



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103068318 B

(45) 授权公告日 2016.02.03

(21) 申请号 201180040690.8

G06T 7/00(2006.01)

(22) 申请日 2011.08.24

G06T 19/00(2006.01)

(30) 优先权数据

61/377,228 2010.08.26 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.02.22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/053710 2011.08.24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/025889 EN 2012.03.01

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 L·G·扎戈尔谢夫 M·卡迪纳尔

S·H·塞特尔迈尔 K·C·匡

S·莫卢斯 J·威斯 I·萨尔戈

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(56) 对比文件

WO 99/55233 A1, 1999.11.04, 第10页第34、35行、第11页第10、11、21-25、33、34行、第12页第14-16、27、28行、第19页第18-20行、第20页第8-15、26-29行、第23页第21-26行、第24页第8-13行、权利要求1、15、附图1、2.

US 2010/0070249 A1, 2010.03.18, 全文.

WO 00/07501 A1, 2000.02.17, 全文.

US 2010/0166283 A1, 2010.07.01, 全文.

DE 102005002950 A1, 2006.08.10, 全文.

CN 101449985 A, 2009.06.10, 全文.

M. Sermesant 等. Deformable

biomechanical models: Application to 4D cardiac image analysis. 《Medical Image Analysis》. 2003, 第7卷(第4期), 第475-488页.

审查员 黄长斌

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

G06T 7/60(2006.01)

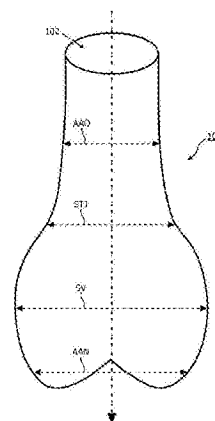
权利要求书1页 说明书5页 附图10页

(54) 发明名称

自动的三维主动脉根测量和建模

(57) 摘要

一种用于规划假体主动脉瓣的手术植入的超声系统产生患者主动脉根区域的三维图像。访问主动脉根的电子模型并将其拟合到三维超声图像中的主动脉根。优选地,主动脉根模型呈现为拟合到超声图像中主动脉根内皮内层的闭合轮廓截面。识别拟合模型的中轴并从医学轴到拟合模型的边界测量半径。连接半径以识别拟合到患者主动脉根解剖结构的表面形成网格模型。拟合的模型的形状和尺度可用于制造用于主动脉瓣置换的定制人工瓣膜。



1. 一种用于规划在主动脉根中利用能植入装置的手术流程的超声系统,包括:
适于扫描包括主动脉根的体区域的超声探头;
耦合到所述超声探头并且适于产生所述主动脉根的三维超声图像的图像生成器;
以电子方式存储在所述超声系统上的能够由用户选择的主动脉根的三维解剖模型;
3D 形状处理器,其对所述主动脉根的三维超声图像和所述解剖模型做出响应,适于调节所述解剖模型的形状以在三维图像中拟合所述主动脉根,所述处理器还产生经调节的解剖模型的测量;
显示器,其对所述图像生成器和所述 3D 形状处理器做出响应,用于产生所述主动脉根的所述三维超声图像;以及
输出部,在所述输出部处提供所述经调节的解剖模型和所述测量中的至少一个的数据。
2. 根据权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述三维解剖模型呈现为闭合轮廓截面。
3. 根据权利要求 2 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于将所述解剖模型的所述闭合轮廓截面拟合到所述三维超声图像的解剖结构的形状。
4. 根据权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于对经拟合的所述解剖模型的闭合轮廓截面进行测量。
5. 根据权利要求 4 所述的超声系统,其中,所述闭合轮廓为圆形或椭圆形或两者,并且所述测量是径向测量。
6. 根据权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于定位经拟合的解剖模型的中轴。
7. 根据权利要求 6 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于从所述解剖模型的中轴到边界进行径向测量。
8. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于产生所述径向测量的分布的度量。
9. 根据权利要求 8 所述的超声系统,其中,所述径向测量的分布的度量为直方图的形式。
10. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述 3D 形状处理器还适于从所述径向测量识别三维表面。
11. 根据权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述三维表面还包括所述三维超声图像的所述主动脉根的网格模型。
12. 根据权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述三维解剖模型存储在与所述超声探头和所述图像生成器分离的工作站上,并且所述 3D 形状处理器位于所述工作站上。
13. 根据权利要求 1 所述的超声系统,其中,利用在所述输出部处提供的所述数据生产假体主动脉瓣置换物。
14. 根据权利要求 2 所述的超声系统,其中,所述三维解剖模型在与主动脉根的解剖学界标对应的位置处沿中轴呈现多个椭圆形截面。
15. 根据权利要求 14 所述的超声系统,其中,将与主动脉根的解剖学界标对应的椭圆形截面拟合到所述主动脉根的所述三维超声图像中的内皮内层。

自动的三维主动脉根测量和建模

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体而言,涉及利用三维超声图像进行主动脉根的三维建模和测量的超声系统。

背景技术

[0002] 于 2010 年 4 月 23 日提交的国际专利申请 No. US2010/32145 (Bianchi 等人)描述了一种自动化超声成像方法,其用于执行解剖结构的虚拟尺寸确定,用以植入假体(prosthetic)心血管装置,诸如心脏瓣膜。通过针对假体装置调用尺寸确定器的缩放电子图像来执行该方法,所述图像是用于评估特定尺寸的解剖植入部位所需的装置尺寸的物理尺寸确定器的图像。用户在用于植入物的解剖部位的对应缩放的三维超声图像中操作这一“虚拟尺寸确定器”。通过在解剖结构的 3D 图像中尝试不同尺寸的虚拟尺寸确定器,用户能够确定用于植入物手术中的适当装置尺寸。

[0003] 使用虚拟尺寸确定器对于在一定的预设尺寸范围中制造且与尺寸确定器一起选择适当大小装置的装置效果很好。然而,一些能植入装置是定制内置到患者的测量的解剖结构中的。对于这样的定制装置,必须首先测量植入物的解剖部位,然后向装置制造商提供这种数据,因此制造商能够将植入装置制造成患者需要的精确尺度。在制造装置之后,将其提供给外科医生进行植入手术,确保提供的装置是患者需要的尺寸。当然希望能够通过最小侵入性技术,最优选地,通过完全不侵入的技术,测量植入部位,使得患者仅须经历一次手术流程,即植入制成的装置的流程。

发明内容

[0004] 根据本发明的原理,一种超声系统,包括对心血管系统的不同方面建模的电子图像数据。所述数据可以是心脏模型库的形式,其对心脏的尺寸和形状及其相关解剖结构进行建模。在本发明的实施方式中,所述库包含由用户选择的主动脉根模型。所述超声系统产生心脏的流出道的三维图像,包括主动脉根及其到升主动脉的连接部。主动脉根模型包括主动脉根的内部维度的形状,在构造的实施例中,其是接近主动脉根的关键解剖位置的闭合轮廓截面。3D 形状处理器然后调节开始主动脉根模型参数以将模型的闭合轮廓形状,诸如圆形和椭圆形,拟合到 3D 超声图像中主动脉根的内部解剖结构。于是针对患者主动脉根的尺度和特性确定所得缩放模型的尺寸和形状。然后可以向主动脉瓣假体的制造商提供缩放的模型及其尺度,然后制造商可以构造患者所需精确尺寸和形状的置换瓣膜。

