

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101066212 B

(45) 授权公告日 2013.09.11

(21) 申请号 200710106315.4

CN 1726871 A, 2006.02.01, 说明书第6页最后

(22) 申请日 2007.05.08

1段,附图2A.

(30) 优先权数据

审查员 彭燕

11/429,546 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 72001

代理人 曾祥交 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G09G 5/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1103188 A, 1995.05.31, 全文.

CN 1513165 A, 2004.07.14, 全文.

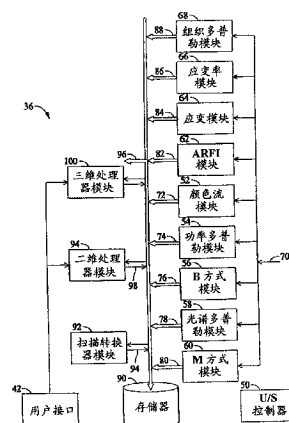
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于标识超声系统中显示的有关信息的用户接口及方法

(57) 摘要

本发明提供了用于标示超声系统中显示的有关信息的用户接口和方法。所述超声系统中的医疗图像显示器(110)包含第一区域(152)和第二区域(154),所述第一区域(152)配置成显示具有颜色编码的部分的医疗图像(126),所述第二区域(154)配置成显示与第一区域(152)中显示的所述医疗图像(126)相关的非图像数据。所述非图像数据被颜色编码以将所述非图像数据与所述医疗图像(126)的颜色编码部分相关联。



1. 一种用于在医疗图像显示器上显示图像的方法,所述方法包括:  
在第一区域 (152) 中显示具有颜色编码部分的医疗图像 (126);以及  
在第二区域 (154) 中显示与第一区域 (152) 中显示的医疗图像 (126) 有关的非图像数据,所述非图像数据被颜色编码以将非图像数据与医疗图像 (126) 的颜色编码部分相关联。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中:所述医疗图像被分割,各分区 (124) 具有不同的对应颜色。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中:在第一区域 (152) 中显示具有颜色编码部分的医疗图像 (126) 包括在被显示医疗图像上叠加经颜色编码的分割覆盖部。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中:所述非图像数据包含对应于被显示医疗图像 (126) 的各颜色编码部分 (124) 的单个轨迹曲线 (182),各单个轨迹曲线被着色成与被显示医疗图像的对应颜色编码部分相同的颜色。
5. 如权利要求 4 所述的方法,其中:用户选择了对应颜色编码部分 (124) 后,与被显示医疗图像 (126) 的颜色编码部分 (124) 对应的单个轨迹曲线 (182) 随即被突出显示。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中:所述被显示医疗图像 (126) 配置成颜色编码分割视图 (122),并且所述非图像数据包含多条定义生理参数曲线图的曲线 (182),所述曲线图被分割成与所述颜色编码分割视图 (122) 的分区 (124) 对应的颜色带。
7. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:在第三区域 (150) 中显示具有经颜色编码的覆盖部 (162) 的医疗图像 (126),所述覆盖部叠加在医疗图像 (126) 上,并定义作为时间的函数显示的局部瞬时应变值。
8. 如权利要求 7 所述的方法,还包含显示应变值 (168),它与第三区域 (150) 中的经颜色编码的覆盖部 (162) 和第一区域 (152) 中的颜色编码部分 (124) 这二者之一中的被选区域相关联。
9. 一种将显示于医疗成像系统的显示器 (110) 的不同区域中的医疗信息相关联的方法 (200),该方法包括如下步骤:  
对显示器 (110) 的不同区域中的数据进行颜色编码 (206),所述不同区域包括图像区域和非图像区域;  
基于颜色编码将所述图像区域中的数据与所述非图像区域中的数据相关联 (206);以及  
显示 (210) 至少一个可视指示,该可视指示对应于不同区域中的颜色编码数据。
10. 如权利要求 9 所述的方法 (210),其中:所述显示 (210) 至少一个可视指示的步骤包含显示对应于被选区域的动态值。

## 用于标识超声系统中显示的有关信息的用户接口及方法

### 技术领域

[0001] 本发明的实施例一般地涉及医疗成像系统,尤其涉及在被划分的显示屏的不同部分中显示信息的医疗成像系统。

### 背景技术

[0002] 超声系统被用在各种应用中并被具有各种不同技术水平的个体使用。在很多检查中,超声系统的操作员提供由系统使用的输入以处理用于后续分析的信息。一旦经处理,所述信息可用不同格式来显示。例如,经处理的信息可用不同的图、表和/或作为静态的或移动的图像来显示。另外,所述信息可显示在不同屏幕上或同一屏幕上。此外,所述信息可为组合的,例如,单图上的多个轨迹和/或覆盖在另一类信息或图像上的一类信息。从而,多条信息可呈现在屏幕上或屏幕的一部分中。

[0003] 可被显示的信息量可能是巨大的。另外,例如,在屏幕上的呈现信息,信息的方位和配置可使近距离呈现的信息(例如图上近距离显示的两条迹线)难于分辨。此外,往往难以将显示于屏幕不同部分的信息关联或联系起来。

