

[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 200510133905.7

[43] 公开日 2006 年 6 月 14 日

[11] 公开号 CN 1785124A

[22] 申请日 2005.12.9

[21] 申请号 200510133905.7

[30] 优先权

[32] 2004.12.10 [33] JP [31] 2004-357517

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 伊藤真由美 阿部弥生 藤原千织
八幡努

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 梁永

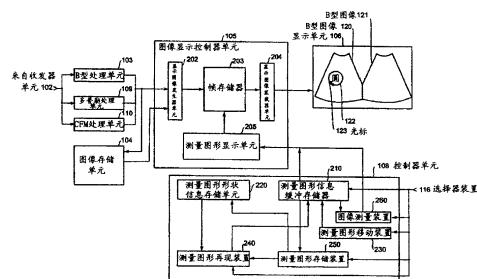
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声成像设备

[57] 摘要

本发明提供一种超声成像设备，其允许以可靠的且更容易的方式实施设定在多个超声图像内的测量图形的形态学比较。测量图形存储装置(250)存储指示左心室内壁大小的圆，指定在左心室舒张期的B型图像中，测量图形再现装置(240)再现B型图像中指示左心室收缩期的圆，以便当指定指示B型图像中的收缩期的左心室内壁大小的圆时，收缩期和舒张期中的左心室内壁的形态学比较可以以较容易和非常可靠的方式连同来自图像测量装置(260)的数值数据一起被获得，以便提供数值数据的适当确定。



1、一种超声成像设备，其显示对象的超声图像，并且基于关于被输入的测量图形的位置和形状的测量图形信息在所述显示的超声图像中显示测量图形，以便实施所述超声图像的图像测量，所述超声成像

5 设备包括：

选择器装置（116），用于指定在所述超声图像中的位置；

测量图形存储装置（250），用于当测量图形出现在指定位置处时，存储所述测量图形的形态学信息；和

10 测量图形再现装置（240），用于在使用所述选择器装置（116）新指定的所述超声图像或不同于所述超声图像的超声图像中的位置处再现如此存储的形态学信息的测量图形。

2、依据权利要求1的超声成像设备，其中：

所述测量图形存储装置（250）实施与所述选择器装置相关联的所述存储。

15 3、依据权利要求1或2的超声成像设备，其中：

所述测量图形再现装置（240）多次实施所述再现。

4、依据权利要求1至3中任一项的超声成像设备，其中：

所述测量图形存储装置（250）包括顺序存储装置，用于当有多个测量图形出现在所述超声图像中时顺序存储带有识别信息的多个所述测量图形。

20 5、依据权利要求4的超声成像设备，其中：

所述识别信息是指示存储顺序编号的编号信息。

6、依据权利要求4或5的超声成像设备，其中：

25 所述测量图形再现装置（240）包括用于基于所述识别信息顺序再现所述测量图形的顺序再现装置。

7、依据权利要求1至3中任一项的超声成像设备，其中：

所述测量图形存储装置（250）包括用于同时存储出现在所述超声图像中的所有测量图形的批量存储装置。

8、依据权利要求7的超声成像设备，其中：

30 所述测量图形再现装置（240）包括用于同时再现所述多个测量图形的批量再现装置。

9、依据权利要求1至8中任一项的超声成像设备，其中：

所述测量图形再现装置（240）包括放大率改变装置，当被再现的所述超声图像的显示放大率不同于用于存储的所述超声图像的显示率时，用于与所述显示放大率的改变相关联地改变被再现的所述测量图形的大小。

5 10、依据权利要求1至9中任一项的超声成像设备，其中：

所述测量图形再现装置（240）实施可识别的指示，用于基于被输入的所述测量图形信息将所述再现的测量图形与测量图形区分开。

超声成像设备

技术领域

5 本发明涉及超声成像设备，该设备显示对象的超声图像，并且基于关于被输入的测量图形的位置和形状的测量图形信息在所述显示的超声图像中显示测量图形，以便实施所述超声图像的图像测量。

背景技术

10 近来，在超声成像设备中，如通常由“B”型图像代表的超声图像具有细微的颗粒。此外，不仅可以基于实时地执行形态学检查、还可以基于从中得到的定量信息执行器官解剖学的测量以及检查。

在定量检查中，包括诸如轨迹的测量图形被载入超声图像中，并且通过使用指示装置（诸如用于图像测量的跟踪球）将该图形重新定位到目标位置（参见例如专利参考文件1）。

15 此外，借助于测量图形的定量检查不仅可以在单个超声图像内实施，还可以在多个超声图像中进行数据比较，所述多个超声图像中的每个均具有不同的成像位置或采集时间。例如，在使用超声成像设备的心脏动态检查中，在心脏舒张和心脏收缩时的心房和心室的多个超声图像被显示。对于这些超声图像中的每个，测量图形被设定以收集和比较数值数据。

[专利参考文件1] JP-A-06-178773 第1页和图1

25 依据如上面已经说明的现有技术，对于数值数据可执行使用该测量图形的数据比较，然而，该数据比较既不自然又不直观。另一方面，当通过以动力病原论排序归并成像位置的多个超声图像而对每个图像实施测量图形设定的解剖形态学的直观比较时，在测量图形间的形态学比较可能变得太模糊不清，以致于不能获得可靠的形态学比较。

尤其是，当使用该测量图形测量心脏超声图像时，从多个超声图像的测量图形中计算获得的参数可以是多种多样的。当在那些参数中比较时，对于操作者来说精确识别测量图形自身的比较形态，从而相对于各种参数值有价值地实施合适的检查是重要的。

