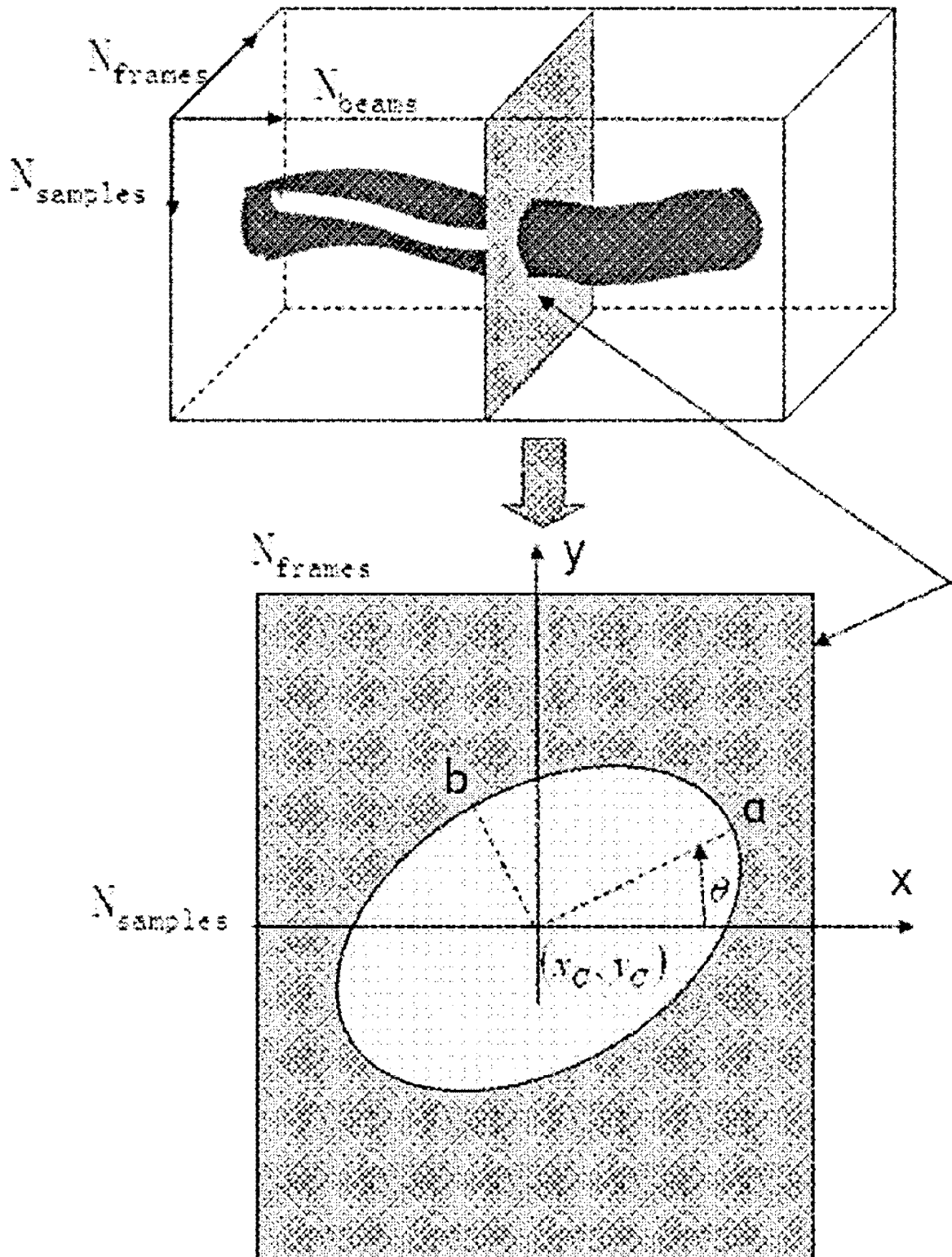


图 5