附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图 1 是用于三维成像的车载超声系统的图示。

[0007] 图 2 是根据本发明的原理构造的图 1 的 3D 超声系统的方框图。

[0008] 图 3a 示出了主动脉根的二维超声图像。

- [0009] 图 3b 示出了主动脉根的三维超声图像。
- [0010] 图 4 示出了主动脉根和升主动脉的一部分的心脏模型。
- [0011] 图 5a 示出了用于将主动脉根的心脏模型拟合到三维超声图像的主动脉根的尺寸和形状的自动化技术。
- [0012] 图 5b 示出了用于定位主动脉根的经调节的模型的中轴的自动化技术。
- [0013] 图 6a 示出了图 4 的主动脉根模型,其中,模型的截面一开始表示为椭圆形。
- [0014] 图 6b 示出了主动脉根模型,其中,截面是各种闭合轮廓形状。
- [0015] 图 7 示出了经调节的主动脉根模型不同截面的尺寸测量的直方图。
- [0016] 图 8 示出了用于形成最终调节的主动脉根内部维度 3D 模型的截面尺寸测量的空间序列。
- [0017] 图 9 示出了根据本发明原理构造的主动脉根网格模型。

具体实施方式

[0018] 首先参考图 1,示出了根据本发明的原理构造的超声系统。所述超声系统包括主机或底座 60,包含用于系统的大部分电子线路。底座 60 安装有轮子,以实现便携性。在底座 60 上安装图像显示器 62。可以将不同的成像探头插入到底座上的三个连接器 64 中。在本发明的实施方式中,将利用二维阵列换能器执行 3D 成像的矩阵阵列探头插入到连接器 60 中并将其用于采集患者的主动脉根的三维(3D)超声图像。也可以使用半侵入式探头,诸如矩阵 TEE 探头。矩阵 TEE 探头的优点是,可以通过心脏紧后方食道的组织对心脏和主动脉根成像而不会受到从胸廓进行透胸廓探头成像遇到的肋骨干扰。在美国专利 6572547(Miller 等人)中描述了矩阵 TEE 探头。底座 60 包括具有键盘和控制器的控制面板,由附图标记 36 总体上表示,声谱仪操作员通过它操作超声系统并输入关于患者的信息或正进行的检查的类型。在控制面板 36 背面是触摸屏显示器 68,在其上针对特定控制功能显示可编程的软键。声谱仪操作员简单地通过触摸显示器上的软键的图像来选择触摸屏显示器 18 上的软键。在触摸屏显示器的底部是一排按钮,其功能根据每个按钮紧上方触摸屏上的软键标签变化。

[0019] 图 2 中示出了本发明的超声系统的主要元件的方框图。通过发射/接收(T/R)开关 12 将超声发射器 10 耦合到探头的换能器阵列 14。换能器阵列 14 是用于执行三维扫描的换能器元件的二维阵列(矩阵阵列)。换能器阵列 14 向被成像体区域中发射超声能量并从区域之内的各结构和器官接收反射的超声能量或回波。发射器 10 包括发射射束形成器,其控制对施加到换能器阵列元件的信号定时的延迟定时,以发射具有期望的引导方向和焦点的射束。通过适当地延迟由发射器 10 向每个换能器元件施加的脉冲,发射器 10 沿着通过身体区域,诸如胸部和心脏的期望的发射扫描线路径发射聚焦的超声波束。换能器阵列 14 通过 T/R 开关 12 耦合到超声接收器 16。从体区域之内的点反射的超声能量在不同时间被换能器元件接收。换能器元件将接收的超声能量转换成接收的电信号,由接收器 16 放大并供应给接收射束形成器 20。来自每个换能器元件的信号被逐一延迟,然后由射束形成器 20 求和,以提供波束成形的信号,即沿给定接收扫描线的点反射的超声能量水平的表示。如现有技术中已知的,可以在接收超声能量期间改变施加到接收信号的延迟以实现接收射束的引导和动态聚焦。针对在整个体区域之内指向的多条扫描线重复该过程,以提供信号,用

于如下所述产生体区域的一个或多个二维和三维图像。因为换能器阵列是二维的,可以在方位角和仰角上引导接收扫描线以形成三维扫描模式。射束形成信号可以进行信号处理,例如滤波、多普勒处理和图像生成器 28 的图像处理和缓存,产生最大体区域的不同体积段或子体积的图像。从图像生成器 28 向显示器系统 30 输出图像数据,从图像数据生成感兴趣区域的三维图像,以在图像显示器 62 上显示。显示系统也可以从三维图像数据构造该区域的一个或多个 2D 图像平面,这是称为多平面重建(MPR)的过程。图像生成器 28 包括扫描转换器,将来自射束形成器 20 的扇形扫描信号转换成常规光栅扫描显示信号。图像生成器 28 还包括体积绘制器,以生成体区域中被成像解剖结构的三维图像。系统控制器 32 响应于来自用户控制器 36 的用户输入和内部存储的数据提供系统的全面控制。系统控制器 32 执行定时和控制功能,典型地包括微处理器和关联的存储器。系统控制器对从控制面板 36 和触摸屏显示器 68,通过系统用户的人工或语音控制接收的信号做出响应。

[0020] ECG 装置 34 包括附接至患者的 ECG 电极。ECG 装置 34 向系统控制器 32 供应 ECG 波形以在心脏检查期间显示。也可以在特定检查中使用 ECG 信号以将成像与患者的心搏周期同步。例如,可以在心脏收缩处于迫使血液进入主动脉中的峰值且主动脉根处在其最大膨胀的大小与形状时,在心缩期结束时,使用 ECG 信号采集主动脉根的图像。

[0021] 在构造的实施例中,发射和接收电路的部分位于称为微射束形成器的集成电路组件中具有二维换能器阵列的探头中。微射束形成器执行探头内部发射和接收信号的至少部分射束成形,减少将探头连接到系统底座 60 的探头电缆中信号线的数量。在典型实施方式中,在系统主机的射束形成器中进行接收射束成形的其余部分,如后续的图像处理和显示那样。在美国专利 5997479 (Savord 等人)和美国专利 6013032 (Savord) 中描述了用于 3D 成像的微射束形成器。

[0022] 图 2 的超声系统包括心脏模型库 52 和自动化 3D 形状处理器 54。库 52 中存储的心脏模型可以包含心脏和心血管系统所选区域的形状和 / 或网格,诸如心脏的心房、心室、心外膜边界和心内膜边界形状。参见美国专利 7010164 (Weese 等人)和 Ecabert 等人的文章“Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images”,发表于 IEEE Trans. On Med. Imaging, vol. 27, No. 9 (2008 的 9 月),第 1189-1201 页。根据本发明,心脏模型库 52 包括如下所述的主动脉根模型。选择主动脉根模型并耦合到 3D 形状处理器 54,处理器 54 还从图像生成器 28 接收主动脉根的 3D 超声图像。3D 形状处理器然后调节主动脉根模型的参数,以拟合主动脉根的解剖结构,如 3D 超声图像中所示。来自 3D 形状处理器的输出可以是患者主动脉根的一个或多个测量值、患者主动脉根的缩放模型或两者,然后在显示系统 30 上显示。心脏模型库 52 和自动化 3D 形状处理器 54 可以包括在用于板上分析的车载超声系统上,或者可以位于分离的工作站中,工作站接收 3D 超声图像并执行测量、分析并显示远程分析设置中的结果。

