

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710101288.1

[43] 公开日 2007 年 10 月 24 日

[11] 公开号 CN 101057787A

[22] 申请日 2007.4.20

[21] 申请号 200710101288.1

[30] 优先权

[32] 2006.4.20 [33] US [31] 60/793908

[32] 2006.5.15 [33] US [31] 11/434432

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 H·德兴格 P·费尔肯萨默

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王岳 王小衡

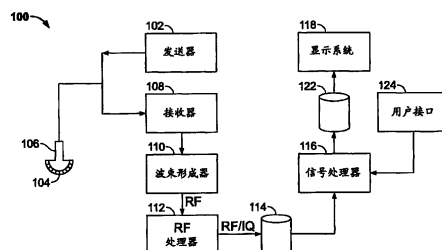
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 7 页

[54] 发明名称

基于患者特定信息自动获得超声象平面的系统和方法

[57] 摘要

提供了一种用于自动显示来自兴趣区域的多个平面(304-306)的超声诊断系统(100)。该系统(100)包括传感器(106)，用于获取与其中具有目标对象的兴趣区域相关的超声数据。该系统(100)还包括用户接口(124)，用于在兴趣区域中指定参考平面(302)。处理器模块(116)接收表示该目标对象的形状和尺寸至少之一的患者特定信息(506)，并且将该参考平面(302)和超声数据映射到一3D参考坐标系统中。该处理器模块(116)基于该参考平面和患者特定信息(506)自动计算该3D参考坐标系统中的至少一个兴趣平面(304-306)。



1、一种用于自动显示来自兴趣区域的多个平面(304-306)的诊断超声系统(100),该系统包括:

传感器(106),用于获取与包括目标对象的兴趣区域相关的超声数据;

用户接口(124),用于在兴趣区域中指定参考平面(302);

处理器模块116,接收表示该目标对象的形状和尺寸至少之一的患者特定信息(506),该处理器模块(116)将该参考平面(302)和超声数据映射到一3D参考坐标系统中,该处理器模块(116)基于该参考平面(302)和患者特定信息(506)自动计算该3D参考坐标系统中的至少一个兴趣平面(304-306)。

2. 如权利要求1所述的系统,其中所述患者特定信息(506)构成几何参数,该几何参数包括器官类型的标识、直径、周长、长度和器官维度中的至少一个。

3. 如权利要求1所述的系统,其中该处理器模块(116)计算从参考平面(302)的平移距离(310)和旋转距离(312),以在该3D参考坐标系统中确定兴趣平面(304-306)的位置和方向,其中该平移和旋转距离(310,312)基于患者的年龄。

4. 如权利要求1所述的系统,其中所述患者特定信息(506)构成非几何参数,其包括年龄、体重和性别中的至少一项。

5. 如权利要求1所述的系统,还包括存储器(114),其存储与兴趣区域相关的超声数据的3D数据集,代表兴趣区域中用户定义的平面的参考平面(302),其中在计算该兴趣平面之前获取该3D数据集。

6. 如权利要求1所述的系统,还包括存储和重复更新与兴趣区域相关的超声数据的3D数据集、代表兴趣区域中用户定义的平面的参考平面(302)的存储器(114),其中在计算参考平面之前和之后连续更新该3D数据集。

7. 如权利要求1所述的系统,还包括存储表格(图2)的存储器(114),该表格包括与对应的兴趣平面(204)相联系的预定的平移和旋转值(206,208)的集合,每个平移和旋转值(206,208)的集合与患者特定信息(506)相关联。

8. 如权利要求1所述的系统,其中所述患者特定信息(506)包括胎儿的年龄,并且处理器模块(116)基于对多个其它患者的先前的胎儿研究,计算在兴趣平面(304-306)和参考平面(302)之间的关系。

基于患者特定信息自动获得超声象平面的系统和方法

相关申请

本申请涉及2006年4月20日申请的临时专利申请No. 60/793,908和US非临时专利申请No. 11/434,432,并且要求它们的优先权,因此这两个申请的全部主题在此明确地完整引用。

技术领域

本发明一般性涉及用于自动获得兴趣区域(column of interest)的超声象平面的系统和方法,并且特别涉及基于患者特定信息的自动象平面计算。

背景技术

超声系统在多种应用中使用,并且由具有不同的技术水平的许多个人来使用。在很多检查中,超声系统的操作者根据预定的协议来研究所选的超声图像组合。为了获得期望的超声图像组合,操作者通过一系列操作来逐步确定和捕获一个或多个期望的象平面。已经提出的至少一种超声系统通常涉及自动多平面(multiplanar)成像,其试图标准化对所述期望的象平面的获取和显示。依照该最近提出的超声系统,以标准方式获取测定体积

(volumetric)图像并且确定参考平面。基于该参考平面,从所获取区域的超声信息自动获得多个象平面,而不需要用户的具体干涉来选择该多个象平面中的每一个。

但是,传统的超声系统具有某些局限。传统超声系统的自动多平面成像过程独立于并且不考虑目标对象的特性来进行,所述目标对象的特性表现目标对象的唯一、尺寸和形状。因此,当确定了参考平面,如果目标对象的尺寸和形状与标准不同,自动计算的该多个平面可能不能正确地定位在目标对象中或相对目标对象定位。

需要能够提供自动多平面成像同时仍然适用于多种类型、形状和尺寸的对象的方法的系统。

发明内容

依照本发明的实施例,提供了一种用于自动显示来自兴趣区域的多个平面的诊断超声系统。该系统包括用于获取与其中包含目标对象的兴趣区域相关的超声数据的传感器。该系统还包括用于指定兴趣区域中的参考平面的用

