



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101066211 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 24

(21) 申请号 200710102449. 9

审查员 谢楠

(22) 申请日 2007. 04. 30

(30) 优先权数据

11/418, 612 2006. 05. 05 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 Z·弗里德曼 S·戈登伯格

P·利塞安斯基

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 曾祥变 王小衡

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G09G 5/36(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0203390 A1, 2005. 09. 15, 全文.

US 2006/0058673 A1, 2006. 03. 16, 全文.

US 2004/0153128 A1, 2004. 08. 05, 全文.

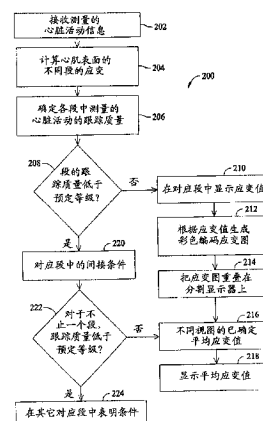
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

用于在超声波系统中显示信息的方法

(57) 摘要

提供用于在超声波系统中显示信息的用户界面及方法。超声波系统的医疗图像显示器(110)包括各对应于已成像心脏的区域的多个分割区域(112)。医疗图像显示器(110)还包括结合具有低于预定等级的跟踪质量的多个分割区域(112)中的一个或多个而显示的跟踪质量指示器。



1. 一种用于在分割显示器 (110) 上显示心脏应变信息的方法, 所述分割显示器 (110) 包括多个分割区域 (112), 各对应于已成像心脏的区域, 所述方法包括:

接收测量的心脏活动信息;

确定各分割区域 (112) 的所测量心脏活动的跟踪质量, 其中所述跟踪质量通过根据所定义设定确定通过测量心脏活动已获取的数据是否可靠来测量;

确定所述跟踪质量是否低于预定等级; 以及

对于具有低于预定等级的跟踪质量的多个分割区域 (112) 中的一个或多个, 显示跟踪质量指示器。

2. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 所述跟踪质量指示器包括配置成覆盖具有低于所述预定等级的跟踪质量的所述多个分割区域 (112) 中的一个或多个的填充区 (146)。

3. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 还包括: 如果没有跟踪质量低于所述预定等级, 将色彩编码应变图重叠在所述分割显示器 (110) 上。

4. 如权利要求 3 所述的方法, 其特征在于, 所述色彩编码应变图包括定义具有与应变值范围对应的应变值的区的色彩编码区域 (130)。

5. 如权利要求 4 所述的方法, 其特征在于, 所述色彩编码区域 (130) 横贯所述多个分割区域 (112) 中的不止一个。

6. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 还包括对于所述已成像心脏的多个视图中的每一个显示平均应变值 (134)。

7. 如权利要求 6 所述的方法, 其特征在于, 如果所述多个分割区域 (112) 中的不止一个具有低于所述预定等级的跟踪质量, 则不显示所述平均应变值 (134)。

8. 一种用于在分割显示器上提供心脏应变信息的方法 (200), 所述方法包括:

确定与心脏应变信息相关的所测量心脏活动的跟踪质量是否高于用于已成像心脏的多个区域中的每一个的预定门限, 所述多个区域对应于分割显示器 (110) 的多个段 (112), 其中所述跟踪质量通过根据所定义设定确定通过测量心脏活动已获取的数据是否可靠来测量; 以及

在所述跟踪质量高于所述预定门限的所述多个段 (112) 中的每一个中显示应变信息。

9. 如权利要求 8 所述的方法 (200), 其特征在于, 所述应变信息包括应变值信息 (134) 和色彩编码应变映射信息 (130) 中的至少一个。

10. 如权利要求 8 所述的方法 (200), 其特征在于, 还包括如果所述多个段 (112) 中不到两个包括低于所述预定门限的跟踪质量, 则显示相当于整个心肌壁上的平均应变的全局应变值。

用于在超声波系统中显示信息的方法

技术领域

[0001] 一般来说,本发明的实施例涉及医疗成像系统,更具体来说,涉及显示与已成像心脏相关的应变信息的医疗成像系统。

背景技术

[0002] 超声波系统用于各种应用并且由各种技术水平的个人使用。在许多检查中,超声波系统的操作员提供系统所使用的输入以便处理信息供以后分析。一旦经过处理,信息可按照不同格式显示。例如,已处理信息可在表示定量参数或值的不同图表和 / 或曲线中显示。例如,基于因心脏射血和 / 或充血引起的心肌变形(例如,心壁的收缩和 / 或舒张的压缩 / 扩张)的应变值可在牛眼显示器上绘制。利用通常分割为多个段的牛眼显示器,可执行局部心肌机能的定量评定。多个段可对应于具有径向、纵向和圆周坐标的心脏的分割模型。

[0003] 局部变形可经过测量,以便例如根据心壁的拉长 / 缩短和增厚 / 变薄来确定对射血和 / 或充血的局部影响,以及定义应变速率。因此,测量局部应变速度提供与心壁的局部缩短和拉长有关的信息。另外,确定应变速度提供与肌肉的局部增厚有关的信息。

[0004] 与肌肉组织关联的应变一般对应于某个时间周期中肌肉组织长度的变化与初始长度之比。在超声波成像中,应变的变化速率(例如应变速率、应变速度等)可通过可视方式作为色彩分割图像、如牛眼图提供给医师,其中,颜色的变化对应于不同应变速度。例如,应变速度提供对心肌收缩和张弛的能力的直接和定量测量。通过从顶面角度沿心肌进行成像,可测量沿心脏的长轴的局部应变速度分量。通过从胸骨旁角度进行成像,可确定与心壁垂直的应变速度分量。

