

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710162233.1

[43] 公开日 2008年4月23日

[11] 公开号 CN 101164499A

[22] 申请日 2007.10.8

[21] 申请号 200710162233.1

[30] 优先权

[32] 2006.10.3 [33] US [31] 11/538244

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 潘丽虹 K·N·拉孔特

S·西里沃卢

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 王小衡

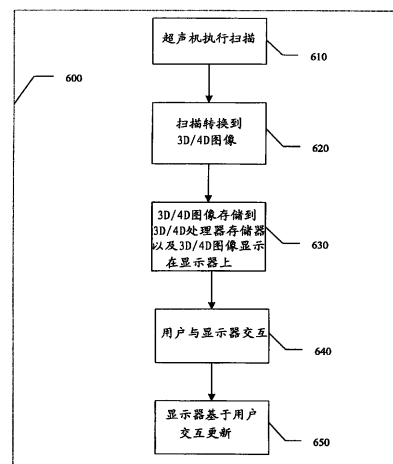
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 6 页

## [54] 发明名称

用于三维和四维对比成像的系统和方法

## [57] 摘要

本发明涉及用于三维和四维对比成像的系统和方法。对比增强剂增强 3D 和/或 4D 超声图像，通过其超声机(110)获取超声图像数据，以及处理器(130)利用对比增强剂将超声图像数据转换为对比增强的 3D 和/或 4D 图像。多种其它实施例还包括 CTI 处理器(160)，其可适于生成 CTI 图像数据；和/或 TIC 处理器(170)，其可适于生成 TIC 图像数据。



1. 一种超声成像系统(100), 包括:  
用于获取超声图像数据的超声机(110); 以及  
用于将超声图像数据转换为对比增强的三维(3D)或四维(4D)图像的处理器(130)。
2. 如权利要求1所述的超声成像系统(100), 还包括下述中的至少一个:  
对比断层成像(CTI)处理器(160), 其中所述CTI处理器(160)适于生成CTI图像数据; 以及  
时间强度曲线(TIC)处理器(170), 其中所述TIC处理器(170)适于生成TIC图像数据。
3. 一种用于获取超声图像的方法, 包括:  
获取超声图像数据; 以及  
将所述超声图像数据转换为三维(3D)或四维(4D)对比增强图像。
4. 如权利要求3所述的方法, 还包括提供下述中的至少一个:  
对比断层成像(CTI)处理器(160), 其中所述CTI处理器(160)适于生成CTI图像数据; 以及  
时间强度曲线(TIC)处理器(170), 其中所述TIC处理器(170)适于生成TIC图像数据。
5. 如权利要求3所述的方法, 还包括:  
提供对比增强剂, 用于将所述超声图像数据转换为3D或4D对比增强图像。
6. 如权利要求5所述的方法, 还包括提供下述中的至少一个:  
对比断层成像(CTI)处理器(160), 其中所述CTI处理器(160)适于生成CTI图像数据; 以及  
时间强度曲线(TIC)处理器(170), 其中所述TIC处理器(170)适于生成TIC图像数据。
7. 如权利要求3所述的方法, 还包括:  
提供对比增强剂, 用于将所述超声图像数据转换为3D或4D对比增强图像; 以及  
利用所述对比增强图像将所述超声图像数据转换为3D或4D对比

增强图像。

8. 如权利要求 7 所述的方法，还包括提供下述中的至少一个：

对比断层成像 (CTI) 处理器 (160)，其中所述 CTI 处理器 (160) 适于生成 CTI 图像数据；以及

时间强度曲线 (TIC) 处理器 (170)，其中所述 TIC 处理器 (170) 适于生成 TIC 图像数据。

## 用于三维和四维对比成像的系统和方法

### 技术领域

本发明通常涉及健康护理环境中的三维(3D)和四维(4D)对比成像。具体的,本发明涉及利用超声技术将对对比成像应用到3D和4D图像以提高诊断准确度和效率的系统和方法。用户能够基于患者以前检查的图像来观察患者图像。

### 背景技术

临床或健康护理环境是拥挤、要求严格的环境。因此,高度希望利用超声技术将对对比成像应用到3D和4D图像以提高效率,其中用户能够基于患者当前或以前检查的图像来观察患者图像。此外,通过利用3D和/或4D对比成像以便更准确诊断患者的能力对于执业医师和/或技师以及患者都非常有价值。

除了其它疾病之外,超声波在产科成像以及治疗和/或检测肾结石,外周血管疾病,颈部动脉血管狭窄(其可导致中风),和深静脉血栓(其可导致中风,冠状动脉堵塞或肺栓塞)中起到非常重要的作用。超声波也应用于诸如像活组织检查和引流的成像指导的介入中。

超声技术利用高频声波以实时观察体内的软组织结构。超声图像被视为静态的二维(2D)图像。然而,利用当前的技术,可以得到3D图像和实时观察的3D图像(即4D图像)。

3D和4D成像具有超过2D技术的诸多优点。例如,通过为诊断过程提供独特的信息和透视,观察3D和4D的超声图像可极大地提高诊断进程。利用3D和4D图像可显著降低诊断的不准确度,因为更加清晰的3D和4D图像会使得对复杂结构的理解更为容易。3D和4D技术结合体积数据使得可能从多角度来分析相关组织。利用3D和4D技术,可获得二维扫描不可能获得的冠状图像平面和解剖图像。此外,由于3D和4D技术通过来自体积数据的增强透视允许全面检查,因而可获得更高质量和数量的信息,以便提高诊断效率。利用3D和4D成像,所有图像的平面都是可复制的(也就是,虚拟患者)。

3D 和 4D 技术可缩短研究时间、减少患者等待的时间，以及提供更快速的全面检查过程。

此外，4D 成像可提供超过其它 3D 成像诊断过程的更多优点。4D 技术允许在运动的物体或器官上进行实时诊断。例如，4D 成像通过允许执业医师和/或技师观察胎儿的运动形态来对胎儿的发育下结论，从而可提高胎儿诊断的准确度。在超声指导的活组织检查中，由于 4D 技术可在所有三维图像平面完全实时地控制探针的运动，因而 4D 技术可极大地提高诊断的准确度。

目前可在一些超声系统中获得 3D 和 4D 超声成像技术。然而，利用超声对比成像来应用 3D/4D 技术将为临床带来显著的益处。通过对比成像，可以看到非常细小血管中的血液流动。在对比成像中，对比剂通过静脉注入到血管中。对比剂通常在体内只停留几分钟。在注射后立即进行对比成像。利用对比增强动态变化来对损伤进行检测和分类。当对比剂在体内的整个时间内需要超声波传感器保持停留在损伤处。因为 3D 和 4D 对比成像在整个体积中获取对比信息，所以用户能够观看肿瘤周围的血管分布。它也使得超声波传感器更容易保持停留在损伤目标上。通过监测对比增强，利用 3D 和 4D 图像的对比成像可允许执业医师和/或技师更容易识别肿瘤。

由专职医护人员利用 3D 和 4D 技术来帮助观察和检测患者的异常。利用 3D 和 4D 图像的对比成像可能是必要的，以便专职医护人员来准确、高效且有效地诊断患者。利用超声技术将对比成像应用到 3D 和 4D 图像的系统和方法将提高超声检查的准确度和效率。因此需要利用超声技术将对比成像应用到 3D 和 4D 图像以提高诊断准确度和效率的系统和方法，其中执业医师和/或技可基于患者当前或以前检查的图像来观察患者图像。

