

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610006878.1

[43] 公开日 2006年8月2日

[11] 公开号 CN 1810212A

[22] 申请日 2006.1.24

[21] 申请号 200610006878.1

[30] 优先权

[32] 2005. 1. 24 [33] US [31] 11/042888

[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 Q·马 S·R·马奎斯

R·N·费尔普斯 D·A·瓦塔亚

G·A·赖策尔 C·M·罗维里

J·D·霍普尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨 凯 梁 永

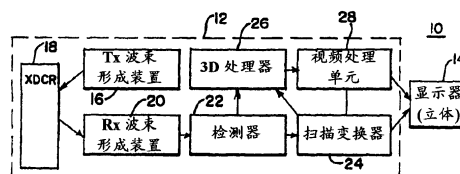
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 3 页

[54] 发明名称

立体三维或四维超声成像

[57] 摘要

本发明提供医学诊断超声立体成像(88)。可以用来利用超声对物体扫描的医学诊断超声系统(12)还可以用来产生(88)物体的三维立体视图。视频处理单元(28)和/或显示装置(14)产生所述立体显示。



1. 一种用于医学诊断超声成像的系统，所述系统包括：

5 超声成像系统(12)，它可以用来利用超声换能器(18)产生表示物体的数据，所述超声成像系统(12)包括可以用来再现随所述数据而变的第一和第二三维表示的三维图像处理器(26)，所述第一和第二三维表示分别与第一和第二不同视角对应；以及

立体显示器(14)，它可以用来显示所述第一和第二三维表示。

10 2. 如权利要求1所述的系统，其中，所述立体显示器(14)包括头盔式装置。

3. 如权利要求2所述的系统，其中，所述头盔式装置包括头盔显示器。

15 4. 如权利要求2所述的系统，其中，所述头盔式装置包括快门装置、偏振装置或它们的组合，其中，所述立体显示器(14)还包括与所述头盔式装置彼此隔开的显示装置，所述显示装置可以用来与所述头盔式装置的操作一起显示所述第一和第二三维表示。

20 5. 如权利要求1所述的系统，其中，所述超声成像系统(12)包括发送波束形成装置(16)、接收波束形成装置(20)、检测器(22)和可以用来产生用于所述第一和第二三维表示中至少一个的文本的图形覆盖处理器(28)。

6. 如权利要求1所述的系统，其中，所述第一和第二三维表示被定位在数据帧(46)的第一和第二子场中，其中，所述超声成像系统(12)还包括：

25 同步电路(48)，它可以用来提高与所述数据帧相关联的同步速率；以及

视频处理单元(28)，它可以用来将所述第一和第二三维表示与所述数据帧的所述第一和第二子场分开，并且产生随所述提高的同步速率而变的所述第一和第二三维表示的顺序显示。

7. 如权利要求 6 所述的系统, 其中, 所述视频处理单元(28)可以用来随由所述同步电路(48)输出的同步脉冲特性而变地在立体方式和单视场方式的操作之间选择。

8. 如权利要求 6 所述的系统, 其中, 所述立体显示器(14)包括
5 显示器和快门装置, 所述显示器可以用来顺序地显示所述第一和第二三维表示, 而所述快门装置可以用来限制所述第一三维表示对左眼的暴露以及所述第二三维表示对右眼的暴露。

9. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声成像系统(12)还包括视频处理单元(28), 所述视频处理单元(28)可以用来以 100 赫以上
10 的频率接收所述第一和第二三维表示, 并且其中, 所述立体显示器(14)包括切换偏振板, 所述切换偏振板可以用来为所述第一三维表示提供不同于为所述第二三维表示提供的偏振。

10. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声成像系统(12)包括第一和第二视频路径, 所述第一和第二视频路径分别与所述立体
15 显示器(14)的用于所述第一和第二三维表示的第一和第二显示器连接。

11. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声成像系统(12)包括视频处理单元(28), 所述视频处理单元(28)可以用来复合所述第一三维表示上的覆盖图形的第一部分并且可以用来复合所述第二
20 三维表示上的覆盖图形的第二部分复合, 所述第一部分不同于所述第二部分。

12. 如权利要求 11 所述的系统, 其中, 所述第一和第二三维表示具有同一区域, 并且其中所述立体显示器(14)可以用来立体显示所述区域并且利用所述区域的立体显示来单视场显示所述覆盖图形。

13. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声成像系统(12)
25 包括可以与所述立体显示器(14)一起工作的多个输出端口。

14. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声成像系统(12)包括用户输入装置, 所述用户输入装置控制所述超声成像系统(12)

的操作并且在单视场和立体成像之间选择。

15. 一种用于医学诊断超声成像的方法，所述方法包括：

利用超声成像系统(12)获取(80)表示区域的超声数据；

5 利用所述超声成像系统(12)分别从第一和第二不同的观察方向
再现(82)所述区域的第一和第二三维表示；

利用所述超声成像系统(12)产生(88)所述区域的具有所述第一
和第二三维表示的立体显示(14)。

16. 如权利要求15所述的方法，其中，产生(88)所述立体显示
(14)包括显示在第一和第二头盔显示器上。

10 17. 如权利要求15所述的方法，其中，产生(88)所述立体显示
(14)包括通过不同的偏振或彩色、可切换快门或它们的组合观察所述
第一和第二三维表示。

15 18. 如权利要求15所述的方法，其中，所述获取(80)包括产生
发送波束、响应所述发送波束而形成接收波束以及检测来自所述接收
波束的数据，其中，所述再现(82)包括来自所述检测的数据的再现。

19. 如权利要求15所述的方法，其中还包括：

将所述第一和第二三维表示合并成数据帧的第一和第二子场；

将用于所述数据帧的同步信号加倍；以及

20 将所述第一和第二三维表示与所处数据帧的所述第一和第二子
场分离；

其中，产生(88)所述立体显示(14)包括顺序地输出随所述加倍的
同步信号而变的所述第一和第二三维表示，并且随所述加倍的同步信
号而变地限制所述第一三维表示对左眼的暴露以及限制所述第二三
维表示对右眼的暴露。

25 20. 如权利要求15所述的方法，其中还包括：

随同步脉冲的特性而变地在单视场方式和立体方式之间切换。

21. 如权利要求15所述的方法，其中，所述产生(88)包括以100
赫以上的频率顺序地接收所述第一和第二三维表示并且切换偏振

板,所述偏振板可以用来为所述第一三维表示提供不同于为所述第二三维表示提供的偏振。

22. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述产生(88)包括在分离的路径上基本上同时地输出所述第一和第二三维表示。

5 23. 如权利要求 15 所述的方法,其中还包括复合(86)所述第一三维表示的覆盖图形的第一部分并且复合(86)所述第二三维表示的覆盖图形的第二部分,所述第一部分于不同所述第二部分。