[0005] 因此,利用应变和应变速率超声波成像,可执行心肌机能的评估。应变测量可采用不同的已知方法来执行,以便根据组织变形属性、如组织应变和应变速度来估算心脏变形。但是,如果诸如心脏机能的跟踪之类的应变值的确定例如由于图像质量(例如图像中的噪声)而很差,则所计算值可能不可靠。因此,为检查和评估所提供的显示可能包含基于不可接受的 cardiac 机能跟踪的数字值,从而导致评估和后续治疗中可能的误差。

发明内容

[0006] 根据本发明的一个实施例,提供一种医疗图像显示器,它包括多个分割区域,各分割区域对应于已成像心脏的区域。医疗图像显示器还包括结合具有低于预定等级的跟踪质量的多个分割区域中的一个或多个显示的跟踪质量指示器。

[0007] 根据本发明的另一个实施例,提供一种分割图表显示器,它包括多个段,各段对应于已成像心脏的区域并形成牛眼排列。多个段中的每个中包含与已成像心脏相关的、包括数字和色彩编码信息中的至少一个的应变信息。分割图表显示器还包括对于心脏的多个已成像视图中的每个的平均应变值所显示的多个全局应变值。

[0008] 根据本发明的又一个实施例,提供一种用于在分割显示器上提供心脏应变信息的

方法。该方法包括确定与心脏应变信息相关的测量信息是否高于已成像心脏的多个区域中的每个的预定门限。多个区域对应于分割显示器的多个段。该方法还包括在测量信息高于预定门限的多个段的每个中显示应变信息。

附图说明

[0009] 图 1 是根据本发明的一个实施例组成的诊断超声波系统的框图。

[0010] 图 2 是根据本发明的一个实施例组成的图 1 的诊断超声波系统的超声波处理器模块的框图。

[0011] 图 3 说明一种分割显示器, 与其结合可实现本发明的各种实施例。

[0012] 图 4 是与图 3 的分割显示器对应的心脏的分割模型的透视图。

[0013] 图 5 是具有根据本发明的一个实施例组成的分割显示器的显示窗口。

[0014] 图 6 是根据本发明的一个实施例、在分割显示器上显示心脏应变信息的方法的流程图。

具体实施方式

[0015] 下面详细描述超声波系统的示范实施例以及用于显示信息的方法。具体来说, 首先提供示范超声波系统的详细描述, 之后提供用于显示与心脏活动相关的应变值信息的方法和系统的各种实施例的详细描述。本文所述的系统和各种实施例的技术效果包括帮助识别可能不可靠的应变值信息的至少一个。

[0016] 应当注意, 虽然各种实施例可能结合超声波系统进行描述, 但是, 本文所述的方法和系统不限于超声波成像。具体来说, 各种实施例可结合不同类型的医疗成像来实现, 包括例如磁共振成像 (MRI) 和计算机断层扫描 (CT) 成像。此外, 各种实施例可在其它非医疗成像系统、例如非破坏性测试系统中实现。

[0017] 图 1 说明超声波系统 20 的框图, 更具体来说, 说明根据本发明的一个实施例组成的诊断超声波系统 20。超声波系统 20 包括发射器 22, 它驱动换能器 26 中的元件 24 (例如压电晶体) 的阵列, 以便把脉冲超声波信号发射到人体或体积中。可采用各种几何形状, 以及换能器 26 可作为例如不同类型的超声波探测器的一部分来提供。超声波信号从人体中的结构、如血细胞或肌肉组织中反向散射, 产生返回给元件 24 的回波。回波由接收器 28 接收。已接收回波被提供给波束成形器 30, 波束成形器 30 执行波束成形并输出 RF 信号。RF 信号则被提供给 RF 处理器 32, RF 处理器 32 处理 RF 信号。或者, RF 处理器 32 可包括复合解调器 (未示出), 复合解调器对 RF 信号解调, 以便形成表示回波信号的 IQ 数据对。然后, RF 或 IQ 信号数据可直接提供给存储器 34 供存储 (例如临时存储)。

[0018] 超声波系统 20 还包括处理器模块 36, 以便处理获取的超声波信息 (例如, RF 信号数据或 IQ 数据对), 并预备超声波信息的帧以便在显示器 38 上显示。处理器模块 36 适合于按照多个可选择超声波形态对获取的超声波信息执行一个或多个处理操作。获取的超声波信息可当接收到回波信号时在扫描会话期间实时处理。作为补充或替代, 超声波信息可在扫描会话期间临时存储在存储器 34 中, 并在即时或离线操作中以低于实时的方式进行处理。包含图像存储器 40 用于存储没有安排成立即显示的已获取超声波信息的已处理帧。图像存储器 40 可包括任何已知的数据存储媒体, 例如永久存储媒体、可移动存储媒体等。

[0019] 处理器模块 36 如下面更详细地说明那样,连接到控制处理器模块 36 的操作的用户界面 42,并配置成接收来自操作员的输入。显示器 38 包括向用户呈现包含诊断超声波图像的患者信息供查看、诊断和分析的一个或多个监视器。显示器 38 可自动显示例如来自存储器 34 或 40 中存储的三维 (3D) 超声波数据集的多个平面。存储器 34 和存储器 40 中的一个或两个可存储超声波数据的 3D 数据集,在其中,这类 3D 数据集被存取以呈现 2D 和 3D 图像。例如,3D 超声波数据集可映射到对应的存储器 34 或 40 以及一个或多个参考平面。包括数据集的数据的处理部分基于用户输入、例如在用户界面 42 接收的用户选择。