### 发明内容

在本发明的配置的一些实施例中，超声成像系统包括用来获取超声图像数据的超声机 (ultrasound machine) 和将超声图像数据转换为对比增强的 3D 和/或 4D 图像的处理器的处理器。超声成像系统还可进一步包括可适于生成 CTI 图像数据的 CTI 处理器，和/或可适于生成 TIC 图像数据的 TIC 处理器。

在其它实施例中,用于获取超声图像的方法包括提供用于获得超声图像数据的超声机以及提供用于将超声图像数据转换为 3D 和/或 4D 对比增强图像的处理器的方法。该方法还可进一步包括提供可适于生成 CTI 图像数据的 CTI 处理器,和/或可适于生成 TIC 图像数据的 TIC 处理器。

在其它实施例中,用于获取 3D 和/或 4D 对比增强超声图像的方法包括提供对比增强剂,提供用于获得超声图像数据的超声机,以及提供用于利用对比增强剂将超声图像数据转换为 3D 和/或 4D 对比增强图像的处理器的方法。

在其它实施例中,用于获取 3D 和/或 4D 对比增强超声图像的方法包括获取超声图像数据并将此超声图像数据转换为三维(3D)或四维(4D)对比增强图像。

仍在其它实施例中,3D 和 4D 对比成像系统可包括用于获取图像数据的超声机。该系统还可包括 3D/4D 处理器,用于将上述图像数据转换为一个或多个对比增强图像,所述一个或多个对比增强图像是 3D 和 4D 图像中的一个或多个。此外,该系统可包括一个或多个显示器,其适于显示:i) 一个或多个对比增强图像;ii) 使用 CTI 处理器的一个或多个重建的 CTI 图像,和/或 iii) 使用 TIC 处理器的一个或多个 TIC 曲线。该系统还可包括能够存储图像数据的一个或多个存储服务器,其中图像数据包含一个或多个对比增强图像,CTI 图像数据,TIC 图像数据,一个或多个重建的 CTI 图像,和/或一个或多个 TIC 曲线。

在另外的实施例中,用于将对比成像应用到 3D 和 4D 图像上的方法包括将由声机获取的图像数据转换为一个或多个对比增强图像,所述一个或多个对比增强图像为 3D 图像和/或 4D 图像。该方法还可包括基于该一个或多个对比增强图像使用 CTI 处理器生成一个或多个重建的 CTI 图像,和/或基于该一个或多个对比增强图像使用 TIC 处理器生成一个或多个 TIC 曲线。此外,该方法还可包括在一个或多个存储服务器中存储一个或多个对比增强图像,一个或多个重建的 CTI 图像,和/或一个或多个 TIC 曲线。该方法还可包括显示一个或多个对比增强图像,一个或多个重建的 CTI 图像,和/或一个或多个 TIC 曲线。

此外,其它实施例包括含有一组计算机指令的计算机可读的存储介质。在一些实施例中,该组指令包括图像转换程序,用于将由超声机获取的图像数据转换为一个或多个对比增强图像,所述对比增强图像为3D和/或4D图像。该组指令还可包括重建程序,用于基于该一个或多个对比增强图像使用CTI处理器重建一个或多个CTI图像。此外,该组指令还可包括生成程序,用于基于该一个或多个对比增强图像使用TIC处理器生成一个或多个TIC曲线。该组指令还可包括存储程序,以存储一个或多个对比增强图像,一个或多个CTI图像,和/或一个或多个TIC曲线。该组指令还包括显示程序,用于显示一个或多个对比增强图像,一个或多个CTI图像,和/或一个或多个TIC曲线。

#### 附图说明

图1示出根据本发明的实施例所使用的3D和4D对比成像系统;

图2示出时间平面显示器中的对比断层成像(contrast tomography imaging)的例子。此图显示按时间顺序在每一体积中的相同图像平面;

图3示出时间体积显示器中的对比断层成像的例子。此图显示通过组合按时间顺序在所有体积中的相同图像平面而形成的体积图像;

图4示出显示作为时间函数的区域或体积内的平均对比强度的图的例子;

图5示出空间内的对比断层成像。此图显示体积中的多个图像平面;

图6示出根据本发明的实施例的方法的流程图,此方法用于利用超声技术将对比成像应用到3D和4D图像上。

当结合附图阅读时,可以更好地理解上述内容以及下述对本发明的一些实施例的详细描述。为了说明本发明的目的,在图中示出了一些实施例。但是,应该理解本发明并不限于在图中所示的配置和手段。

#### 具体实施方式

图 1 示出根据本发明的实施例所使用的 3D 和 4D 对比成像系统 100。系统 100 包括超声机 110，图像处理器 120 和/或 3D/4D 处理器 130，3D/4D 处理器存储器 140，体积信号处理器 150，对比断层成像 (CTI) 处理器 160，时间强度曲线 (TIC) 处理器 170，体积测量处理器 180，和显示器 190。其中，CTI 处理器 160 可包括图像剪切信号处理电平部件 162，时间体积显示器中的 CTI 图像重建部件 164，时间平面显示器中的 CTI 图像重建部件 166，和/或空间内的 CTI 图像重建部件 168。系统 100 的这些部件可通过有线或无线连接在一个或多个处理单元上进行通信，所述处理单元是诸如计算机、医疗系统、存储设备、用户处理器和/或处理单元。系统 100 可以软件和/或硬件来实施。在一些实施例中，3D 和 4D 对比成像系统 100 被集成到单个单元中，或者可以多种形式集成。在实施例中，系统的用户可以是医生、超声检查医师、执业医师和/或技师、其它的医院员工等。因此，在 3D 和/或 4D 超声成像中使用对比剂具有增强诊断配置的技术效果。

可使用系统 100 来提供一种解决方案，用于利用超声技术将对对比成像应用到 3D 和 4D 图像以改善诊断的准确度和效率，其中执业医师和/或技师能够基于患者以前检查的图像来观察患者的图像。执行超声检查的超声检查医师、执业医师、技师、或医院的其它员工经常使用 3D 和/或 4D 图像。这些图像可以提供辅助医生观察和检测异常的解剖图。在获取 3D 和/或 4D 图像时使用注入到体内的对比剂通过帮助医生或执业医师诊断患者的异常带来显著的临床效果。例如，利用对比成像，可以看到在非常细小血管中的血液流动。例如在肿瘤识别和分类中，监控作为时间函数的对比增强变化可以提供重要的诊断信息。在实施例中，其中 3D 和/或 4D 图像的例子包括：多平面图像，曲面图像，体积绘制图像，飞过 (fly-through) 图像视图，飞绕 (fly-around) 图像视图，最大强度投影，和最小强度投影。其中矢状和冠状视图是根据本发明的实施例的多平面图像视图的例子。本领域的技术人员可由其认识到多种类型的 3D 和/或 4D 图像和视图的子集。所提到的 3D 和/或 4D 图像的类型和任何视图只是示例的目的，而并非旨在限制本发明。

