



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103720488 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 16

(21) 申请号 201310473045. 6

(22) 申请日 2013. 10. 11

(30) 优先权数据

10-2012-0113036 2012. 10. 11 KR

(71) 申请人 三星麦迪森株式会社

地址 韩国江原道洪川郡

(72) 发明人 宋周炫 金钟植 李真镛 赵在汶

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 韩明星 薛义丹

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

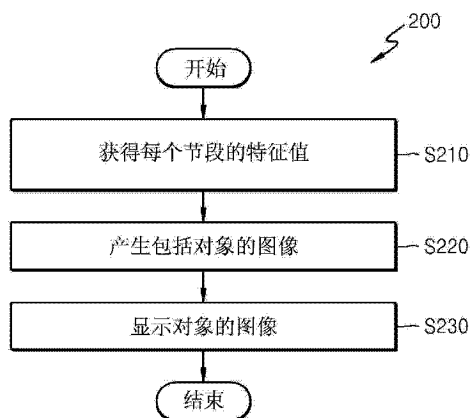
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于医学图像显示的方法和设备及用户界面
屏幕产生方法

(57) 摘要

提供了一种用于医学图像显示的方法和设备及用户界面屏幕产生方法。一种用于分析心脏壁运动的心脏超声图像显示以及用于显示心脏超声图像的方法和设备。显示医学图像的方法包括：获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值；产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像；显示所述图像。



1. 一种显示医学图像的方法,所述方法包括:
获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值;
产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像;
显示所述图像。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,产生图像的步骤包括:产生区分地指示特征值是预定值的节段和特征值不是预定值的节段的图像。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,产生图像的步骤包括:产生区分地指示特征值达到预定值之前的节段、特征值是预定值的节段和特征值达到预定值之后的节段的图像。
4. 如权利要求1所述的方法,其中,产生图像的步骤包括:产生包括指示特征值达到预定值的时间的信息的图像。
5. 如权利要求4所述的方法,其中,指示时间的信息包括参考时间和特征值达到预定值的实际时间之间的差。
6. 如权利要求5所述的方法,其中,当两个或更多个节段存在于获得特征值的步骤中时,参考时间是所述节段的特征值的均值达到预定值的时间。
7. 如权利要求1所述的方法,其中,所述对象包括心脏,所述一个或多个节段包括心脏的心脏壁的预定区域,所述特征值包括心肌应变。
8. 如权利要求1所述的方法,其中,产生图像的步骤包括:产生由预定颜色、预定形状和预定符号中的任意一个来指示具有特征值是预定值的节段的图像。
9. 如权利要求1所述的方法,其中,所述预定值是特征值的峰值。
10. 一种用于显示医学图像的设备,所述设备包括:
特征值获得单元,用于使用处理器来获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值;
图像产生单元,产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像;
显示单元,显示所述图像。
11. 如权利要求10所述的设备,其中,图像产生单元产生区分地指示特征值是预定值的节段和特征值不是预定值的节段的图像。
12. 如权利要求10所述的设备,其中,图像产生单元产生区分地指示特征值达到预定值之前的节段、特征值是预定值的节段和特征值达到预定值之后的节段的图像。
13. 如权利要求10所述的设备,其中,图像产生单元产生包括指示特征值达到预定值的时间的信息的图像。
14. 如权利要求10所述的设备,其中,图像产生单元产生由预定颜色、预定形状和预定符号中的任意一个来指示具有特征值是预定值的节段的图像。
15. 如权利要求10所述的设备,其中,所述预定值是特征值的峰值。

用于医学图像显示的方法和设备及用户界面屏幕产生方法

[0001] 本申请要求于 2012 年 10 月 11 日提交到韩国知识产权局的第 10-2012-0113036 号韩国专利申请的权益,其公开通过引用全部合并于此。

技术领域

[0002] 本公开涉及一种用于医学图像显示的方法和设备,更具体地说,涉及一种用于分析心脏壁运动的超声图像显示,以及一种用于显示心脏超声图像的方法和设备。

背景技术

[0003] 在超声图像显示领域,显示组织变形特征(诸如,目标对象的局部部分的应变和应变率)提供关于肌肉的应变(strain)和放松(relax)的能力的直接和定量测量标准。

[0004] 具体地,将肌肉的实时应变率显示为可被应用在心脏病学中的图像。分析组织变形特征(诸如,心肌的应变和应变率(strain rate))指的是应变和应变率分析。虽然健康的的心脏在局部部分(即,节段(segment))不具有运动障碍,但是患有心脏病的心脏示出心脏壁的节段之间的应变运动方面的差异,特别是在应变时间方面的差异。因此,心脏壁的节段是否同时运动是诊断心脏病的重要因素之一。