[0020] 在操作中,系统 20 通过各种技术(例如,3D 扫描、实时 3D 成像、体扫描、采用具有定位传感器的换能器的 2D 扫描、采用体素相关技术的徒手扫描、采用 2D 或矩阵式阵列换能器的扫描等)来获取数据、例如体数据集。通过例如沿线性或弓形路径移动换能器 26,同时扫描受关注区域 (ROI),来获取数据。在每个线性或弓形位置,换能器 26 获得存储器 34 中存储的扫描平面。

[0021] 图 2 说明根据本发明的一个实施例组成的图 1 的超声波处理器模块 36 的示范框图。超声波处理器模块 36 在概念上表示为子模块的集合,但是可采用专用硬件板、DSP、处理器等的任何组合来实现。或者,图 2 的子模块可采用具有单个处理器或多个处理器的现货供应 PC 来实现,其中的功能操作分布于处理器之间。作为另一个选项,图 2 的子模块可采用混合配置来实现,在其中,某些模块化功能采用专用硬件来执行,而其余模块化功能则采用现货供应 PC 等来执行。子模块还可作为处理单元中的软件模块来实现。

[0022] 图 2 所示的子模块的操作可由本地超声波控制器 50 或者由处理器模块 36 来控制。子模块 52-68 执行中间处理器操作。超声波处理器模块 36 可接收若干形式之一的超声波数据 70。在图 2 的实施例中,已接收超声波数据 70 构成表示与各数据样本关联的实数和虚数部分的 I, Q 数据对。I, Q 数据对被提供给色彩流子模块 52、功率多普勒子模块 54、B 模式子模块 56、频谱多普勒子模块 58 和 M 模式子模块 60 中的一个或多个。可选地可包括其它子模块,例如其中还包括声音辐射力脉冲 (ARFI) 子模块 62、应变模块 64、应变速率子模块 66、组织多普勒 (TDE) 子模块 68。应变子模块 62、应变速率子模块 66 和 TDE 子模块 68 可共同定义超声波心动描记处理部分。

[0023] 子模块 52-68 中的每个配置成以对应方式处理 I, Q 数据对,以便生成色彩流数据 72、功率多普勒数据 74、B 模式数据 76、频谱多普勒数据 78、M 模式数据 80、ARFI 数据 82、超声波心动描记应变数据 82、超声波心动描记应变速率数据 86 和组织多普勒数据 88,它们全部可在后续处理之前临时存储在存储器 90 (或者图 1 所示的存储器 34 或图像存储器 40) 中。数据 72-88 例如可作为向量数据值的集合存储,在其中,每个集合定义单独的超声波图像帧。向量数据值一般根据极坐标系来组织。

[0024] 扫描转换器子模块 92 从存储器 90 存取并获得与图像帧关联的向量数据值,并把向量数据值集合转换为笛卡尔坐标以产生为显示进行格式化的超声波图像帧 94。由扫描转换器模块 92 生成的超声波图像帧 94 可回送给存储器 90 供以后处理,或者可提供给存储器 34 或图像存储器 40。

[0025] 一旦扫描转换器子模块 92 生成例如与应变数据、应变速率数据等关联的超声波图像帧 94,则图像帧可重新存储在存储器 90 中或者通过总线 96 传递给数据库 (未示出)、存储器 34、图像存储器 40 和 / 或其它处理器 (未示出)。

[0026] 作为实例,可能希望在显示器 38(图 1 所示)上实时查看与超声波心动描记功能相关的不同类型的超声波图像。要进行这个操作,扫描转换器子模块 92 获得存储器 90 中存储的图像的应变或应变速率向量数据集。向量数据在需要时被内插,并转换为用于视频显示的 X,Y 格式以产生超声波图像帧。扫描转换的超声波图像帧被提供给显示控制器(未示出),显示控制器可包括把视频映射到用于视频显示的灰度级映射的视频处理器。灰度级映射可表示原始图像数据到显示灰度等级的传递函数。一旦视频数据被映射到灰度级值,显示控制器控制显示器 38,显示器 38 可包括显示图像帧的一个或多个监视器或显示器的窗口。显示器 38 中显示的超声波心动描记图像由其中各数据表示显示器中的相应像素的强度或亮度的数据的图像帧中产生。在这个实例中,显示图像表示被成像的受关注区域中的肌肉运动。

[0027] 同样参照图 2,2D 视频处理器子模块 94 组合从不同类型的超声波信息中生成的帧的一个或多个。例如,通过把一种类型的数据映射到灰度图并把另一种类型的数据映射到用于视频显示的彩色图,2D 视频处理器子模块 94 可组合不同的图像帧。在最终的显示图像中,色彩像素数据重叠在灰度级像素数据上,以便形成单个多模图像帧 98,它同样可重新存储在存储器 90 中或者通过总线 96 传递。图像的连续帧可作为电影循环存储在存储器 90 或存储器 40(图 1 所示)中。电影循环表示捕捉实时向用户显示的图像数据的先进先出循环图像缓冲器。用户可通过在用户界面 42 输入冻结命令来冻结电影循环。用户界面 42 可包括例如键盘和鼠标以及与把信息输入到超声波系统 20(图 1 所示)关联的其它所有输入控件。

[0028] 3D 处理器子模块 100 还由用户界面 42 来控制,并访问存储器 90,以便获得超声波图像帧的空间连续组以及例如通过已知的积呈现或表面呈现算法来生成其三维图像表示。三维图像可采用各种成像技术来生成,例如射线造型、最大强度像素投射等。