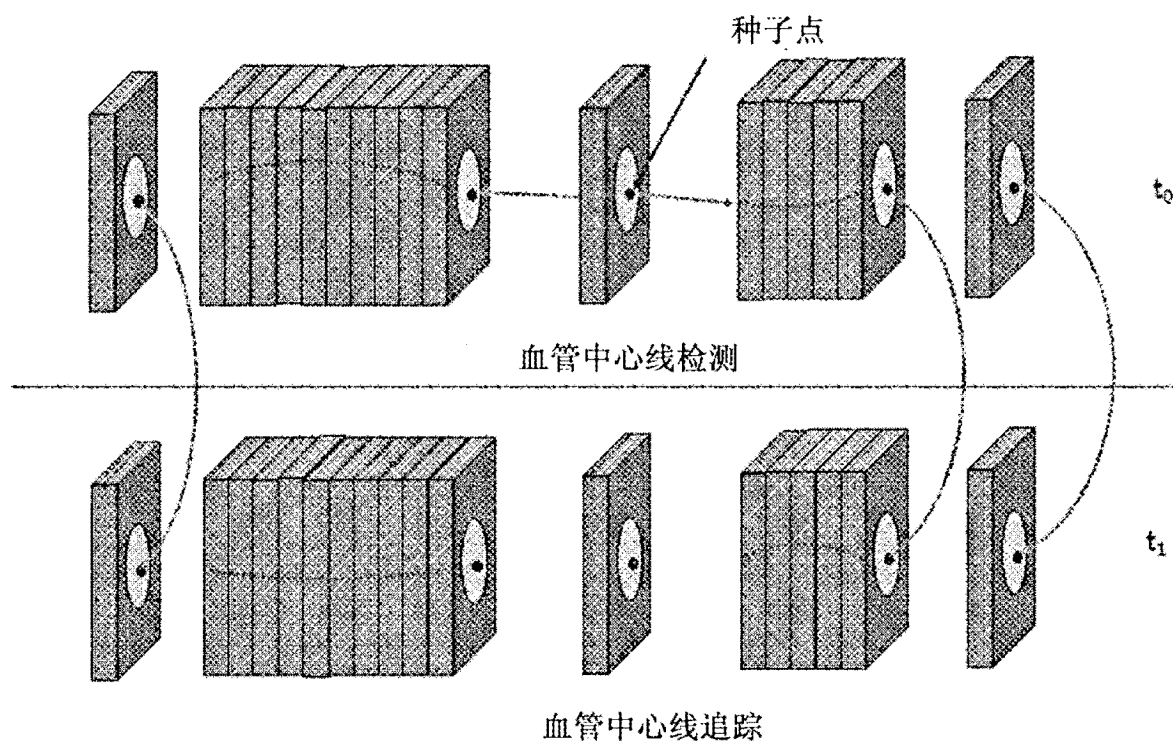


图 6

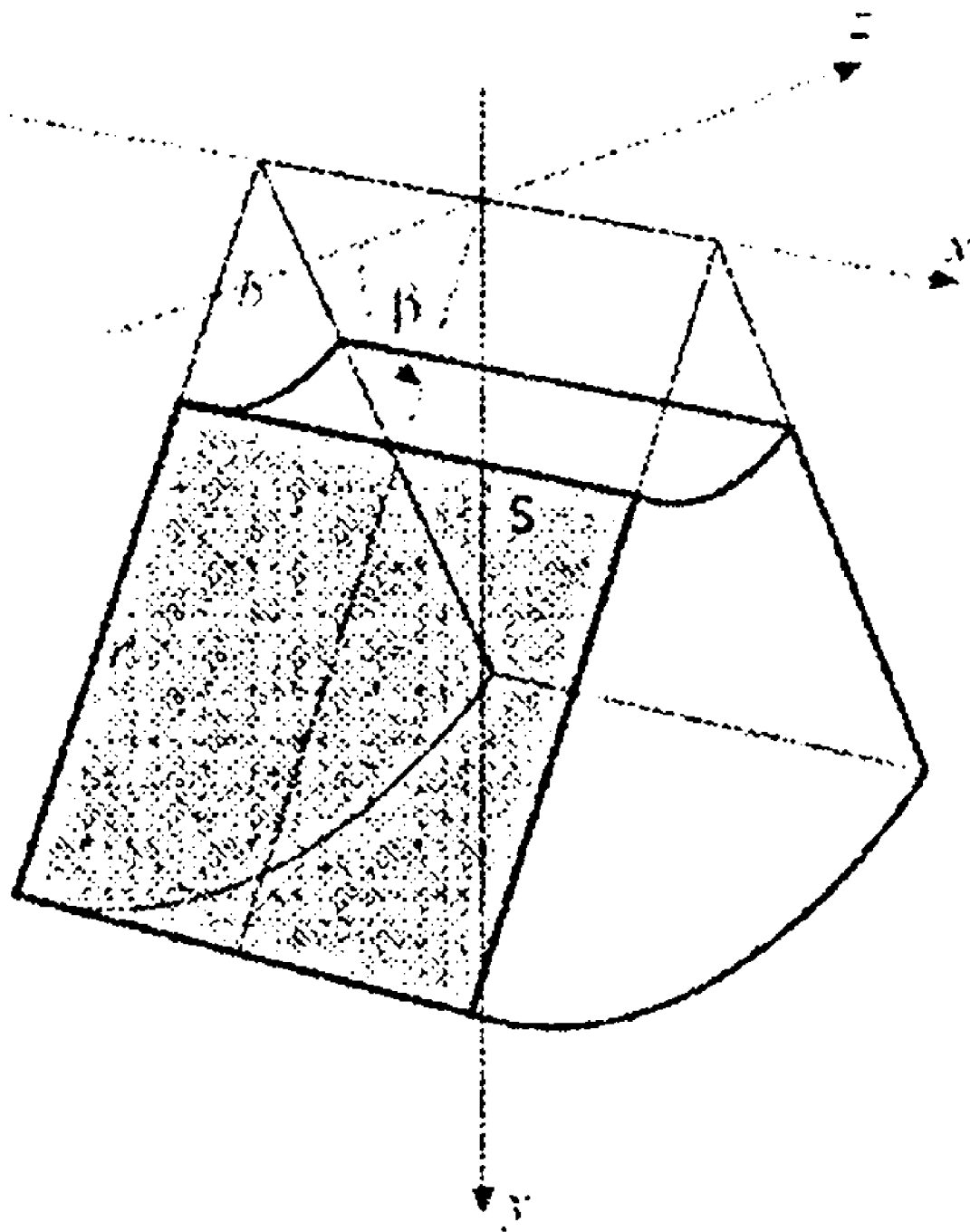