[0023] 图 3a 示出了主动脉根的二维图像,包括主动脉瓣 42 和升主动脉的连接部分。采集主动脉根适于量化和测量的 2D 图像可能是困难的。要在主动脉根上进行的一组重要测量是主动脉根关键界标的直径。利用图 3a 的 2D 图像表示四个这样的界标位置,包括主动脉瓣所附的主动脉环带(AAN)、瓦尔萨尼窦(SV),即主动脉瓣之后的大直径区域、孔口缩窄到主动脉一般直径的窦管结(SJ)和之后的升主动脉(AAO)。对于人工瓣膜设计而言重要的另一组界标是冠状动脉心门的位置,在 46 处示出了其一。为了在这些界标位置处精确测量主动

脉根的直径,必须让 2D 图像平面精确且连续通过主动脉根的中间(中央)轴。不可能获取这样的 2D 图像,因为中轴可能不在单个平面中,但可以随着主动脉根解剖结构而弯曲。此外,即使可以获得这些直径的精确测量结果,但它们可能仅在通过被测量管腔的单个直径处精确,因为不可能假设这些解剖位置的任一个是圆形的。为瓣膜置换测量主动脉根的 2D 图像可能导致植入尺寸不正确的瓣膜,它可能匹配不好、泄露或两者兼之。

[0024] 根据本发明的一个方面,使用 3D 超声图像测量如图 3b 中的 3D 图像 70 所示的主动脉根。3D 图像 70 不是简单地显示通过主动脉根的“切平面”,而是显示主动脉根、主动脉瓣 72、主动脉 74 和冠状动脉心门 76 的形状的完整图像。还相对于图 3b 的 3D 图像表示图 3a 中所示的主动脉瓣的相同界标。在通过主动脉根的 3D 图像截取截面时,可以充分观察并测量界标点处管腔的真实尺寸和形状。

[0025] 图 4 在沿中轴并根据本发明构造的纵视图中示出了主动脉根模型 100。这幅视图中模型 100 的形状被视为主动脉根内皮内层(lining)的理想化形状。该模型是管腔的内部,因为它是植入物比如适当匹配的体积。在这幅视图中,由图 3a 和 3b 中所示的相同界标区域注释模型,即主动脉环带(AAN)、瓦尔萨尼窦 SV、窦腔结 STJ 和顶端附近的升主动脉(AAo)。这种模型 100 在将模型拟合到 3D 超声图像中患者的主动脉根解剖结构之前呈现为起始形状。在这种 3D 模型的第三维中,截面区域 102 开始作为图 6a 所示的椭圆形,但可以扩展到其他形状和不规则平面轮廓线,如下文更充分论述的那样。

[0026] 已知有各种技术用于将诸如主动脉根模型 100 的轮廓模型拟合到解剖学图像中的边界。参见上述 Weese 等人的专利。还参见于 2010 年 6 月 18 日提交的题为“Establishing A Contour of A Structure Based On Image Information”的国际专利申请 No. IB2010/052756 (Peters 等人)。图 5a 和 5b 中示出了用于将模型 100 拟合到超声图像中主动脉根内皮内层并在经调节和对准的模型中定位中轴的技术。图 5a 示出了通过 3D 超声图像截取的主动脉根内皮内层 110 的截面切片视图,可以通过沿选定平面对 3D 数据集进行 MPR 重建来形成。如上所述,模型 100 的截面可以是圆形、椭圆形、不规则或其他闭合轮廓形状。图 5a 中示出了 MPR 视图层次的模型 100 的椭圆形截面 112。在搜索内皮内层时,通过在与椭圆形表面正交的方向上移动椭圆形来调节椭圆形 112,可以由边界处图像数据中的梯度识别该方向。在图 5a 的范例中,内皮边界在椭圆形的顶部和底部处于椭圆形外部,因此从这些区域中的椭圆形 112 向外搜索梯度将向外移动椭圆形的这些区域以匹配内皮边界 110。在左侧和右侧,看出椭圆形在内皮边界 112 外部,因此在这些区域中从椭圆形 112 的开始位置向内搜索将在从椭圆形开始位置向内的位置定位图像数据中的边界梯度。图 5a 中的小箭头表示对梯度的搜索将从模型的初始椭圆形开始找到主动脉根壁的正交方向。

[0027] 利用在与 3D 图像数据中看到的主动脉根形状对准的模型的不同层次的椭圆形或其他闭合轮廓形状,可以定位调节的模型的中轴,如图 5b 中所示。这幅图示出了找到调节模型中心轴的多边形拟合方法。这是一个数学过程,其中将圆形或多边形定位在主动脉根形状 110 内部,或者优选地定位在模型的共对准截面中。图 5b 的范例中每个圆形都与内皮内层或调节的模型相切,其直径是使圆形 / 多边形完全保持在管腔之内的最大值。多个这样的圆形 / 多边形位于解剖结构 110 或调节的模型 112' 的内部边界附近。在这幅图中,圆形的尺寸与用于清楚例示的尺寸不同(更小)。通过这种方式定位于管腔中的每个圆形 / 多

边形具有其自己由“+”符号表示的中心。在对“+”符号的位置求平均时,它们产生如图中小实心圆形表示的标称中心。将小实心圆形所示的标称中心位置作为这个截面的平面中中轴的位置,针对通过主动脉根或模型 100 的多个不同截面层次确定的这种标称中心的序列将表示通过调节模型的中轴路径。

[0028] 图 6a 针对沿模型的中轴 130 定位的图 4 中所示的四个界标层次,示出了主动脉根模型 100 的四个椭圆形截面 122、124、126 和 128。如前所述,其他闭合轮廓形状,甚至不规则形状能够充当主动脉根模型的截面区域形状。例如,模型 100' 图 6b 使用小椭圆形 122' 和长径更长的更大椭圆形 124' 作为分别用于 AAN 和 SV 的截面形状。在 STJ 和 AAO,将界标圆形 126' 和 128' 用作截面形状。也可以使用其他闭合轮廓。在具有图 6a 所示椭圆形截面的模型中,每个椭圆形都具有作为从中轴向外的径向(radial)方向的函数的特定半径值,如每个椭圆形上的箭头所示。在调节椭圆形以拟合主动脉根的解剖结构之后,每个半径表示在其径向方向上到主动脉根的距离。可以测量、统计这些半径,并在直方图 140 中显示结果,如图 7 所示。直方图 140 被分成四个容器,每个针对不同椭圆形的半径。第一容器 142 是椭圆形 128 的半径,等等。对于在与解剖结构对准之前完美的椭圆形模型 100,容器中半径数目的分布将产生如图 7 所示的直方图。直方图每段的峰值都示出了椭圆形的最大半径,这与其最长直径一致。可以看出直方图 140 的每个相继峰都在与该层次椭圆形尺寸对应的层次。在已经调节每个椭圆形以与主动脉根的解剖边界对准之后,可以从模型 100 产生相同的直方图。然后,直方图 140 将显示出在主动脉根四个界标位置处半径的峰值和分布,并且是能够用于生产假体术主动脉瓣的数据,假体主动脉瓣的尺寸针对特定患者加以定制。