[0029] 本发明的各个实施例显示从测量的心脏活动中计算的应变信息,并在显示器上提供应变信息的可靠性的指示。具体来说,如图 3 所示的分割显示器 110 被提供,并且可配置在牛眼排列中。例如,分割显示器 110 一般包括多个段 112,多个段 112 形成分割区或区域,并且共同定义可配置为心脏的整个心肌表面的参数显示的循环显示。可按照任何已知方式、例如通过在诸如三个标准顶面视图(顶面长轴(APLAX)、四室和二室)之类的不同视图中获取和处理的沿心脏的心肌壁的峰值收缩值的内插,来产生参数显示。应当注意,分割显示器 110 可经过修改以便包括不同数量的段 112,例如十七或十六个段。段 112 的数量一般可能比所示的十八个段更多或更少,并且可基于心脏的分割模型 120,如图 4 所示。

[0030] 还可提供位置标签 114 以表示根据分割模型 120 获取显示信息的位置/取向(例如,后部(POS)、前部(ANT)等)。位置标签 114 一般与分割显示器的不同片关联。段 114 的顺序在图 3 中例如采用任何已知的或传统/标准编号和排序以数字方式标识,例如,其中段 114 经过编号以及表示沿相应壁(例如隔膜、侧部、前部、后部等)的各个心脏段(例如顶部、中部和基部)。但是,段 114 的排列、定位和排序可根据需要或需求进行修改。

[0031] 一般来说,分割显示器 110 显示从心脏活动的测量应变中得出的定量参数。例如,段 112 的每个可按照数字和/或图形方式标记,以便表示关联的应变推导参数,它在一个实施例中是峰值收缩应变。从组织变形中测量的已计算应变可按照任何已知方式来确定,例如,通过根据从一个图像帧到下一个图像帧跟踪心脏中的结构来确定各分割区域的速度

场来确定。局部速度例如可从帧的映射中确定。在标题为“用于在超声波成像中提供组织变形的实时计算和显示的方法及设备”的美国专利 6352507 中描述了用于采用超声波成像计算组织变形的方法的一个实例。

[0032] 分割显示器 110 可在显示器 38(图 1 所示)的屏幕或者屏幕的一部分(例如窗口)上提供。具体来说,如图 5 所示,可显示分割显示器 110,其中具有定义分割显示器 110 中具有与应变等级图例 132 定义的范围对应的应变值的区的色彩编码区域 130。应变等级图例 132 例如可能是定义峰值收缩壁增厚百分比的范围的连续标度。各种参数例如可相对于不同应力等级来绘制,并且色彩编码区域 130 可延伸到超过段 112 或者可包含在单个段 112 中。色彩编码区域 130 与段 112 的边界无关地显示,并且可横穿一个或多个边界。另外,应变值 134 在各段 112 中显示,并且对应于那个段 112 的已计算平均峰值收缩应变。

[0033] 此外,平均应变信息 136 可在屏幕上、例如在独立窗口或者屏幕的一部分中显示。平均应变信息 136 可包括对于心脏的不同区域或者不同视图求平均的应变值。例如,可分别对于多个视图的每个来提供整个心肌壁的平均应变值,例如包括 APLAX 平均应变值 138(GLPSS_LAX)、顶面四室平均应变值 140(GLPSS_A4C)、顶面二室平均应变值 142(GLPSS_A2C)以及表示整个心肌壁上的平均应变的整体应变值 144(GLPSS_Avg)的全局峰值收缩应变(GLPSS)值。

[0034] 还提供分割显示器 110,使得在其中已计算应变值被确定为包括误差或者对于获取准确测量存在不充分的信息而产生可能不可靠数据的段 112 被指明为具有低于预定等级、例如低于可接受或不良跟踪等级的跟踪信息。这个确定可基于多个因素中的任一个,包括例如图像质量、图像噪声等。例如通过提供例如掩蔽等的跟踪质量指示器、如那个段 112 中的灰色填充区 146,相应地标记具有基于低于预定等级的已获取数据的已计算应变值的段 112。此外,应变值 134 没有在那个段 112 中显示。因此,灰色填充区 146 定义段 112,其中,用来获得应变数据的跟踪质量或其它过程低于预定等级、比如可接受等级,在预定等级、如可接受等级之下,获取的应变信息可能不准确。

[0035] 应当注意,灰色填充区 146 可在可能与其它段 112 相邻或者由其分隔的不止一个段 112 中提供。在各个实施例中,当提供单灰色填充区 146 时,平均应变信息 136 继续被显示。当灰色填充区 146 的数量超过预定数量、例如二时,则平均应变信息 136 不再被显示。

[0036] 各个实施例提供如图 6 所示的方法 200,以便在分割显示器、例如在超声波系统的显示器上显示心脏应变信息。具体来说,在 202,接收测量的心脏活动信息。例如,接收沿心脏的心肌壁的峰值收缩值。峰值收缩值可通过任何已知的方法来获得,例如采用组织速度成像或应变速率成像来获得不同组织变形参数(例如,扩张/收缩和/或拉长/缩短)。心脏活动可通过对若干图像帧(例如若干连续帧)抽样以便对于某个时间周期确定应变速率估算值来获得。基本上,可执行跟踪功能以逐帧测量不同的特性(例如跟踪结构)。这种跟踪可包括例如测量通过逐帧跟踪所产生的速度场以获得应变值。此后,在 204,可计算例如沿心肌壁的心肌表面的不同段的应变值。这可包括处理例如三个标准顶面视图(顶面长轴(APLAX)、四室和二室)等的不同视图中获取的峰值收缩值。

[0037] 然后,在 206 确定各段的所测量心脏活动的跟踪质量。这个过程一般包括确定置信等级、如预定可接受等级,在这个等级,已获取数据可被使用并认为是可靠的。可进行关于用于跟踪的帧的图像质量的确定。例如,帧的噪声等级可被确定并与门限可接受噪声等