在实施例中，超声机 110 通过电、机械、和/或手动地控制超声

波变换器对感兴趣的区域进行体积图像的扫描，以获取 3D 或 4D 图像。获取单一体积形成 3D 图像。在一定时间量内获取多个体积图像形成 4D 图像。如果图像是电或机械地获得的，则用户可以使用例如显示器 190 来输入由超声波变换器使用的信息，以进行超声检查。例如，其中，当使用显示器 190 控制超声波变换器进行电或机械超声检查时，用户可以用显示器来确定一个或多个下述事项：感兴趣的区域，获取体积的角度，获取质量（由获取时间指示），获取的最初平面（例如，纵向的或横向的），和是否将要获取 3D 或 4D 图像。在实施例中，用对比进行超声检查时，当对比剂进入动脉时，探针的扫描方向可能会与血流方向成直线，以获取整个血管的对比图像。在 4D 对比成像中，至少在初期，探针可以单向扫描，从而用户可以相对于血流控制扫描方向。

在实施例中，其中，用户使用显示器 190 来观察和交互作为超声检查结果产生的图像，并且如果电子地控制超声机 110，显示器 190 可用来进行超声检查。检查的图像可在图像观察器上显示，该图像观察器是显示器 190 上（或可接入显示器 190）的程序或应用（application）。在实施例中，其中，3D 和 / 或 4D 图像可以被显示为截面图像（也就是独立地以 2D 观察三个垂直 3D/4D 平面的每一个），和 / 或被显示为 3D/4D 体积绘制图像。当观察来自检查的图像时，其中，用户可使用与体积信号处理器 150、CTI 处理器 160、TIC 处理器 170、和 / 或体积测量处理器 180 相关联的一个或多个应用，例如来改变图像视图，过滤图像信息以便在图像中定位可能的异常，和 / 或绘制时间强度曲线 400（如果是 4D 图像）。与体积信号处理器 150，CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和 / 或体积测量处理器 180 相关联的该一个或多个应用可与图像观察器或单独的应用集成，该一个或多个应用为 190 显示器上（或可接入显示器 190）的程序或应用。在实施例中，其中，显示器 190 还可包括图像处理器 120 和 / 或 3D/4D 处理器 130，3D/4D 处理器存储器 140，体积信号处理器 150，CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和 / 或体积信号处理器 180。图像处理器 120 和 / 或 3D/4D 处理器 130，体积信号处理器 150，CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和体积信号处理器 180 可以是一组命令，其可以在 3D/4D 处理器存储器 140 或显示器 190 上以软件和 / 或硬

件来实施，诸如 PACS 工作站或其它工作站。在实施例中，系统 100 的超声检查医师或其它用户可以观察和改变在 3D/4D 处理器存储器 140 中存储的先前检查。在实施例中，其中，显示器 190 可以是触摸板显示器，声控显示器，用按钮、旋钮等使用的显示器，和/或用键盘/鼠标使用的显示器（例如计算机）。

在实施例中，图像处理器 120 用于将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D 图像。3D/4D 处理器 130 用于将来自超声机 110 或图像处理器 120 的图像数据转换为 3D 或 4D 图像。在实施例中，在将 2D 图像数据发送到处理器存储器（其可以是 3D/4D 处理器存储器 140 或者独立的存储器）和/或 3D/4D 处理器 130 以转换为 3D 或 4D 图像之前，图像处理器 120 将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D 图像。在另一个实施例中，超声机 110 将图像数据直接发送到 3D/4D 处理器 130。在另一个实施例中，图像处理器 120 和 3D/4D 处理器 130 可以集成为一个部件，其能够将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D、3D 和/或 4D 图像。

在实施例中，在超声检查医师或其它保健医生给患者进行超声检查之后，用 3D/4D 处理器存储器 140 存储由检查生成的图像，并且图像数据由图像处理器 120 和/或 3D/4D 处理器 130 进行转换。此外，用于生成或改变超声检查图像的参数可存储在 3D/4D 处理器存储器 140 中，这些参数可以由超声检查医师或其它保健医生在重建 3D 或 4D 图像、生成 TIC 曲线 500、或绘制 3D 或 4D 图像时生成的。可替换的或另外的，其中，3D/4D 图像可存储在显示器 190 上，和/或 3D/4D 处理器存储器 140 上，其可以是 PACS 服务器，数据库，库，或其它一般存储器。其中，3D/4D 处理器存储器 140 也可以存储图像处理器 120 和/或 3D/4D 处理器 130，CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和/或体积测量处理器 180 中的一个或多个。3D/4D 处理器存储器 140 可以与显示器 190 集成或是独立的系统。在实施例中，由 3D/4D 处理器 130 存储的当前检查的图像显示在显示器 190 上。在另一个实施例中，当在系统 100 的用户指令下由显示器 190 发出命令时，保存的来自当前和/或先前检查的图像发送到 CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和/或体积测量处理器 180 中的一个或多个。

在实施例中，体积信号处理器 150 用于对体积图像进行信号处理

(例如, 在用户指示下根据来自显示器 190 的命令)。体积信号处理器 150 利用信号处理来增强图像体积, 并允许用户从数据中获取大量的信息。在实施例中, 其中, 用户可以使用体积信号处理器 150 来平滑或增强表面纹理, 最小或最大化透明度, 以及提高或降低在绘制的体积图像上的梯度光。例如, 用户可以使用体积信号处理器 150 最大化体积的透明度, 以便更容易观察图像体积中的稠密物质, 改善超声检查医师或医生诊断患者的能力。

在实施例中, 3D 和 4D 对比成像系统 100 使用 CTI 处理器 160 对图像 162 进行信号处理, 和/或在时间体积显示器 164, 时间平面显示器 166 中重建 4D 图像, 和/或在空间显示器 168 中重建 3D 或 4D 图像。例如, 对患者进行超声检查的超声检查医师可能想观察在时间平面显示器 200 中重建的 CTI 图像, 在时间体积显示器 300 中重建的 CTI 图像, 和/或在空间显示器 400 中重建的 CTI 图像。

图 2 示出时间平面显示器的 CTI 图像 200。时间平面显示器中的 CTI 图像 200 以时间顺序在每个用户选择的体积或所有体积中显示相同的图像平面。该图像平面可以在体积中的任一方向和位置进行选择。如果一次需要显示太多的图像, 则用户可以使用旋钮或按键来滚动所有图像。在时间平面显示器中的 CTI 图像 200 可以使用 4D 图像 (或在一段时间内的多个 3D 图像) 重建, 因为图像 200 在一段时间内。图 3 示出时间体积显示器中的 CTI 图像 300。时间体积显示器中的 CTI 图像 300 以时间顺序显示通过所有体积中组合相同图像平面形成的体积图像。时间体积显示器中的 CTI 图像 300 可以使用 4D 图像 (或在一段时间内的多个 3D 图像) 重建, 因为图像 300 在一段时间内。时间平面显示器中的 CTI 图像 200 和时间体积显示器中的 CTI 图像 300 对于医生或超声检查医师是有利的, 因为医生或超声检查医师可以监控作为时间函数的对比增强变化, 其可有助于例如肿瘤识别和分类。