[0004] 因此,对于用户来说,观察和分析显示在屏幕不同部分的信息是很困难的。这些困难增加了观察和分析过程的时间,并从而增加了整个评估过程的成本。另外,用户可能会不正确地看待或联系信息,这会导致不正确的分析和诊断,导致对病人的不正确治疗。

### 发明内容

[0005] 根据本发明的一个实施例,提供了包含第一区域和第二区域的医疗图像显示器,所述第一区域配置成显示具有颜色编码部分的医疗图像,而所述第二区域配置成显示与显示在所述第一区域中的医疗图像相关的非图像数据。所述非图像数据被颜色编码以关联所述非图像数据和所述医疗图像的颜色编码部分。

[0006] 根据本发明的另一实施例,提供了包含数据和可视指示(visual indications)的医疗图像显示器,所述数据对应于被显示图像并与所述被显示图像共同显示,而所述可视指示将第一区域中的数据与第二区域中的数据相关联。所述可视指示基于被显示图像的分割空间视图被颜色编码。

[0007] 根据本发明的再一实施例,提供了将显示于医疗成像系统的显示器的不同区域中的医疗信息相关联的方法。该方法包括:对所述显示器的不同区域中的数据进行颜色编码;基于颜色编码来关联不同区域中的数据;以及显示与不同区域中的颜色编码数据相对应的至少一个可视指示。

### 附图说明

[0008] 图1是根据本发明的实施例形成的诊断超声系统的框图。

[0009] 图2是根据本发明的实施例形成的图1所示的诊断超声系统的超声波处理器模块的框图。

[0010] 图 3 说明了根据本发明实施例的呈现在用于显示医疗成像信息的显示器上的具有覆盖部的窗口。

[0011] 图 4 说明了根据本发明实施例的用于显示医疗成像信息的多窗口显示。

[0012] 图 5 是根据本发明实施例的标识并关联显示于医疗成像系统的显示器的不同部分中的信息的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0013] 下面详细描述用于标识有关信息的超声系统及方法的示范性实施例。尤其是,首先给出一个示范性超声系统的详细描述,之后给出用于将显示于屏幕不同部分的信息关联和相关的系统和方法的各种实施例的详细描述。本文中描述的系统和方法的各种实施例的技术效果至少包括有助于显示器的不同部分显示的不同的对应信息的标识和关联。

[0014] 应当注意,虽然描述了与超声系统有关的各种实施例,但是本文中描述的方法和系统并不限于超声波成像。尤其是,与不同类型的医疗成像(包括:例如,磁共振成像(MRI)和计算机 X 线断层摄影术(CT)成像)有关的各种实施例均可被实现。此外,各实施例还可在其他非医疗成像系统(例如,非破坏性测试系统)中实现。

[0015] 图 1 说明了超声系统 20 的框图,更具体地说,说明了根据本发明的实施例构成的诊断超声系统 20 的框图。超声系统 20 包括发射机 22,该发射机驱动换能器 26 内的元件 24(例如,压电晶体)阵列以发射脉冲超声波信号进入身体或物体。可采用各种不同的几何结构,并且所述换能器 26 可作为(例如)不同类型的超声波探头的一部分被提供。超声波信号从体内的结构(例如,血细胞或肌肉组织)被反向散射,产生返回到元件 24 的回波。所述回波被接收器 28 接收。所述被接收的回波被提供给执行射束形成并输出射频(RF)信号的射束形成器 30。然后所述射频(RF)信号被提供给处理射频(RF)信号的射频(RF)处理器 32。作为可选方案,所述射频(RF)处理器 32 可包括复合波解调器(图中未显示),该复合波解调器解调射频(RF)信号以形成代表回波信号的 IQ 数据对。然后,所述射频(RF)或 IQ 信号数据可被直接提供给用于存储的存储器 34(如临时存储器)。

[0016] 超声系统 20 还包括处理器模块 36,用来处理获取的超声波信息(例如,射频(RF)信号数据或 IQ 数据对)并准备用于在显示器 38 上显示的超声波信息帧。处理器模块 36 适于根据获取的超声波信息上的多个可选的超声波模态来执行一个或多个处理操作。随着回波信号被接收,获取的超声波信息可在扫描期间被实时处理。作为附加或可选的方案,所述超声波信息可在扫描期间被临时存储在存储器 34 中,在低于直接显示(live)的实时方式或脱机操作中被处理。包含图像存储器 40,用以存储未被安排立即显示的、所获取超声波信息的经处理帧。所述图像存储器可包含任何已知的数据存储介质,例如永久存储介质、可移动存储介质等。

[0017] 如以下详细描述,处理器模块 36 与用户接口 42 连接,该用户接口控制处理器模块 36 的运行,并且处理器模块 36 配置成接收来自操作员的输入。显示器 38 包括一个或多个呈现病人信息的监视器,所述信息包括用户用于检查、诊断和分析的诊断超声波图像。显示器 38 可自动显示,例如根据存储在存储器 34 或 40 中的三维(3D)超声波数据集的多个平面。存储器 34 和 40 中的一个或两个可存储超声波数据的三维数据集,其中,这样的三维数据集被存取以呈现二维和三维图像。例如,三维超声波数据集可被映射到相对应的存储器