级进行比较。但是,跟踪质量可采用根据所定义设定确定已获取数据是否可靠的任何方法来测量。作为另一个实例,可评估测量区中的速度的变化。例如,区中的相邻点的已计算速度场可进行比较以确定变化。可设置门限变化差,高于这个门限变化差时,已获取数据被确定为不可靠或不可接受。作为另一种跟踪方法,区内的坐标可被跟踪,以便确定在图像帧之间前后移动时,坐标是否对应于同一点。同样可设置可接受变化。

[0038] 此后,在 208,确定段(例如,分割显示器的段之一)的跟踪质量是否低于预定等级,即,质量是否由于跟踪质量不满足预定等级而被确定为不可接受或者不可靠。例如,可采用以上所述的确定跟踪质量的不同门限。如果跟踪质量不低于预定门限,则在 210,已确定应变值、如峰值收缩应变值被显示。例如,应变值 134 可在分割显示器 110 的各段 112 中显示,并且对应于那个段 112(均在图 5 中表示)的已计算峰值收缩应变。色彩编码应变图也在 212 中根据已计算应变值来产生。例如,已计算应变值可存储在把应变值与心脏的模型的坐标(如图 4 所示)或者已成像心脏的具体像素关联的数据库中。这些应变值则可用于生成色彩编码应变图。该图可采用任何已知方法来产生。然后,色彩编码应变图例如重叠在分割显示器 110 上。显示的色彩基于分割显示器 110 中的已定义位置,例如基于各个段 112 的取向以及那个段 112 所涉及的心脏的对应部分。

[0039] 然后在 216 确定不同视图的平均应变值。例如,对于多个视图的每个来确定相当于整个心肌壁上的平均应变的全局应变值。任何求平均技术可用来确定已测量应变值的平均值。然后,在 218,例如在与分割显示器 110 分隔开的窗口中显示平均应变值。

[0040] 同样参照在 208 关于段的跟踪质量是否低于预定等级的确定,如果跟踪质量低于预定等级,则在 220,在显示器上表明不可接受的跟踪质量条件。例如,在一个实施例中,为具有低于预定等级的跟踪等级的段 112 提供掩蔽、例如灰色填充区 146(图 5 所示),使得在段 112 中没有显示映射或值信息。在 222 还对不止一个段进行关于跟踪质量是否低于预定门限的确定。如果不止一个段的跟踪质量低于预定等级,则在 224,例如在附加段 112 中由灰色填充区 146 表明该条件。另外,不同视图的平均应变值没有被计算和显示。如果跟踪质量对于不止一个段不低于预定等级,则不同视图的平均应变值分别在 216 和 218 被确定及显示。

[0041] 应当注意,峰值收缩应变只是心脏周期内的所有应变值的函数($PSS = F\{S(t_i)\}$)的一个实例。在各种实施例中,可对于各心肌位置计算不同的和/或附加的函数,以及多色方案可用来表示不同的和/或附加的函数。

[0042] 因此,本发明的各种实施例提供分割显示器,其中提供应变信息以及应变值是否处于可接受质量等级(例如,可接受跟踪等级)的指示。分割显示器还可提供贯穿分割显示器的不同段的色彩编码应变图。还可显示应变的整体平均值。

[0043] 虽然按照各种具体实施例描述了本发明,但本领域的技术人员会理解,在权利要求的精神和范围之内,可经过修改来实施本发明的各种实施例。

[0044] 零件表

[0045]

20	超声波系统
22	发射器
24	元件
26	换能器

28	接收器
30	波束成形器
32	RF 处理器
34	存储器
36	处理器模块
38	显示器
40	图像存储器
42	用户界面
50	超声波控制器
52	色彩流子模块
54	功率多普勒子模块
56	B 模式子模块
58	频谱多普勒子模块
60	M 模式子模块
62	声音辐射力脉冲 (ARFI) 子模块
64	应变模块子模块
66	应变速率子模块
68	组织多普勒 (TDE) 子模块
70	超声波数据
72	色彩流数据
74	功率多普勒数据
76	B 模式数据
78	频谱多普勒数据
80	M 模式数据
82	ARFI 数据
84	超声波心动描记应变数据
86	超声波心动描记应变速率数据
88	组织多普勒数据
90	存储器
92	扫描转换器子模块
94	超声波图像帧
96	总线
98	单个多模图像帧
100	3D 处理器子模块
110	分割显示器
112	段
114	位置标签
120	分割模块
130	色彩编码区域

[0046]

132	应变等级图例
134	应变值
136	平均应变信息
138	APLAX 平均应变值
140	顶面四室平均应变值
142	顶面二室平均应变值
144	整体应变值
146	灰色填充区
200	方法
202	接收测量的心脏活动信息
204	计算沿心肌壁的心肌表面的不同段的应变值
206	然后确定各段的所测量心脏活动的跟踪质量

208	进行关于段的跟踪质量是否低于预定等级的确定
210	显示已确定应变值峰值收缩应变值
212	色彩编码应变图根据已计算应变值来产生
216	确定不同视图的平均应变值
218	在与分割显示器分开的窗口中显示平均应变值
220	在显示器上表明不可接受的跟踪质量条件
222	对不止一个段进行关于跟踪质量是否低于预定门限的确定
224	如果不止一个段的跟踪质量低于预定等级,则表明该条件