户接口。处理器模块接收表示目标对象的形状和尺寸至少之一的患者特定信息，并且将所述参考平面和超声数据映射到 3D 参考坐标系统中。该处理器基于参考平面和用户特定信息自动计算该 3D 参考坐标系统中的至少一个兴趣平面。

例如，兴趣区域可以包括胎儿的器官（例如心肌层、头、臂、肝、器官等等）。所述患者特定信息可以包括几何参数（例如，直径、周长、器官类型标识符等）。可替代的，或附加的，患者特定信息可以包括非几何参数（例如年龄、体重、性别等）。可选的，处理器模块可以计算从参考平面的平移距离和旋转距离，以在 3D 参考坐标系统中确定兴趣平面的位置和方向，其中该平移和旋转距离基于患者的年龄。

附图说明

图 1 示出了根据本发明的一个实施例形成的诊断超声系统的框图。

图 2 示出了根据本发明的一个实施例存储患者特定信息和将产生的自动象平面之间的关系表格。

图 3 显示了根据本发明的一个实施例可以从参考平面自动计算的象平面的图形表示。

图 4 显示了根据本发明的一个实施例可以从参考平面自动计算的象平面的其它图形表示。

图 5 示出了根据本发明的一个实施例用于从预先获取的 3-D 数据集中获得超声象平面的处理序列。

图 6 示出了根据本发明的一个实施例用于获得所选的 2-D 超声象平面的处理序列。

图 7 示出了根据本发明的一个实施例用于基于测量的解剖结构获得超声象平面的处理序列。

图 8 示出了根据本发明的一个实施例用于获得超声象平面的实时连续更新 3-D 数据集的处理序列。

具体实施方式

图 1 示出了根据本发明的一个实施例形成的超声系统 100 的框图。超声系统 100 包括发送器 102，其驱动传感器 106 中的元件阵列 104 将脉动超声信号发送到身体内。可以使用多种几何结构。超声信号被从身体内的结构，比如血细胞或肌肉组织反向散射，以便产生返回到元件 104 的回声。该回声由接收器 108 接收。所接收的回声通过波束生成器 110，其执行波束生成和

输出 RF 信号。该 RF 信号随后通过 RF 处理器 112。可选的，RF 处理器 112 可以包括复合解调器（未示出），该解调器解调 RF 信号以形成表示回声信号的 IQ 数据对。RF 或 IQ 信号数据可以随后被直接路由到 RF/IQ 缓冲器 114 进行临时存储。

超声系统 100 还包括信号处理器 116 以处理所获取的超声信息（即 RF 信号数据或 IQ 数据对）并且准备超声信息帧以便在显示系统 118 上显示。该信号处理器 116 适用于依照多个可选的超声模态（modality）对所获取的超声信息执行一个或多个处理操作。当接收回声信号的时候，在扫描会话期间可以对所获取的超声信息进行实时处理。附加的或可替代的，该超声信息可以在扫描会话期间临时存储在 RF/IQ 缓冲器 114 中，并且以实况操作或离线操作非实时的处理。包括图像缓冲器 122 来存储不是计划立即显示的已处理过的所获取超声信息。图像缓冲器 122 可以包括任何已知的数据存储介质。

信号处理器 116 连接到控制信号处理器 116 的操作的用户接口 124，下面将对此详述。显示系统 118 包括一个或多个监视器，其将包括诊断超声图像的患者信息呈现给用户以供诊断和分析。

系统 100 通过各种技术（例如，3D 扫描，实时 3D 成像，区域扫描，利用具有定位感测器的传感器进行 2D 扫描，使用 Voxel 关联技术的徒手扫描，2D 或 3D 阵列传感器等）获得测定体积的数据集。传感器 106 在扫描兴趣区（ROI）时诸如沿着线性或弓形路径移动。在每个线性或弓形位置，传感器 106 获得扫描平面，该扫描平面被存储在存储器 114 中。

图 2 示出了表格 200，其存储在患者特定信息 202 和预定的自动兴趣象平面 204 之间的关系。在表格 200 中，每个兴趣平面 204 被分别与一系列平移和旋转坐标 206 和 208 关联。在图 2 的例子中，该三维参考坐标系统在笛卡尔（Cartesian）坐标系中（例如 XYZ）。因而，平移坐标 206 表示沿着 X、Y 和 Z 轴的平移距离。旋转坐标 208 表示围绕 X、Y 和 Z 轴的旋转距离。该平移和旋转坐标 206 和 208 从参考平面扩展。

图 3 显示了根据本发明的一个实施例可以从参考平面自动计算的象平面的图形表示。图 3 示出了三维参考坐标系统 300，其中参考平面 302 已经指定。该参考平面 302 可以按照单个二维图像获取（例如 B 模式图像或其它）。可选的，参考平面 302 也可以作为对兴趣区域的三维扫描的一部分获取。例如，参考平面可以构成胎儿心脏的四腔图，右心室流出量，左心室流出量，

导管弓 (ductal arch), 主动脉弓, 静脉连接和三血管图。将参考平面 302 调整和重新定向, 直到参考平面 302 包含参考解剖体 324。一旦获取到参考平面 302, 将其映射到 3D 参考坐标系 300 中。在图 3 的例子中, 参考平面 302 被设置在沿着 X, Y 和 Z 轴在距离该 3D 参考坐标系 300 的原点的距离为 313-316 的位置。