34 或 40, 同样也映射到一个或多个参考平面。对包括数据集的数据的处理部分地基于用户的输入, 例如, 在用户接口 42 上接收的用户选择。

[0018] 在运行中, 系统 20 通过各种方法 (例如, 用具有定位传感器的发射器进行三维扫描、实时三维成像、体扫描、二维扫描; 用体素相关技术进行徒手扫描; 用二维或矩阵序列发射器进行扫描等) 来获取数据 (例如, 体积数据集)。扫描所关心区域 (ROI) 时, 数据通过 (例如, 沿着线形或弓形路径) 移动换能器 26 来获得。在各个线形或弓形位置, 发射器 26 获取存储在存储器 34 中的扫描平面。

[0019] 图 2 说明了根据本发明一实施例构成的图 1 所示的超声波处理器模块 36 的示范性框图。超声波处理器模块 36 作为子模块的集合被概念性地说明, 但可利用任何专用的硬件板、DSP、处理器等的结合来实现。作为可选的方案, 图 2 所示的子模块可利用现成的具有单处理器或多处理器的 PC 来实现, 功能性操作被分配在处理器之间。作为又一个选择, 图 2 所示的子模块可利用混合配置来实现, 在该混合配置中, 某些模块化功能利用专用硬件来实现, 而其余的模块化功能利用现成的 PC 或类似设备来实现。所述子模块还可作为处理器内的软件模块来实现。

[0020] 图 2 中说明的子模块的运行可由局部超声波控制器 50 或由处理器模块 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 可用多种形式之一来接收超声波数据 70。在图 2 所示的实施例中, 所接收的超声波数据 70 构成 I、Q 数据对, 所述 I、Q 数据对代表与各数据样本相关联的实部和虚部。所述 I、Q 数据对被提供给颜色流子模块 52、功率多普勒子模块 54、B 模式子模块 56、光谱多普勒子模块 58 和 M 模式子模块 60 中的一个或多个。作为可选的方案, 除了其它子模块, 也可包括另外的子模块 (例如, 声辐射力搏动 (Acoustic Radiation Force Impulse :ARFI) 子模块 62、应变子模块 64、应变率子模块 66、组织多普勒 (TDE) 子模块 68 等)。应变子模块 62、应变率子模块 66 和 TDE 子模块 68 合起来可构成超声波心动描记术处理部分。

[0021] 各子模块 52-68 可配置成以对应方式处理所述 I、Q 数据对, 以产生颜色流数据 72、功率多普勒数据 74、B 模式数据 76、光谱多普勒数据 78、M 模式数据 80、搏动 ARFI 数据 82、超声波心动描记术应变数据 82、超声波心动描记术应变率数据 86、组织多普勒 (TDE) 数据 88, 所有这些数据可在后续处理之前被临时存入存储器 90 (或图 1 所示的存储器 34 或图像存储器 40)。数据 72-88 可 (例如作为向量数据值集合) 被存储, 其中各集合定义了独立的超声波图像帧。向量数据值一般基于极坐标系来组织。

[0022] 扫描转换器子模块 92 访问存储器 90 并从中获得与图像帧相关联的向量数据值, 并将向量数据值集合转换为笛卡尔坐标以产生被调整为显示格式的超声波图像帧 94。由扫描转换器模块 92 产生的超声波图像帧 94 可为后续处理而送回存储器 90, 或可被提供给存储器 34 或图像存储器 40。

[0023] 一旦扫描转换器子模块 92 产生超声波图像帧 94, 所述超声波图像帧就与例如应变数据、应变率数据等相关联, 图像帧可被重新存入存储器 90, 或通过总线 96 与数据库 (图中未显示)、存储器 34、图像存储器 40 和 / 或其他处理器 (图中未显示) 进行通信。

[0024] 例如, 可能需要在显示器 38 (如图 1 所示) 上实时观看与超声波心动描记术功能有关的不同类型的超声波图像。为此, 扫描转换器子模块 92 获取存于存储器 90 中的图像的应变或应变率向量数据集。所述向量数据在必要处被插入并被转换成用于视频显示的 X、

Y 格式,以产生超声波图像帧。所述扫描转换的超声波图像帧被提供给显示控制器(图中未示出),该显示控制器可包括视频处理器,该视频处理器为视频显示将视频数据转换成灰度映射。该灰度映射可代表从原始图像数据到显示灰度级的传递函数。一旦视频数据被映射成灰度值,显示控制器就控制显示器 38(可包括所述显示器的一个或多个监视器或窗口)来显示图像帧。显示器 38 上显示的超声波心动描记术图像由数据的图像帧产生,其中,各数据指示显示器中各像素的强度或亮度。在本例中,所述显示图像代表被成像的所关心区域中的肌肉运动。

[0025] 再参照图 2,二维视频处理器子模块 94 将一个或多个产生于不同类型的超声波信息的帧结合起来。例如,二维视频处理器子模块 94 可为视频显示通过将一类数据映射成灰度图和将另一类数据映射成颜色图来组合不同的图像帧。在最后显示的图像中,颜色像素数据被叠加在灰度像素数据上以形成一个多模式图像帧 98,该帧被重新存入存储器 90 或通过总线 96 通信。连续的图像帧可作为影像循环(cine loop)存于存储器 90 或存储器 40(如图 1 所示)中。所述影像循环代表捕获对用户实时显示的图像数据的先进先出循环图像缓冲。该用户可通过在用户接口 42 上输入冻结命令来冻结该电影循环。用户接口 42 可包括:例如,键盘和鼠标以及所有其他与将信息输入超声系统 20(如图 1 所示)相关联的输入控制器。