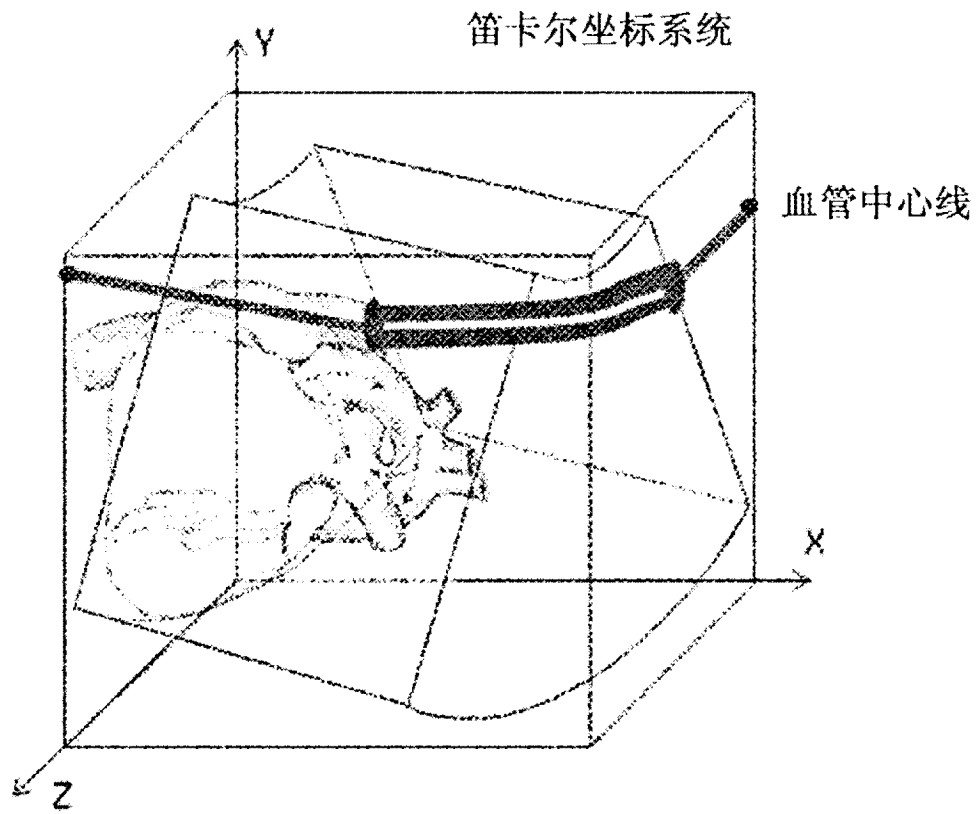