图 5 示出空间显示器中的 CTI 图像 500。空间显示器中的 CTI 图像 500 显示在体积中的多个图像平面。空间显示器中的 CTI 图像 500 可以使用 3D 图像, 或者使用来自 4D 图像的一个体积图像重建。空间中的 CTI 图像可以沿着体积中的任何取向形成, 并且 CTI 中的图像平面均匀间隔开。可由用户选择图像平面间的间隔。如果将要

显示太多的图像平面，则可使用旋钮或按键来滚动这些图像平面。初始的检查图像和随后重建的图像 200, 300, 500 可以存储在 3D/4D 处理器存储器 140 或单独的存储服务器上（例如，与显示器 190 集成的存储服务器）。

在实施例中，CTI 处理器 160 使用图像剪切信号处理器 162 来对图像剪切进行信号处理（优选在用户的指示下根据来自显示器 190 的命令）。图像剪切信号处理器 162 利用信号处理来增强图像剪切（或平面），并且允许用户从数据中得到最大量的信息。在实施例中，其中，用户可以使用图像剪切信号处理器 162 来平滑图像剪切中感兴趣的区域，或者增强图像剪切中感兴趣的区域的边界（或结构）。例如，用户可利用图像剪切信号处理器 162 来在每个图像平面周围的非常薄的切片内进行平滑，以改善图像质量。图像剪切信号处理器 162 可从 3D/4D 处理器存储器 140 接收原始的 3D 或 4D 图像来对 3D 或 4D 图像进行剪切图像信号处理，或者该 3D 或 4D 图像可以是已经由体积信号处理器 150 增强的图像，其需要在由 CTI 处理器 164-168 的另一部件重建图像之前在图像剪切水平上进一步增强。如果用户确定不需要图像剪切信号处理，则图像数据直接发送到由系统 100 的用户选择的 CTI 图像重建部件 164-168。

在实施例中，在用户指令下根据来自显示器 190 的命令，3D 和 4D 对比成像系统 100 通过对 4D 图像数据执行算法（或在空间显示器 168 中的 CTI 的情况下，对 3D 图像数据或者对 4D 图像数据的时间中的时刻执行算法）在时间体积显示器 164，时间平面显示器 166 中重建 4D 图像，和/或在空间显示器 168 中重建 3D 或 4D 图像。图像数据可经由 3D/4D 处理器存储器 140 发送到 CTI 处理器 160，并且可在系统 100 用户的判断下由图像剪切信号处理器 162 进行改变（取决于用户是否指示系统 100 执行信号处理以改善图像质量）。在实施例中，在图像数据重建成为在时间体积显示器中的 CTI 图像 300，时间平面显示器中的 CTI 图像 200，或空间显示器中的 CTI 图像 500 之后，重建的图像 200, 300, 500 发送到显示器 190 并在其上显示。在另一个实施例中，重建 CTI 图像也可以作为一个或多个数据文件输出。在实施例中，数据文件和/或重建图像 200, 300, 500 可存储在 3D/4D 处理器存储器 140 或者独立的存储服务器上（例如，与显

示器 190 集成的存储服务器)。

在实施例中, TIC 处理器 170 用于用曲线图 400 表示在区域或体积中作为时间函数的平均对比强度。图 4 示出 TIC 曲线 400 的例子。在实施例中, 在用户指令下根据来自显示器 190 的命令, 3D 和 4D 对比成像系统 100 测量用户选择区域或体积内的平均化的对比强度, 计算在每一体积图像中的强度, 并描绘出作为时间函数的强度曲线 (TIC 曲线) 400 以便通过对 4D 图像数据执行算法进行下一步分析。在另一个实施例中, TIC 曲线 400 也可作为数据文件输出, 尤其是例如作为强度和时间表。图像数据可经由 3D / 4D 处理器存储器 140 发送到 TIC 处理器 170。在实施例中, 在图像数据转换为 TIC 曲线 400 的图表后, 图表 400 被发送到显示器 190, 并在其上显示。在实施例中, 由 TIC 处理器 170 产生的 TIC 曲线 400 的图表和/或数据文件可存储在 3D / 4D 处理器存储器 140 或独立的存储服务器上 (例如, 与显示器 190 集成的存储服务器)。

在实施例中, 使用体积测量处理器 180 来观察图像体积中感兴趣的区域。例如, 如果在观察来自超声检查的 3D 或 4D 图像之后, 用户想测量在体积图像内肿瘤上的体积, 则该用户可以使用显示器 190 描绘出肿瘤边界, 并使用体积测量处理器 180 来测量肿瘤。然后, 用户可以使用显示器 190 以任何角度旋转和观察肿瘤结构。在另一个实施例中, 显示器 190 和/或体积测量处理器 180 可以自动检测体积图像内的肿瘤边界, 以显示肿瘤, 并测量其体积。然而在另一个实施例中, 用户可以由剖面图中的一个或两个描绘出肿瘤边界 (3D / 4D 图像可以以 A, B 和 C 三个垂直平面的截面形式显示), 显示器 190 和/或体积测量处理器 180 自动检测剩余剖面图中的边界。

操作时, 用超声机 110 对注射了对比剂的患者进行机械地、手动地或电子地扫描。超声机 110 将图像数据发送到图像处理器 120, 在此图像数据转换为 2D 图像。然后来自图像处理器 120 的图像数据发送到 3D / 4D 处理器 130, 在此 2D 图像数据转换为 3D 或 4D 图像数据。可选择的, 来自超声机 110 的图像数据可以直接发送到 3D/4D 处理器 130, 在此来自超声检查的图像数据转换为 3D 或 4D 图像。然后, 3D 或 4D 图像保存在 3D / 4D 处理器存储器 140 中, 并在显示器 190 上显示。用户使用图像观察器观察显示器 190 上的图像。用户使用

体积信号处理器 150, CTI 处理器 160, TIC 处理器 170, 和/或体积测量处理器 180 来观察和诊断患者。如果使用 CTI 处理器 160 或体积测量处理器 180, 则超声检查医师或其它执业医生可选择使用体积处理器 150 对体积图像进行体积信号处理, 以改善体积图像的图像质量。如果使用 CTI 处理器 160, 则超声检查医师或其它保健医生可使用图像剪切信号处理器 162 对一个或多个图像平面进行图像平面信号处理, 以改善一个或多个图像剪切的质量。此外, 如果使用 CTI 处理器 160, 则超声检查医师或其它保健医生可选择在时间体积显示器(如果是 4D 图像)166, 时间平面显示器(如果是 4D 图像)164, 和/或空间显示器(对于 3D 图像或者 4D 图像的时间中的时刻)168 中观察 CTI 图像重建。重建图像 200, 300, 500(由 CTI 处理器 160 生成), TIC 曲线 400(由 TIC 处理器 170 生成), 或者重建体积测量图像(由体积测量处理器 180 生成), 与用于生成重建图像 200, 300, 500, TIC 曲线 400, 或重建体积测量图像的任何参数一起, 保存到 3D/4D 处理器存储器 140。在其后的任何时刻, 访问系统 100 的超声检查医师或执业医生可以从 3D/4D 处理器存储器 140 中重新获得保存的图像或图表来进一步分析和/或使用 CTI 处理器 160、TIC 处理器 170 和/或体积测量处理器 180 生成附加的图像。