[0026] 三维处理器子模块 100 也由用户接口 42 控制并访问存储器 90,以获取超声波图像帧的空间连续组并(例如,通过已知的体绘制或表面绘制算法)产生其三维图像表示。所述三维图像可利用各种成像方法(如光线投射、最大亮度像素投影等)来产生。

[0027] 本发明的各实施例在一个屏幕显示中设置将在屏幕不同部分中的信息关联或相关的指示,例如,当(例如)在显示器 38(图 1 所示)上选择点/区域并观看图像时由用户进行的可视关联。图 3 是示范性窗口 110(或显示面板),它可呈现在显示器 38 或其一部分中并由用户接口 42(如图 1 所示)来控制。例如,多个窗口可在经划分的单个屏幕上显示。用户可访问作为用户接口 42 的组成部分的不同输入部件(例如,鼠标、跟踪球、键盘及其他等等),以在窗口 110 内移动指针或标记,例如在窗口 110 内选择某些点或区域(例如,用鼠标指向并点击)。

[0028] 窗口 110 一般包括图像部分 112 和非图像部分 114,非图像部分 114 可提供有关正被显示的图像、系统的状态等的不同信息。例如,非图像部分 112 可包括时间和日期信息 116、图像类型标签 118 和状态指示符 120。更具体地说,时间和日期信息 116 可说明当前时间和日期或所述图像被显示在图像部分 112 上的时间和日期。图像类型标签 118 给出(例如)被显示图像视图的指示,示范性窗口 110 中的视图是“心尖长轴(Apical Long Axis)”(APLAX)视图。状态指示符 120(例如)通过状态指示符的不同分区 140 的明暗差别给出了当前系统处理和整个系统处理的状态指示,如同时待审的题目为“用于在超声系统中显示信息的用户接口及方法(USER INTERFACE AND METHOD FOR DISPLAYING INFORMATION IN AN ULTRASOUND SYSTEM)”的美国专利申请(代理人摘要号为 SPLG12553-1289 并被转让于本发明的受让人)中所描述的。

[0029] 可提供附加的或可选的信息,例如,标识在图像部分 112 中看到的图像帧的帧数信息 130,以及标识图像 126 各部分(例如,具有多个分区 124 的分割覆盖部 122 的各部分)的图注 132。例如,如图 3 所示,当显示心脏的图像 126 时,可提供六个分区以将确定心肌层

的心内膜边缘和心外膜边缘的边缘的轮廓划分成不同区域。具体地说,图注 132 可包括与分割覆盖部 122 的不同分区 124 相对应的多个标签 134。所述标签 134 可包括由对应分区 124 标识的图像 126 的区域的简短描述。各标签 134 可在单独的文本框中给出,所述标签用以与具有轮廓的对应分区 124 以相同的颜色被颜色编码。实质上,各标签 134 是对应分区 124 的标识符。从而,如图 3 所示,六个不同颜色可颜色编码并标识具有对应的分区 124 的图注 132 的标签 134。

[0030] 根据本发明的各实施例,显示屏的窗口 110 仅是示范性的,它可用来显示医疗图像数据。然而,具有不同信息的不同窗口可在多个显示器上或在单个显示器 38 的不同部分中被显示。例如,如图 4 所示,显示器 38 可包括多个窗口——第一窗口 150、第二窗口 152、第三窗口 154 和第四窗口 156。窗口 150-156 可配置成确定显示器 38 被划分成四个大体上相等尺寸的区域时的四象限图。在本实施例中,当显示例如心脏图像时,第一窗口 150 可配置成显示移动图像 160(例如,在特定视图(例如心尖长轴、双室视图或四室视图)中心脏的连续运行影象循环)。第一窗口 150 可作为整个心循环或其部分的灰度影象循环来显示心脏的运动图像 160。作为可选的方案,所述图像也可停止以显示被显示心脏的单个图像帧。

[0031] 第一窗口 150 还可包括覆盖在运动图像 160 上的信息,例如,作为时间的函数被显示并由经颜色编码的图注 164 定义经颜色编码的覆盖部 162,所述图注说明代表不同应变值或等级(如百分等级)的颜色编码度。在一实施例中,所述覆盖信息是作为时间的函数被显示的局部瞬时应变值。例如,局部瞬时应变值可为基于特定位置上心肌长度改变的百分比,如基于肌肉收缩百分比。所述应变值可用例如应变子模块 64(如图 2 所示)以任何已知的方式来计算。算出的应变值可存入数据库,所述数据库将该应变值与具有经颜色编码的覆盖部 162 的移动图像 160 的一部分相关联,并且该应变值例如由第一窗口 150 中的像素位置关联和标识。例如,算出的应变值可存入可寻址表,其中,各地址对应不同的被显示像素或经颜色编码的覆盖部 162 的区域。从而,当经颜色编码的覆盖部的一部分被选择(例如,使用标记 166(例如,虚圆单元),通过作为用户接口 42(如图 1 所示)的鼠标将该标记移动到该部分)时,由存储的应变值确定的该区域的瞬时应变值作为应变值信息 168 被显示。应变值信息 168 可代表(例如)贯穿由经颜色编码的覆盖部 162 代表的整个区域的全局应变(GS)值(例如,由经颜色编码的覆盖部 162 代表的区域的全长的百分改变)。从而,经颜色编码的覆盖部 162 可为覆盖在心脏图像的肌肉部分的上的虚映射图(virtual map),所述图像着色成对应于颜色编码的图注 164 的颜色。