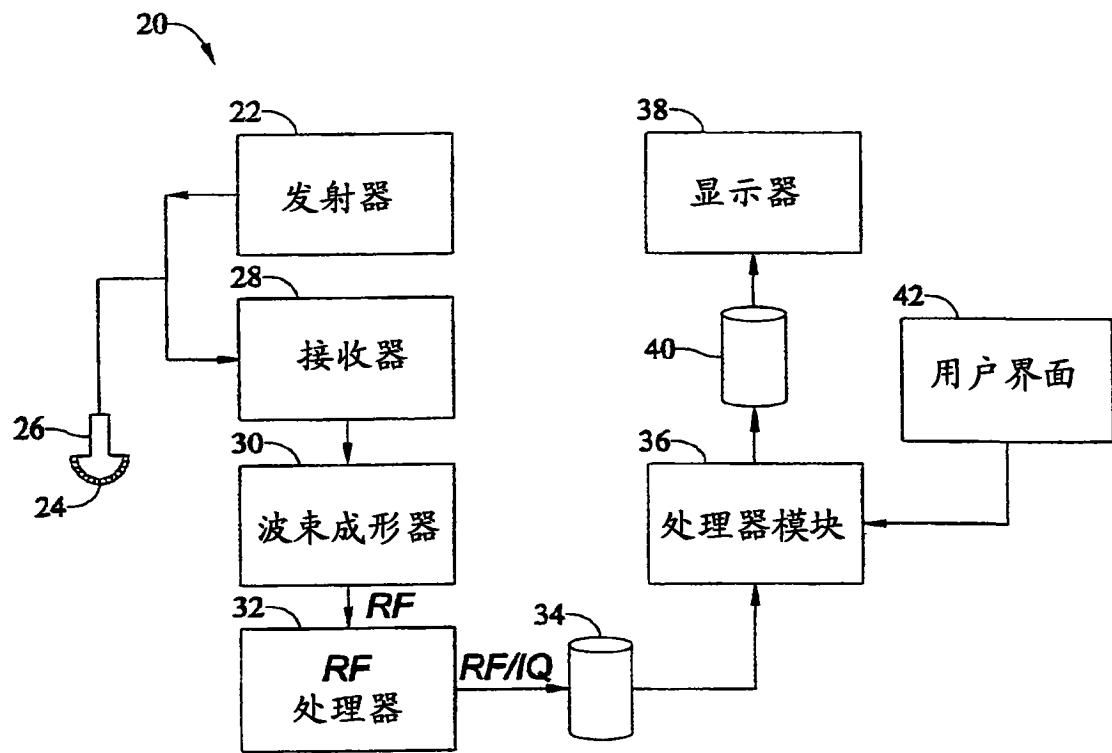


图 1

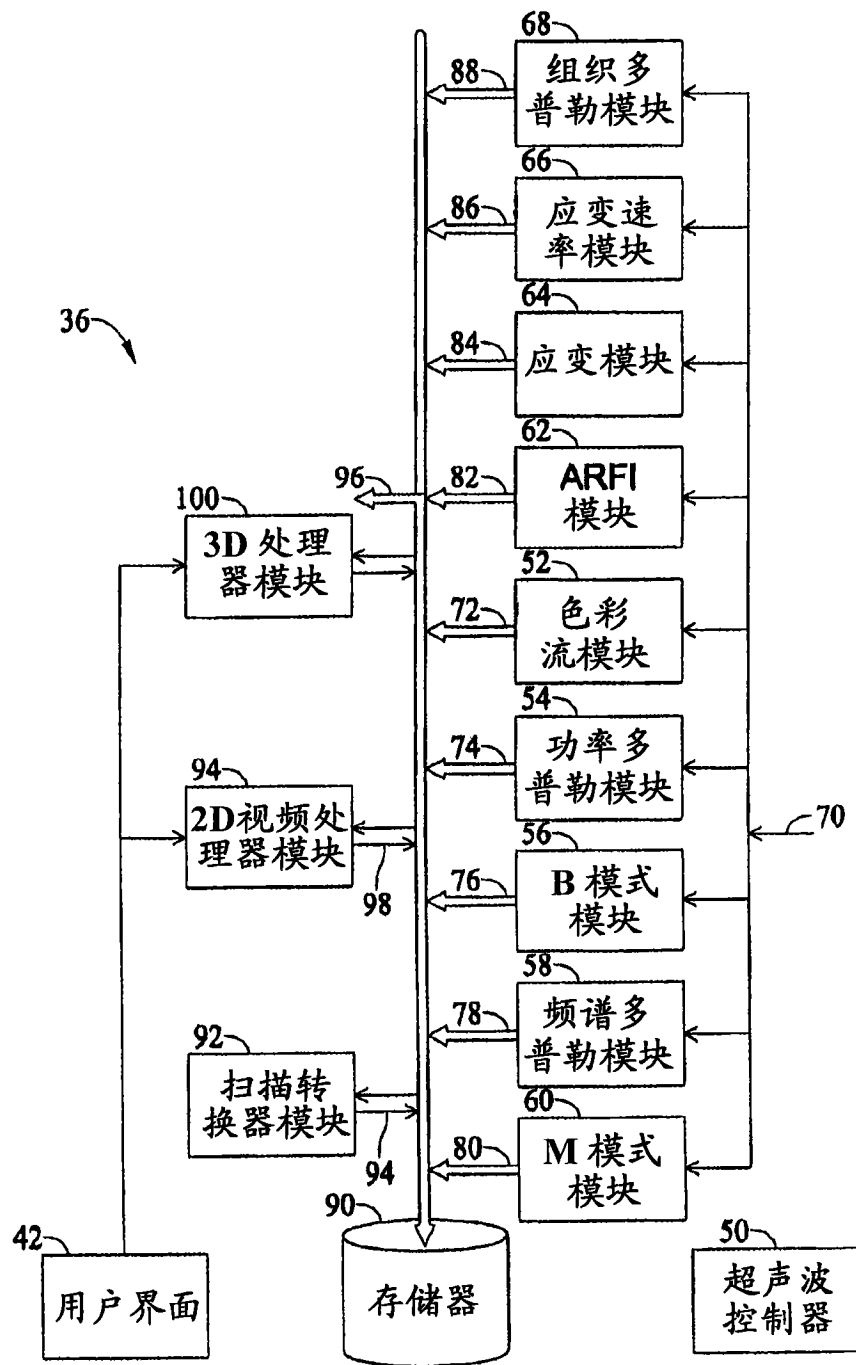


图 2