30 因此，怎样获得超声成像设备是必要的，所述超声成像设备以可靠且更容易的方式实施在多个超声图像中设定的测量图形的形态学比

较。

发明内容

因此，本发明的目的是提供一种超声成像设备，该设备允许以可靠且更容易的方式进行在多个超声图像内设定的测量图形的形态学比较。

为了解决上述问题和实现该目的，根据本发明的第一方面的超声成像设备显示对象的超声图像，并且基于关于被输入的测量图形的位置和形状的测量图形信息在所述显示的超声图像中显示测量图形，以便实施所述超声图像的图像测量，所述超声成像设备的特征在于它包括：用于指定在所述超声图像中的位置的选择器装置；用于当测量图形出现在指定位置处时存储所述测量图形的形态学信息的测量图形存储装置；和测量图形再现装置，用于在使用所述选择器装置新指定的所述超声图像或不同于所述超声图像的超声图像中的位置处再现如此存储的形态学信息的测量图形。

在本发明的第一方面，选择器装置用于指定超声图像中的位置，并且如果在指定的位置存在测量图形，则测量图形存储装置存储测量图形的形态学信息，以及测量图形再现装置使用选择器装置在新指定的超声图像中的位置处再现测量图形。

依据本发明的第二方面的超声成像设备的特征在于，依据第一方面的所述测量图形存储装置实施与所述选择器装置相关联的所述存储。

依据本发明的第三方面的超声成像设备的特征在于，依据第一或第二方面的所述超声成像设备包括测量图形移动装置，用于在所述超声图像内的所述指定位置处平移、旋转或翻转测量图形。

在本发明的第三方面，测量图形移动装置改变超声图像内测量图形的位置。

依据本发明的第四方面的超声成像设备的特征在于，依据第一至第三方面中任一方面的所述选择器装置还包括被显示在所述超声图像内的光标。

在本发明的第四方面中，光标被用于选择位置。

依据本发明的第五方面的超声成像设备，依据第四方面的所述选择器装置还包括用于控制所述光标在所述超声图像中的位置的指示装置。

在本发明的第五方面中，指示装置被装备以便于光标位置控制。

依据本发明的第六方面的超声成像设备，依据第五方面的所述指示装置是跟踪球。

5 此外，依据本发明的第七方面的超声成像设备的特征在于，依据第一至第六方面中任一方面的所述测量图形再现装置多次实施所述再现。

在本发明的第七方面中，类似的测量图形被多次再现。

10 依据本发明的第八方面的超声成像设备的特征在于，依据第一至第七方面中任一方面的所述测量图形存储装置包括用于当有多个测量图形出现在所述超声图像中时顺序存储带有识别信息的多个所述测量图形的顺序存储装置。

在本发明的第八方面中，多个测量图形被没有紊乱地系统存储。

依据本发明的第九方面的超声成像设备的特征在于，依据第八方面的所述识别信息是指示存储的序列编号的编号信息。

15 依据本发明的第十方面的超声成像设备的特征在于，依据第八或第九方面中任一方面的所述测量图形再现装置包括用于基于所述识别信息顺序再现所述测量图形的顺序再现装置。

依据本发明的第十方面，多个测量图形被没有紊乱地系统再现。

20 依据本发明的第十一方面的超声成像设备的特征在于，依据第一到第七方面中任一方面的所述测量图形存储装置包括用于同时存储出现在所述超声图像中的所有测量图形的批量存储装置。

依据本发明的第十一方面，批量存储装置便于存储出现在超声图像中的多个测量图形。

25 依据本发明的第十二方面的超声成像设备的特征在于，依据第十一方面的所述测量图形再现装置包括用于同时再现所述多个测量图形的批量再现装置。

依据本发明的第十二方面，批量再现装置便于在超声图像中再现多个测量图形。

30 依据本发明的第十三方面的超声成像设备的特征在于，依据第一到第十二方面中任一方面的所述测量图形再现装置包括放大率改变装置，当被再现的所述超声图像的显示放大率不同于用于存储的所述超声图像的显示率时，用于响应于所述显示放大率的改变而改变被再现

的所述测量图形的大小。

依据本发明的第十三方面，放大率改变装置允许在具有不同显示放大率的超声图象上执行存储和再现。

另外，依据本发明的第十四方面的超声成像设备的特征在于，依据第一到第十三方面中任一方面的所述测量图形再现装置提供可识别的指示，用于基于被输入的所述测量图形信息将所述再现的测量图形与测量图形区分开。

依据本发明的第十五方面的超声成像设备的特征在于，依据第十四方面的可识别指示是被显示的测量图形的颜色。

另外，依据本发明的第十六方面的超声成像设备的特征在于，依据第十四方面的可识别指示是被显示的测量图形的线宽。

依据本发明的第十七方面的超声成像设备的特征在于，依据第一到第十六方面中任一方面的所述测量图形包括线段、圆、椭圆和由所述选择器装置指定的点的轨迹中的至少一个。

依据本发明的第十七方面，主要的初级图形被包括在测量图形中。

依据本发明，选择器装置指定在超声图像内的位置，并且如果任意测量图形出现在该指定位置上，则测量图形存储装置将存储该测量图形的形态学信息，并且测量图形再现装置在使用选择器装置稍后指定的位置处将如此存储的该测量图形的形态学信息再现到超声图像中，以使当在形态随时程改变的成像地点执行图像测量以比较该形态学时，不仅数值数据而且指示在各种时间阶段成像地点的形状的测量图形可被重叠，以直观且可靠地在形态间比较，从而最终导致由操作者进行的数值数据的适当检查。

根据下面图示在附图中的本发明优选实施例的描述，本发明的另外目的和益处将是清楚的。

附图说明

图 1 是图示超声成像设备总览的示意性框图。

图 2 是指示依据优选实施例的图像显示功能部分和控制器单元的功能结构的功能框图。

图 3 是图示测量图形例子的示意图。

图 4 是图示依据优选实施例的选择器装置具体例子的外观图。

图 5 是指示依据优选实施例的控制器单元操作的流程图。

图 6 是图示在 B 型图像中的测量图形的存储和再现的示意图。

图 7 是图示在 B 型图像中的测量图形的顺序存储和顺序再现的示意图。

5 图 8 是图示在 B 型图像中的测量图形的批量存储和批量再现的示意图。

具体实施方式

此后参考附图，详细说明实施依据本发明的超声成像设备的最佳方式。这里应当注意图示的实施例不被用于限制本发明。

10 图 1 显示指示依据本发明优选实施例的超声成像设备的总览的示意性框图。超声成像设备具有探针 101、收发器单元 102、B 型处理单元 103、多普勒处理单元 109、彩色血流图 (color flow mapping) (CFM) 处理单元 110、图像存储单元 104、图像显示控制器单元 105、显示单元 106、选择器装置 116 和控制器单元 108。值得注意的是，在此 15 后将描述的图 1 和图 2 中，用于传送图像信息或选择信息的信号线由实线表示，而用于传送控制信息的信号线由虚线表示。