[0005] 根据传统技术,由心脏的 2D 模式图像上的颜色来指示节段的应变程度,以分析心脏壁运动。然而,当如传统技术中由 2D 图像上的颜色来指示心脏壁的每个节段的应变程度时,可能不能准确识别心脏壁的节段之间的应变时间。因此,除了与心脏相应的 2D 图像以外,还需要对单独的医疗检查材料进行检查,这是不方便的。例如,除了 2D 图像以外,需要不方便地获得并参照时间-应变图表来对每个节段的峰值时间点(即,节段应变最多的准确时间点)以及节段之间的峰值时间点的时间差异进行检查。这些是用于心脏壁运动分析的重要确定标准。

发明内容

[0006] 本公开提供一种用于显示医学图像的方法和设备,其中,所述方法和设备使得能够在心脏壁运动分析中快速并准确地检查心脏壁的节段是否同时运动,使医生诊断心脏病。

[0007] 本公开提供一种用于显示医学图像的方法和设备以及一种产生用户界面屏幕的方法,其中,所述方法和设备使得能够通过心脏超声图像快速并准确地诊断心脏壁运动。

[0008] 具体地,本公开提供一种用于显示医学图像的方法和设备以及一种产生用户界面屏幕的方法,其中,所述方法和设备使得能够在心脏壁运动分析中快速并准确地检查心脏壁的节段是否同时运动。

[0009] 根据本公开的一方面,一种显示医学图像的方法包括:获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值;产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像;显示所述图像。

[0010] 产生图像的步骤可包括:产生区分地指示特征值是预定值的节段和特征值不是预

定值的节段的图像。

[0011] 产生图像的步骤可包括：产生区分地指示特征值达到预定值之前的节段、特征值是预定值的节段和特征值达到预定值之后的节段的图像。

[0012] 产生图像的步骤可包括：产生包括指示特征值达到预定值的时间的信息的图像。

[0013] 指示时间的信息可包括参考时间和特征值达到预定值的实际时间之间的差。

[0014] 当两个或更多个节段存在于获得特征值的步骤中时，参考时间可以是所述节段的特征值的均值达到预定值的时间。

[0015] 所述对象可包括心脏，所述一个或多个节段可包括心脏的心脏壁的预定区域，所述特征值可包括心肌应变率。

[0016] 所述预定值可以是特征值的峰值。

[0017] 根据本公开的另一方面，一种用于显示医学图像的设备包括：特征值获得单元，用于使用处理器来获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值；图像产生单元，产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像；显示单元，显示所述图像。

[0018] 根据本公开的另一方面，一种产生用户界面屏幕的方法包括：产生包括指示特征值是预定值的至少一个节段的对象的图像的用户界面屏幕，其中，所述至少一个节段被包括在对象中；显示用户界面屏幕。

附图说明

[0019] 通过下面参照附图详细描述本公开的示例性实施利，本公开的上述和其它特征和优点将变得更加清楚，其中：

[0020] 图 1 是示出根据本公开的示例性实施例的医学图像显示设备的框图；

[0021] 图 2 是解释根据本公开的示例性实施例的医学图像显示方法的流程图；

[0022] 图 3 是解释根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示方法的流程图；

[0023] 图 4A、图 4B 和图 4C 是根据本公开的示例性实施例的医学图像显示；

[0024] 图 5 是根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示；

[0025] 图 6 是根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示。

具体实施方式

[0026] 在本说明书中使用的术语用于解释本公开的特定示例性实施例，并不限制本发明构思。因此，除非在上下文中清楚地另有指示，否则在本说明书中单数表达包括复数表达。除非另有定义，否则这里使用的所有术语（包括技术或科学术语）与本发明构思可能所属的领域的普通技术人员通常理解的含义具有相同的含义。除非另有明确定义，否则在常用词典中定义的术语被解释为具有与相关技术的上下文中的含义匹配的含义，而不被理想化或过于正式地理解。

[0027] 当部件可“包括”特定组成元件时，除另有指示，否则它可不被解释为排除其它组成元件，而是可被解释为进一步包括其它组成元件。在本说明书中规定的术语（诸如，“部分”、“单元”、“模块”和“块”）可表示用于处理至少一个功能或操作的结构，所述结构可由硬件（例如，处理器）、软件或硬件和软件的组合来实现。

[0028] 参照用于示出本公开的示例性实施例的附图，以获得对本公开、本公开的优点以

及可通过本公开的实施的充分理解。在下文中,将通过参照附图解释本公开的实施例性的、非限制的实施例来详细描述本公开。为了清楚地描述本公开,可在此省略与本公开的描述不相关的部分。在整个说明书中,附图中相同的标号表示相同的元件。