[0032] 第二窗口 152 可配置成显示分割覆盖部 122,所述覆盖部具有上面参照图 3 详细描述多个经颜色编码的分区 124。各分区 124 可由大体确定一个区域(例如矩形区域)的不同的被着色的实线来定义。经颜色编码的图注 164 也可类似于第一窗口 150 来提供。在本实施例中,平均应变值 170 在各分区 124 内给出。尤其是,由分区 124 定义的区域作为时间的函数的平均应变值 170 被显示在对应的分区 124 中。例如,计算特定时间的平均应变值。该平均应变值 170 可通过计算存储在数据库中的瞬时应变值的平均值来计算。此外,当第一窗口 150 中的经颜色编码的覆盖部 162 的一部分被选时,使用标记 166(例如,虚圆单元),通过作为用户接口 42(如图 1 所示)的鼠标将该标记移动到该部分)时,心肌收缩应变峰值 172 被显示在第二窗口 152 中,与第一窗口 150 中标记 166 所在的点或区域相

对应。从而,当标记 166 被置于第一窗口 150 中的经颜色编码的覆盖部 162 中的任何点时,对应该点的心肌收缩峰值 172 被显示在第二窗口 152 中。作为可选的方案,所述心肌收缩峰值也可显示在显示器 38 的其他区域,例如显示在第一窗口 150 中。应注意一实施例中的心肌收缩峰值 172 是心肌收缩应变峰值,更具体地说,所述应变是当峰值发生在心肌收缩期间的负应变峰值或当峰值发生较晚时的心肌收缩期末应变。该值一般可以是作为心脏周期中任意时间的函数的应变值。

[0033] 应注意,其他生理参数可作为时间的函数被映射并显示在第一窗口 150 和第二窗口 152 这二者之一中,例如,具有对应数字值的参数峰值心肌收缩应变图像。另外,应注意,当新的或不同的视图或图像被显示在第一窗口 150 和第二窗口 152 这二者之一中时,新的覆盖部或对应值也基于所述新的视图或图像被显示。此外,如果显示的图像被修改,例如被反转,则覆盖部、颜色编码和对应文本也被反转。所述反转可通过将第一窗口 150 和第二窗口 152 这二者之一中的像素再映射 (remapping) 来实现。

[0034] 第三窗口 154 配置成显示非图像数据,例如,作为时间的函数绘制的多个应变曲线 182 的曲线图 180。例如,所述多个应变曲线 182 可代表作为时间的函数平均应变,各曲线轨迹对应于显示在第二窗口 152 中的分割覆盖部 122 的不同分区 124。从而,在本例中,对应于六个分区 124 的六个曲线轨迹以任何已知的方式产生并显示。在一实施例中,多个应变曲线 182 的各曲线轨迹以不同的颜色画出,所述不同的颜色对应于第二窗口 152 中与曲线轨迹相关的分区 124 的颜色(例如,分区 124 的轮廓的颜色)。

[0035] 在操作中,当第二窗口 152 中分割覆盖部 122 的一部分被选时,例如,当标记 166(例如虚圆单元)由作为用户接口 42 的鼠标移入分区 124 之一时,第三窗口 154 中对应于被选分区 124 的曲线轨迹被突出显示。例如对应于被选分区 124 的多个应变曲线 182 之一被突出显示,突出显示例如可以是使轨迹的颜色变亮、加粗轨迹线、将轨迹颜色变为另一被突出显示的颜色(例如被突出显示的红色)等。总之,提供了对应于被选分区 124 的多个应变曲线 182 之一的这种可视指示。此外,如果标记 166 被置于多个应变曲线 182 之一上,被选的曲线轨迹可被突出显示,并且第二窗口 152 中的对应分区 124 被突出显示或平均应变值被显示。

[0036] 第四窗口 156 可配置成显示对应于第一窗口 150 和第二窗口 152 中的图像的信息或图像,例如,彩色 M 模式图像 184。该彩色 M 模式图像 184 还可被显示成可使图像中的颜色对应于第一窗口 150、第二窗口 152 和第三窗口 154 中被着色的指示和颜色编码。

[0037] 各实施例提供了如图 5 中所示的方法 200,该方法标识并关联显示在医疗成像系统(更具体地说是超声系统)的显示器的不同区域的信息。准确地说,在步骤 202 中标识显示器内的被选区域。例如,由用户将标记或其他可视选择置于该区域中来标识该区域。这可包括,例如,标识屏幕上的多个窗口中的哪一个包含该标记。并且,确定被显示在不同区域中的不同信息,例如,被显示的不同图像或视图。此后,在步骤 204,确定该区域是否在被定义区内。这可包括,例如,确定该区域是否在第二窗口 152 中的分割覆盖部 122 的分区 124 中,例如,显示器 28 的像素是否在分区 124 中(均如图 4 所示)。作为另一例,步骤 204 的确定过程可包括:确定该区域是否在经颜色编码的覆盖部 162 的一部分中,例如,显示器 28 的像素是否在经颜色编码的覆盖部 162 的特定部分中(均如图 4 所示)。在步骤 202 和/或步骤 204 中,被选区域或像素的标识可用任何已知的过程来实现,例如,将一个虚标记与