探针单元 101 是用于发送和接收超声波的单元，也就是向活体的成像部分中的指定方向重复发射超声波，并接收从身体反射的超声信号作为时序的音速线。另一方面，探针单元 101 顺序切换超声波的发射方向，以实施电子扫描。尽管没有在图中没有显示，探针单元 101 具有如阵列布置的压电模块。此外，探针单元 101 不限于电子扫描探针，而可以是用于机械扫描的探针。

20 收发器单元 102 通过同轴电缆连接至探针单元 101，并且产生用于驱动探针单元 101 中压电模块的电信号。收发器单元 102 还实施接收的超声信号的第一级放大。

B 型处理单元 103 从由收发器单元 102 放大的超声信号在实时基础上产生 B 型图像。更具体的处理细节可是诸如接收的超声信号的延迟增加、模拟至数字转换、在转换后将数字化信息作为 B 型图像信息写入下面说明的图像存储单元 104 等。在与被设定在 B 型图像中的采样区域相对应的定时处，多普勒处理单元 106 从由收发器单元 102 放大的超声信号内提取相位调制信息，以在实时基础上产生作为多普勒图像的与成像部分内多个点相关联的流上的信息，诸如速度、功率值和

变化量。

CFM 处理单元 110 产生 CFM 图像，该图像示出包含在超声信号中的血流信息，红色为至探针单元 101 的进入流以及蓝色为从探针单元 101 流出的流。注意术语超声图像在下文中指的是通过向对象发送和接收超声波来获得的图像信息，包括上述的 B 型图像、CFM 图像、以及多普勒图像。

图像存储单元 104 是用于累积诸如包括在 B 型处理单元 103 中产生的 B 型图像信息、在 CFM 处理单元 110 中产生的 CFM 图像信息、以及在多普勒处理单元 109 中产生的多普勒图像信息的超声图像信息的图像存储器。

图像显示控制器单元 105 实施显示单元 106 中超声图像信息的显示帧频、图像显示模式和图像布局的转换控制。

显示单元 106 使用 CRT (阴极射线管) 或 LCD (液晶显示器) 和类似物为操作者提供由图像显示控制器单元 105 控制的多个图像信息的直观显示。

选择器装置 116 包括用于将控制信息输入至控制器单元 108 的输入单元 107 和跟踪球 111。输入单元 107 可包括键盘，以将操作输入信号从操作者传送至控制器单元 108。跟踪球 111 是用于控制在显示单元 106 的显示屏幕上的光标位置的指示装置。如将要在下面说明的测量图形可由将被显示在显示单元 106 上的超声图像上的光标指定。

控制器单元 108 基于从输入单元 107 供给的操作输入信号和预装载的程序和数据控制上述超声成像设备中各种单元的操作，以将诸如 B 型图像的超声图像显示到显示单元 106 上。

图 2 示出了指示在控制器单元 108 和图像显示控制器单元 105 中的超声图像和测量图形的显示功能部分的功能框图。

图像显示控制器单元 105 包括显示图像发生器单元 202、帧存储器 203、显示图像装载器单元 204 和测量图形显示单元 205。帧存储器 203 是用于积累被显示在显示单元 106 上的显示屏幕信息的存储器。显示图像发生器单元 202 基于来自 B 型处理单元 103 和类似单元的超声图像信息，产生被显示在显示单元 106 上的图像模式。然后，显示图像发生器单元 202 将图像信息写入与帧存储器 203 中的显示位置相对应的地址。显示图像装载器单元 204 读取被写入帧存储器 203 的图像信

息，以显示在显示单元 106 上。

测量图形显示单元 205 基于关于从控制器单元 108 得到的测量图形的位置和形状的测量图形信息，将测量图形写入帧存储器 203 中的显示位置。然后，测量图形将被显示在显示单元 106 上。在图 2 中所示的显示单元 106 中，存在被显示作为超声图像例子的两个 B 型图像 120 和 121，此外，存在作为测量图形例子的光标 123 和圆 122 被显示在 B 型图像 120 中。

被显示在显示单元 106 上的测量图形例子被显示在图 3 中。图 3 (A) 是圆的例子，该圆由圆的中心位置和圆周的位置限定，两者均由超声图像中光标 123 指定。图 3 (B) 是轨迹的例子，该轨迹显示超声图像中光标 123 的轨迹，所述光标通过跟踪球 111 或类似物而移动。图 3 (C) 是椭圆的例子，该椭圆的位置和大小由超声图像中光标 123 指定。此外，表示线段的卡钳 (caliper) 可被用于测量图形。

控制器单元 108 包括测量图形信息缓冲存储器 210、测量图形形状信息存储单元 220、测量图形移动装置 230、测量图形再现装置 240、测量图形存储装置 250 和图像测量装置 260。测量图形信息缓冲存储器 210 在从输入单元 107 选择测量图形设定模式时由光标 123 指定。它是用于存储关于测量图形的位置和形状的测量图形信息的缓冲存储器。无论何时测量图形信息被从选择器装置 116 输入且被传送至测量图形显示单元 205，该缓冲存储器的内容就被更新。

在测量图形信息缓冲存储器 210 中，当如图 3 (A) 中所示的圆被选择时，存储圆的中心位置信息和圆周位置信息的两个位置数据项的信息；当如图 3 (B) 中所示轨迹被选择时，存储该轨迹上许多点的位置数据项的信息；以及当如图 3 (C) 中所示椭圆被选择时，存储椭圆相交的长轴和短轴处的四个相交位置的信息。