图 7



在笛卡尔空间中计算血管中心线

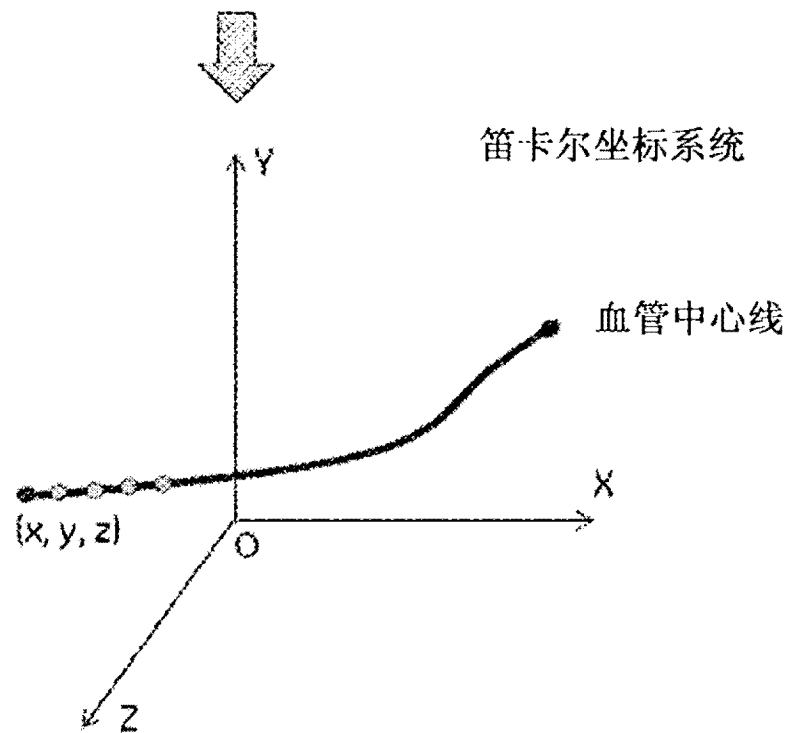


图 8

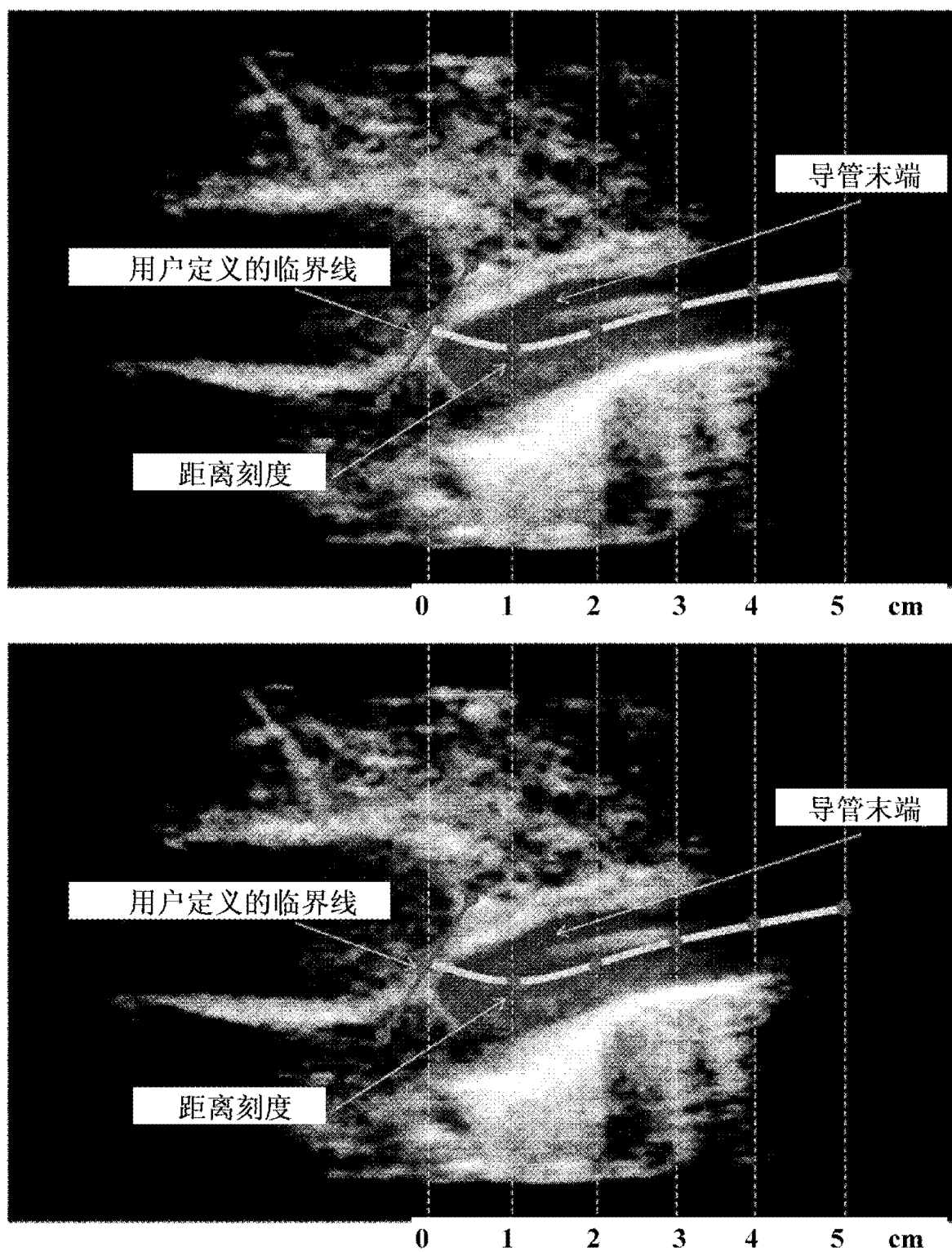


图 9

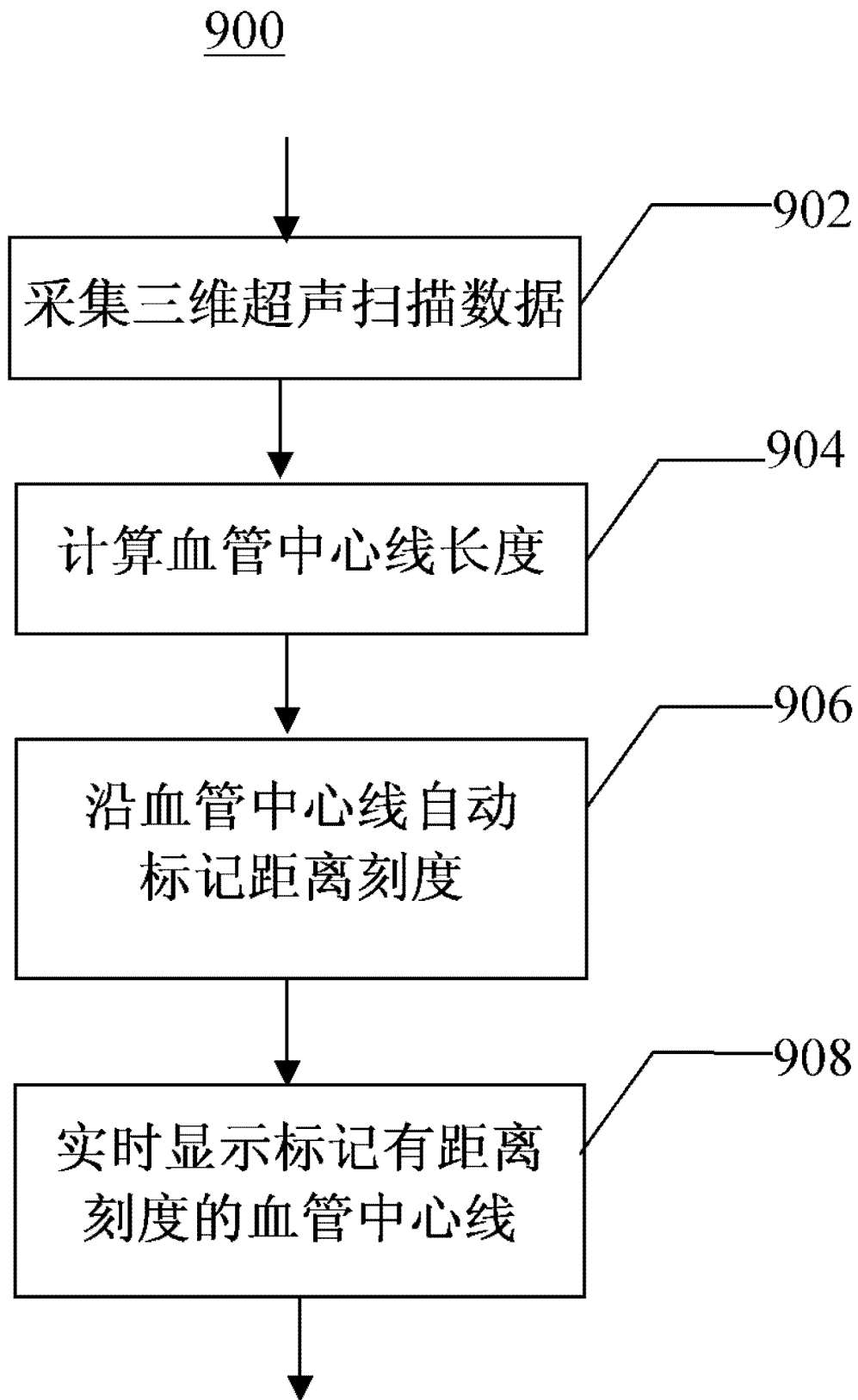


图 10

904

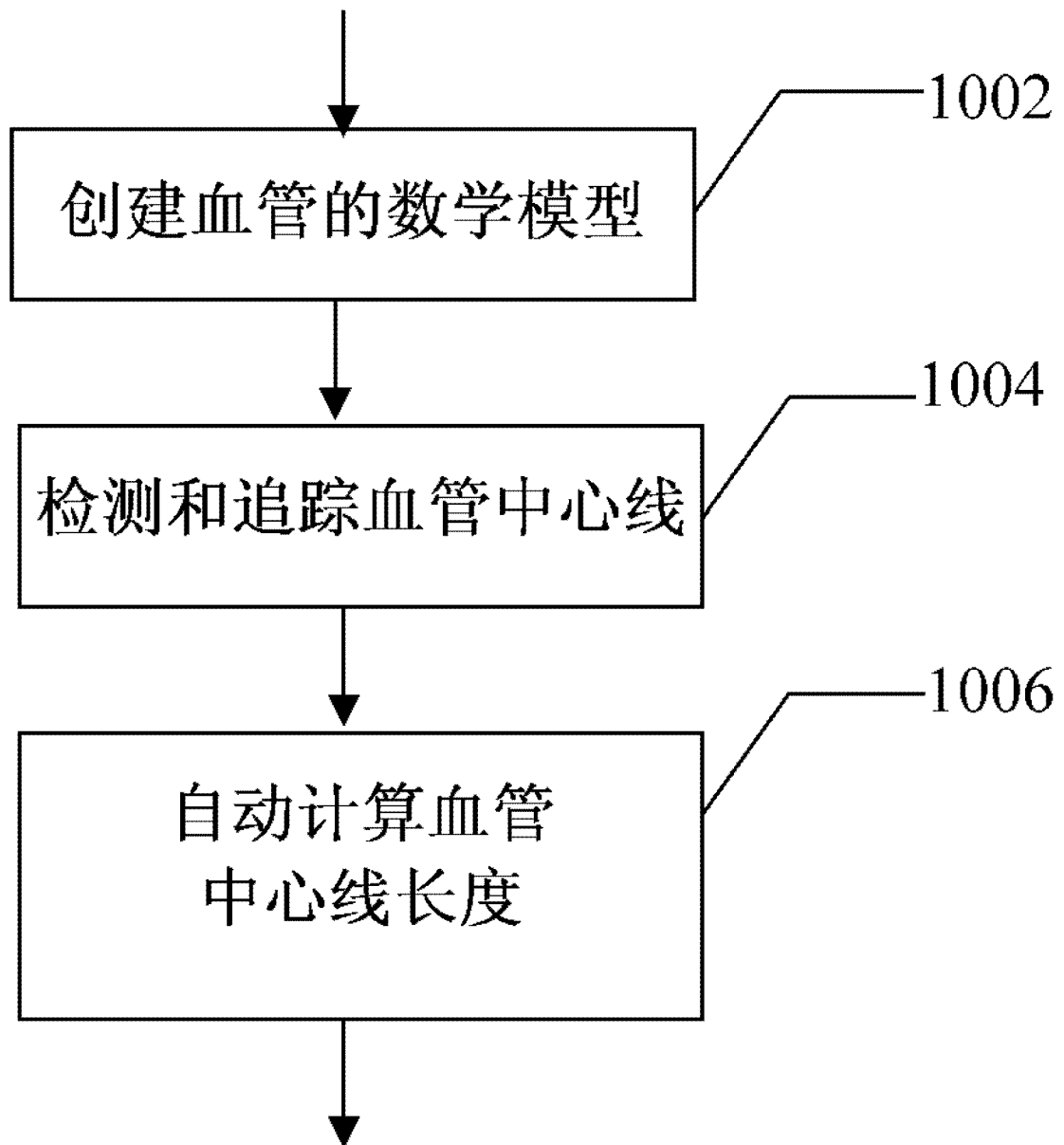