虚标记内（即被虚标记包围的）对应像素相关联。

[0038] 在步骤 204, 如果确定该区域不在被定义区内, 那么在步骤 206 中继续当前显示。例如, 该显示器上的图像和指示没有被改变并且该方法再次标识该显示器的被选区域。例如, 该显示器可被连续地或周期性地抽样来标识（例如）虚标记等的位置, 显示器还可在探测到虚标记的移动后即被抽样。

[0039] 在步骤 204 中, 如果确定了该区域在被定义区内, 那么在步骤 206, 被定义区的性质和相关信息被标识。例如, 可提供对应于被定义区内各像素或像素组的性质和相关信息。所述信息可包括: 例如, 该被定义区的算出数据。在心机的图像等被显示的实施例中, 所述信息可包括局部瞬时应变值、该分区的平均 / 最高应变值和 / 或该分区的百分应变值。所述被定义区还可包含这样一些性质, 诸如该区与该显示器的另一区域（例如另一窗口）联系或关联等。例如, 一个窗口中的分割覆盖部中的单个分区内的信息可与另一个窗口中的单个曲线轨迹相关联。作为另一例, 所述分割覆盖部中的单个分区中的信息可与显示在一个或多个窗口中的图注或数字值相联系。被联系或关联的信息可在不同窗口中以相同颜色标识。

[0040] 所述性质和相关信息（例如, 被计算和测量的值）可被存入数据库中, 该数据库将所述性质和信息与被定义区（例如, 分区映射图的一部分或被显示图像的一部分）相关联。所述信息可基于显示器中的像素关联（例如, 各窗口中的像素）存入数据库中。所述性质（如链接）和相关信息（包括数据值）可存入可寻址表中, 在该表中, 各地址对应于被定义区中的不同的被显示像素或区域。要被提供的可视指示、链接等可被预定和 / 或由用户定义。

[0041] 标识了性质和相关信息之后, 随即在步骤 208 中就基于被定义区内的、对应于被标识的性质和相关信息而被选像素而提供的可视指示作出确定。要提供的可视指示可基于被选像素, 对应的可视指示由数据库中存储的性质和相关数据来确定。所述可视指示可包括: 例如, 在对应于被选区域的显示器的一部分中显示数据值, 和 / 或突出显示对应于被选区域的显示器的另一部分（例如在另一窗口中）。所述可视指示可包括: 提供说明如前面参照图 4 描述的相关信息的可视指示。例如, 被定义区可为对应于单个曲线轨迹的分割覆盖部的一个分区。被确定的可视指示可以是突出显示对应于被选分区的曲线轨迹。作为另一例, 如果被定义区在瞬时应变覆盖部内, 则相关信息例如百分应变值可被显示。所述信息可在与被选区域相同的或不同的窗口中显示。所述信息可基于例如像素数据的映射被链接和关联。

[0042] 应注意到, 有些信息可被连续显示, 而有些信息只可在被选时显示。例如, 如图 4 所示, 分割覆盖部 122 中各分区 124 中的平均应变值可被连续显示在分割覆盖部 122 中, 或将空间视图中的分区 124 与在时间范围绘出的生理参数相关联的颜色编码可被显示。作为另一例, 百分应变值和曲线轨迹的突出显示可只在对应区域被选择且可视指示被设置时显示。

[0043] 然后在步骤 210 中显示可视指示。此后, 在步骤 212 中确定不同区域是否被选择, 例如通过将虚标记移动到显示器的另一区。如果未选择不同的区域, 则在步骤 214 中继续显示当前可视指示。如果选择了不同区域, 则在步骤 204 中确定该区域是否在被定义区内, 之后过程如前述方式继续进行。

[0044] 从而,各种不同的实施例中设有显示器,其中包含可将显示在显示器不同部分的信息关联的可视指示。所述可视指示(如颜色编码)可被连续提供或在选择特定的所关心区域(这包括链接或关联与被选在所关心区域有关的信息)后随即提供。