24. 如权利要求 23 所述的方法,其中,立体地显示所述区域,并且利用所述区域的所述立体显示来单视场显示所述覆盖图形。

10 25. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述产生(88)包括同时为多个人产生所述立体显示。

26. 如权利要求 15 所述的方法,其中还包括响应应用输入而在单视场和立体成像之间选择。

27. 一种用于医学诊断超声成像的系统,所述系统包括:

15 医学诊断超声成像系统(12),它具有可以用来分别以第一和第二视角输出同一区域的第一和第二三维表示的视频处理单元(28);

显示器(14),可以用来显示所述第一和第二三维表示;以及

头盔式装置(14),可以用来与所述显示器一起提供所述区域的立体显示。

20 28. 如权利要求 1 所述的系统,其中,超声成像系统(12)还包括存储器,所述存储器可以用来:(a)存储表示物体的数据,三维图像处理器(26)可以用来从所述存储的数据再现图像;(b)存储所述第一和第二三维表示,所述立体显示器(14)可以用来随所述存储的第一和第二三维表示而变地显示图像;或(c)将(a)和(b)结合在一起。

25

立体三维或四维超声成像

5 技术领域

本发明涉及三维成像。具体地说，涉及描绘体积的超声图像。

背景技术

10 在 CRT 或平板监视器上以二维图像的形式显示三维表示。通过各种再现方法(例如，不透明度、平滑滤波、浓淡处理、边缘增强和其它技术)来实现受限的三维效果或深度感觉。

已经出现用于计算机游戏、战争模拟、电影和电视的各种立体图像。这些产品以视频显示速率提供三维目标的立体视图。与三维表示的二维图像比较，三维效果获得了改善。

15 三维立体图像已经用于通常的医学成像和培训。已经利用脱机产品(例如，与超生成像系统分离的工作站)来产生和显示立体超声图像。Vivid 超声胎儿立体图像就是使用 Siemens 的 SXD3 3D 彩色平板立体显示监视器生成的。

发明内容

20 作为引言，下面说明的最佳实施例包括用于医学诊断的三维超声立体成像。可以用来利用声能量扫描物体的医学诊断超声系统也可以用来产生物体的三维立体视图。视频处理单元和/或显示装置形成立体显示器。

25 在第一方面，提供一种用于医学诊断超声成像系统。超声成像系统可以用来利用超声换能器产生表示物体的数据。超生成像系统包括三维图像处理器，后者可以用来随数据而变地再现第一和第二三维表示。所述第一和第二三维表示与第一和第二不同视角对应，分别模拟左眼和右眼的视图。立体显示器或者同时或者以高刷新率顺序地显示第一和第二三维表示。

在第二方面，提供一种医学诊断超声成像方法。利用超声成像系统获取表示区域的超声数据。利用超声成像系统分别从第一和第二不同视见方向再现所述区域的第一和第二三维表示。通过超声成像系统、利用第一和第二三维表示产生所述区域的立体显示。

5 在第三方面，提供一种医学诊断超声成像系统。医学诊断超声成像系统具有视频处理单元可以用来分别以第一和第二不同视角输出同一区域的第一和第二三维表示。显示器可以用来或者同时或者顺序地显示第一和第二三维表示。头盔式装置可以用来与显示器一道提供区域的立体显示。

10 本发明由后附的权利要求书限定，因而不应当把本节中的内容看作对所述权利要求的限制。下面将结合最佳实施例讨论本发明的其它方面和优点，以后可能对它们提出保护的要求。

附图说明

部件和示图不需要进行比例变换，重点是说明本发明的原理。

15 而且所有不同视图中相同的标号表示对应的另件。

图 1 是用于立体成像的医学诊断超声系统的第一实施例的方框图；

图 2 是用于立体成像的医学诊断超声系统的第二实施例的方框图；

20 图 3 是利用超声系统的立体观察的一个实施例的图形表示；

图 4 是同步电路的一个实施例的图形表示；

图 5 是利用超声系统的立体观察的另一个实施例的图形表示；

图 6 是利用超声系统的立体观察的又一个实施例的图形表示；

图 7 是利用超声系统的三维观察方法的一个实施例的流程图。

25 **具体实施方式**

立体视频显示系统结合在超声成像设备中。传统的超声成像系统的视频路径可以与个人计算机或工作站不同。一种不同在于，除了图形卡之外，超声系统具有附加的视频处理器单元。所述附加的

视频处理单元将带有患者登记信息、医院信息、成像参数等的图形覆盖加到图像中并控制其它图像显示装置的视频输出/输入，例如，将图像传送给 DICOM 工作站、CD 烧录器、光学驱动器、DVD 烧录器、VCR 和打印机。图形卡与个人计算机或工作站使用的图形卡相似，但是附加的视频处理单元通常是客户设计装置。

与一些其它医学成像形式相比，超声成像系统具有实时能力、可移动性和低成本。能够在超声系统上对超声三维 (3D) 图像作立体观察可以改善图像质量、3D 效果 (例如，光泽、闪烁和表面发出更亮丽的光彩)、深度感觉、信噪比、解剖学定位、工作流程、通过量和/或能实时立体观察解剖 (例如，与时间有关的四维 (4D) 或 3D)。利用超声系统而不是脱机的个人计算机或工作站产生立体超声 3D/4D 图像。

可以产生胎儿脸、胎儿四肢、整个胎儿体、胆囊结石、囊状物、肾脉管系统、任何血管系统图像、新生儿大脑、横向头盖骨成像和心脏的立体超声图像。附加的深度信息可以更快和/或更容易分析复杂的结构。通过提供具有提高的视觉环境水平的三维图像可以扩充应用范围。这些应用包括外科手术计划、教学和培训工具、虚拟活组织检查工具、提供超声图像的虚拟逼真显示基础和/或与“腔内模拟内窥镜 (fly-through)”显示技术一起的应用以及虚拟透视照相机视图成像。

图 1 示出用于医学诊断超声成像的系统 10。系统 10 包括超声成像系统 12 和立体显示器 14。超声成像系统 12 是医学诊断超声成像系统，它用于在立体显示器 14 上产生一幅或一幅以上的图像。超声成像系统 12 包括发送波束形成装置 16、换能器 18、接收波束形成装置 20、检测器 22、扫描变换器 24、三维处理器 26 和视频处理单元 28。此外，可以提供不同的或较少的部件。例如，不提供三维处理器 26 或扫描变换器 24。作为另一个例子，可以对三维处理器 26、扫描变换器 24 和视频处理单元 28 进行任意组合。视频处理单元 28 能够以

