



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999159 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580062815.5

(22)申请日 2015.11.11

(30)优先权数据

14193734.2 2014.11.18 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/076366 2015.11.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/078992 EN 2016.05.26

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 单彩峰 G·A·哈克斯

H·J·W·贝尔特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

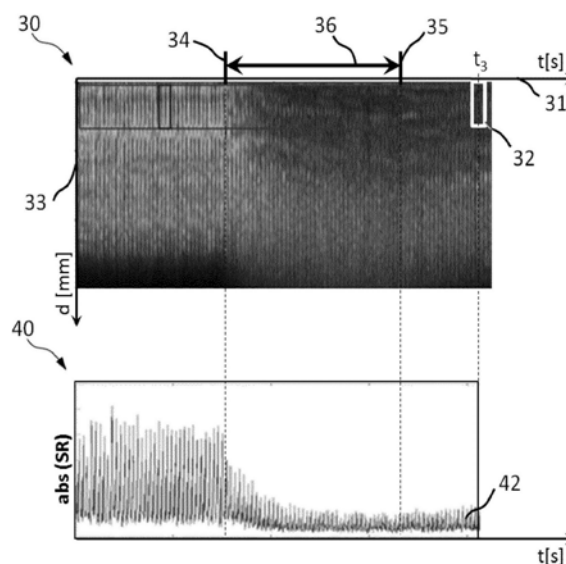
权利要求书2页 说明书9页 附图12页

(54)发明名称

用于将组织性质可视化的装置

(57)摘要

本发明涉及一种装置(1),包括:信号处理器(2),其用于处理来自运动模式测量结果的测量信号(3);以及绘制设备(4),其耦合到处理器(2)以绘制指示组织内的性质的沿着时间轴(41)的一维表示(40)。所述一维表示(40)中的值(42)是基于在M模式超声图像(10)、组织速度图像(20)或者应变率图像(30)上定义的观察窗口(12、22、32)中的测量的值导出的。



1. 一种系统 (110), 包括: 能量源 (111), 其连接到能量施加设备 (112) 以将能量施加到组织从而改变所述组织的性质; 超声测量布置 (101); 以及装置 (1), 其中, 所述系统 (110) 被布置为响应于根据超声测量结果导出的应变率值的均值 (143) 和变化 (44) 的检测到的改变, 而中断从所述能量源 (111) 到所述能量施加设备 (112) 的能量的传输。

2. 根据权利要求1所述的系统 (110), 其中, 所述装置 (1) 包括: 信号处理器 (2), 其用于处理源自被暴露于超声波的组织的运动模式超声测量信号 (3); 以及绘制设备 (4), 其被耦合到所述处理器 (2) 以绘制沿着时间轴 (41) 的一维表示 (40), 其中, 所述表示中的值 (42) 指示基于可选择观察窗口 (12、22、32) 中的测量的值导出的所述组织内的应变率, 其中, 所述观察窗口是通过所述组织内的空间方向上的距离范围和时间方向上的时间间隔来定义的, 其中, 所述装置被布置为基于运动模式超声图像 (10)、组织速度图像 (20)、或者应变率图像 (30) 来选择所述观察窗口, 其中, 所述装置被布置为沿着所述时间轴对所述观察窗口 (12、22、32) 进行移位。

3. 根据权利要求2所述的系统 (110), 其中, 所述装置能将生物的心脏的运动可视化。

4. 根据权利要求3所述的系统 (110), 其中, 在所述时间方向 (31) 上定义所述观察窗口 (32) 的所述时间间隔比所述生物的所述心脏的两个相继的心跳之间的时间间隔更短。

5. 根据权利要求3所述的系统 (110), 所述系统还包括用于测量所述心脏的电活动的测量单元 (117)。

6. 根据权利要求5所述的系统 (110), 其中, 所述装置 (1) 被配置为将所述一维表示 (40) 中的所述值 (42) 的所述表示与所述心脏的电描记图或心电图同步。

7. 根据权利要求6所述的系统 (110), 其中, 所述装置 (1) 被配置为将应变率值的一维表示 (40) 与所述心脏的电描记图 (53) 和/或表面心电图 (54) 的一维表示一起绘制于组合的图像 (50) 中。

8. 根据权利要求2所述的系统 (110), 其中, 所述运动模式超声测量结果的所述空间方向包括多个观察窗口, 其中, 耦合到所述处理器的所述绘制设备被布置为针对所述多个观察窗口中的每个沿着所述时间轴绘制一维表示。

9. 根据权利要求8所述的系统 (110), 其中, 连续的观察窗口在所述空间方向上部分地交叠。

10. 根据权利要求8所述的系统 (110), 其中, 耦合到所述处理器的所述绘制设备能绘制包括沿着所述时间轴的所述多个一维表示的复合图像 (90), 其中, 所述复合图像 (90) 中的每个一维表示的位置根据它们源自的所述应变率图像 (30)、运动模式超声图像或组织速度图像中的所述观察窗口 (32) 的连续的位置。

11. 根据权利要求1所述的系统 (110), 其中, 所述能量施加设备 (112) 被布置为通过从以下中选择的模态中的一种将能量施加到所述组织: 超声波、射频电流、射频波、微波或者激光辐射。

12. 根据权利要求1所述的系统 (110), 其中, 到所述能量施加设备的能量传输的所述中断响应于检测到的在百分之10到30的范围中的改变。

13. 根据权利要求1所述的系统 (110), 其中, 所述超声测量布置 (101) 的超声换能器被集成到所述能量施加设备 (112) 的所述远端端部 (113)。