图 6 示出根据本发明的实施例的方法的流程图 600, 此方法用于利用超声技术将对对比成像应用到 3D 和 4D 图像上。

首先, 在步骤 610, 由超声检查医师或其它保健医生进行超声检查, 结果生成一个或一组图像。例如, 超声检查医师可以通过电子地、机械地或手动地控制超声波变换器来扫描感兴趣区域的体积图像, 进行超声检查。获取单一体积生成 3D 图像。获取特定时间量内的多个体积图像生成 4D 图像。如果图像是电子或机械获取的, 则用户可以使用例如显示器 190 来输入由超声波变换器进行超声检查所使用的信息。例如, 其中, 当使用显示器 190 来控制超声机 110 进行电子或机械的超声检查时, 用户可以使用显示器来确定下述中的一个或多个: 感兴趣的区域, 获取体积的角度, 获取质量(由获取时间指示), 获取的最初平面(例如, 纵向的或横向的), 和是否将要获取 3D 或 4D 图像。在实施例中, 用对比进行超声检查时, 当对比剂进入动脉时, 探针扫描方向可以与血流方向排成直线, 以获取

整个血管的对比图像。在 4D 对比成像中，至少在初期，探针可以单向扫描，从而用户可以相对于血流控制扫描方向。

在步骤 620，从超声机 110 获取的图像数据转换为 3D 或 4D 图像。在实施例中，使用图像处理器 120 将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D 图像。使用 3D/4D 处理器 130 将来自超声机 110 的图像数据转换为 3D 或 4D 图像。在实施例中，在将 2D 图像数据发送到处理器存储器（其可以是 3D/4D 处理器存储器 140 或者独立的存储器）和/或 3D/4D 处理器 130 以转换为 3D 或 4D 图像之前，图像处理器 120 将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D 图像。在另一个实施例中，超声机 110 将图像数据直接发送到 3D/4D 处理器 130。在另一个实施例中，图像处理器 120 和 3D/4D 处理器 130 可以集成为能够将来自超声机 110 的图像数据转换为 2D、3D 和/或 4D 图像的一个部件。

然后，在步骤 630，将 3D 或 4D 图像保存在 3D/4D 处理器存储器 140 上，并在显示器 190 上显示该图像。在实施例中，在用户对患者进行超声检查之后用 3D/4D 处理器存储器 140 保存由检查生成的图像，并且图像数据由图像处理器 120 和/或 3D/4D 处理器 130 进行转换。此外，用于生成或改变超声检查图像的参数可保存到 3D/4D 处理器存储器 140，这些参数可以由用户在重建 3D 或 4D 图像，生成 TIC 曲线 500，和/或绘制 3D 或 4D 图像时生成的。可替换的或另外的，3D/4D 图像可存储在显示器 190 上和/或 3D/4D 处理器存储器 140 上，其尤其可以是 PACS 服务器，数据库，库，或其它一般存储器。3D/4D 处理器存储器 140 尤其还可以存储图像处理器 120 和/或 3D/4D 处理器 130，CTI 处理器 160，TIC 处理器 170，和/或体积测量处理器 180 中的一个或多个。3D/4D 处理器存储器 140 可以与显示器 190 集成或是独立的系统。在实施例中，由 3D/4D 处理器 140 存储的当前检查的图像显示在显示器 190 上。在另一个实施例中，当在系统 100 的用户指令下由显示器 190 发出命令时，保存的来自当前和/或先前检查的图像发送到 CTI 处理器，TIC 处理器，和/或体积测量处理器中的一个或多个。

接下来，在步骤 640，用户与显示器 190 进行交互。尤其，通过与显示器 190 交互来旋转图像和缩小或放大图像内的各种结构，使用系统 100 的用户可以观察来自超声检查的原始图像。如果观察 4D

图像，则用户也可以使用例如与显示器 190 相关联的按键或旋钮来逐个体积地（在一段时间内）仔细检查 4D 图像。此外，用户可对原始的 3D 或 4D 图像执行多种作用，以简便、快速且有效地诊断患者。

例如，用户可使用体积信号处理器 150 来增强图像体积，并允许用户由数据中获取最大量的信息。在实施例中，尤其，用户可以使用体积信号处理器 150 来平滑或增强表面纹理，最小或最大化透明度，以及提高或降低梯度光。例如，用户可以使用体积信号处理器 150 最大化体积的透明度，以便更容易观察绘制的体积图像中的稠密物质，改善超声检查医师或医生诊断患者的能力。

在另一个实施例中，用户可使用 TIC 处理器 170 用图表 400 表示在区域或体积中作为时间函数的平均对比强度。在用户指令下根据显示器 190 的命令，3D 和 4D 对比成像系统 100 测量用户选择区域或体积内的平均化的对比强度，计算在每一体积图像中的强度，并描绘出作为时间函数的强度曲线 (TIC 曲线) 400 以便通过对 4D 图像数据执行算法进行下一步分析。图像数据可经由 3D / 4D 处理器存储器 140 发送到 TIC 处理器 170。在实施例中，在图像数据转换为 TIC 曲线 400 的图表后，图表 400 被发送到显示器 190 并在其上显示。在实施例中，由 TIC 处理器 170 产生的 TIC 曲线 400 的图表可存储在 3D / 4D 处理器 140 或独立的存储服务器上（例如，与显示器 190 集成的存储服务器）。

用户也可以使用体积测量处理器 180 来观察图像体积中感兴趣的区域。例如，如果在观察来自超声检查的 3D 或 4D 图像之后，用户想观察在体积图像本身内的特定结构，则用户可以使用显示器 190 来选择该结构的边界，并且使用体积测量处理器 180，显示器 190 将显示 3D 或 4D 图像结构本身。然后，用户可以使用显示器 190 以任何角度旋转图像结构和观察图像结构。在另一个实施例中，显示器 190 和/或体积测量处理器 180 可以自动检测体积图像内的结构边界以进行显示。在另一个实施例中，用户可以由三个剖面图中的一个或两个描绘肿瘤边界，并且显示器 190 和/或体积测量处理器 180 自动检测剩余剖面图中的边界，并计算肿瘤体积。

在另一个例子中，超声检查医师或其它执业医师可以使用 CTI 处理器 160 对图像 162 进行信号处理和/或在时间体积显示器 164，

时间平面显示器 166 中重建四维图像, 和/或在空间显示器 168 中重建 3D 或 4D 图像。例如, 对患者进行超声检查的超声检查医师可能想观察在时间平面显示器中重建的 CTI 图像 200, 在时间体积显示器中重建的 CTI 图像 300, 和/或在空间显示器中重建的 CTI 图像 400。在用户指令下根据显示器 190 的命令, 3D 和 4D 对比成像 100 通过对 4D 图像数据执行算法 (或在空间显示器 168 中的 CTI 的情况下, 对 3D 图像数据或者对 4D 图像数据的时间中的时刻执行算法) 在时间体积显示器 164, 时间平面显示器 166 中重建 4D 图像, 和/或在空间显示器 168 中重建 3D 或 4D 图像。图像数据可经由 3D/4D 处理器存储器 140 发送到 CTI 处理器 160, 并且可在系统 100 的超声检查医师或其他用户的判断下由图像剪切信号处理器 162 进行改变 (取决于用户是否指示系统 100 执行信号处理以改善图像质量)。