不同的视角输出同一区域的多幅三维表示。不同的表示代表在同一时间不同视角(例如,与左眼和右眼相关)的立体显示的区域。可以使用任何超声成像系统 12,例如,由 Siemens、Philips、General Electric 或 Toshiba 制造的卡系统(cart based system)。可以提供
5 便携式、手提式或其它现有的或将来开发的医学诊断超声成像系统。超声成像系统 12 具有获取超声数据或对物体(例如,患者)扫描的能力,并产生相应的图像。例如,当声谱仪把换能器定位在患者体上或体内时,可以利用超声成像系统 12 提供序列图像。

图 2 示出图 1 的系统 10 的另一个实施例。视频处理单元 28 被
10 分成两个部件:立体图形处理器 28A 和视频组合器 28B。为控制处理器或中央处理单元提供个人计算机类型的体系结构 30。结构 30 可以是任何形式,例如,Intel 的 AGP 结构。结构 30 包括中央处理单元、存储器或外部芯片集或桥、存储器、端口或总线可以连接音频、网络、USB、用户输入装置(例如,人机接口)、硬盘驱动器或其它部件
15 中的任何一种或一种以上。其它端口或桥用于与立体图形处理器 28A 和/或 PCI 桥 32 连接。PCI 桥 32 将结构 30 连接到超声成像系统 12 的前端。所述前端的波束形成装置 20、16 执行发送和接收波束形成的操作。一些信号处理(例如,基带滤波或合成线产生)也可以由前端波束形成装置 20、16 实现。图像处理和扫描变换由起检测器 22 和
20 扫描变换器 24 作用的后端提供。检测器 22 将视频或同相和正交信号转换成 B 方式成像的幅度视频信号或流信号的速度、频率、方差或能量。可以提供其它图像处理或滤波。扫描变换器 24 将获取数据从获取格式变换到二维笛卡儿坐标系,用于在二维显示装置上显示。在另一个实施例中,扫描变换器 24 被旁路或起三维处理器 26 的作用。

25 视频组合器 28B 可以是硬连接的或通过总线与图形处理器 28。视频组合器 28B 将后端系统 22、24 产生的图像与图形处理器 28A 产生的图形覆盖复合。图形覆盖包括患者登记、医院、声谱仪、日期、时间、成像参数设置或其它与给定图像或图像集相关联的信息。图

形覆盖可以是纹理、图形或纹理和图形两者。然后组合信息被传送给输入/输出板或用于在立体显示器 14 上显示。

5 发送波束形成装置 16 产生在各种方式(例如 B 方式或流方式)下工作的发送波形。换能器 18 响应发送波形而产生声能。声发送波束的回波由换能器 18 接收。把结果电信号提供给接收的波束形成装置 20, 用于产生接收波束。可以使用各种扫描格式(聚焦波形、平面波形或其它现有的或将来开发的超声扫描技术)中的任何一种。检测器 22 检测信号的强度、功率、幅度、频率、速度、能量、造影剂、谐波信息或其它现有的或将来开发的接收信号的特性。扫描变换器 24
10 将接收到的信息变换成显示器 14 使用的坐标系统。在一个实施例中, 由扫描变换信息再现三维表示。在另一个实施例中, 在没有由扫描变换器 24 进行的扫描变换的情况下由数据再现三维表示。

三维处理器 26 是通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门电路阵列、数字电路、图形处理单元、图形卡、它们的组合或其它现有的或将来开发的用于再现三维表示的设备。在图 2
15 所示的实施例中, 以结构 30 的中央处理单元或后端的形式实现三维处理器 26。例如, CPU 与图形卡 28A 一起利用开放的 GL 驱动程序或其它驱动程序产生模拟左眼和右眼视角的体积的不同视图。所述不同视图是通过从获取的网格到三维重构网格的内插数据产生的。此外, 所述数据保留它的获取格式。可以使用最大值、最小值、平均值或其它投影再现。例如, 通过重构三维网格来扩展与视角并行的多条线。可以利用与这些线行相邻或在这些线行的每一线上的数据来确定每一个像素或通过网格扩展的线的值。可以选择最大值、最小值、最接近阈值的值、平均值或沿每一条线的其它值。在另一个
20 实施例中, 提供表面再现或其它现有的或将来开发的三维成像技术。通过计算左眼和右眼的位置, 可以确定用于同一体积或三维重构的两个不同的视角。可以重构与同一数据有关的不同三维表示, 这些表示与不同的视角对应。
25

三维处理器 26 基本上同时以并行或顺序的形式输出与两个不同视角相关联的三维表示。当用户位置相对于扫描体积改变时，一个或两个视角发生变化。可以在用户透视图移动或不移动的情况下实时地再现三维表示的连续序列或者进行 4D 成像。对于顺序输出，以成对或其它分组形式输出与每一个视角相关联的表示，以便基本上同时地提供每一个视角的视图。每一个视角或两个视角的输出速率与视频处理单元 28、图像帧的显示速率或它们的组合同步。

图 3 示出立体观察的一个实施例。两个不同的三维表示 40 和 42 被定位在数据帧 46 的子场 44 中。在所示的例子中，表示 40、42 中的每一个都为 800 x 600 像素，但是可以提供较高或较低的分辨率。两个不同视图被复合成顶部子帧和底部子帧 44。在另一个实施例中，两个不同视图被组合成左或右或其它子帧。通过滤波、十中取一采样或其它组合，视图 40、42 中的每一个沿一维或多维被降低了分辨率。或者，数据帧 46 具有例如与激光器相关联的提高了的分辨率或未降低分辨率。每一个新数据帧 46 由左和右视图或表示 40、42 重构。在一个实施例中，三维处理器 26 将两个不同的表示 40、42 复合。在另一个实施例中，视频处理单元 28 将表示 40、42 复合。可以对表示或复合表示 46 中的每一个进行数据压缩，例如，MPEG 或 AVI 数据压缩和 DICOM 兼容。可以提供不同的图像尺寸、成像速率或比特速率。

由于每一个输出数据帧 46 都与两个不同的视图 40、42 相关联，因此，提高了同步脉冲速率。例如，把垂直、水平或垂直和水平两者的同步脉冲输出到同步电路 48。同步电路 48 是用于提高与数据帧 46 相关联的同步速率的晶体管、处理器、振荡器、锁相环、比较器、数字电路、模拟电路或它们的组合。例如，在子场 44 为顶部子场和底部子场的情况下，同步电路 48 检测数据帧 46 的垂直同步脉冲。垂直同步脉冲速率被加倍。在每一个检测到的垂直同步脉冲当中产生脉冲或者对于每一个垂直同步脉冲产生两个脉冲。例如，以 60 赫提供数据帧 46。垂直同步脉冲加倍到 120 赫。在提供并列子场 44 的情