在测量图形编辑模式被从输入单元 107 中选择时，测量图形存储装置 250 从测量图形信息缓冲存储器 210 中选择在超声图像中光标 123 的位置处出现的测量图形，并且从测量图形信息中仅仅提取形态学信息，以将该信息存储进是存储器的测量图形形状信息存储单元 220 中。例如，当测量图形是圆时，该圆和该圆的半径或直径被存储为形状信息；当测量图形是轨迹时，关于该轨迹上许多点的位置信息的相对位置的信息被存储为形状信息；以及当测量图形是椭圆时，关于相交部

分的位置信息的相对位置的信息被存储。

当测量图形编辑模式被从输入单元 107 选择时，测量图形再现装置 240 响应于来自输入单元 107 的选择信号，以读取存储在测量图形形状信息存储单元 220 中的测量图形的形状信息，以增加对应于 B 型图像 120 或 121 中的光标位置的位置信息，以及将它写入测量图形信息缓冲存储器 210。然后测量图形显示单元 205 在帧存储器 203 中产生测量图形，以在显示单元 106 中光标 123 的位置处显示。

在测量图形编辑模式被从输入单元 107 中选择时，测量图形移动装置 230 响应于光标 123 位置的移动改变在测量图形信息缓冲存储器 210 中的测量图形位置信息，例如相对于 B 型图像 120 或 121 中的光标 123 位置处的测量图形，以移动测量图形以便跟随光标 123 出现的位置。测量图形移动装置 230 还实施诸如根据来自选择器装置 116 的指导旋转、翻转测量图形的操作。

通过使用测量图形信息缓冲存储器 210 中的位置和形状信息，图像测量装置 260 实施各种测量。例如，当选择圆时，图像测量装置 260 计算由圆包围部分的面积；当选择轨迹时，图像测量装置 260 计算由轨迹包围部分的面积；当选择椭圆时，图像测量装置 260 计算由椭圆包围部分的面积。图像测量装置 260 被连接至图像显示控制器单元 105 的测量图形显示单元 206，以将上述的计算结果传送至测量图形显示单元 206，以在显示单元 106 上显示。

图 4 显示选择器装置 116 的跟踪球 111 和输入单元 107 的例子。键盘位于选择器装置 116 的左侧，以及跟踪球 111 位于选择器装置 116 的右侧，用于控制光标 123 的位置。诸如关于多普勒处理的 B 型处理和 M 型处理的处理模式选择键被置于跟踪球 111 周围，且在这些键中有一个光标模式选择键，该光标模式选择键用于在光标 123 的测量图形设定模式和测量图形编辑模式之间切换模式，以及用于调用图像测量装置 260 的图像测量键。

接下来，参考图 5 将详细说明控制器单元 108 中的测量图形存储装置 250 和测量图形再现装置 240 的详细操作。图 5 显示图示控制器单元 108 的测量图形存储装置 250 和测量图形再现装置 240 操作的流程图。首先，操作者命令在显示器单元 106 上显示多个静止超声图像，例如随时程在形态上变化的成像点的两个 B 型图像（步骤 S401）。图

6 示出显示两个 B 型图像的例子。图 6 中所示的 B 型图像 120 和 121 示意性说明通过超声成像设备捕获的心脏左心室的短轴断层成像平面，其中左侧的 B 型图像 120 显示左心室舒张期，而右侧的 B 型图像 121 显示左心室收缩期。这里应当注意到，这两个图像是在使用超声成像设备预先成像并存储在图像存储器单元 104 中的对象的心脏区域的许多 B 型图像中选择的。然后，操作者使用选择器装置 116 选择测量图形设定模式以设定 B 型图像 120 中的测量图形（步骤 S402）。图 6 (A) 显示被设定的测量图形的例子。这里圆 122 作为测量图形被说明，其与舒张期的左心室的内壁位置对齐。通过使用测量图形移动装置 230，圆 122 的位置可被固定至左心室。

然后，操作者基于被叠加在其上的圆 122 使用图像测量装置 260 在图像上测量舒张期左心室的内壁表面面积（步骤 S403），以获得诸如表面面积的某些用数值数据。尽管为了清楚的缘故，圆 122 被用作测量图形，轨迹可能更优先用于测量图形的候选对象，以实施精细准确的图像测量。

然后，操作者使用选择器装置 116 选择测量图形编辑模式在圆 122 上移动光标 123 以与测量图形相匹配（步骤 S404），以通过预定键盘操作调用测量图形存储装置 250（所述预定键盘操作诸如例如同时按压键盘上的 CTRL 和 C 键），将圆 122 的形态学信息复制或存储至测量图形形状信息存储单元 220（步骤 S405）。

然后，操作者移动光标 123 至另一图像，也就是 B 型图像 121，并且将光标 123 放置在圆 122 被再现的位置，也就是被粘贴（步骤 S406）。此后操作者通过预定键盘操作调用测量图形再现装置 240（所述预定键盘操作诸如例如同时按压键盘上的 CTRL 和 V 键），以将圆 122 的形态学信息从测量图形形状信息存储单元 220 中读出。然后，测量图形再现装置 240 基于来自选择器装置 116 的光标 123 的位置信息，将圆 122 的位置和形状上的测量图形写入测量图形信息缓冲存储器 210 以粘贴，也就是，再现 B 型图像 121 中的光标 123 的位置处的圆 122（步骤 S407）。图 6 (B) 显示该圆 122，其是在 B 型图像 121 中再现的测量图形。该圆 122 被放置以包围舒张期的左心室。通过使用测量图形移动装置 230，该圆 122 可被放置在最佳位置，以与舒张期的左心室相比较。多个圆 122 可在 B 型图像 121 中通过类似操作被再现。