[0029] 可以在图 4 所示四个界标层次之外重复这一过程。可以针对在沿中轴密集分布层次的其他闭合轮廓截面重复 3D 超声图像中所示的模型 100 到解剖结构的拟合,沿中轴产生密集分布的经调节的闭合轮廓的测量。在图 8 中,每条线代表针对四个界标层次 122'、124'、126' 和 128' 的调节闭合轮廓的径向测量,在这幅图中被示为个体线条,沿着中轴在中间层次上从其他调节的闭合轮廓与数值交替。尽管图 8 示出了在主动脉根十七个层次的调节形状,但可以针对数百密集分布的层次重复该过程。在连接处于其相应径向方向的径向箭头尖端时,它们界定主动脉根内部边界的表面,从而形成图 9 所示主动脉根内壁的三维网格模型 160,图 9 还示出了主动脉瓣小叶。可以在超声系统的输出部 56 以打印输出或电子数据文件的形式提供这种三维网格模型及其测量,包括标记冠状动脉心门位置的标签,供假体主动脉瓣的制造商制造针对特定患者精确确定尺寸的定制设计的瓣膜置换物。

[0030] 由于矩阵阵列探头能够在心脏周期跨度上产生 3D 图像的帧频下产生主动脉根区域的 3D 图像,所以可以用心脏周期很多不同阶段的 3D 图像进行模型拟合。可以重复以上流程以在心脏周期的每个被成像阶段将主动脉根模型拟合到 3D 超声图像,由此产生模型图像的序列,模型图像对心脏运动每个阶段的管腔大小与形状和冠状动脉心门位置建模。可以向人工瓣膜设计者提供被拟合模型的这个序列以确保人工瓣膜在心脏运动的整个周期上正确拟合且工作。可以在 3D 运动视差图示中按照阶段序列重放 3D 模型图像,使得设计者能够观察和评估心脏周期期间管腔和心门的运动和变化形状,并用于确保制造精确拟合的人工瓣膜。