在获取参考平面 302 和胎儿年龄之后, 处理器模块 116 基于患者特定信息, 诸如胎儿的年龄, 自动计算附加的兴趣象平面。患者特定信息可以构成几何参数和非几何参数或其组合。该患者特定信息可以提供关于目标器官的一维、二维或三维信息。几何参数的例子是, 器官的类型标识、直径、周长、长度、器官维度等。器官的类型可以是心脏、头部、肝脏、手臂、腿或其它器官。非几何参数的例子可以是年龄、体重、性别等。例如, 当检查怀孕 15 周 (Wk) 的胎儿的时候, 可以相对于在由图像 325 标注的位置的参考解剖体 324 来定位胎儿器官或者兴趣范围。一旦该处理器模块 116 接收到胎儿年龄, 处理器模块访问表格 200 来获得平移坐标 X1, Y1 和 Z1, 和旋转坐标 A1, B1 和 C1。根据该平移和旋转坐标来确定象平面 304 的位置和方向。

或者, 当胎儿在 17 周的时候, 可以相对于在由图像 326 和 327 标注的位置的参考解剖体 324, 定位胎儿器官或兴趣范围。在获取参考平面 302 和胎儿年龄之后, 处理器模块 116 自动计算象平面 305 和 306 的位置和方向。感兴趣的象平面 305-306 被定位在该 3D 参考坐标系 300 中, 但是从参考平面 302 的位置平移和旋转预定的距离。

因而, 基于胎儿年龄来相对于参考平面 302 限定每个象平面 304-306 的位置。例如, 象平面 306 在 Z 方向上从参考平面 302 平移距离 310, 而象平面 304 围绕 Z 轴旋转预定弧的角度 312。象平面 305 从参考平面 302 关于多个轴平移和旋转。

图 4 显示了根据本发明的一个实施例可以从参考平面自动计算的象平面的另一个图形表示。在图 4 中, 示出了笛卡尔坐标的三维参考坐标系 400。可选地, 该坐标参考系统可以定义为极坐标。可选的, 参考平面 402 可以映射到该参考坐标系 400 的原点 411。在图 4 的例子中, 当胎儿 20 周的时候, 基于参考平面 402 自动计算象平面 404 和 405, 而在胎儿 22 周大的时候, 基于参考平面 402 自动计算象平面 406-407。象平面 406-407 沿着 Z 轴与参考平面 402 进一步间隔开, 以说明兴趣器官增长的长度。

图 5 示出了根据本发明的一个实施例从预先获取的 3D 数据集获得超声

象平面的处理序列。在 502 开始，为兴趣区域获取超声数据的 3D 数据集。在 504，用户从该兴趣区域选择一参考平面。一旦用户选择了参考平面，可以将该参考平面映射到三维参考坐标系之中。在 506，输入代表兴趣区域之中的兴趣器官的形状和/或尺寸的患者特定信息。例如，患者特定信息可以由用户手动输入（例如，输入胎儿的年龄）。或者，患者特定信息可以根据该参考平面中的其它解剖特性或结构来自动计算。作为另一种选择，患者特定信息可以通过访问该接受检查的患者的先前保存的医疗记录来获取和更新。例如，胎儿的年龄可以通过基于患者的社会保险号或其它唯一的 ID 来访问先前输入的患者的医疗记录来自动计算，并且根据怀孕来更新。

在 508，在所述三维参考坐标系内计算一个或多个兴趣象平面。在 510，从所述 3D 数据集获得与自动计算的象平面相关的超声图像，并且作为超声图像以期望的格式呈现给用户。

图 6 示出了根据本发明的一个实施例获得选择的 2D 超声象平面的处理序列。在 602，输入代表兴趣区域中的兴趣器官的形状或尺寸的患者特定信息。在 604，从兴趣区域中获取二维超声切片或扫描。在 604，系统不需要执行完整的三维测定体积的扫描。而是，在 604，可以获取单个切片或平面扫描。在 606，给用户提供了调整探针的方向和位置的能力，以便获取通过兴趣区域的期望的参考平面。在 608，在 3D 参考坐标系中，基于该选择的参考平面和患者特定信息，计算一个或多个象平面。在 610，从兴趣区域中获取一个或多个选择的二维象平面。所获取的选择的 2D 象平面对应于在 608 计算的兴趣象平面。可选地，不需要扫描整个的兴趣区域，系统只需要获取选择的感兴趣的 2D 象平面的超声信息。在 612，显示该兴趣象平面的超声图像。

可选地，在图 6 的任何实施例中，与选择的象平面相关的超声图像可以相对于胎儿的心率足够高的帧速率实时更新，以便提供有意义的运动信息。

图 7 示出了根据本发明的一个实施例，基于所测量的解剖结构获得超声象平面的处理序列。在 702 开始，系统获取兴趣区域的 3D 数据集或一个或多个通过兴趣区域的二维切片。在 704，用户调整扫描的方向以获得通过兴趣区域的选择的参考平面。在 706，获得在参考平面和兴趣区域之一或两者中的解剖结构的测量结果。例如，该解剖结构可以代表胎儿中的选择的骨头。通过测量该选择的骨头的长度，可以自动确定胎儿的年龄。