况下，它们的水平同步脉冲被加倍，用于顺序地显示表示 40、42。

数据帧 46 和改变的同步信息被传送给图 1 和 2 所示的视频处理单元 28。视频处理单元 28 是图形处理器、图形卡、视频组合器、缓冲区、数字电路、模拟电路、它们的组合或其它现有的或将来开发的视频图形装置，用于由输入图像数据驱动显示器。在一个实施例中，同步电路 48 被插入视频处理单元 28 中或与视频处理单元 28 分离。提供单一视频通道，用于输入数据帧 46 并将其输出给显示器 14 的监视器。由于提供复合数据帧 46，所以图形成处理单元 28 可以以 60 赫的同步速率工作。或者，可以提供提高的工作速率。

视频处理单元 28 可以用来将不同的三维表示 40、42 与数据帧 46 的子场 44 分离。外推、内插或其它处理可以用于提高表示 40、42 中的每一个的分辨率，例如，将分辨率从压缩内容的数据帧 46 提高到原始表示 40、42 的 800 x 600。在一个实施例中，沿一维的每一条线都被加倍，然后进行低通滤波。在将表示 40、42 分离之后，视频处理单元 28 产生随提高的同步速率而变的表示 40、42 的顺序显示。以 60 赫的原始刷新速率顺序地显示左和右视图。由于两个视图都以 60 赫顺序显示，因而提供 120 赫的同步。

如图 4 所示，开关 50、52 或其它装置可以用于控制立体显示器 14 与图像的产生同步。同步电路 48 产生左和右同步信号。所述同步信号是直接信号，50%的占空比信号表示左和右场或包含在控制通道中的 DVI 信号。在一个实施例中，所述开关与红外发光二极管一起工作，以便触发快门目镜。开关 50、52 位于快速响应的发光二极管附近。对于单视场观察，开关 50、52 不工作，让观察者能够用双眼同时观察。

在一个实施例中，图 1 或 2 的系统 10 提供非单视场观察的立体观察。此外，视频处理单元 28 以立体和单视场两种方式工作。工作方式由用户选择或默认给定的方式，例如，当立体观察装置与超声成像系统 12 连接时，默认立体观察。在单视场工作的情况下，用于

立体工作的电路被旁路。

5 视频处理单元 28 在立体和单视场方式之间选择工作方式，这些工作方式与图 3 和 4 所示的同步电路 48 输出的同步脉冲特性有关。在一个实施例中，为单视场和立体方式之间的切换提供控制成像软件的刚性开关或不依赖于开关的按钮。例如，永久编码按钮或基于软件的选择按钮允许用户与超声成像系统 12 的其它操作无关地进行切换。切换激活用于控制视频处理单元 28 的开关或其它装置。软件可以用来响应用户的输入而以电子学方法在方式之间进行切换。

10 专用控制寄存器可以用于表示在具体方式下的操作。在另一个实施例中，视频处理单元 28 按照同步脉冲表示的方式工作。如图 4 中所示，可以用同步脉冲的极性、同步脉冲的宽度或同步脉冲的其它特性变化来表示立体或单视场方式。例如，正同步脉冲表示在一种方式中工作，负脉冲表示在另一种方式中工作。作为另一个例子，宽的同步脉冲（例如，6 线或 6 线以上）可以表示在一种方式下工作，而正常的或较小宽度的同步脉冲可以表示在另一种方式下工作。在又一个实施例中，特性的变化表示从当前方式到另一种方式的方式切换。

20 作为对表示 40、42 的子场 44 复合数据帧 46 的替代方案，视频处理单元 28 可以用来以提高的处理速率顺序地接收三维表示 40、42，如图 5 中所示。例如，视频处理单元 28 的时钟速率和/或处理速率被提高到以 100 赫以上接收顺序数据帧。以 100 赫以上的相同速率提供垂直同步速率。例如，对于相同的输入，各自以 60 赫顺序地向视频处理单元 28 提供不同的三维表示 40、42。顺序输入速率象视频处理单元 28 的接收那样约为 120 赫。为每一个不同的表示 40、42 提供垂直同步脉冲，提供约 120 赫的输入同步脉冲。可以在不进行抽取或不降低分辨率的情况下提供表示 40、42。视频处理单元 28 顺序地向显示器 14 输出表示 40、42。在一个实施例中，视频处理单元 28 包括缓冲区或存储器，所述缓冲区或存储器起用于以足够高的速率（例

25

如, 90 赫或更高) 顺序地装入和输出表示 40、42 的页面翻转的作用。

图 6 示出用于操作视频处理单元 20 的又一个实施例。提供分离的视频路径 51、53。每一个视频路径包括提供给分离的视频处理单元 28i、28ii 的相应的表示 40、42。以显示器 14 上的图像的形式产生单独处理过的表示 40、42。分离的视频路径 51、53 维持时间和空间分辨率, 但是可能需要附加的硬件。例如, 提供 4 个缓冲区, 2 个用于输入不同视图 40、42 中的每一个, 2 个用于输出不同视图。而且, 如果每一个眼睛或视角一个通道, 那么可能把显示器 14 限制于单个用户, 。

视频处理单元 28 还可以用来复合一个或一个以上的三维表示上的覆盖图形。例如, 覆盖图形的第一部分以第一视角复合在一个三维表示上, 覆盖图形的第二部分以另一个视角复合在另一个三维表示上。覆盖图形的不同部分与不同的三维表示复合在一起。例如, 在图 3 所示的子场的立体处理中, 图形被分成偶线和奇线。所述偶线与抽取的表示复合, 所述奇线与另一个表示复合。可以使用不是奇线和偶线分法的其它分法。当把不同的视图顺序地提供给用户时, 用户的眼睛或大脑将来自不同视图的图形覆盖结合在一起形成全分辨率纹理显示。对于任何非立体观察的显示, 可以采用可视化集成程序来恢复分辨率。

由于复合不同部分, 在立体显示器 14 中产生的图形覆盖可能具有单视场表观。由于三维表示是同一区域的不同视图, 立体显示就包含了单视场覆盖图形。Doppler 或 M 方式图形也可以分割, 并且象单视场显示的图形覆盖与立体 B 方式图像的复合那样, 与不同的视图复合。在其它可供选择的方案中, 产生用于立体观察的图形覆盖并将其提供给每一个不同的视图。

视频处理单元 28 具有一个或一个以上的端口。可以提供多个输出端口。向可能同时观察立体显示的每一个用户提供输出端口。或者, 多个用户也可以观察在单个输出端口上提供的同一显示。在还

有另一个可供选择的实施例中，在视频处理单元 28 或超声成像系统 12 外面的分束器允许多个用户观察同一显示。所述输出为立体显示器 14 的操作部分提供控制信号。例如，提供给监视器或显示器的 RGB 值或其它图像信息。如图 4 所示，由开关 50、52 输出的附加控制信号用于操作显示器 14 的其它部分，例如，快门。作为另一个例子，分离的视频输出提供给立体显示中左视图和右视图中的每一个。在一个实施例中，所述输出还支持二维视频信号和通用视频格式，例如 NTSC/PAL 和 VGA/XVGA。