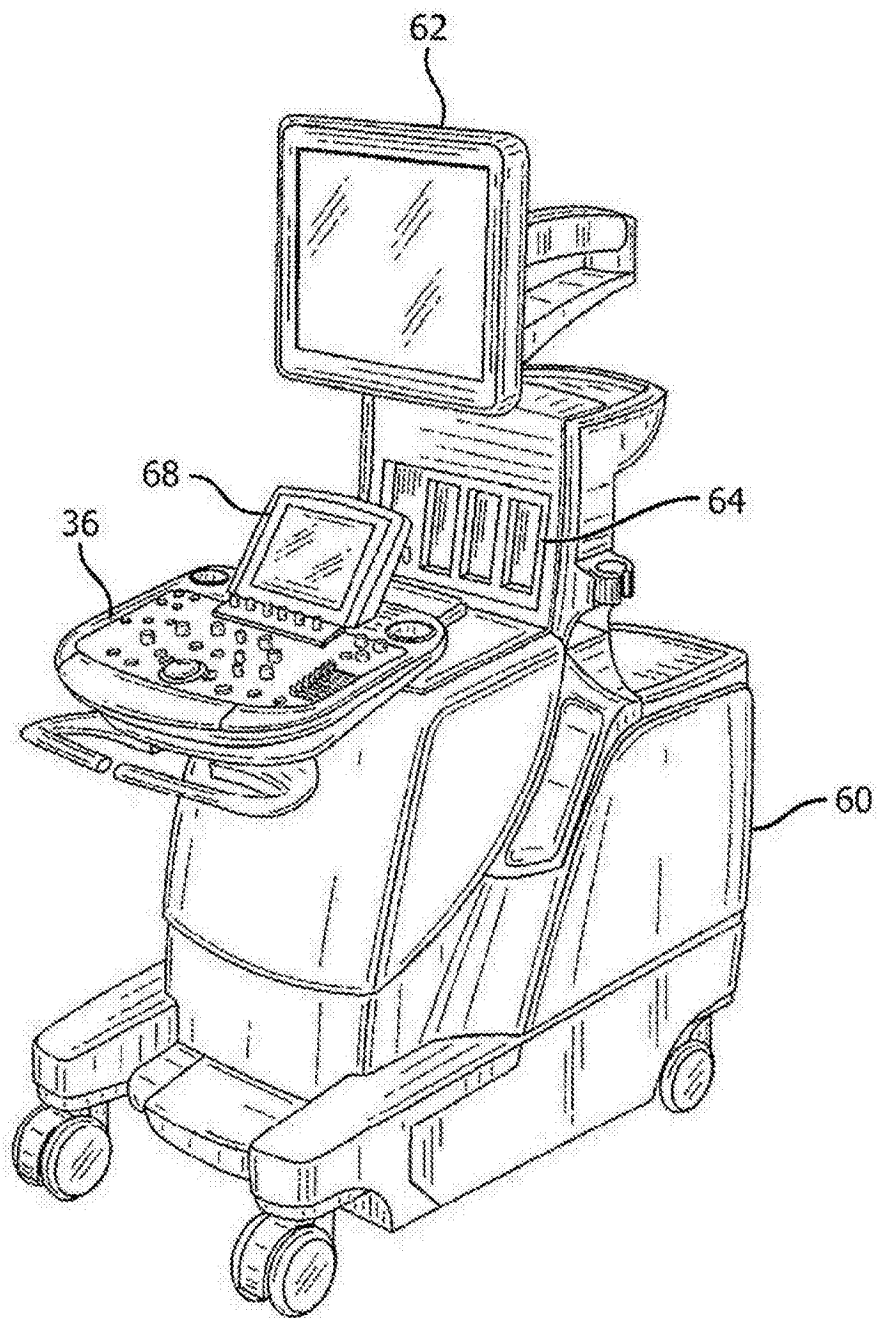


图 1

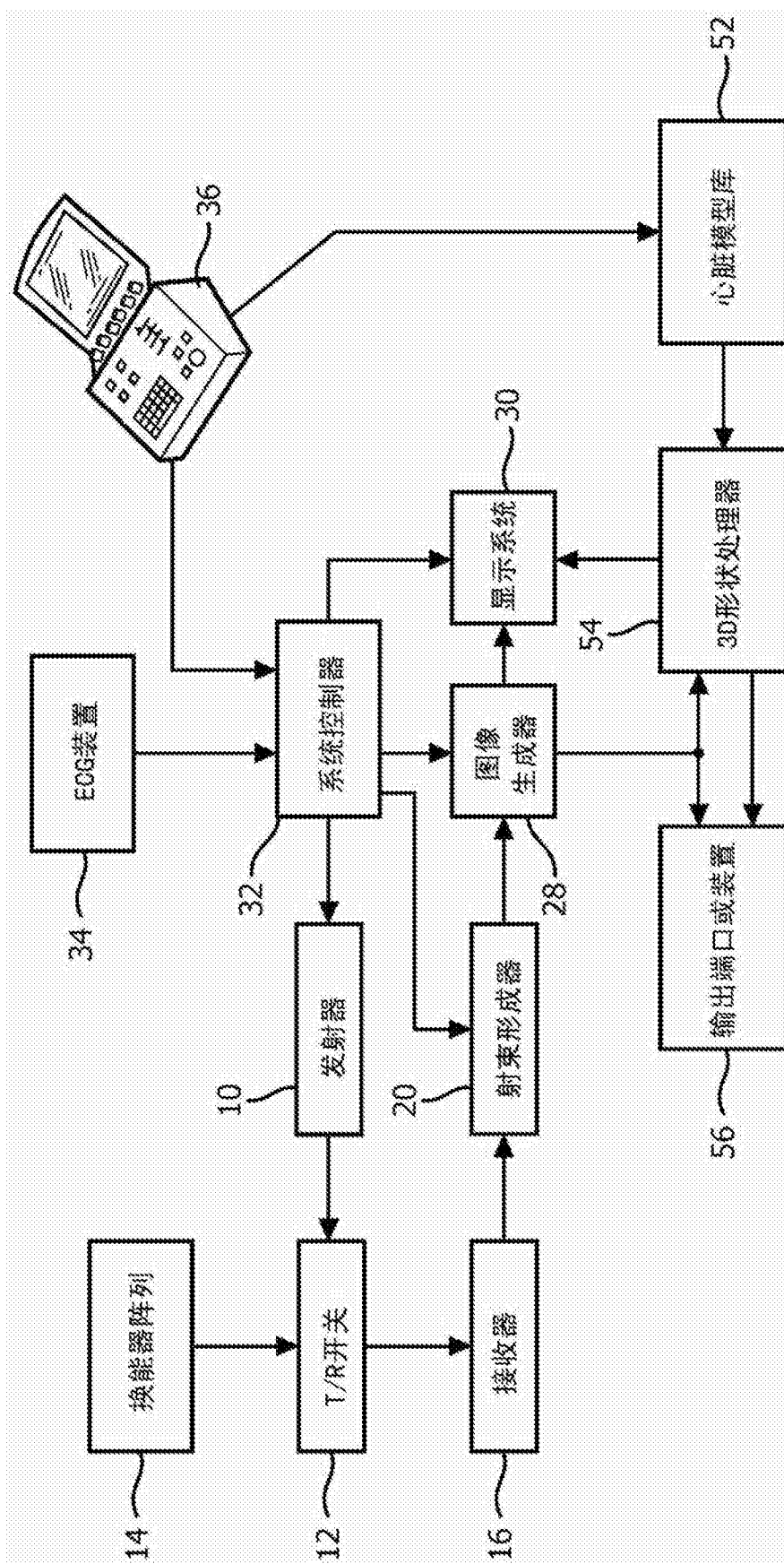


图 2

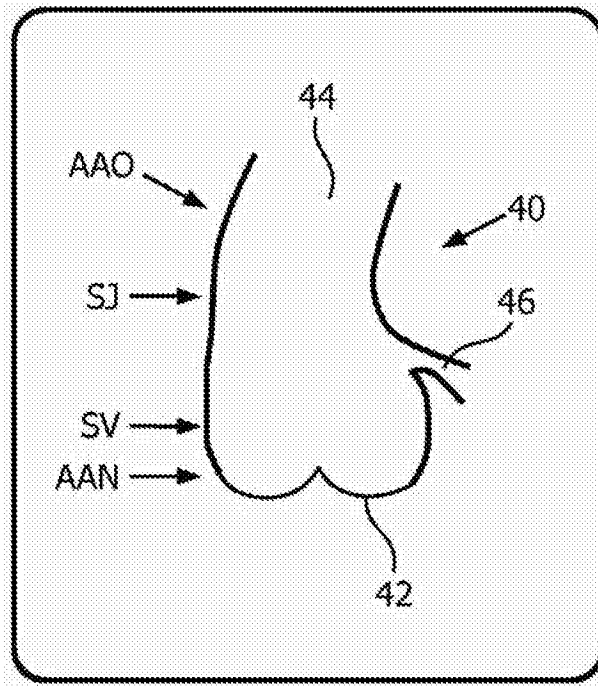


图 3a

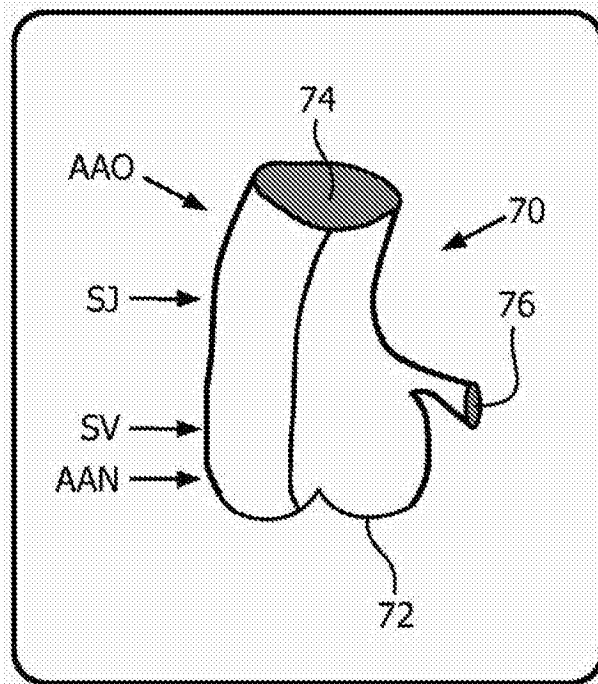


图 3b

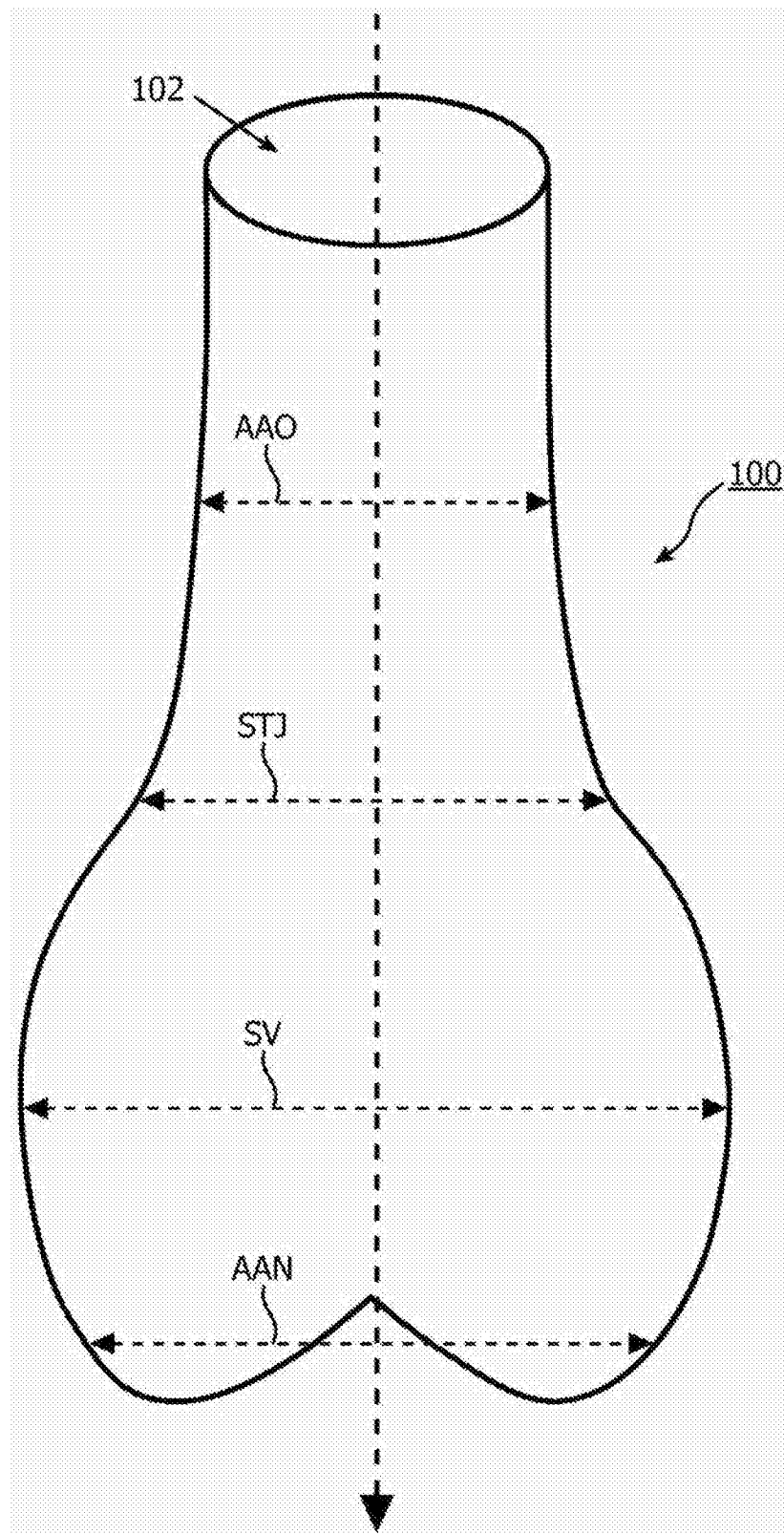


图 4

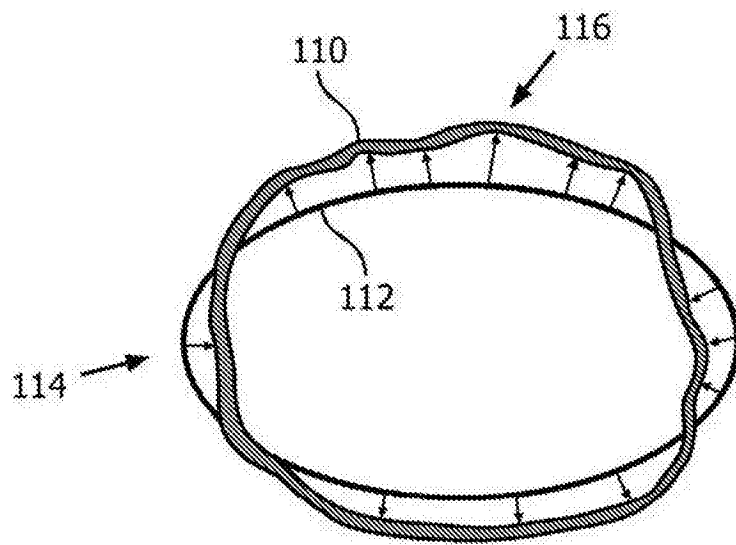


图 5a

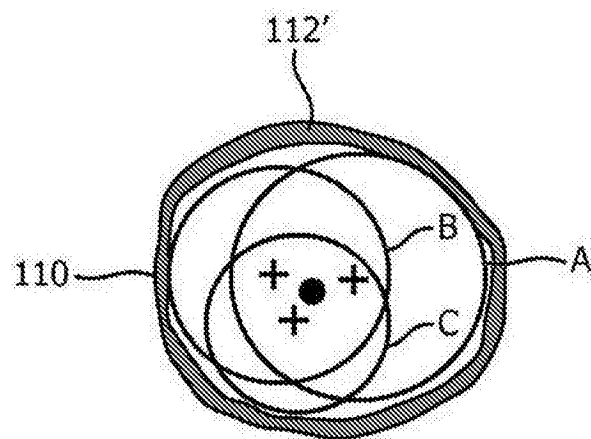


图 5b

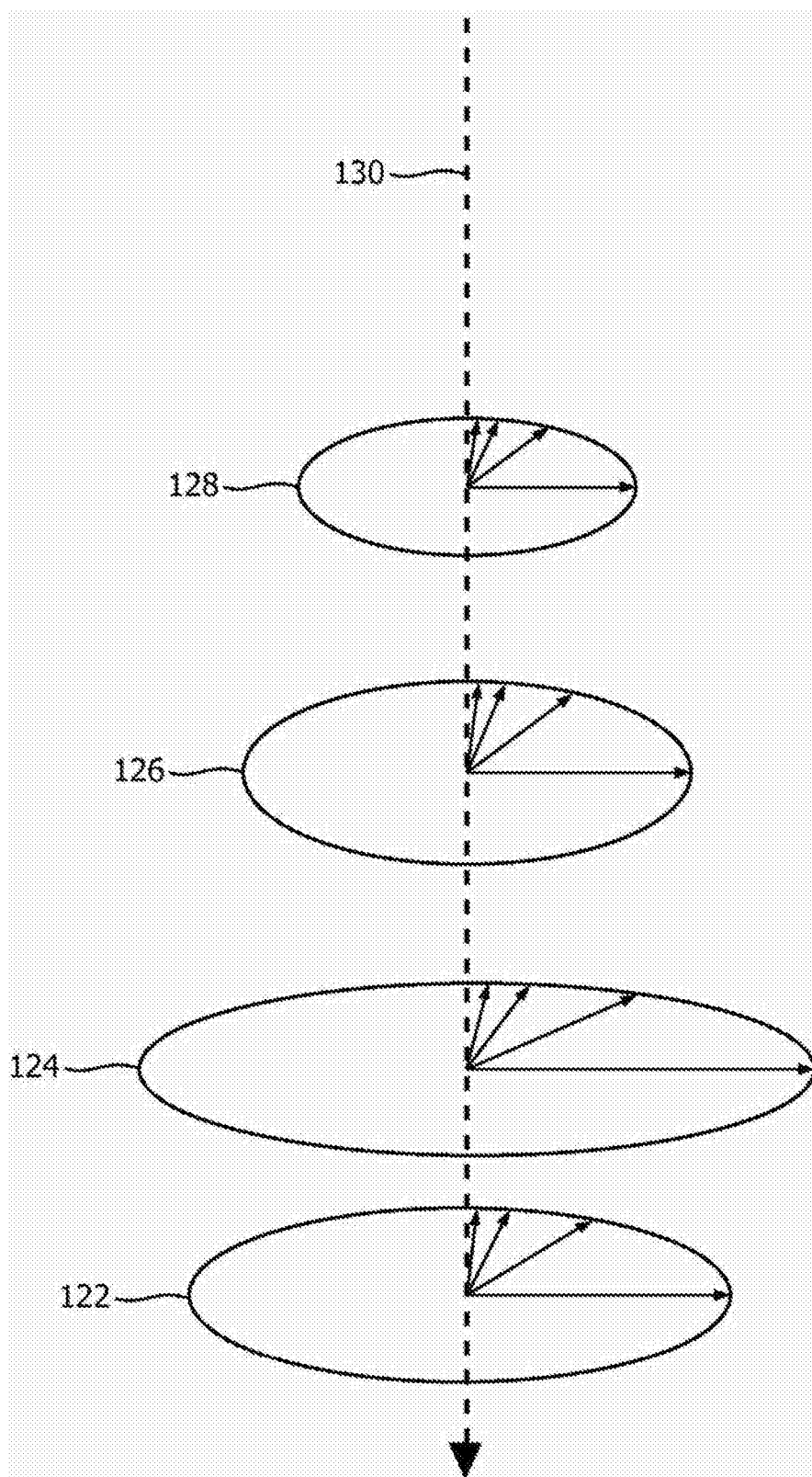