[0029] 当诸如“... 中的至少一个”或“... 中的至少一部分”的表达在一列元件之前时,修饰整个元件的列表,而不是修饰列表中的单个元件。

[0030] 作为用于诊断心脏病的示例性方法中的一个,通过使用超声系统向心脏发送超声信号,并随后从得自身体中的组织反射的超声信号的信息获得心脏部分的图像。由超声系统获得的超声图像的分析的组织变形特征(诸如,心脏壁的每个节段的应变和应变率)的显示提供关于肌肉的应变和放松的能力的直接和定量测量标准。

[0031] 参照附图,详细描述根据本公开的各种示例性实施例的用于显示医学图像的方法和设备以及产生用户界面屏幕的方法,其中,所述方法和设备使得能够进行快速并准确的的心脏壁运动分析,使医生诊断心脏病。

[0032] 图 1 是示出根据本公开的示例性实施例的医学图像显示设备 100 的框图。参照图 1,医学图像显示设备 100 包括特征值获得单元 110、图像产生单元 120 和显示单元 130。医学图像显示设备 100 可还包括其它元件,诸如,超声信号产生和接收单元(未示出)和探针(未示出)。

[0033] 特征值获得单元 110 获得包括在对象中的节段的特性值。例如,特征值获得单元 110 可通过使用向对象发送和从对象中的组织反射的超声信号的信息来产生关于软组织的节段或软组织的血流的图像,并获得特征值(诸如,肌肉的应变率)。

[0034] 详细地,当医学图像显示设备 100 还包括超声信号产生和接收单元(未示出)时,超声信号产生和接收单元产生超声信号,并通过探针(未示出)输出产生的超声信号。超声信号产生和接收单元随后通过探针接收反射的超声信号。例如,探针将由超声信号产生和接收单元产生的超声信号发送到作为目标内部器官的对象,并接收与发送的超声信号相应的反射的超声信号,并将所述信号发送到超声信号产生和接收单元。

[0035] 随后,特征值获得单元 110 可通过使用通过探针接收到的反射的超声信号来获得每个节段的预定特征值。另外,特征值获得单元 110 可产生与对象相应的超声图像。

[0036] 节段可指对象的局部部分,并可由医学图像显示设备 100 一致指定,或由用户单独指定。例如,对于心脏壁,在心脏壁的尖端(apex)周围一致划分的六(6)个部分可被指定为节段。

[0037] 图像产生单元 120 产生指示由特征值获得单元 110 获得的特征值是预定值的节段的对象的图像。显示单元 130 显示由图像产生单元 120 产生的图像。

[0038] 特征值是预定值的节段可以是特征值被确定为预定时间(例如,心动周期)内的最大值、最小值或中间值的节段。另外,特征值是预定值的节段可表示当特征值在特定参数的范围中时(例如,当特征值是心肌应变(myocardial strain)时),心肌应变在预定百分比范围内的节段。预定值可以是特征值的峰值,也就是说,在特定时间内的最大值。

[0039] 另外,由图像产生单元 120 产生的图像可以是下面将参照图 4A 到图 6 描述的对象图像,其中,在所述图像中,由预定颜色、预定形状和预定符号中的任意一个来标记节段或将节段呈现为闪烁。

[0040] 另外,图像产生单元 120 可产生图像,其中,除了特征值是预定值的节段以外,所

述图像还指示从特征值获得单元 110 获得的特征值不是预定值的节段。可区分地指示具有特征值是预定值的节段和具有特征值不是预定值的节段,下面将参照图 4A 到图 4C 对其进行描述。

[0041] 另外,图像产生单元 120 可产生图像,其中,除了特征值是预定值的节段以外,所述图像还指示从特征值获得单元 110 获得的特征值未达到预定值的节段以及特征值已达到预定值的节段。可区分地指示特征值未达到预定值的节段和特征值已达到预定值的节段,下面将参照图 5 对其进行描述。

[0042] 例如,为了区分地指示由图像产生单元 120 产生的图像中的节段,可由不同颜色、形状或符号来指示每个节段。

[0043] 图像产生单元 120 可包括指示特征值达到预定值的时间的信息。指示时间的信息可包括参考时间和当特征值达到预定值时的实际时间之间的差。当存在两个或更多个节段(其特征值由特征值获得单元 110 获得)时,参考时间可以是所述节段的特征值的均值达到预定值时的时间,下面将参照图 6 对其进行描述。

[0044] 由特征值获得单元 110 获得特征值的对象可以是心脏。关于心脏的心脏壁的至少一个节段的心肌应变可被获得为特征值。

[0045] 图 2 是用于解释根据本公开的示例性实施例的医学图像显示方法 200 的流程图。可使用图 1 的医学图像显示设备 100 来执行图 2 的医学图像显示方法 200。医学图像显示方法 200 的每个步骤可具有与由医学图像显示设备 100 的结构元件执行的每个组成操作的每个步骤相同的技术构思。因此,省略与图 1 的描述相同的描述。在下面的描述中,参照图 1 的医学图像显示设备 100 来描述医学图像显示方法 200。