此后，操作者通过选择器装置 116 选择测量图形设定模式，以设定例如在 B 型图像 121 中的左心室上圆 132 的测量图形，其指示左心室收缩期，同时参考做为再现的测量图形的圆 122（步骤 S408）。图 6 (B) 通过虚线显示圆 132，其是另外被放置在 B 型图像 121 中的测量图形。该圆 132 被放置以便叠加在收缩期的左心室的内壁上。

然后，操作者使用测量装置 260 使用圆 132 实施图像测量，诸如收缩期的左心室的内壁面积（步骤 S409），以获得收缩期的左心室的数值数据。使用粘贴的圆 122，舒张期中的左心室被显示在收缩期的 B 型图像 121 中，以便于以较容易且直观可靠的方式比较收缩期的左心室的形态与舒张期的左心室的形态。

如上面已说明的，依据优选的实施例，因为测量图形存储装置 250 存储指示左心室内壁大小的圆 122，被指定在显示左心室舒张期的 B 型图像 120 中，并且测量图形再现装置 240 在指示左心室收缩期的 B 型图像 121 中再现圆 122，所以当指定指示 B 型图像 121 中的收缩期中的左心室内壁大小的圆 122 时，可实施舒张期和收缩期中的左心室内壁形态的比较，以更容易的且直观可靠的方式连同来自图像测量装置 260 的数值数据一起提供该数值数据的合适确定。

依据优选实施例，尽管在 B 型图像 120 和 121 中仅仅设定一种测量图形，但是当多个测量图形被设定在图像中时，这些测量图形被指定且以作为识别信息的序列号的顺序被存储，以便以序列号的顺序连续再现，从而以有效方式实施测量图形的存储和再现。

测量图形存储装置 250 在这种情况下可具有用于将序列号标注至被存储的多个测量图形的顺序存储装置，同时测量图形再现装置 240 可具有用于顺序读取并再现如此编号的测量图形形态学信息的顺序再现装置。

图 7 显示被设定在显示在显示单元 106 上的 B 型图像 220 上的测量图形 211 至 213 的例子。测量图形 211 至 213 用作为识别信息的附加序列号“1”至“3”显示。在一个接一个选择测量图形 211 至 213 的位置的时刻，借助于光标 123，测量图形存储装置 250 中的顺序存储装置将测量图形 211 至 213 的形态学信息连同编号信息“1”至“3”一起存储进测量图形形状信息存储单元 220。在此点，编号信息被从测量图形存储装置 250 传送至测量图形再现装置 240。

测量图形再现装置 240 中的顺序再现装置使用光标 123 将以编号信息“1”至“3”的顺序例如在 B 型图像 221 中指定的位置处再现测量图形 211 至 213。在图 7 的 B 型图像 221 中，显示如此再现的测量图形 211 至 213。

5 依据优选实施例，尽管只有一个测量图形被设定在 B 型图像 120 和 121 中，但可以存在多个测量图形被设定在这些图像中的情况，其中测量图形被同时存储并被同时再现，从而以更有效的方式实施存储和再现。

10 测量图形存储装置 250 在这种情况下可具有用于同时存储多个测量图形的批量存储装置，并且测量图形再现装置 240 可具有用于同时再现已经被以批量存储的多个测量图形的批量再现装置。

15 图 8 示出被设定作为显示在显示单元 106 上的 B 型图像 320 中的测量图形的圆 301 至 303 的例子。在该例子中，通过使用例如光标 123 指定 B 型图像 320，测量图形存储装置 250 的批量存储装置将圆 301 至 303 的形态学信息连同位置信息一起存储在测量图形形状信息存储单元 220 中。

此外，通过使用例如光标 123 指定 B 型图像 321，测量图形再现装置 240 的批量再现装置可在 B 型图像 321 上同时再现圆 301 至 303。在图 8 的 B 型图像 321 中，显示被同时再现的圆 301 至 303。

20 另外依据优选实施例，说明了被设定在舒张期的 B 型图像 120 中的圆 122 和在收缩期的 B 型图像 121 中再现的圆 122 是同样的，然而在收缩期的 B 型图像 121 中再现的圆 122 还具有不同的颜色或线宽以显示为可识别的。通过这样做，均被设定在收缩期的 B 型图像 121 中的圆 132 和圆 122 可清楚地彼此区分，以便更容易地实行形态学比较。

25 还有依据优选实施例，尽管 B 型图像 120 和 121 具有可视化 B 型图像的相同显示放大率，但在图像的显示放大率不同时可以响应显示放大率而改变再现的测量图形的大小，以匹配 B 型图像的大小。在该例子中，测量图形再现装置 240 具有放大率改变装置，用于对应于 B 型图像的显示放大率改变从测量图形形状信息存储单元 220 读取的测量图形的大小，以使例如如果再现的测量图形的 B 型图像被显示放大两倍，则在该 B 型图像中该再现的测量图形由此将被放大两倍。

另外依据优选实施例，尽管已经显示用于随时程在形态上变化的 B

型图像 120 和 121 的舒张期和收缩期的左心室图像的例子，但其中外科手术介入之前和之后的肿瘤图像可被类似使用。

在不脱离本发明的精神和范围的情况下，本发明的许多差别较大的实施例可被配置。应当理解，除了如在所附的权利要求中限定的，
5 本发明不限于在说明书中描述的具体实施例。