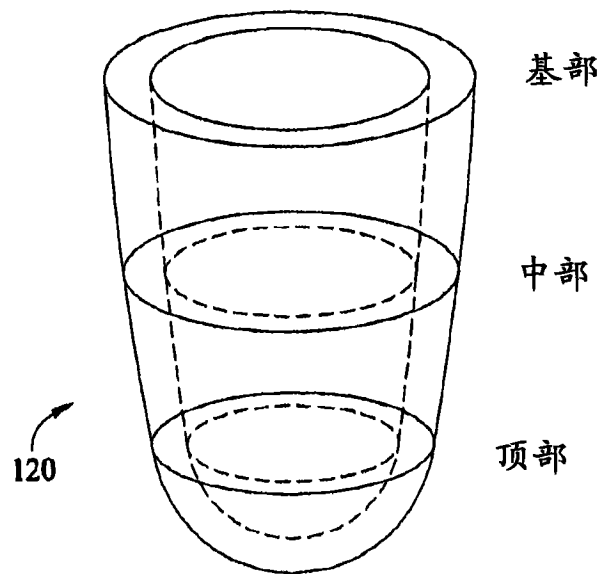
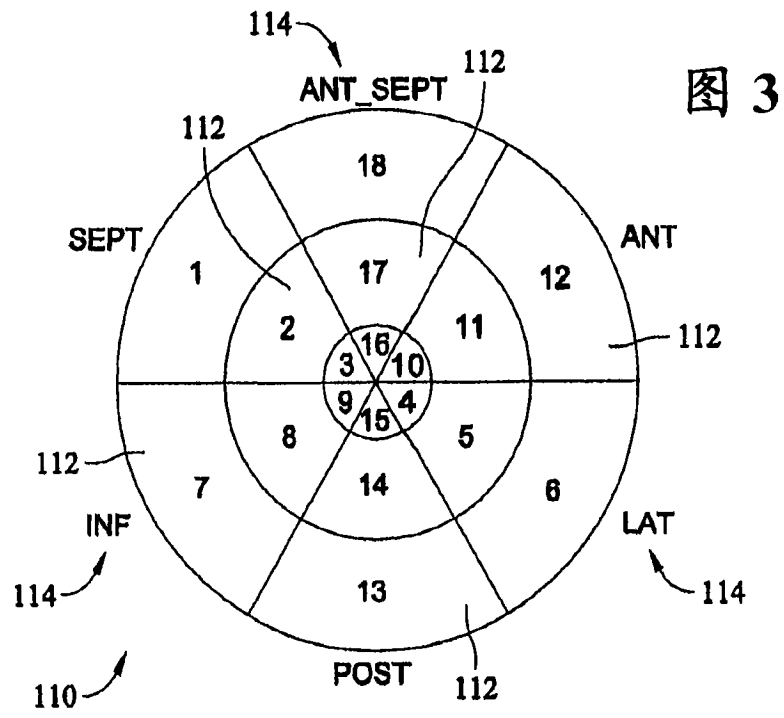
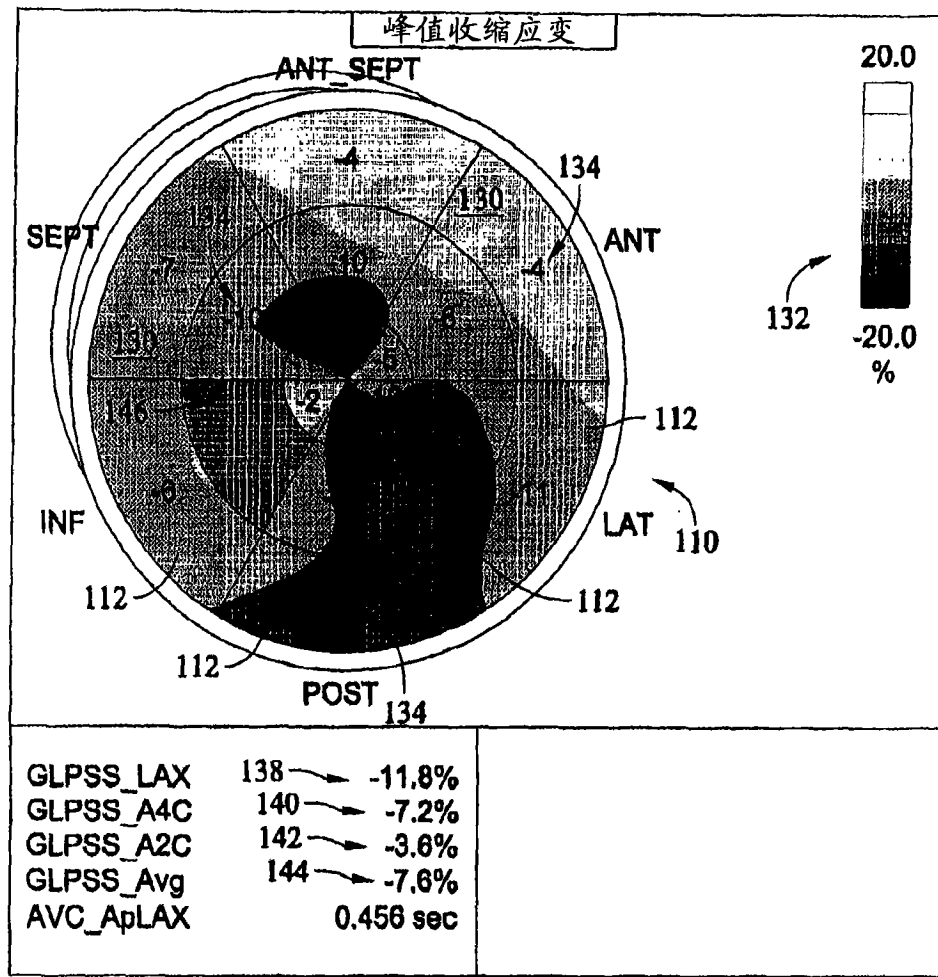