[0046] 参照图 2,在 S210,医学图像显示设备 100 获得包括在对象中的至少一个节段中的每一个的特征值。可由特征值获得单元 110 执行步骤 S210。在步骤 S220,医学图像显示设备 100 产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像。可由图像产生单元 120 执行步骤 S220。另外,在 S230,医学图像显示设备 100 显示产生的图像。可由显示单元 130 执行步骤 S230。

[0047] 图 3 是用于解释根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示方法 300 的流程图。参照图 3,医学图像显示方法 300 包括由图 1 的医学图像显示设备 100 的特征值获得单元 110、图像产生单元 120 和显示单元 130 处理的步骤。另外,图 3 的步骤 S325 与图 2 的步骤 S210 相应,图 3 的步骤 S380 与图 2 的步骤 S220 相应,图 3 的步骤 S390 与图 2 的步骤 S230 相应。因此,虽然在此省略,但可看出关于在图 1 和图 2 中示出的组成元件的上述描述也可被应用于图 3 的流程图。

[0048] 参照图 3,在 S310,医学图像显示设备 100 可通过探针从对象接收信号。例如,医学图像显示设备 100 可产生超声信号(例如,一般是 20KHz 或更高),并可通过使用探针接收反射的返回信号的信息。

[0049] 医学图像显示设备 100 可在 S320 获得关于对象的图像的信息,在 S330 从包括在对象中的所述至少一个节段之中选择第一节段,在 S340 从在步骤 S310 接收到的信号获得选择的节段的特征值,并在 S350 确定所述特征值是否是预定值。

[0050] 在步骤 S350,如果节段的特征值被确定为预定值,则在 S361,指示节段的特征值是预定值的信息可被添加到关于对象的图像的信息。如果节段的特征值未被确定为预定

值,则在 S362,指示节段的特征值不是预定值的信息可被添加到关于对象的图像的信息。

[0051] 接下来,在 S370,医学图像显示设备 100 可确定是否存在特征值未被获得的任何剩余节段。如果确定存在未获得特征值的剩余节段,则医学图像显示设备 100 返回到获得节段的特征值的步骤 S340。如果确定不再存在特征值还未获得的任何节段,则医学图像显示设备 100 进行到步骤 S380。在步骤 S380,产生区分地指示具有特征值是预定值的节段和具有特征值不是预定值的节段的图像。在 S390,显示产生的对象图像。

[0052] 图 4A、图 4B 和图 4C 示出根据本公开的示例性实施例的医学图像显示。图 4A、4B 和图 4C 示出被划分为六(6)个节段的心脏壁的超声图像。在图 4A、4B 和 4C 中,通过获得每个节段的心肌应变,区分地指示心肌应变是峰值的节段和心肌应变不是峰值的节段。图 4A 示出心脏壁应变之前的医学图像显示。图 4B 示出当心脏壁应变时的医学图像显示。图 4C 示出图 4B 的实际图像。可基于参考长度和测量的肌肉的长度之间的差来测量心肌应变。

[0053] 参照图 4A,超声图像 410 包括心脏壁 411。在图 4A 中,例如,由多个点指示心脏壁 411。详细地,通过不同颜色的点区分地指示关于尖端 415 的左侧三(3)个节段 412、413 和 414 以及右侧三(3)个节段 416、417、和 418。

[0054] 在图 4A 的超声图像 410 中,由多个圆形点指示变得应变之前的心脏壁。图 4A 的超声图像 410 和图 4B 的超声图像 420 被分别称为第一图像 410 和第二图像 420。

[0055] 参照图 4B,在第二图像 420 中,尖端 425 周围的节段 422 和节段 426 的心肌应变比其它节段 423、424、427 和 428 的心肌应变更快地达到峰值。详细地,当心肌应变达到峰值时,将节段 422 和节段 426 中的点从圆形改变为星形。因此,通过不同形状的点来区分地指示心肌应变是峰值的节段 422 和节段 426 以及心肌应变不是峰值的节段 423、节段 424、节段 427 和节段 428。

[0056] 当心脏壁的节段已经过峰值并且完成心脏应变周期并回到基本状态(例如,心脏应变周期的开始点)时,指示所述节段的点可返回到如第一图像 410 中的圆形点。根据本示例性实施例,如图 4A、图 4B 和图 4C 中所示,可用相关的非图像图表 430、440、450 和 460 显示心脏壁的超声图像 410 和超声图像 420。第一非图像图表 430 和 450 示出节段的心肌应变,在所述图表中,x 轴和 y 轴分别表示时间和心肌应变。第二非图像图表 440 和 460 表示超声诊断设备中的 M 模式图像。

[0057] 在图 4A 和图 4B 的第一非图像图表 430 和 450 中,作为心脏壁的六个节段的心肌应变的均值的总体应变率被计算并被显示在具有每个节段的心肌应变的图表图上。