然后, 在步骤 650, 根据由用户 (例如超声检查医师或其它执业医师) 给系统 100 的命令更新显示器。如果 TIC 曲线或重建图像是由超声检查医师或其它执业医师生成的, 则那些 TIC 曲线、重建图像, 和用于生成 TIC 曲线和/或重建图像所使用的任何参数可存储到 3D/4D 处理器存储器, 显示器 190, 和/或另一存储服务器。例如, 在图像数据重建成为时间体积显示器中的 CTI 图像 300, 时间平面显示器中的 CTI 图像 200, 或空间显示器中的 CTI 图像 500 之后, 重建的图像 200, 300, 500 发送到显示器 190 并在其上显示。重建图像 200, 300, 500 也可以存储在 3D/4D 处理器存储器 140 或者独立的存储服务器上 (例如, 与显示器 190 集成的存储服务器)。

因此, 一些实施例加速和提高了医生, 超声检查医师, 或其它执业医师在患者超声检查中观察和诊断异常的生产率。提高的生产率包括可以进行诊断的速度, 和基于诊断生成的报告的准确度。

虽然参考一些实施例对本发明进行了描述, 但是本领域的技术人员将理解在不脱离本发明的范围下可以进行多种改变和用等同物进行取代。此外, 在不脱离本发明的范围下可进行多种变型以适应本发明教导的特定情形或材料。因此, 本发明意旨不限于所公开的特定实施例, 而是本发明将包括落入所附权利要求范围内的所有实施例。

## 部件列表

- 100 3D 和 4D 对比成像系统
- 110 超声机
- 120 图像处理器
- 130 3D/4D 处理器
- 140 3D/4D 处理器存储器
- 150 体积信号处理器
- 160 CTI 处理器
- 162 图像剪切信号处理器
- 164 时间体积显示器中的 CTI 重建部件
- 166 时间平面显示器中的 CTI 重建部件
- 168 空间显示器中的 CTI 重建部件
- 170 TIC 处理器
- 180 体积测量处理器
- 190 显示器
- 200 时间平面显示器中的 CTI 图像
- 300 时间体积显示器中的 CTI 图像
- 400 TIC 曲线
- 500 空间显示器中的 CTI 图像
- 600 流程图
- 610 步骤
- 620 步骤
- 630 步骤
- 640 步骤
- 650 步骤