在 708，估计表示所述区域的形状或尺寸的患者特定信息。在 710，从

该 3D 参考坐标系统计算兴趣象平面，并且在 712 获取一 3D 数据集（除非已经完成）。在 714，显示对应于所述兴趣象平面的一个或多个超声图像。

图 8 示出了根据本发明的一个实施例在实时连续更新的 3D 数据集中获得超声象平面的处理序列。在 802，估计或输入患者特定信息。该患者特定信息表示所述区域的形状或尺寸。在 804，在所述 3D 参考坐标系统中计算兴趣象平面。在图 8 的例子中，在 804 还没有计算参考平面。相反，在 804，相对于预定的 3D 参考坐标系统的原点计算所述象平面。基于该参考坐标系统和随后获取的测定体积的数据集将被以已知方式映射，并且相对于该 3D 参考坐标系统的原点映射的假设，将该象平面投影到该预定的 3D 坐标系统中。

在 806，定位探针，以便获得通过所述兴趣区域的选择的参考平面。在 808，获取测定体积的超声数据的 3D 数据集。将该测定体积的数据集映射到 3D 参考坐标系统中，以使得该参考平面相对于该 3D 参考坐标系统的原点位于已知的位置和方向。在 810，为在 804 计算的象平面获得超声图像。在 812，显示该超声图像。

应理解上述的方法和系统可以结合多种患者的类型、诊断、器官等来应用。例如，器官可以是心脏、头部、肝脏、手臂、腿等。

尽管已经关于各种特定实施例描述了本发明，本领域技术人员将认识到可以利用在权利要求的精神和范围之内的修改来实施本发明。

部件列表

100	超声系统
102	发送器
104	元件
106	传感器
110	波束生成器
112	处理器
114	缓冲器
116	处理器
118	显示系统
122	图像缓冲器
124	接口
202	信息
204	兴趣平面
206	平移坐标
208	旋转坐标
302	参考平面
324	参考解剖体
300	坐标系
300	坐标系
311	原点
325	图像
200	表格
304	象平面
326	图像
327	图像
305	象平面
306	象平面
310	距离
400	坐标系
411	原点

404	象平面
405	象平面
406	象平面
407	象平面
502	超声数据
504	参考平面
506	信息
508	象平面
510	超声图像
602	患者信息
604	超声切片
606	方向
608	象平面
610	象平面
612	超声图像
704	扫描方向
708	信息
710	象平面
712	数据集
714	超声图像
802	信息
804	象平面
806	探针
808	数据集
810	超声图像
812	显示