[0058] 图 5 是根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示。图 5 是通过获得心脏壁的六个节段中的每一个的心肌应变来区分地显示心肌应变还未达到峰值的节段、心肌应变是峰值的节段和心肌应变已达到峰值的节段的心脏壁的超声图像。

[0059] 在图 5 的心脏壁超声图像 510 中,可由多个圆形点指示心肌应变还未达到峰值的节段 513、节段 514 和节段 518,可由多个星形点指示心肌应变是峰值的节段 512 和节段 516,可由多个三角形点指示心肌应变已达到峰值的节段 517。

[0060] 图 6 是根据本公开的另一示例性实施例的医学图像显示。如图 6 中所示,心脏壁的超声图像显示可选择性地包括指示每个节段的心肌应变达到峰值的时间。

[0061] 图 6 是当节段 612 处于峰值时的超声图像 610。超声图像 610 可还包括指示针对由用户选择的节段 612、节段 613、节段 616 和节段 617,每个节段的心肌应变达到峰值的时

间。参照图 6, 假设心脏应变周期的开始点是 0ms, 节段 612、节段 613、节段 616 和节段 617 的应变率分别在 203ms、204ms、201ms 和 205ms 达到峰值。

[0062] 根据本公开的另一示例性实施例, 指示每个节段的心肌应变达到峰值的时间的信息可以是指示每个节段的心肌应变达到峰值相对于总体应变率的峰值时间快多少(-时间)或晚多少(+时间)。

[0063] 本公开可还被实现为计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质是可存储可由计算机系统读取的数据的任何数据存储装置。计算机可读记录介质的示例包括: 只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光学数据存储装置等。计算机可读记录介质还可分布在联网的计算机系统中, 使得可按照分布式方式存储和执行计算机可读代码。另外, 用于完成本公开的新颖操作的功能程序、代码和代码段可由本公开所属的领域中的普通程序员解释。

[0064] 如上所述, 根据本公开, 由于可从包括在对象中的至少一个节段获得特征值, 并且可产生并显示指示特征值是预定值的节段的对象的图像, 因此可更快并更准确地对每个节段的特征值达到预定值的顺序进行识别。结果, 可直观地对各个节段是否同时运动进行识别。

[0065] 虽然已经参照本公开的示例性实施例具体示出并描述了本公开, 但是本领域的普通技术人员将理解, 在不脱离由权利要求限定的本公开的精神和范围的情况下, 可在其中进行形式和细节上的各种改变。