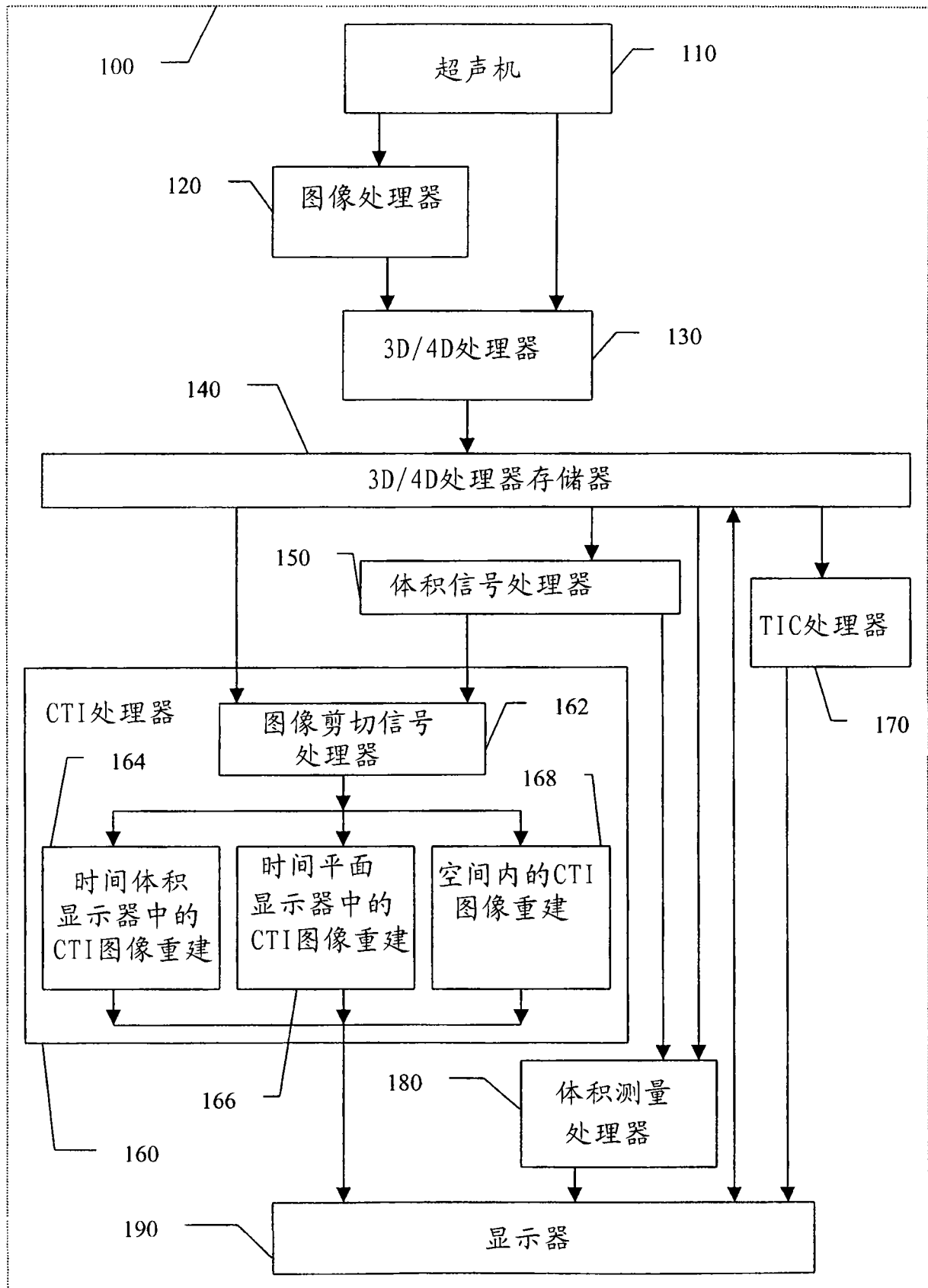


图 1

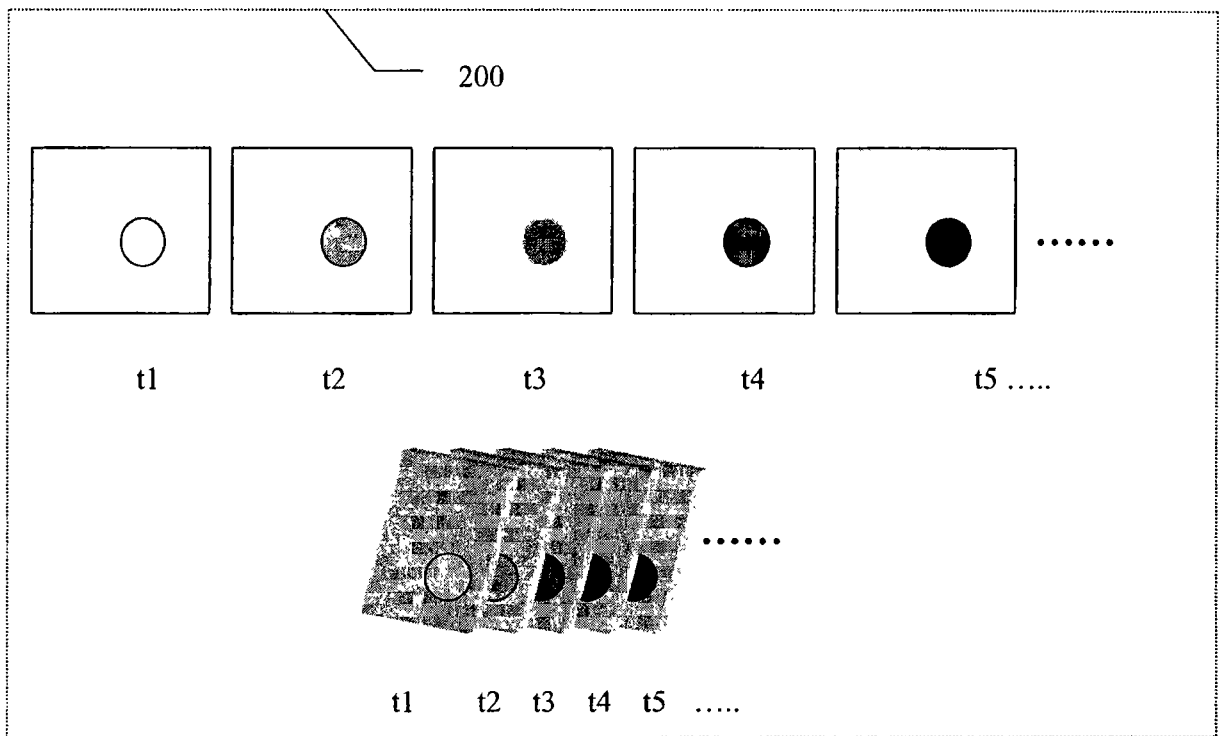


图 2

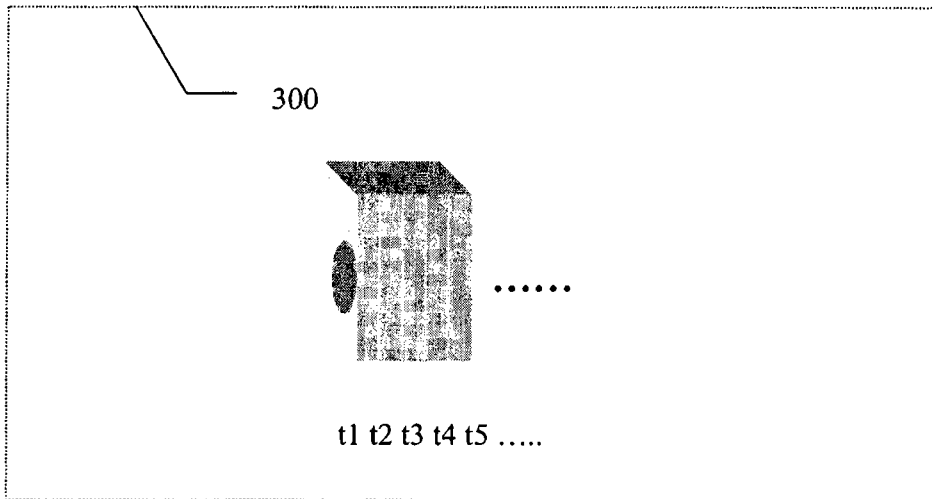


图 3

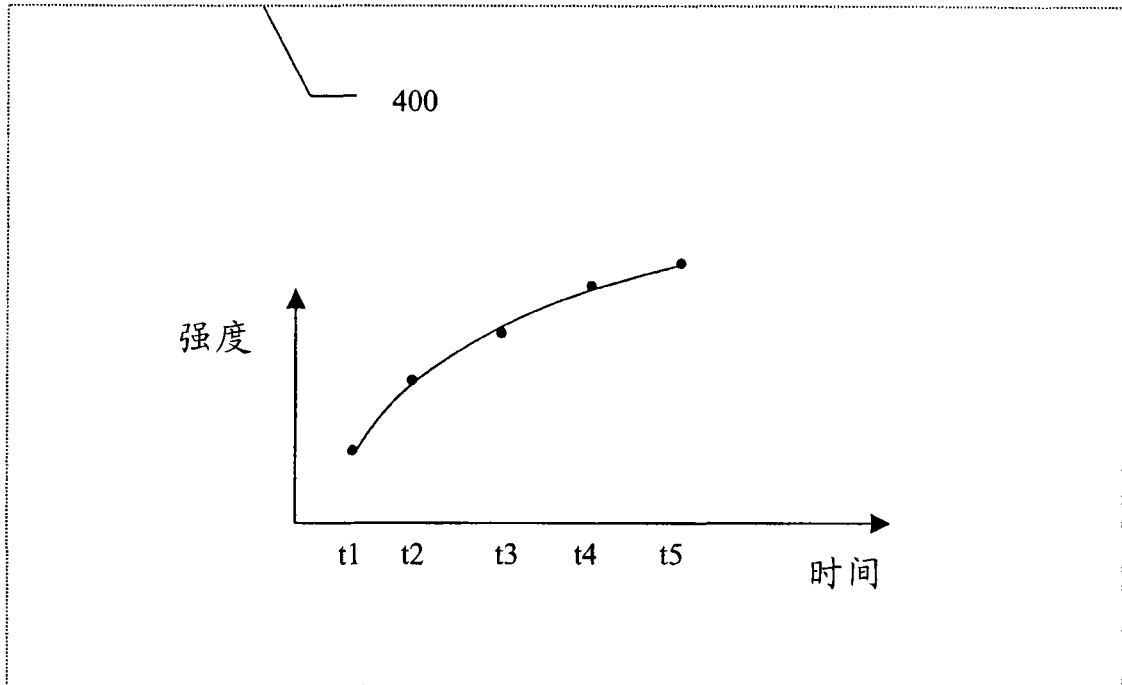


图 4

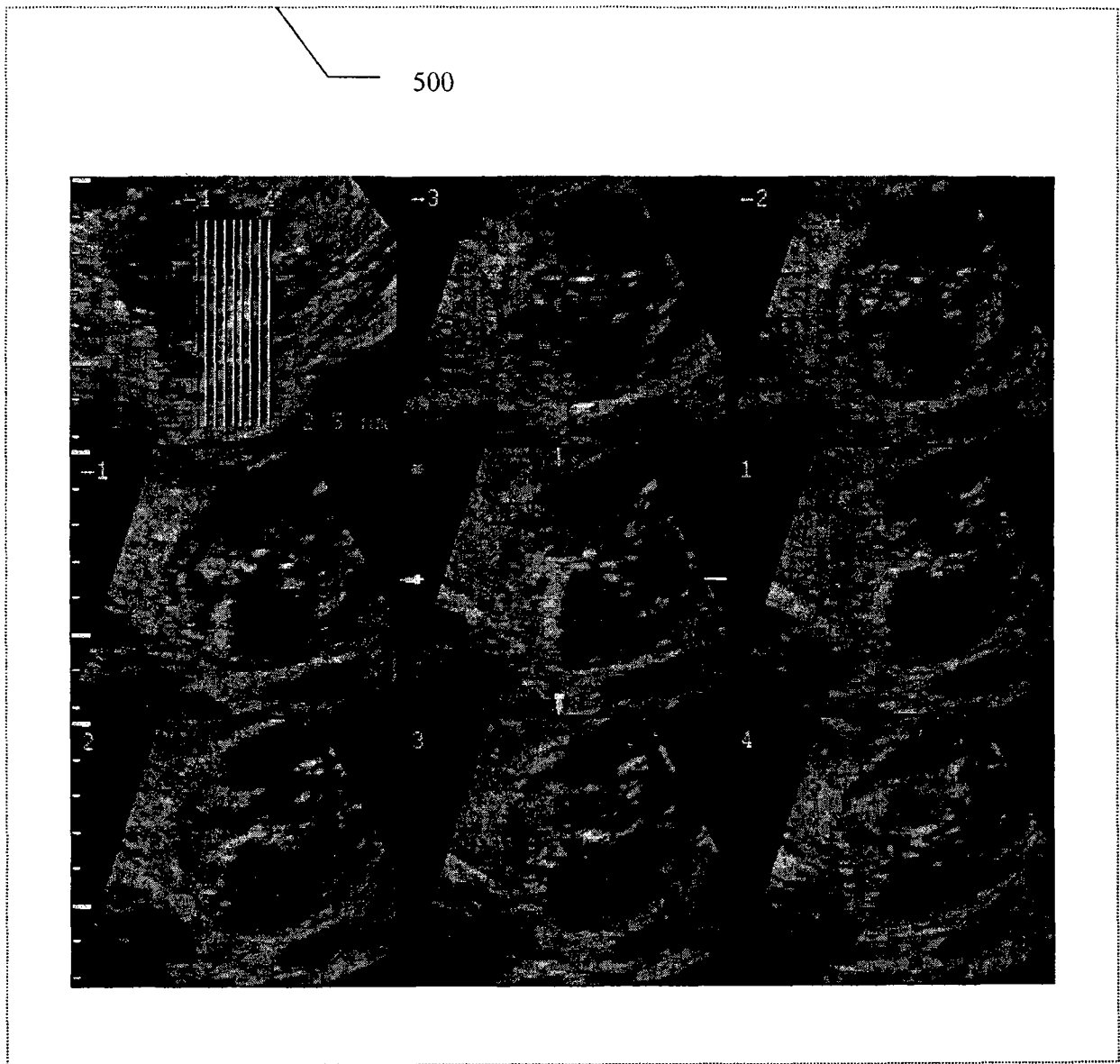


图 5

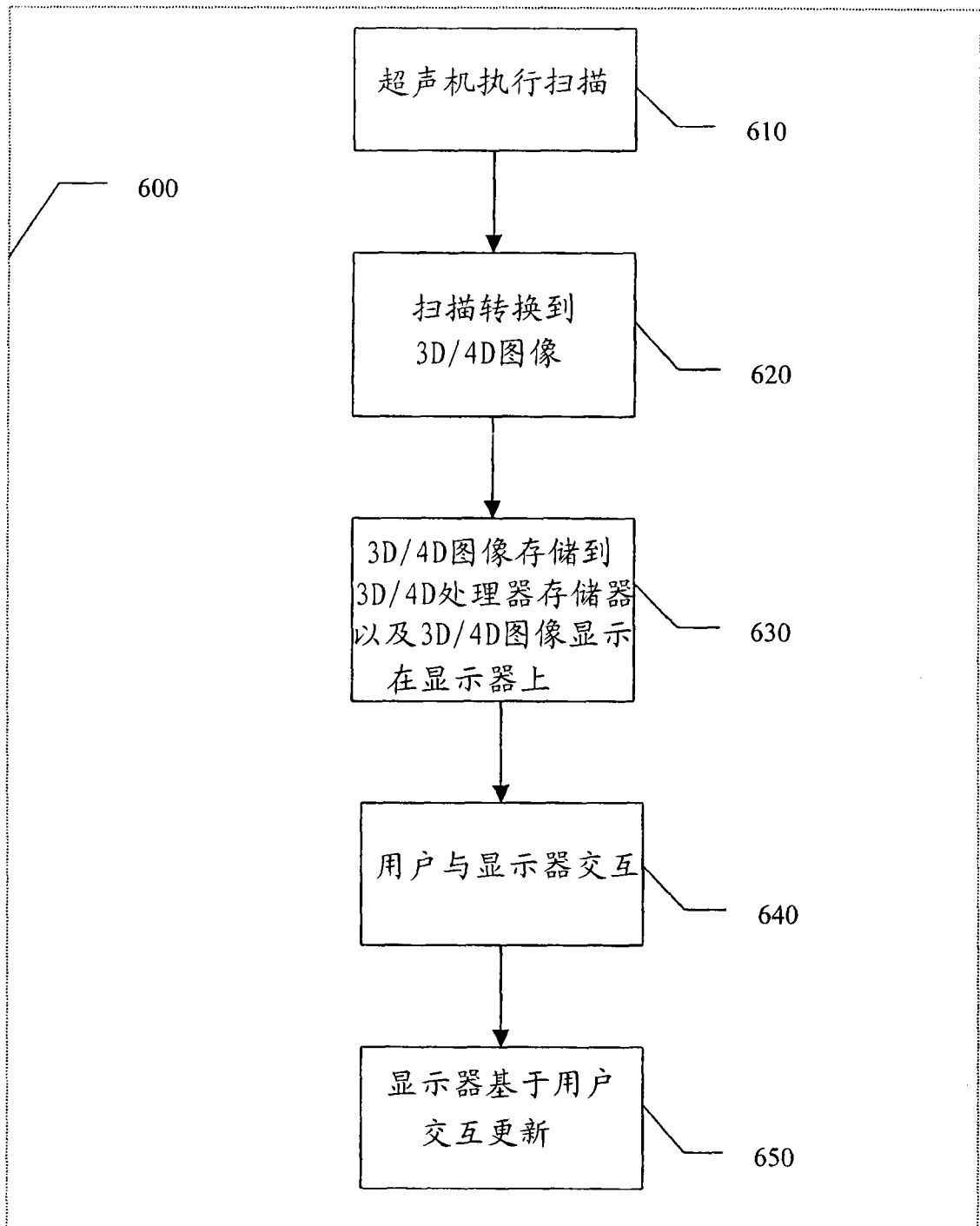


图 6

专利名称(译)	用于三维和四维对比成像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101164499A</a>	公开(公告)日	2008-04-23
申请号	CN200710162233.1	申请日	2007-10-08
[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	潘丽虹 KN拉孔特 S西里沃卢		
发明人	潘丽虹 K·N·拉孔特 S·西里沃卢		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483 G01S15/8993		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	11/538244 2006-10-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及用于三维和四维对比成像的系统和方法。对比增强剂增强3D和/或4D超声图像，通过其超声机(110)获取超声图像数据，以及处理器(130)利用对比增强剂将超声图像数据转换为对比增强的3D和/或4D图像。多种其它实施例还包括CTI处理器(160)，其可适于生成CTI图像数据；和/或TIC处理器(170)，其可适于生成TIC图像数据。