图 11

1006

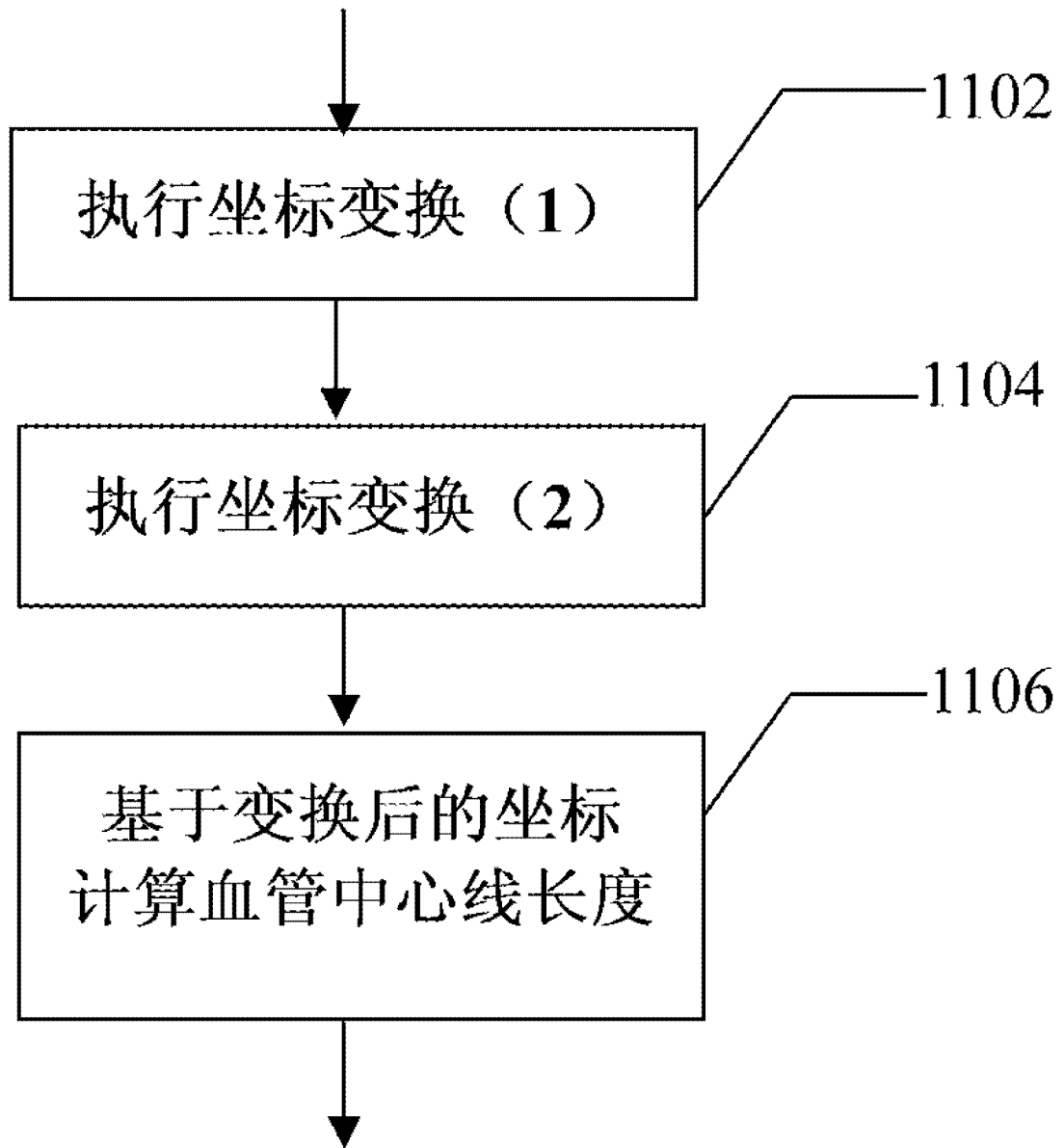


图 12

专利名称(译)	超声成像方法和超声成像设备		
公开(公告)号	CN103505288A	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201210220551.X	申请日	2012-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	刘刚 L G 坦艾克 赵一鸣 夏文婷		
发明人	刘刚 L.G.坦艾克 赵一鸣 夏文婷		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B19/54 G06T2207/10132 G06T7/0083 A61B8/085 A61B8/14 G06T2207/30172 A61M25/0108 G06T2219/012 A61B8/54 A61B8/0841 A61M2025/0166 G06T19/00 A61B8/0883 A61B8/483 G06T2210/41 G06T2207/30101 G06T7/12		
代理人(译)	王忠忠		
其他公开文献	CN103505288B		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声成像方法和超声成像设备。该超声成像设备包括：超声探头，配置成以实时体积超声扫描模式对包括目标部位和目标血管的感兴趣区域执行超声扫描；图像采集单元，配置成采集目标部位和目标血管的三维扫描数据；控制单元，配置成根据采集的三维扫描数据计算目标血管中心线长度；图像处理单元，配置成根据计算的中心线长度从位于目标部位的临界线沿目标血管中心线以预定间隔自动标记距离刻度；以及，显示单元，配置成实时显示目标部位和标记有距离刻度的目标血管中心线。该超声成像设备能够通过标记在血管中心线上的距离刻度来实时引导导管在血管中的实时放置。