提供用户输入装置，用于操作超声成像系统 12。用户输入装置是键盘、旋钮、按钮、滑动触头、触摸屏、鼠标、跟踪球、触摸键盘、或其它现有的或将来开发的用户和计算机之间的接口装置。用户输入装置接收用于产生不同的三维表示的输入，例如，表示通用视角的输入。然后根据通用视角确定左眼和右眼的视角。用户输入装置也可以用于表示在立体和单视场观察之间的选择。例如，提供用于在两种不同的观察方式之间直接切换的按钮或其它装置。作为另一个例子，选择与三维成像相关联的软件表示切换到立体视图。作为再一个例子，提供立体观察装置到超声成像系统 12 的连接作为用户的输入装置，用于切换到立体观察方式。

立体显示器 14 可以用来基本上同时地从两个或两个以上的视图显示三维表示。显示器 14 顺序地显示不同的表示或并行显示不同的表示。

如果出现 2D 图像运动，人的大脑能够构造 3D 信息。对于每一个给定的时间，单个图像的自动动画(例如，通过随时间而变的多个视角躺下的物体)允许用户观察物体的三维表示序列。所述动画是单个物体，不是实时扫描或电影循环播放(例如，不是 4D 成像)。所述 3D 效果不是很好，一旦运动停止所述效果就停止。

立体成像可以提供更符合需要的 3D 效果。人们怎样看到立体图像的原理是众所周知的。每一个眼睛都产生 2D 的视网膜图像。大脑

利用左眼和右眼的两个图像构造立体或 3D 图像。视角的稍微不同(眼睛的视差)是大脑用来构造立体图像的基本因素。立体显示器 14 基于向左眼显示左表示而向右眼显示右表示的原理。立体显示的两种方法或通用分类是自动立体观察和利用观察装置的立体观察。

5 自动立体显示器 14 包括全息照相、立体显示(例如, 多层 LCD)和定向投影(例如, 图像在每一个眼睛上的投影)。其它自动立体显示器 14 是利用固定焦点的自由观察、双凸透镜装置、视差阻挡层(例如棱镜)、视差照明或移动狭缝以便交替地遮挡左眼和右眼观察。自动立体方法不需要使用任何额外的观察装置(例如, 眼镜)。自动立体显示器 14 可以使用复杂的或昂贵的硬件为多个观察者产生满意的结果。许多自动立体显示器 14 通常都限制在最好的观察位置, 并可能容易引起头晕。如果需要多个视角(例如, 同时由不同的人观察)时, 分辨率的畸变, 特别是在横向可能快速增加。自动立体观察装置当前存在的另一个缺点是它们不能在立体和单视场显示之间切换。

15 其它立体显示器 14 包括立体视镜、头盔显示装置(例如, LCD 镜片或投影仪镜片)、立体彩色照相(例如, 彩色编码镜片或观察镜片)、偏振(例如, 空间复用或场顺序)或顺序观察(例如, 快门镜片)。这些立体显示器 14 可以包括监视器(例如, CRT、LCD 或投影仪)及附加装置(例如镜片), 与监视器相互作用提供立体观察的其它监视器或其它装置。所述监视器是一种与附加装置彼此隔开的显示装置, 例如, 与头盔式装置隔离开的监视器或屏幕。所述监视器顺序显示第一和第二三维表示, 例如, 用于左眼和右眼的顺序观察。所述显示器与附加的或头盔式装置一起工作。可以使用现有的或将来开发的其它可选择的立体显示器, 例如, 运动视差或 Pulfrich 效果观察装置。

20 附加装置可以属于每一个观察个人或者可以为多个观察者工作。例如, 立体显示器 14 的附加装置是头盔式装置(例如, 头盔和护目镜或眼镜)。在一个实施例中, 使用的是头盔式装置或监视器,

例如，镜片上带两个 LCD 监视器的眼镜，以便向单个观察者提供左眼和右眼表示。在其它实施例中，头盔式装置与监视器一起工作，以便提供区域的立体显示。例如，立体图像对顺序显示在监视器上，用于通过附加装置（例如，快门镜或偏振镜）观察。有线或无线连接用于控制附加装置与监视器一起工作。除了立体显示方法外，使用额外的或单个观察装置、场顺序和/或偏振方法可以提供高质量的立体图像供多个观察者观察。每一个观察者具有单独的附加观察装置。

偏振方法使用对于左眼和右眼具有不同偏振的透镜或眼镜。监视器利用与相应的眼睛匹配的偏振光输出不同表示或视图。例如，监视器是一个切换偏振的面板或在用于不同的 3D 表示的不同偏振之间顺序变化的监视器。由偏振引起的光的透过率可以减小 50%。偏振目镜很便宜，并比双重显示或快门镜片的头盔更亮。

场顺序方法使用快门来顺序地限制不同的 3D 表示的顺序显示对左眼和右眼的曝光。监视器以原始的或刷新速率（例如，每个眼睛 60 赫或所有图像 120 赫）顺序输出不同的视图。附加装置（例如，快门眼镜）随监视器的显示顺序工作。例如，在不透明和透明之间交替变化的液晶透镜。在眼镜中设置模拟或数字控制器使左眼和右眼的观察与显示屏同步。对于左眼的 3D 表示，左眼是透明的，右眼是不透明的，而对于右眼的 3D 表示，右眼是透明的，左眼是不透明的。

在超声成像系统 12 中可以提供存储器，用于在再现之前存储表示物体的数据和/或存储再现过的三维表示。所述数据可以用于产生三维表示，例如，以后通过使用工作站产生。类似地，存储的表示可以在以后用于显示。

图 7 示出在实时医学诊断超声成像期间立体成像方法的一个实施例。所述方法使用图 1 至 6 所示的任意系统或其它现有的或将来开发的系统实现。此外，可以提供与图 7 所示的不同或较少的操作，例如，不需要操作 84 和/或操作 86 实现所述方法。提供关于医学诊断超声成像系统的方法，用于在扫描期间或实现扫描后的检查期间

使用。可以避免向远程工作站输出数据。在其它实施例中另外提供向远程工作站输出数据，用于立体观察。

在操作 80，利用超声成像系统获取表示区域的超声数据。一个或一个以上的波束(平面波或未聚焦的声能)用于查询物体的体积。响应发送声能而形成接收波束或信息。从接收波束检测数据。对体积扫描以便提供沿三个不同维彼此隔开的的数据。可以提供任何扫描格式，例如，在体积内彼此隔开的多个二维扫描。