[0045] 尽管已用各种特定的实施例描述了本发明,本领域技术人员会认识到在权利要求的精神和范围内,可对本发明进行更改。

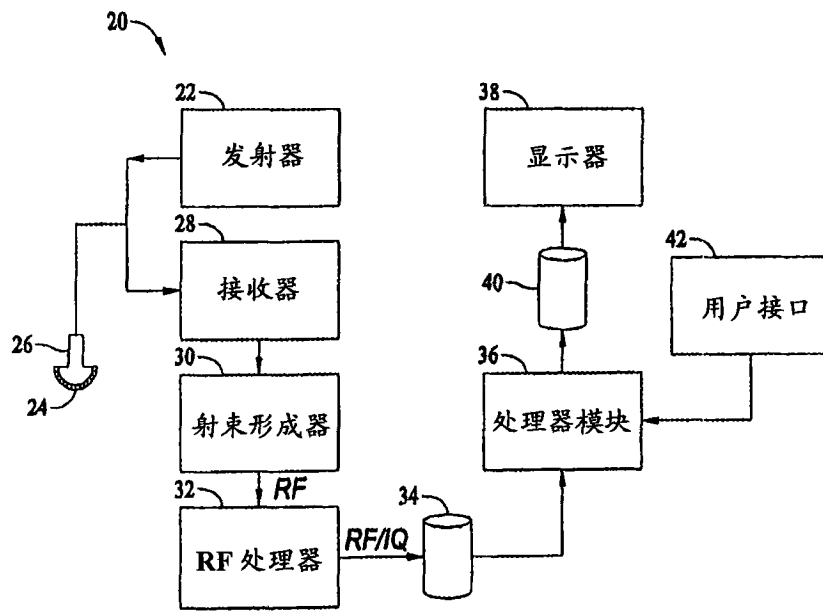


图 1

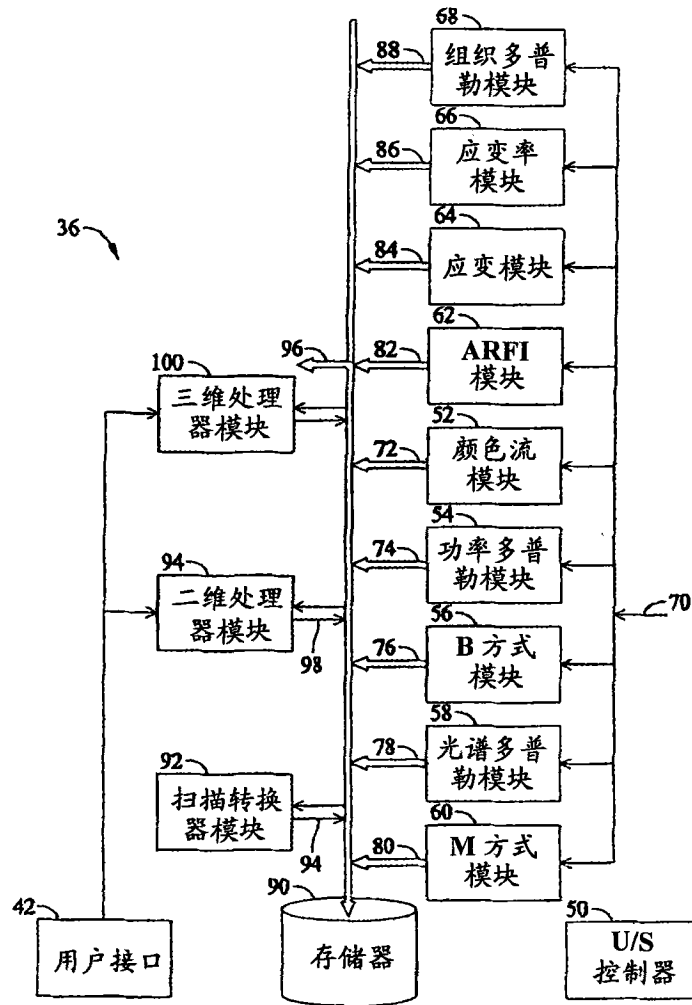


图 2

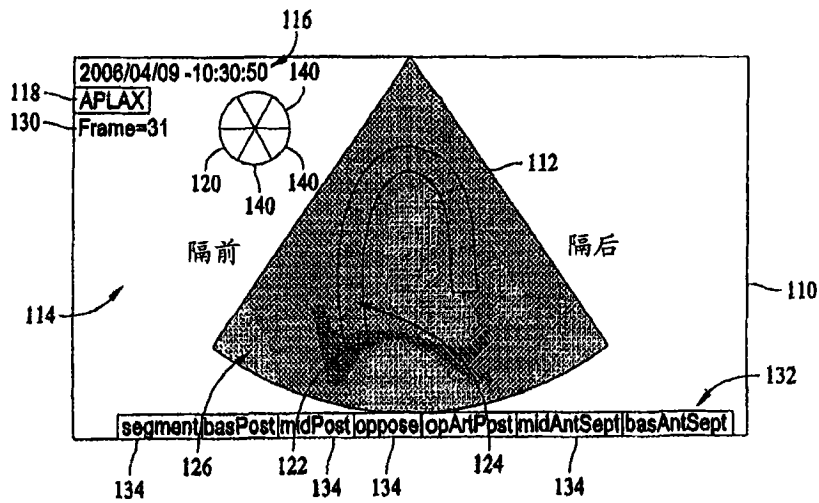


图 3

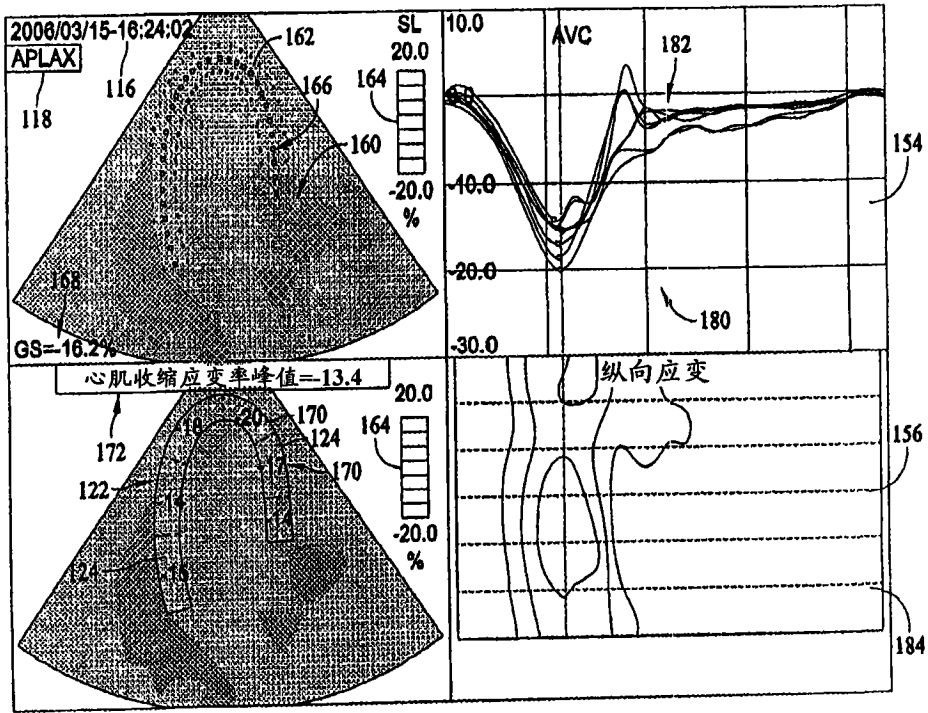
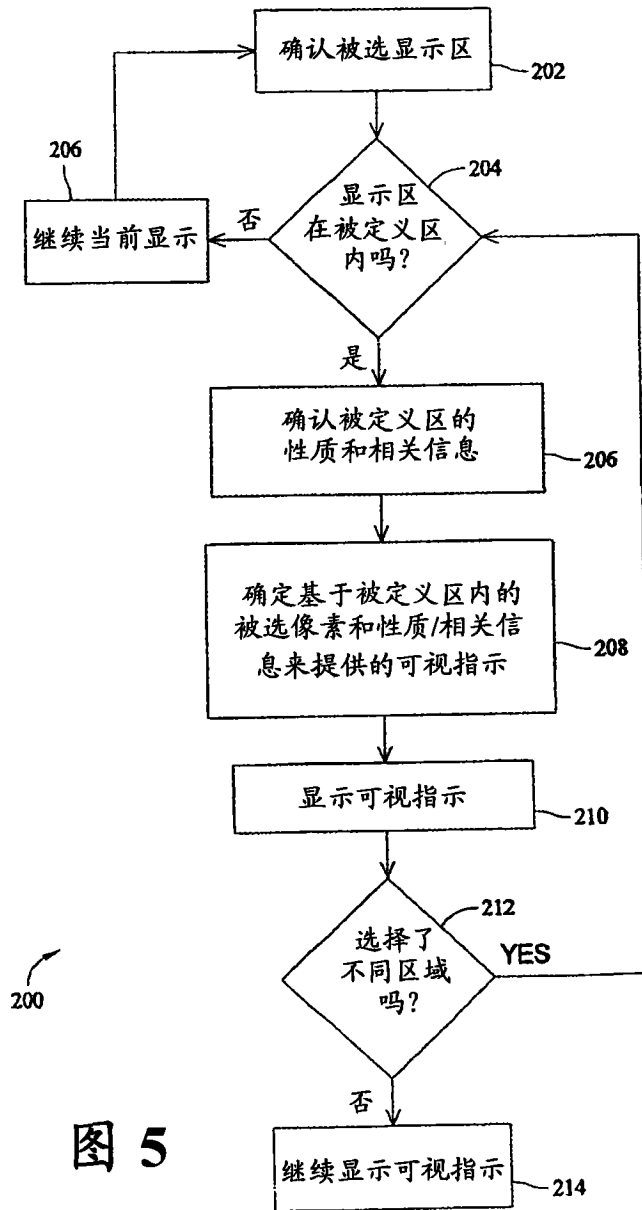


图 4



专利名称(译)	用于标识超声系统中显示的有关信息的用户接口及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101066212B</a>	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	CN200710106315.4	申请日	2007-05-08
[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	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 G09G5/00		
CPC分类号	A61B6/503 A61B8/463 A61B8/0883 G01S7/52074 A61B8/483 G01S7/52071 G06F3/0482 G06T11/206 A61B8/08 A61B8/5292 G06T11/001 G06T11/60		
审查员(译)	彭燕		
优先权	11/429546 2006-05-05 US		
其他公开文献	CN101066212A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了用于标示超声系统中显示的有关信息的用户接口和方法。所述超声系统中的医疗图像显示器(110)包含第一区域(152)和第二区域(154)，所述第一区域(152)配置成显示具有颜色编码的部分的医疗图像(126)，所述第二区域(154)配置成显示与第一区域(152)中显示的所述医疗图像(126)相关的非图像数据。所述非图像数据被颜色编码以将所述非图像数据与所述医疗图像(126)的颜色编码部分相关联。