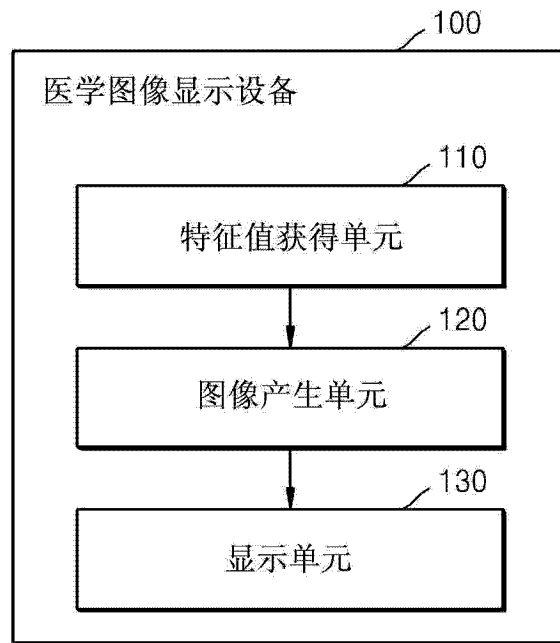


图 1

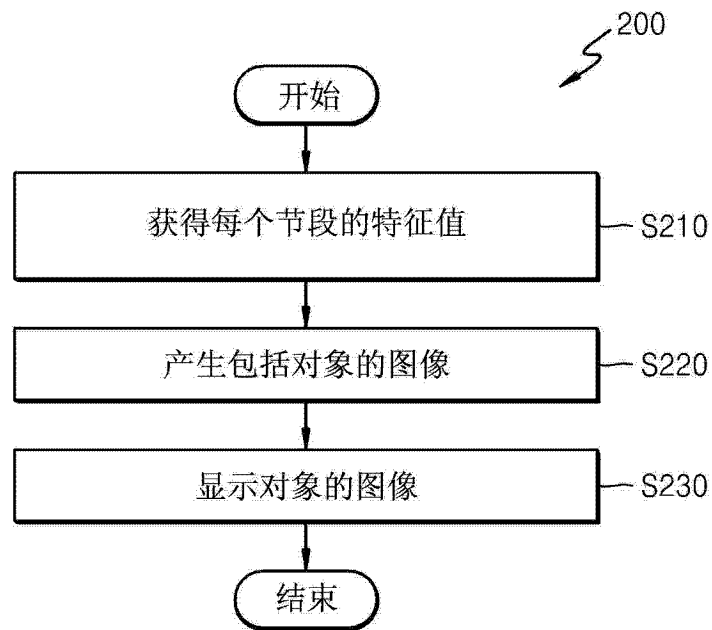


图 2

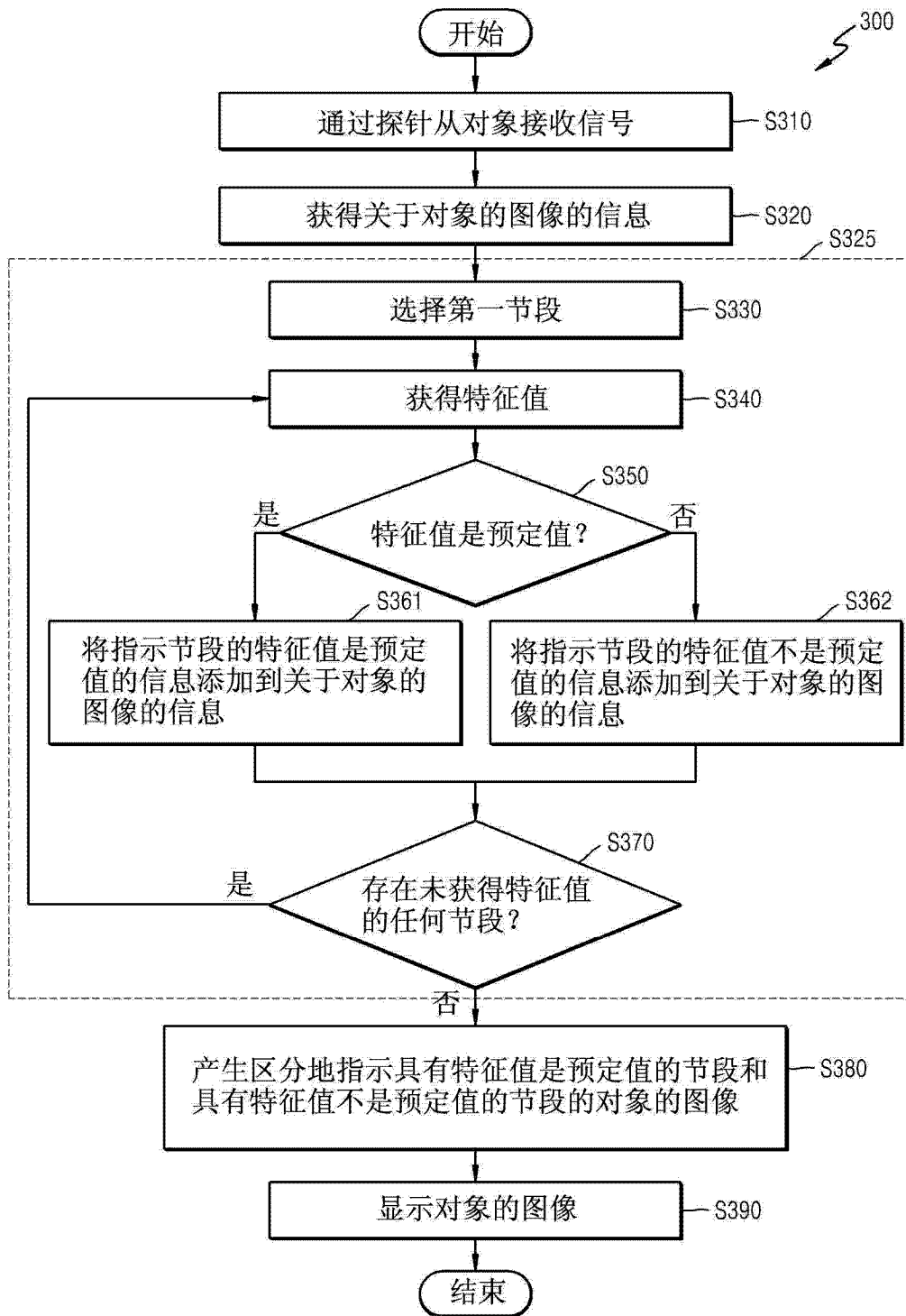


图 3

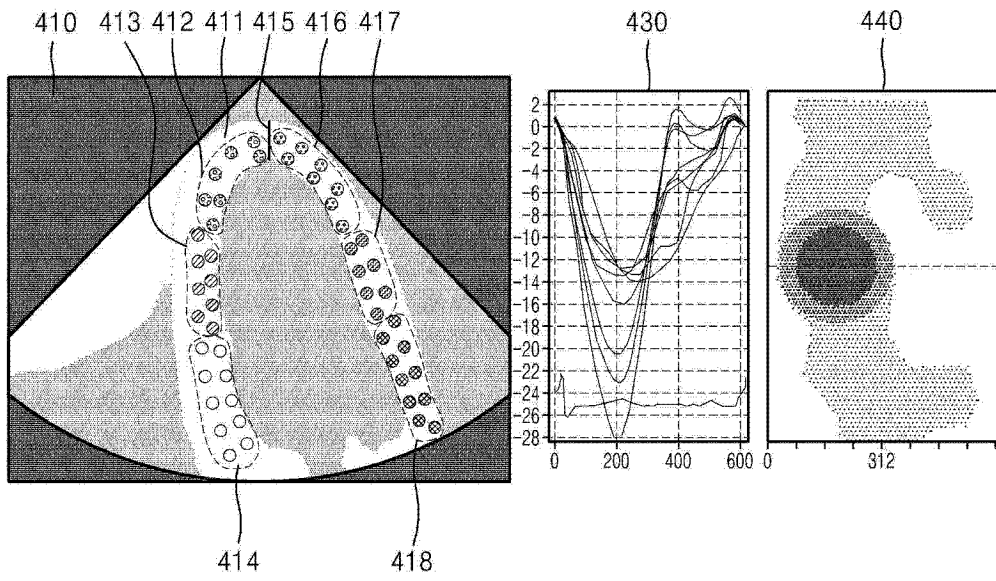


图 4A

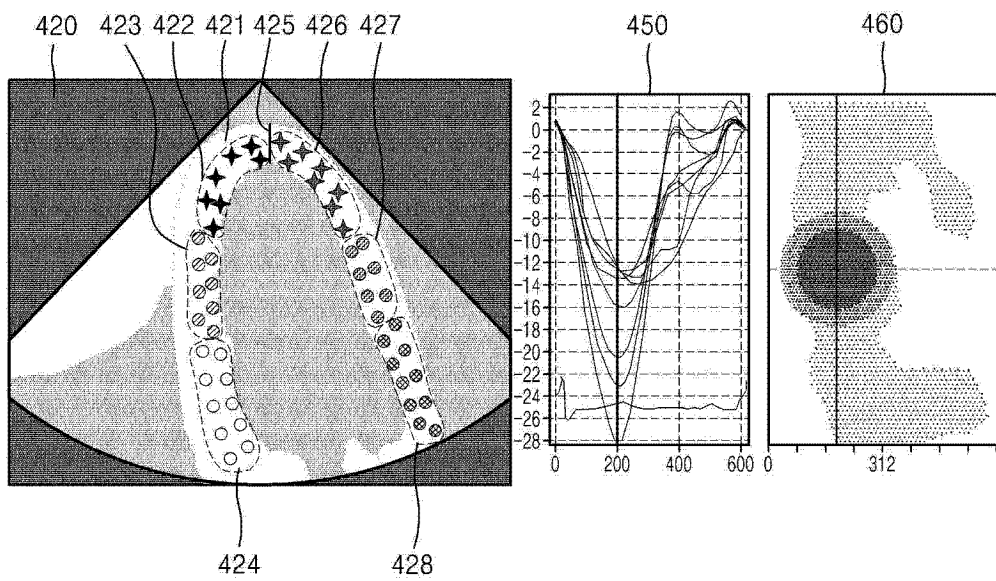


图 4B

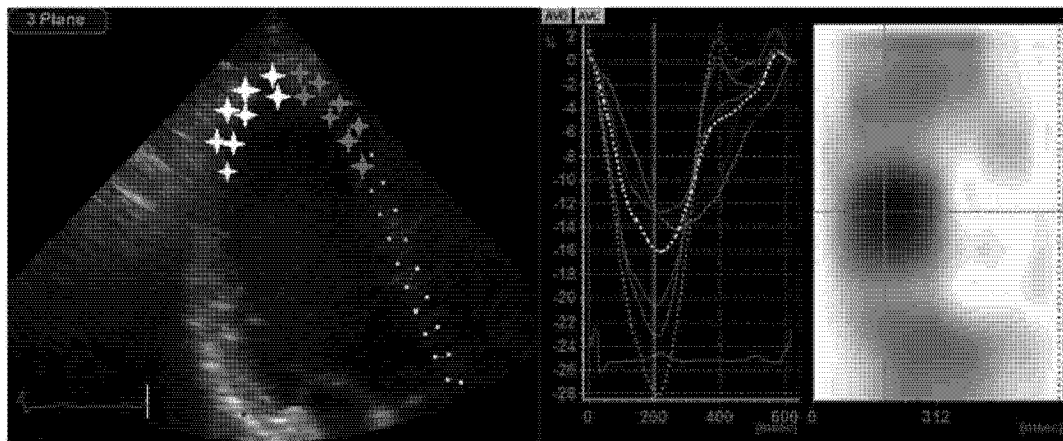


图 4C

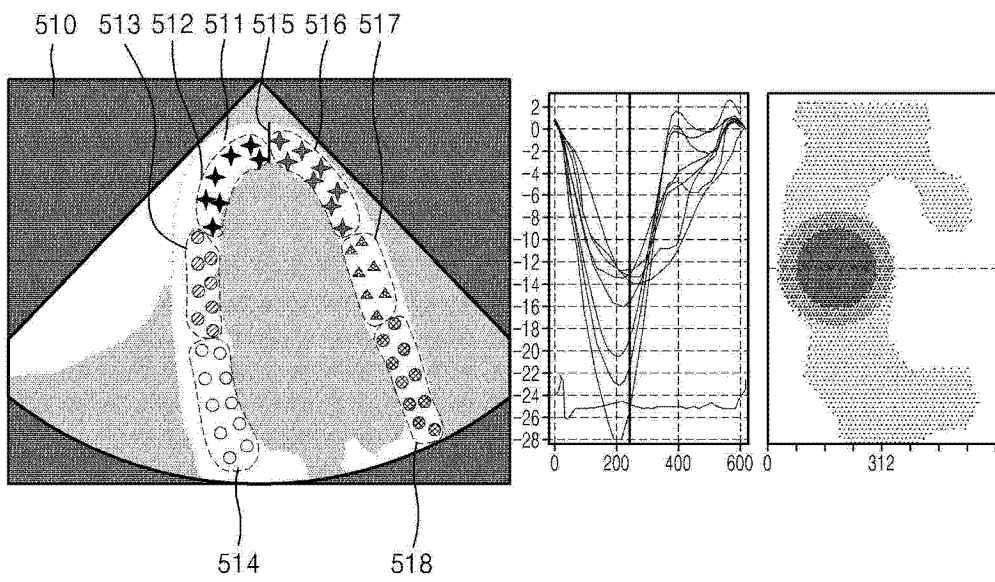


图 5