在操作 82，超声成像系统再现不同的三维表示。所述三维表示具有同一区域或在同一时间或基本上同一时间的扫描区域。例如，为了再现左眼和右眼立体观察的不同的三维表示，检测的同一数据集用于两个不同的观察方向。再现可以进行一次或在继续过程中连续再现，例如，再现来自更加新近获取的数据的、来自随时间而变的相同两个视角或不同视角对的附加视图。可以为同一个数据集提供两次以上的再现，例如，产生来自同一扫描的不同方向或用户透视图的再现。如果使用上述方法，再现者可以利用一半的垂直分辨率再现左视图和右视图，以便加速操作。

在操作 84，传送三维立体数据。三维立体数据是不同的再现，例如，用于用户每一个眼睛观察的不同再现。以各种不同的处理过程之一把再现的数据提供给显示装置。例如，通过显示器的分离的视频处理器在不同路径上提供不同表示。作为另一个例子，在同一输入装置上或向相同的视频处理器顺序地提供不同表示。所述视频处理器可以以提高的速率工作，以便以与所提供的再现相同的速率输出立体视图。作为再一个例子，在基本上相同的时间表示同一区域的不同三维表示合并成同一数据帧的子场。在每一个分量表示的分辨率与可以由显示器或视频处理单元处理的分辨率相同的情况下，按照一半(例如，在垂直或水平方向每隔一条线清除一条线)抽取每一个分量表示。可以使用其它抽取或数据压缩技术。可以提供左/右、上部/下部或其它子场分割方法用于合并数据帧。视频处理

器接收合并的数据帧。视频处理器从立体显示的数据帧的子场分离出不同的视图或三维表示。例如，将所述不同子场分离，用于顺序或并行显示。将与数据帧相关联的同步信号（例如，垂直或水平同步信号）加倍。由于在同一数据帧中利用表示每一个数据帧的终止或开始的单个同步脉冲来接收所述表示，所以将所述同步脉冲加倍，以便输出分离的表示。

在操作 86，将任何覆盖图形与立体视图的三维表示复合。图形覆盖包括纹理信息、波形、M 方式显示、Doppler 光谱显示、它们的组合或其它现有的或将来开发的信息。所述信息可以利用立体图像单视场显示。例如，图形覆盖包括患者信息以及关于当前成像配置（例如，频率、换能器、超声系统的类型、扫描深度、扫描格式、医院信息、声谱仪信息、它们的组合或其它纹理信息）的信息。

把覆盖图形与由平均值、求和、选择的最大强度、盖写或视频或图形信息的其它组合技术给定的表示复合。仅仅对与图形信息或覆盖图形的其它信息相关联的像素进行所述组合。例如，在中心区域提供三维表示的同时，在二维帧的外部区域提供覆盖图形。在三维表示和覆盖图形共享同一像素（例如，与注释相关联的像素）的情况下，进行所述组合以便仅仅为给定的像素提供覆盖图形信息，或者提供既表示三维表示又表示给定像素的覆盖图形信息的共享信息。

由于可以用单视场观察覆盖图形，因此可以在各立体图像之间分配覆盖图形的内容。例如，图形覆盖的奇数线可以与左立体图像组合，把覆盖图形的偶数线与右立体图像组合。当顺序观察图像时，用户把覆盖图形信息保留在一起。在另一个实施例中，以用于立体观察的三维表示的形式产生覆盖图形。然后将覆盖图形与给定时间但不同视角的每一个三维表示复合。可以在立体观察中同时显示扫描区域的覆盖图形和三维表示。

将所述覆盖图形复合的操作出现在再现之后和产生图像之前。

可以通过视频处理器在接收再现数据之后进行所述复合，或者可以以每一种表示的再现的一部分的形式通过三维处理器进行所述复合。

5 在操作 88，产生立体显示。用于获取超声数据的超声成像系统产生区域的立体显示。在给定时间或基本上相同的时间，以立体或基本上同时的方式显示两种不同的三维表示。为了实时成像，再现一序列对或立体视图并将它们用于产生立体显示。以顺序图像或同一时间产生的图像的形式提供立体表示。

10 采用自动立体方法或采用使用附加装置的方法来产生立体视图，例如，在头盔式装置上显示立体图像。作为另一个例子，采用通过不同偏振、可开关快门或偏振和快门开关两者来观察表示的方法，立体显示顺序产生的表示或立体视图。对于快门眼镜，与对应图像的产生同步地对所选眼睛暴露每一种表示。通过在左眼利用左眼视图和右眼利用右眼视图之间的快速交换来产生立体视图或显示。
15 作为快门眼镜的替代方案，可以提供偏振目镜或具有不同滤色机构的目镜。产生具有不同偏振或颜色的不同视图。通过利用偏振透镜与偏振板或其它显示器的切换的结合，向观察者的不同眼睛提供在显示器上顺序产生的不同表示。通过顺序产生的图像(例如，在 100 赫以上)，可以提供具有最小模糊、闪烁、干扰或不需要的成像效应的三维立体视图。
20

作为对顺序产生不同视图的过程的替代方案，同时或基本上同一时间输出不同视图或三维表示。同时产生两种不同表示的两种不同显示，例如，在 LCD 显示器或投影仪上，在限制对具体眼睛暴露每一种图像的眼镜上产生所述图像。

25 为了让多个不同用户观察，可以多次产生同一表示，例如可以在安装在眼镜上的不同 LCD 显示器上产生同一表示。或者，可以使用相同的监视器同时为多个人产生立体显示。每一个不同观察者或用户都与用于观察顺序或并行产生的立体图像的眼镜、头盔显示器

或其它附加装置相关联。在还有另一个实施例中，多个用户观察能够产生三维视图的同一个监视器(例如，多层LCD屏幕)。

5 还可以提供另外的操作，例如在单视场和立体方式之间切换的操作。例如，用户可以在单视场观察或立体观察之间进行选择。相同的或不同的显示装置(例如，监视器)可以用于两种操作方式。在单视场方式期间，用户可以拆除任何附加观察装置以便减小干扰。自动地响应用户的输入或者根据用户对3D或4D成像的选择来进行方式之间的切换。视频处理单元或其它硬件可以接收随同步脉冲而变的切换的指示。例如，改变同步脉冲的极性、同步脉冲的宽度或其它特性，或者表示操作的切换或者表示具体方式的操作。

10

虽然上面参照不同实施例对本发明进行了说明，但是显然，在不脱离本发明范围的情况下可以作许多变化和修改。因此，应该认为前面的详细说明是说明性的而不是限制性的，并且应该理解，下面的权利要求书，包括所有等价物，用来定本发明的精神和范围。