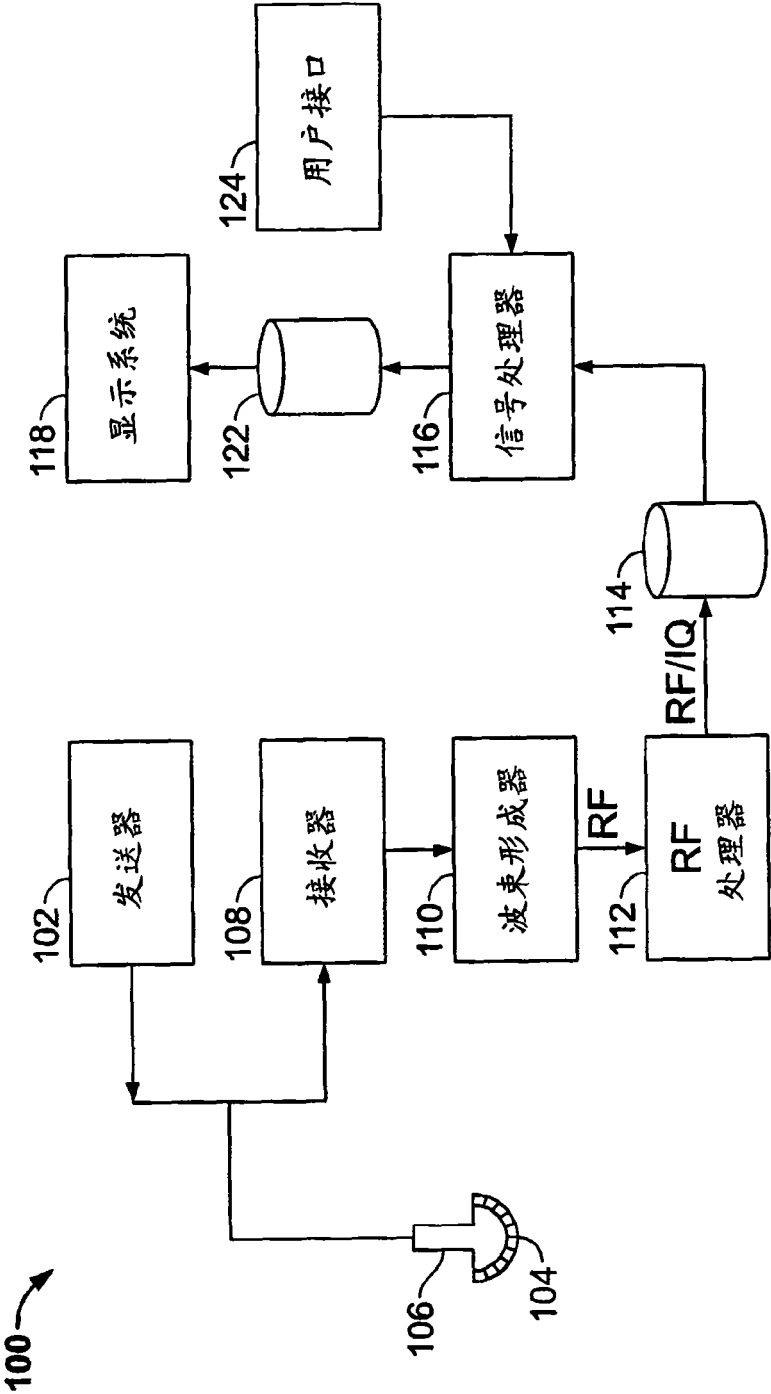


图 1

202		204		206		208	
患者特定信息		兴趣平面的 自动成像		平移坐标		旋转坐标	
胎儿 — Wk 15		平面 304		X1, Y1, Z1		A1, B1, C1	
胎儿 — Wk 17		平面 305		X2, Y2, Z2		A2, B2, C2	
⋮		平面 306		X3, Y3, Z3		A3, B3, C3	
胎儿 — Wk 20		平面 404		X4, Y4, Z4		A4, B4, C4	
		平面 405		X5, Y5, Z5		A5, B5, C5	
胎儿 — Wk 22		平面 406		X6, Y6, Z6		A6, B6, C6	
		平面 407		X7, Y7, Z7		A7, B7, C7	