图 4



136

图 5

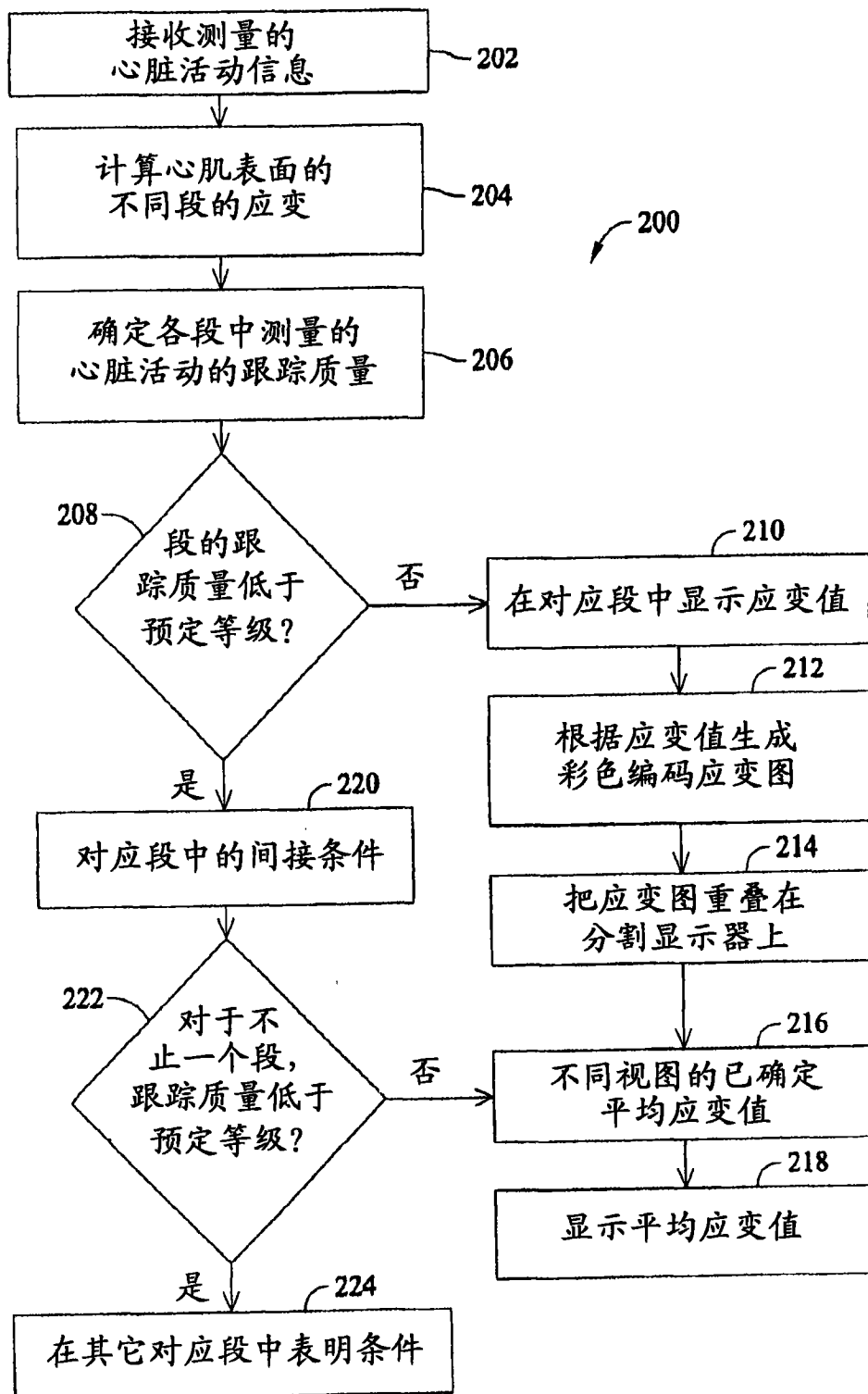


图 6

专利名称(译)	用于在超声波系统中显示信息的方法		
公开(公告)号	CN101066211B	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	CN200710102449.9	申请日	2007-04-30
[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	Z弗里德曼 S戈登伯格 P利塞安斯基		
发明人	Z·弗里德曼 S·戈登伯格 P·利塞安斯基		
IPC分类号	A61B8/00 G09G5/36		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/488 A61B8/08 A61B8/485 G06F19/3406 A61B8/467 A61B8/463 G16H40/63		
审查员(译)	谢楠		
优先权	11/418612 2006-05-05 US		
其他公开文献	CN101066211A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供用于在超声波系统中显示信息的用户界面及方法。超声波系统的医疗图像显示器(110)包括各对应于已成像心脏的区域的多个分割区域(112)。医疗图像显示器(110)还包括结合具有低于预定等级的跟踪质量的多个分割区域(112)中的一个或多个而显示的跟踪质量指示器。