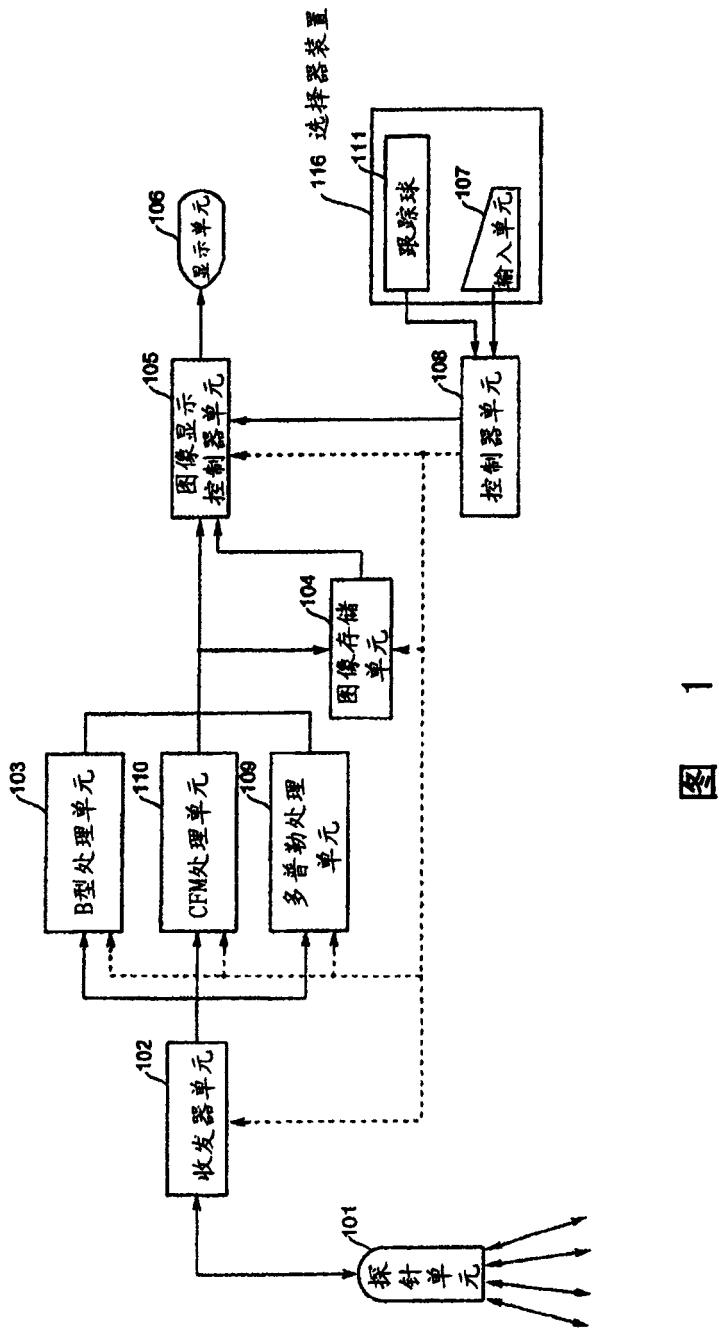


图 1

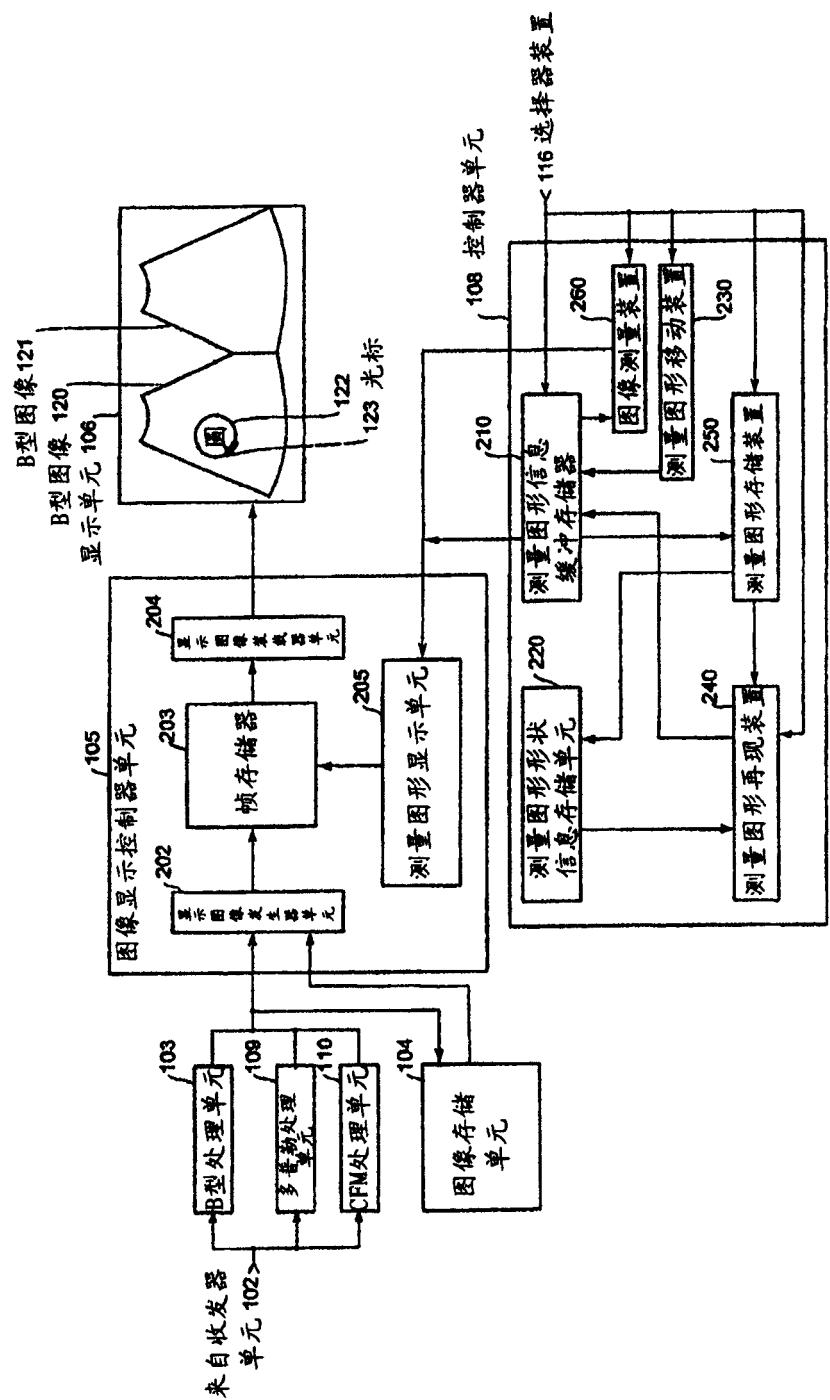


图 2

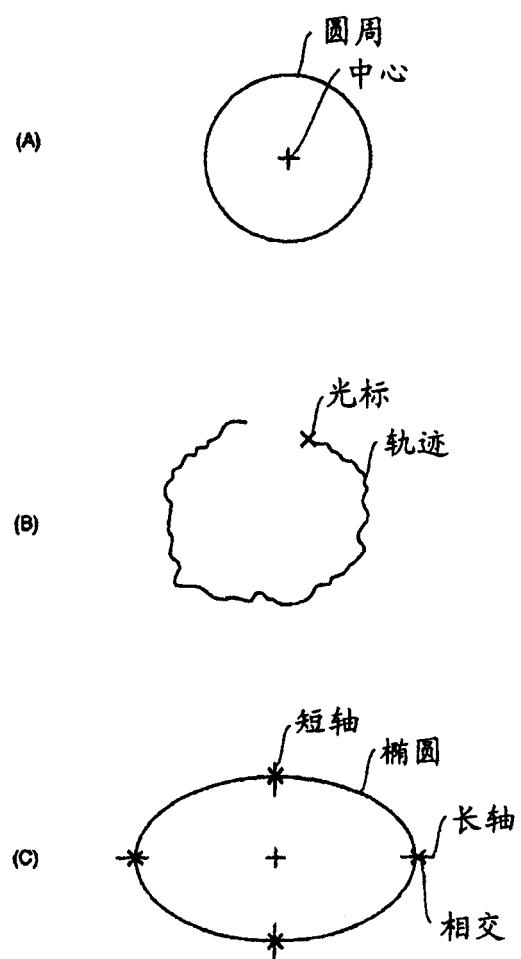


图 3

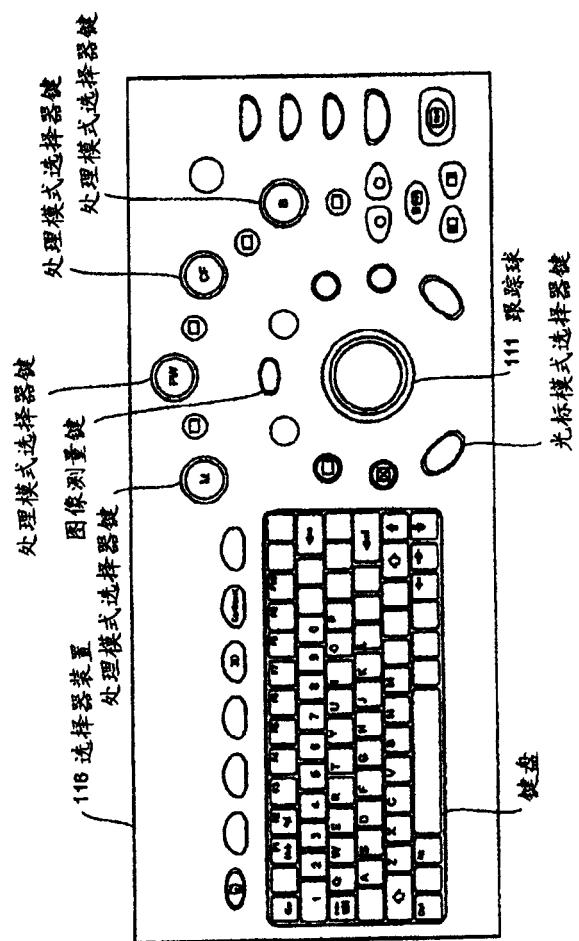


图 4

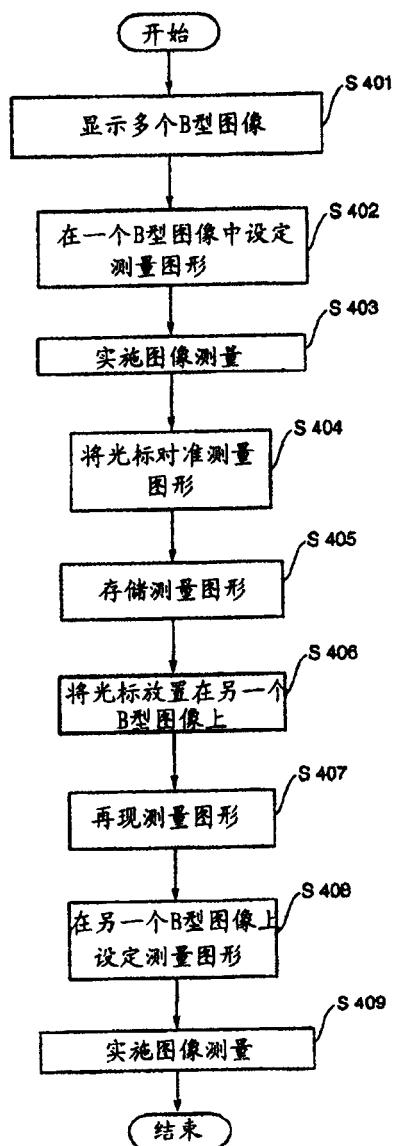


图 5

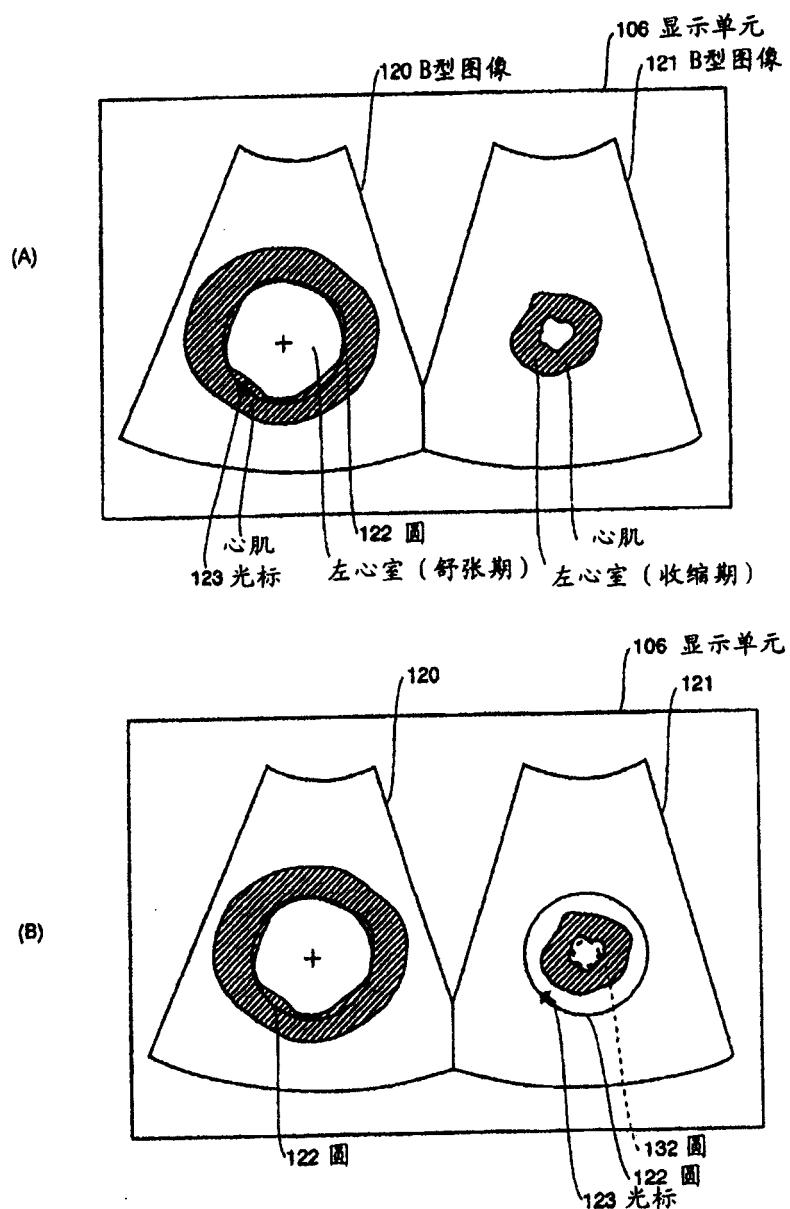


图 6

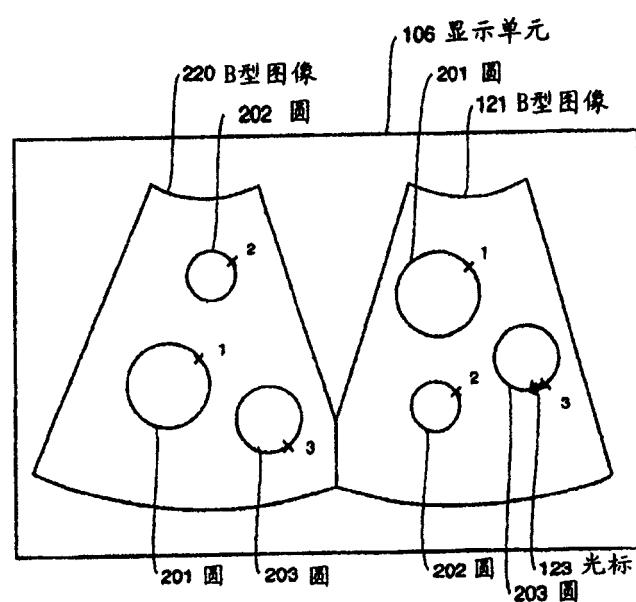


图 7

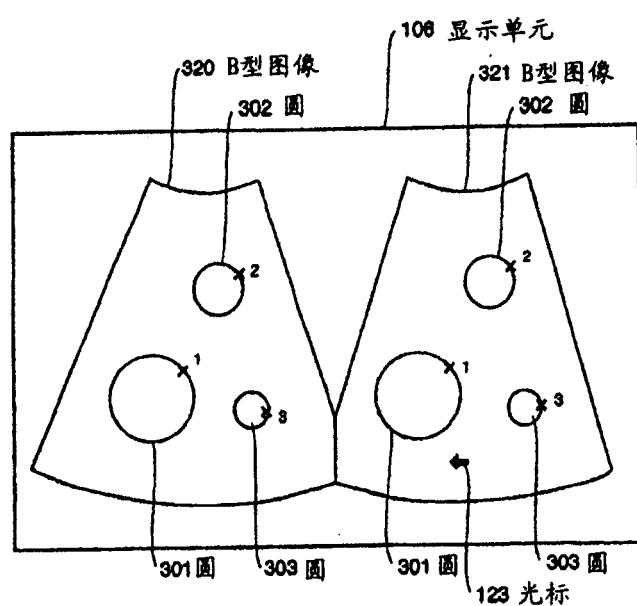


图 8

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	CN1785124A	公开(公告)日	2006-06-14
申请号	CN200510133905.7	申请日	2005-12-09
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	<p>伊藤真由美 阿部弥生 藤原千织 八幡努</p>		
发明人	<p>伊藤真由美 阿部弥生 藤原千织 八幡努</p>		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/1075 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5238 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52084		
代理人(译)	梁永		
优先权	2004357517 2004-12-10 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明提供一种超声成像设备，其允许以可靠的且更容易的方式实施设定在多个超声图像内的测量图形的形态学比较。测量图形存储装置(250)存储指示左心室内壁大小的圆，指定在左心室舒张期的B型图像中，测量图形再现装置(240)再现B型图像中指示左心室收缩期的圆，以使当指定指示B型图像中的收缩期的左心室内壁大小的圆时，收缩期和舒张期中的左心室内壁的形态学比较可以以较容易和非常可靠的方式连同来自图像测量装置(260)的数值数据一起被获得，以便提供数值数据的适当确定。