15

图 1

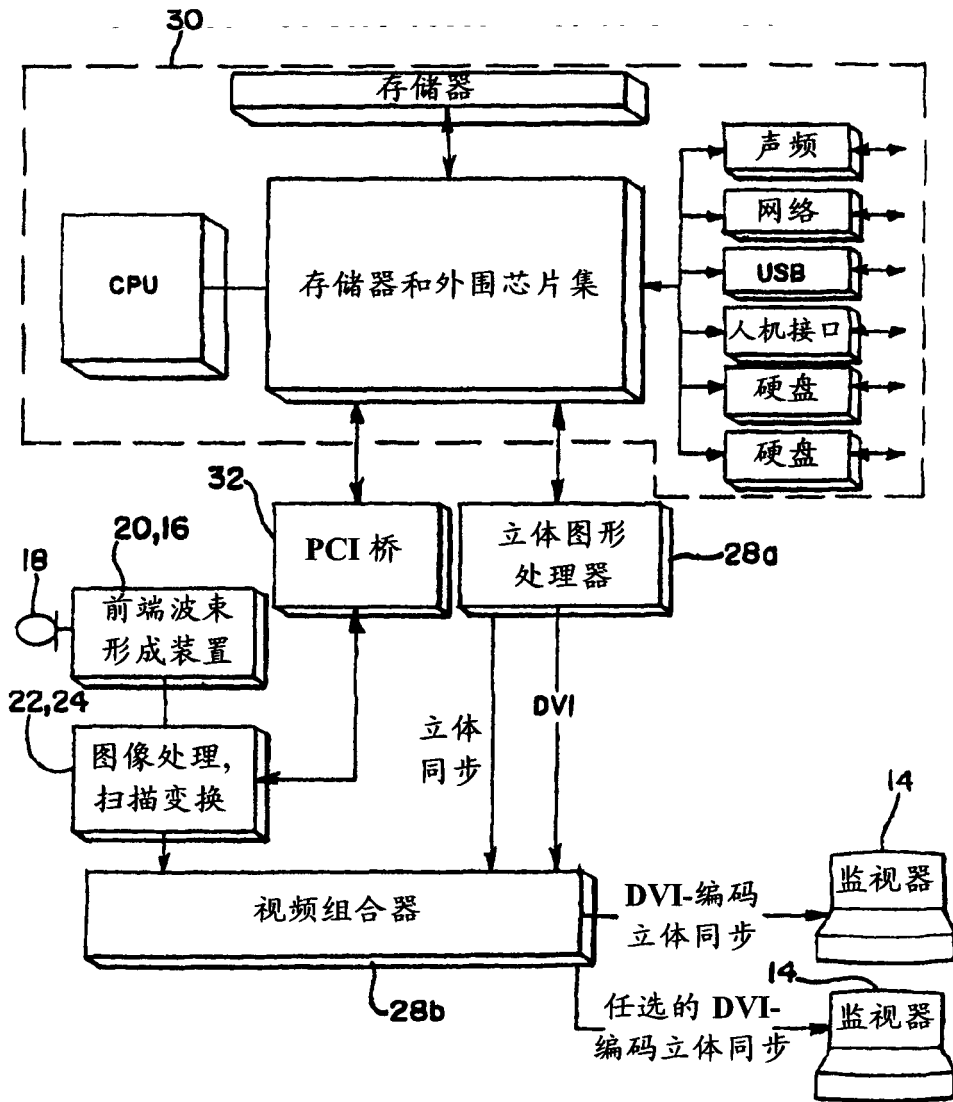
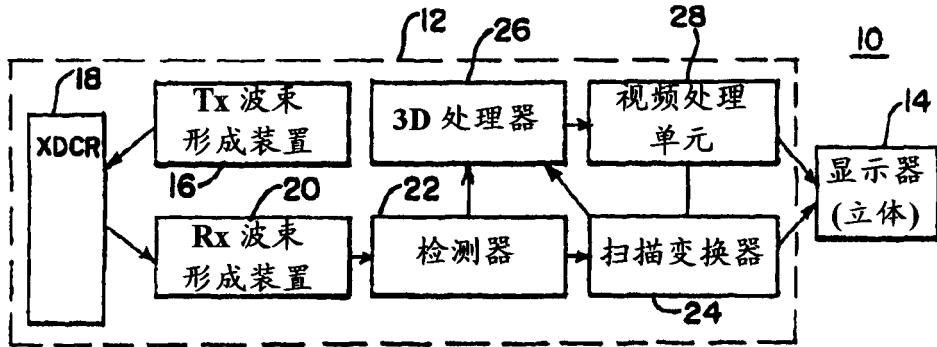