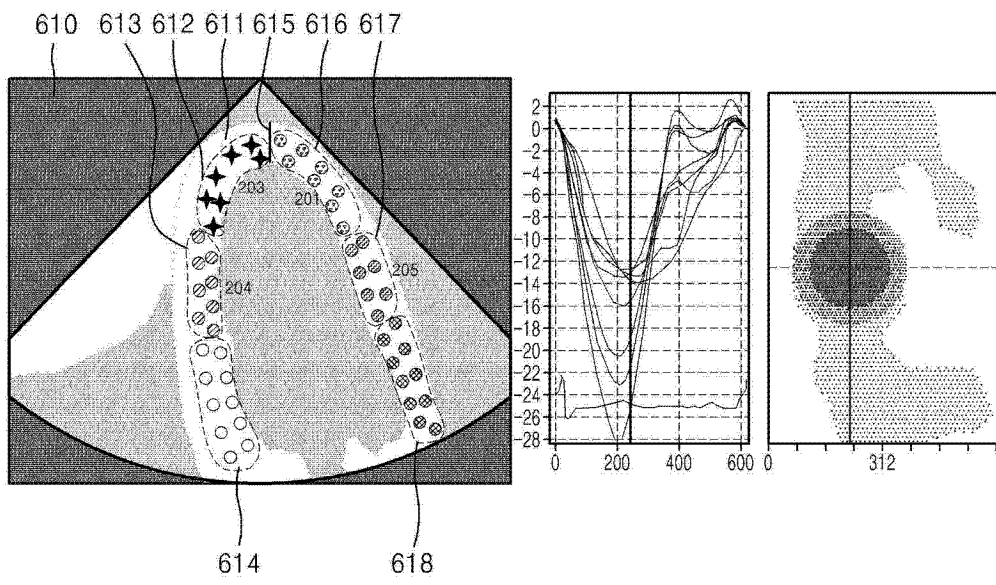


图 6

专利名称(译)	用于医学图像显示的方法和设备及用户界面屏幕产生方法		
公开(公告)号	CN103720488A	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	CN201310473045.6	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
[标]发明人	宋周炫 金钟植 李真镛 赵在汶		
发明人	宋周炫 金钟植 李真镛 赵在汶		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B2576/023 A61B8/0883 G06T11/20 A61B8/485 G06T2207/30048 G06T11/206 G06T7/0012 A61B8/5215		
代理人(译)	韩明星		
优先权	1020120113036 2012-10-11 KR		
其他公开文献	CN103720488B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于医学图像显示的方法和设备及用户界面屏幕产生方法。一种用于分析心脏壁运动的心脏超声图像显示以及用于显示心脏超声图像的方法和设备。显示医学图像的方法包括：获得包括在对象中的一个或多个节段中的每一个的特征值；产生指示特征值是预定值的节段的对象的图像；显示所述图像。