图 6a

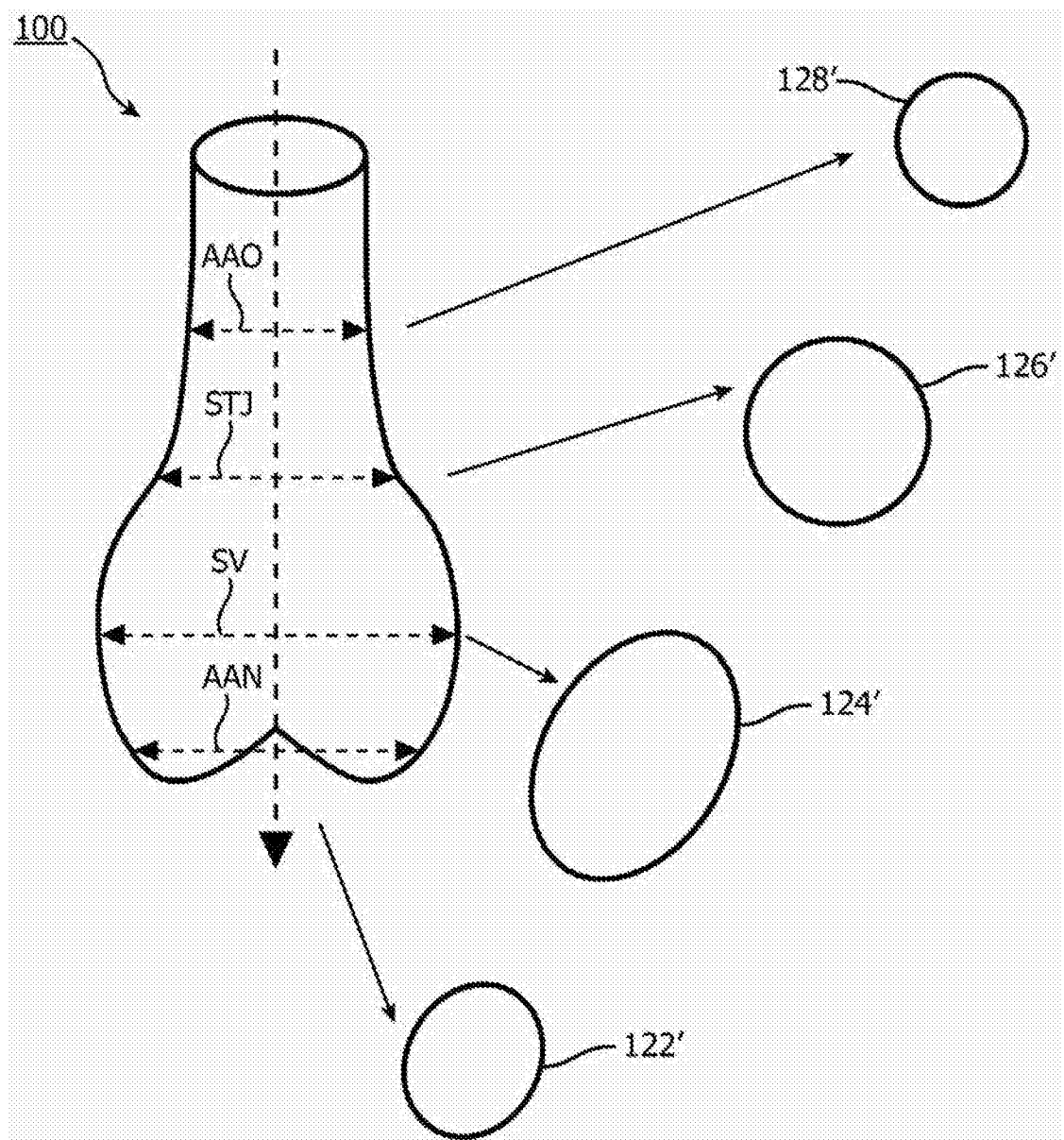


图 6b

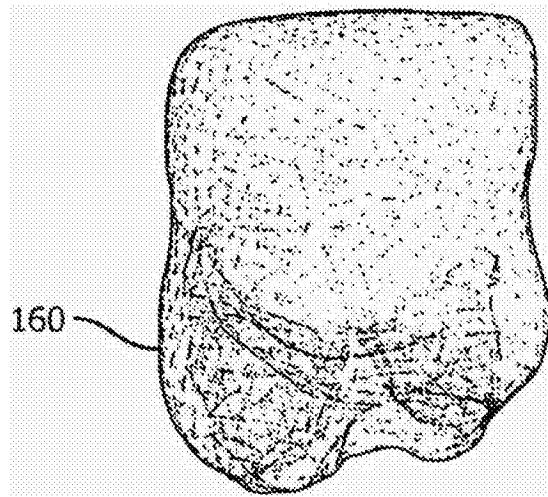


图 9

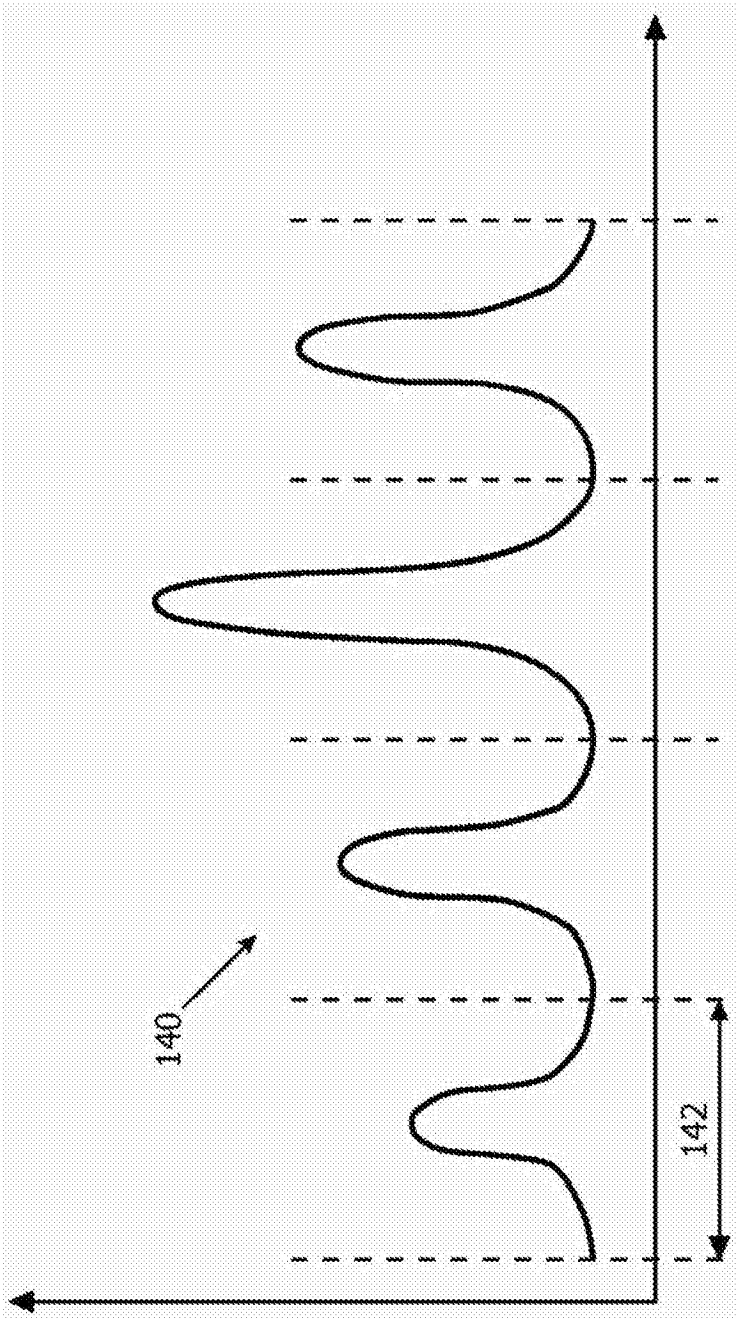


图 7

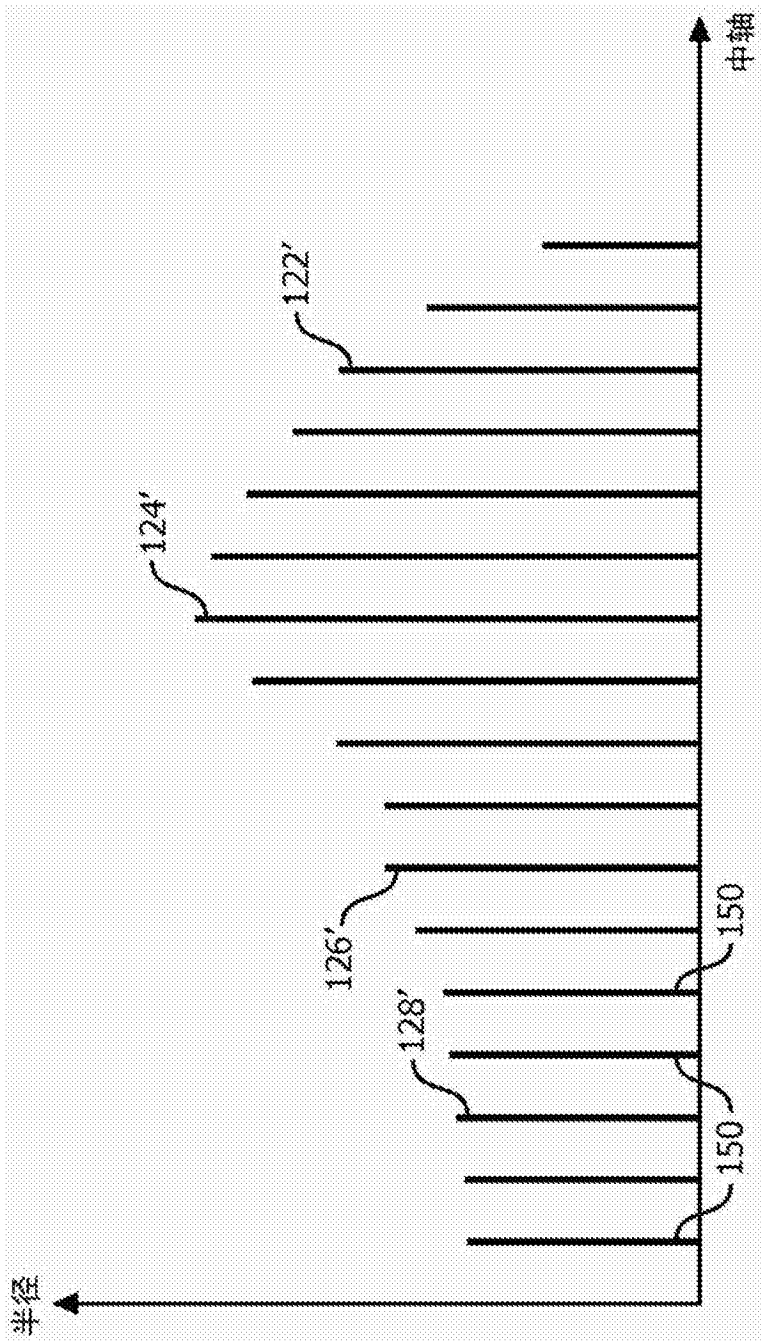


图 8

专利名称(译)	自动的三维主动脉根测量和建模		
公开(公告)号	CN103068318B	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	CN201180040690.8	申请日	2011-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	LG扎戈尔谢夫 M卡迪纳尔 SH塞特尔迈尔 KC匡 S莫卢斯 J威斯 I萨尔戈		
发明人	L·G·扎戈尔谢夫 M·卡迪纳尔 S·H·塞特尔迈尔 K·C·匡 S·莫卢斯 J·威斯 I·萨尔戈		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/107 G06T7/60 G06T7/00 G06T19/00		
CPC分类号	A61B5/1075 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/543 A61B34/10 A61B2034/105 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/62 G06T7/66 G06T2207/10136 G06T2207/30101 G06T2207/30172 G16H50/30 A61B8/145 A61B8/466 A61B8/5207		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	61/377228 2010-08-26 US		
其他公开文献	CN103068318A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于规划假体主动脉瓣的手术植入的超声系统产生患者主动脉根区域的三维图像。访问主动脉根的电子模型并将其拟合到三维超声图像中的主动脉根。优选地，主动脉根模型呈现为拟合到超声图像中主动脉根内皮内层的闭合轮廓截面。识别拟合模型的中轴并从医学轴到拟合模型的边界测量半径。连接半径以识别拟合到患者主动脉根解剖结构的表面形成网格模型。拟合的模型的形状和尺度可用于制造用于主动脉瓣置换的定制人工瓣膜。