图 2

图 3

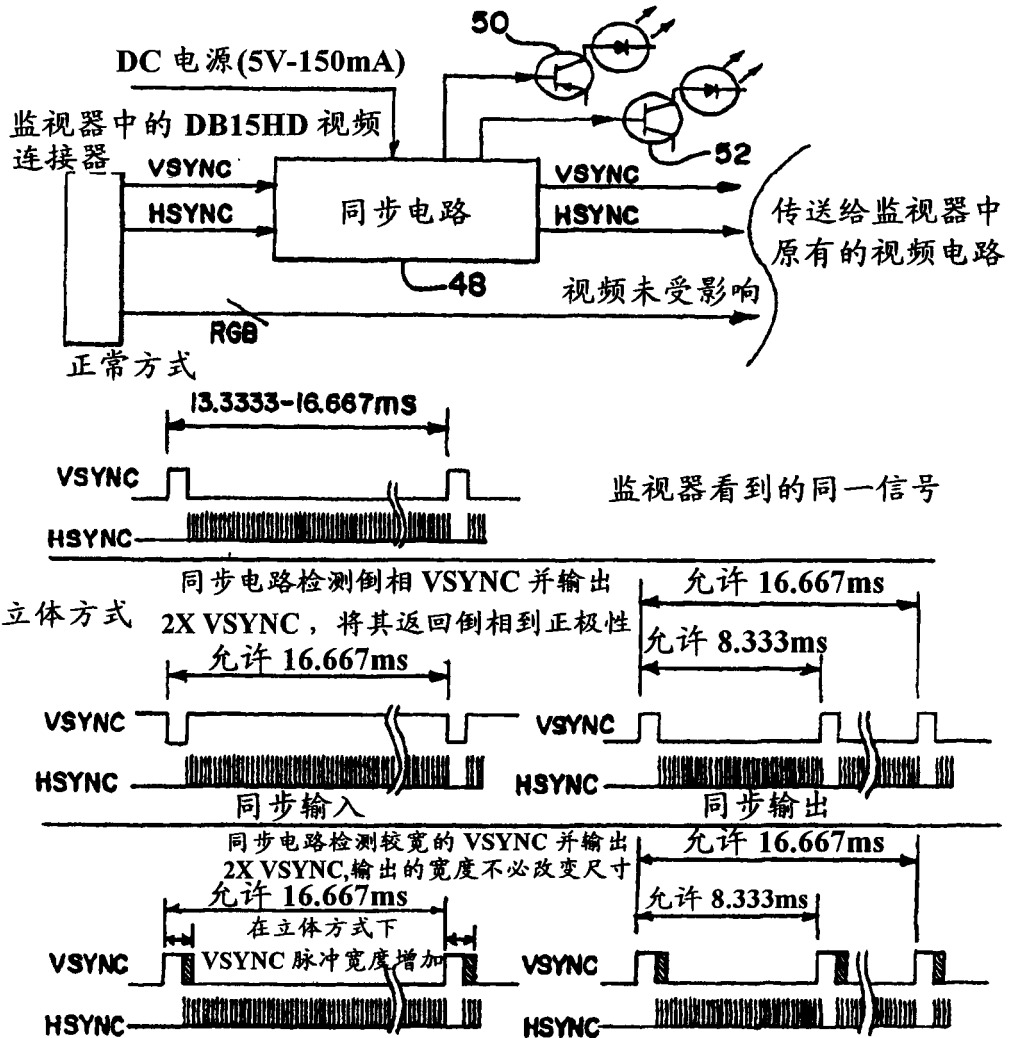
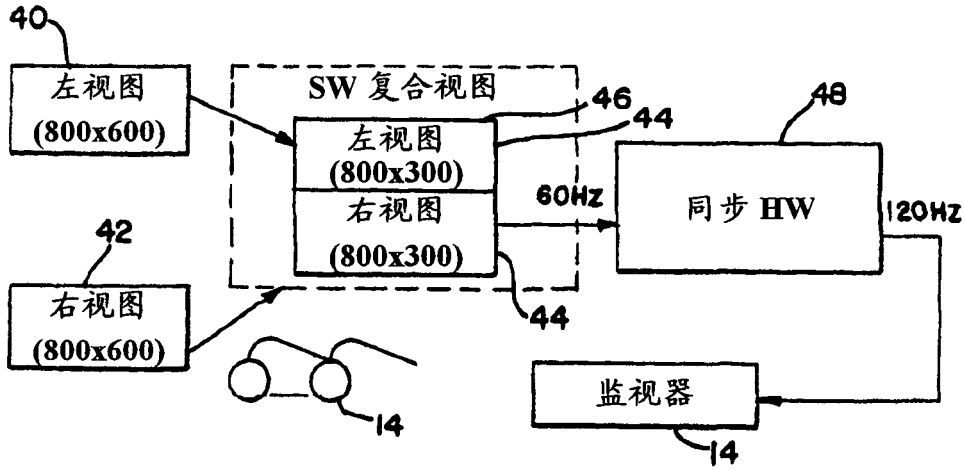


图 4

图 5

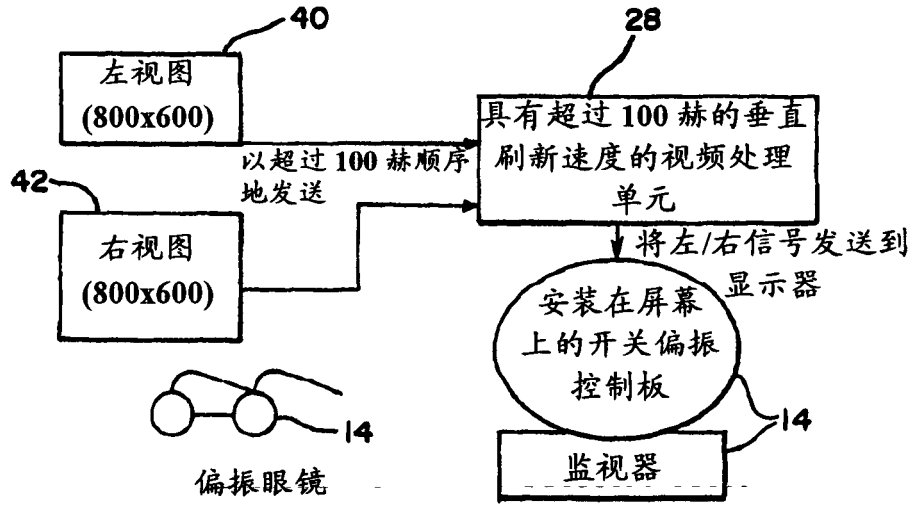


图 6

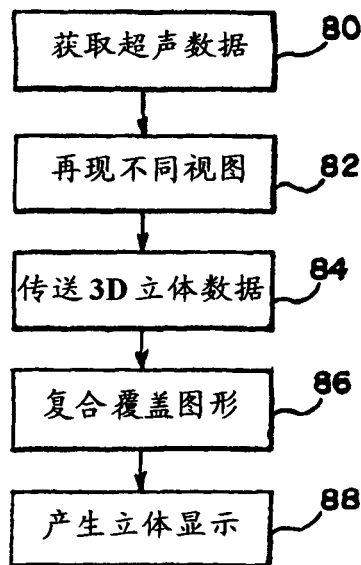
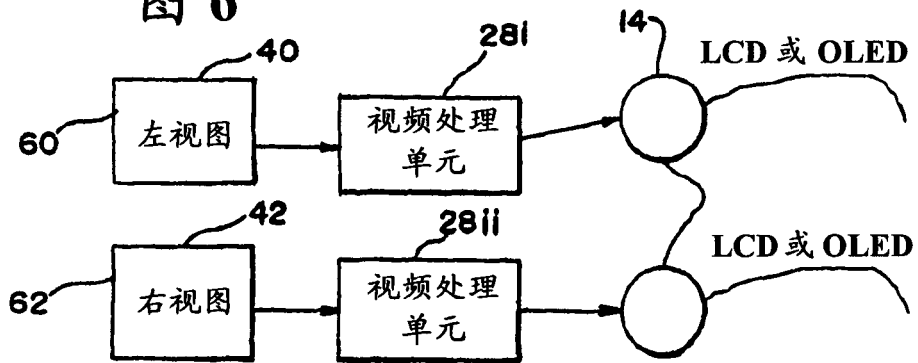


图 7

专利名称(译)	立体三维或四维超声成像		
公开(公告)号	CN1810212A	公开(公告)日	2006-08-02
申请号	CN200610006878.1	申请日	2006-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	Q马 SR马奎斯 RN费尔普斯 DA瓦塔亚 GA赖策尔 CM罗维里 JD霍普尔		
发明人	Q·马 S·R·马奎斯 R·N·费尔普斯 D·A·瓦塔亚 G·A·赖策尔 C·M·罗维里 J·D·霍普尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/483 A61B8/462		
代理人(译)	杨凯 梁永		
优先权	11/042888 2005-01-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供医学诊断超声立体成像(88)。可以用来利用超声对物体扫描的医学诊断超声系统(12)还可以用来产生(88)物体的三维立体视图。视频处理单元(28)和/或显示装置(14)产生所述立体显示。