图 2

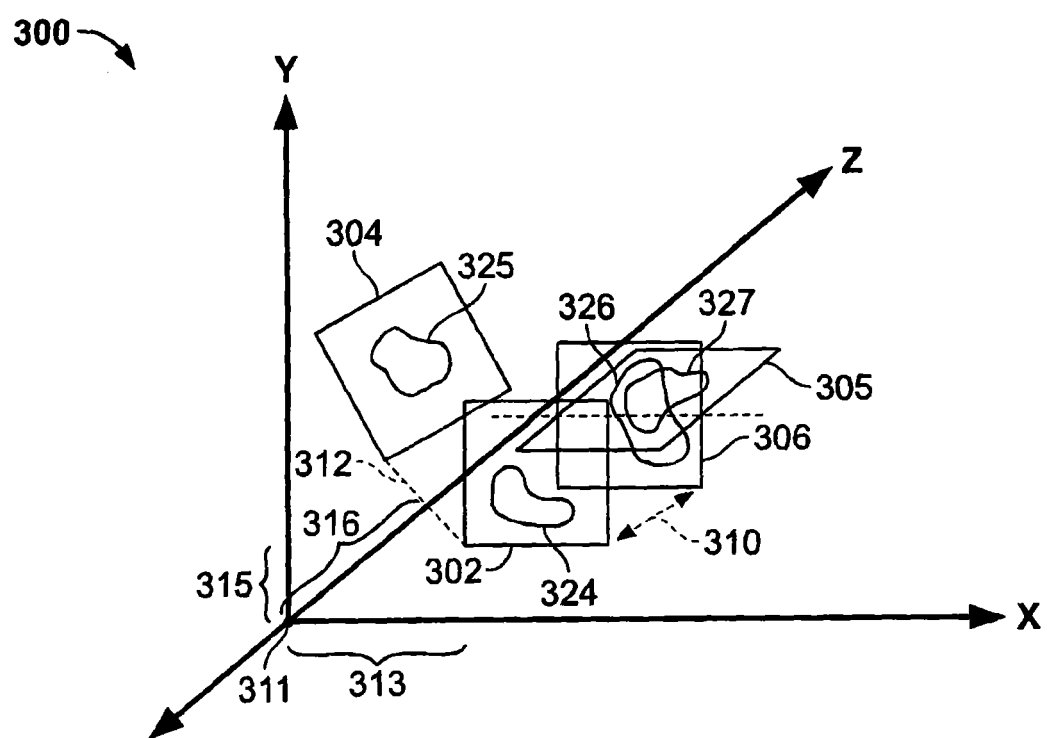


图 3

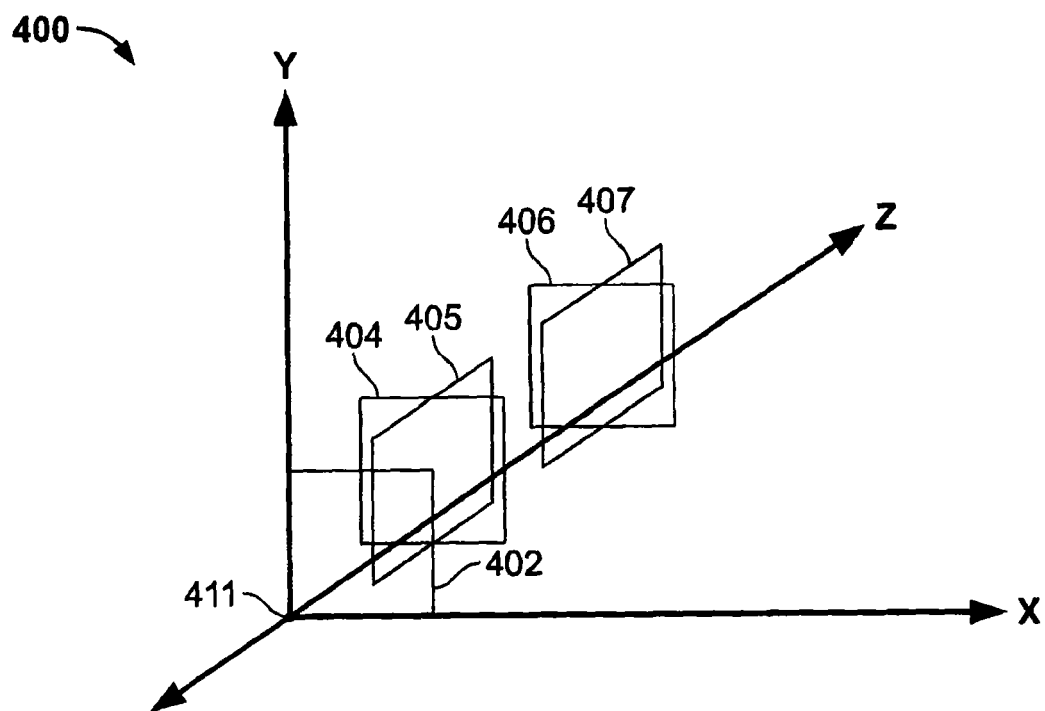


图 4

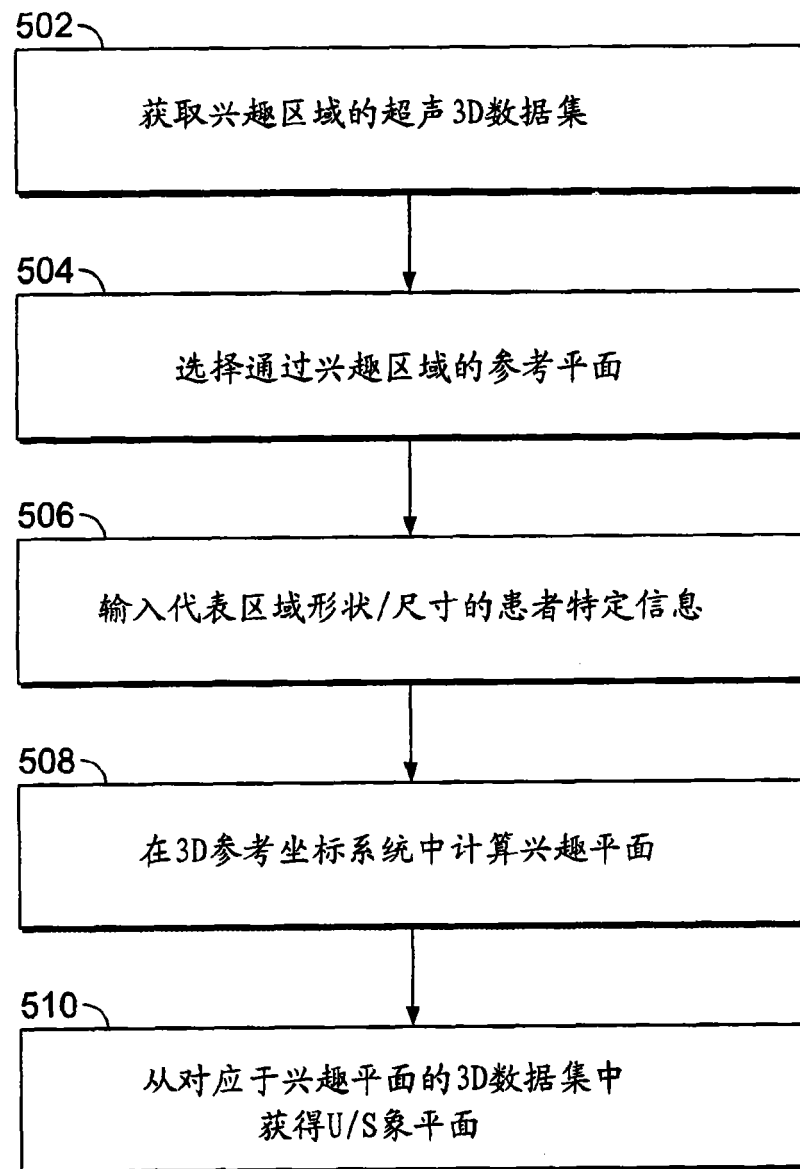


图 5

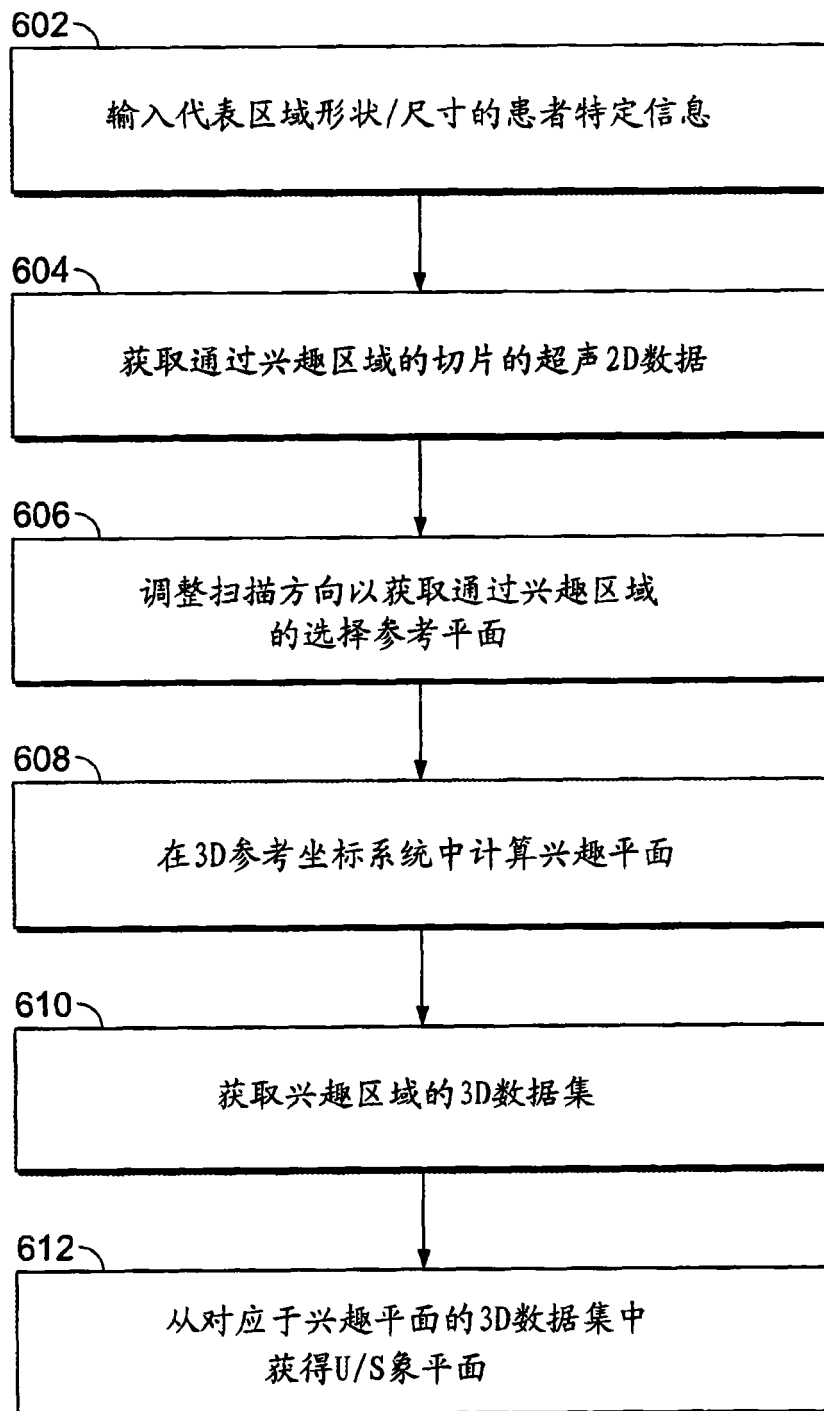


图 6

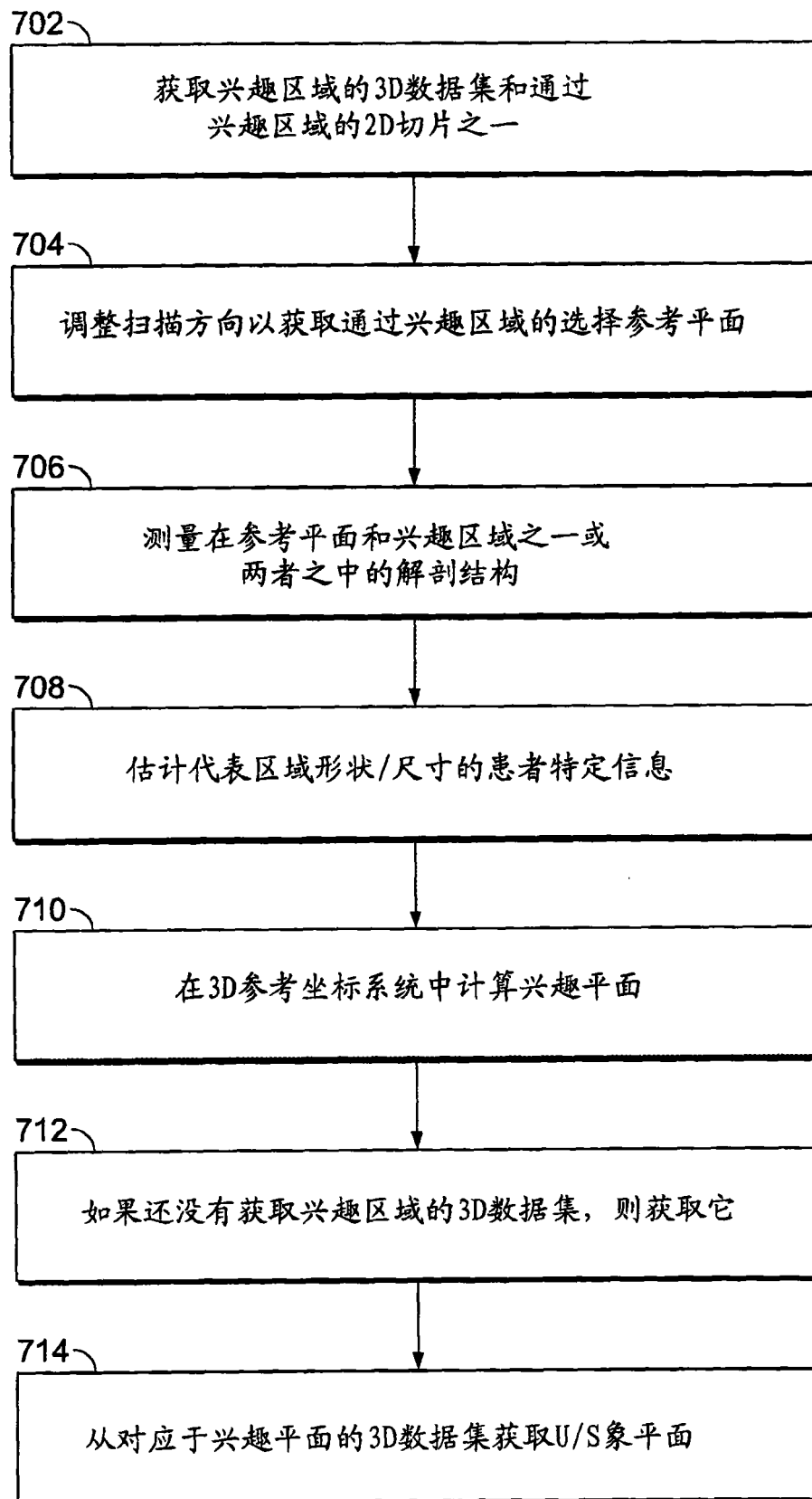


图 7

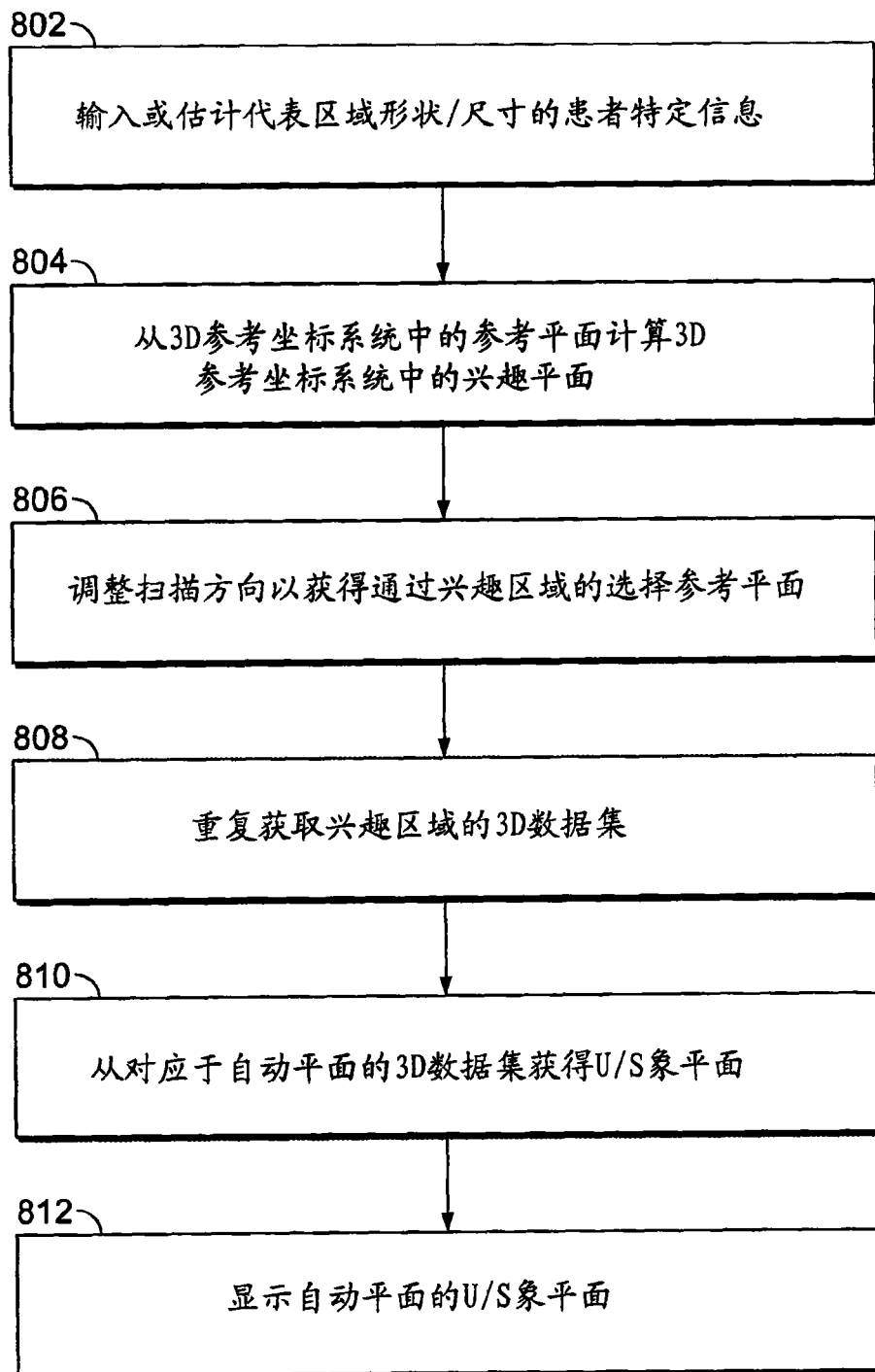


图 8

专利名称(译)	基于患者特定信息自动获得超声象平面的系统和方法		
公开(公告)号	CN101057787A	公开(公告)日	2007-10-24
申请号	CN200710101288.1	申请日	2007-04-20
[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	H德兴格 P费尔肯萨默		
发明人	H·德兴格 P·费尔肯萨默		
IPC分类号	A61B8/13 G01N29/00		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/0866 A61B8/483		
代理人(译)	王岳		
优先权	60/793908 2006-04-20 US 11/434432 2006-05-15 US		
其他公开文献	CN101057787B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于自动显示来自兴趣区域的多个平面(304 - 306)的超声诊断系统(100)。该系统(100)包括传感器(106)，用于获取与其中具有目标对象的兴趣区域相关的超声数据。该系统(100)还包括用户接口(124)，用于在兴趣区域中指定参考平面(302)。处理器模块(116)接收表示该目标对象的形状和尺寸至少之一的患者特定信息(506)，并且将该参考平面(302)和超声数据映射到一3D参考坐标系统中。该处理器模块(116)基于该参考平面和患者特定信息(506)自动计算该3D参考坐标系统中的至少一个兴趣平面(304 - 306)。