14. 根据权利要求13所述的系统 (110), 其中, 电信号测量电极被集成到所述能量施加

设备 (112) 的所述远端端部 (113) 内。

用于将组织性质可视化的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理源自被暴露于超声波的组织的超声测量信号的装置以及耦合到所述处理器以绘制根据经处理的超声测量信号导出的表示的绘制设备。本发明还涉及在超声测量期间将能量递送到组织的系统,以及用于处理所述超声测量信号的装置。

背景技术

[0002] US 2009/0105588 A1公开了一种用于监测和控制放射治疗的方法和系统。辐射源将能量(其在目标位点处被吸收)发射到组织以加热组织。超声换能器将超声信号发送到组织并且接收反射的超声信号。信号处理器处理接收到的超声信号并且计算组织成分扫描或者组织温度。超声图像、组织温度扫描和应变图像被绘制,以基于组织温度扫描或组织成分扫描来确定和/或修改治疗辐射剂量。超声图像的亮度表示来自被成像的结构散射和反射的信号幅度。指示温度改变的范围和应变差异的彩条支持对显示的图像的解释。

[0003] US2013/0204134 A1公开了一种用于基于通过光学传感器和超声传感器采集的光学感测信号和超声感测信号来确定对象的性质的性质确定装置。光和超声在对象中具有不同的穿透深度和散射。当能量被应用到活体组织时,具有血液的组织灌注改变,导致针对对应于不同深度和不同时间的样本窗口的由性质确定单元确定的散射值的改变。用于确定对象的性质的公开的替代性光学技术是光谱和激光多普勒血流仪,而对于基于超声的性质确定,揭示了互相关和超声信号反射。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供具有对组织施加能量的改进的效率的系统。

[0005] 根据本发明,该目的通过一种系统来实现,所述系统包括:能量源,其被连接到能量施加设备以将能量施加到组织从而改变所述组织的性质;超声测量布置;以及装置,其中,所述系统被布置为响应于根据超声测量结果导出的应变率值的均值和变化(variation)的检测到的改变,而中断从所述能量源到所述能量施加设备的能量传输。基于物理量的检测到的改变的能量施加的中断表示通过避免针对过多的持续时间的能量的应用而改进了对组织的能量施加的效率。

[0006] 在系统的实施例中,针对能量施加设备的能量传输的中断是响应于百分之10到30的范围中的检测到的改变的。百分之10到30的范围中的应变率值的均值和变化的检测到的改变表示组织收缩性、弹性和灌注中的显著改变。

[0007] 在本发明的另一实施例中,所述装置包括用于处理源自被暴露于超声波的组织的运动模式超声测量信号的信号处理器以及耦合到所述处理器用于绘制沿着时间轴的一维表示的绘制设备,其中,所述表示中的值指示基于可选择的观察窗口中的测量的值导出的所述组织内的应变率,其中,所述观察窗口是通过所述组织内的空间方向上的距离范围和时间方向上的时间间隔定义的,其中,所述观察窗口的选择基于运动模式超声图像、组织速度图像或应变率图像,其中,所述装置被布置为沿着所述时间轴对所述观察窗口进行移位。

[0008] 运动模式(M模式)超声测量结果指示沿着超声波束的传播方向的超声波的散射和反射。M模式超声图像的量度表示由超声测量布置接收到的来自被成像的结构散射和反射的信号幅度。通过在M模式超声图像上,或者替代地在组织速度图像或应变率图像上选择观察窗口,根据本发明的处理测量信号的焦点由空间方向上的距离范围和时间方向上的时间间隔来定义。所述装置能沿着时间轴对观察窗口进行移位,这允许导出沿着一维表示的时间轴表示的时间中的多个值。由于沿着时间轴对观察窗口进行移位,因此一维表示呈现被实时添加到先前导出的值的最近值。由于相比于检测相同时间跨度上的二维图像中的亮度差异人眼能够更容易地比较沿着时间跨度的一维值,因此组织的性质的改进的呈现可容易地由人吸收。

[0009] 在实施例中,所述装置能够将生物的心脏的运动可视化。生物的心脏呈现固有电活动,其触发心脏的收缩和放松。M模式超声测量信号捕获该机械活动,并且导出的值的一维表示类似于心脏的心电图的表示。在系统的又一实施例中,定义时间方向中的观察窗口的时间间隔比生物的心脏的两个相继的心跳之间的时间间隔更短。心脏的机械活动的一维表示的细化得以改进,使得其前进跟随心脏的电活动。

[0010] 一维表示中的值优选地表示应变率。应变率值的修改反映根据内部或外部因子(例如,心肌梗死、对组织的能量施加)的心肌的性质中的改变,造成组织收缩性、弹性和灌注的改变。在实施例中,所述系统还包括用于测量心脏的电活动的测量单元。所述装置被配置为将所述一维表示中的所述值的表示与心脏的电描记图和心电图同步。这样的实施例使得执行超声测量的人能够容易吸收关于心脏的对应于其电活动的机械活动的信息。电描记图可以是在心脏的附近局部测量的电描记图或者生物的身体的表面上测量的表面心电图。在心脏的附近测量的电描记图可以由被提供有用于感测电活动的传感器的设备来执行,所述设备具有访问心脏组织的内部或外部表面的能力。

[0011] 在根据本发明的系统的实施例中,运动模式超声测量结果的空间方向包括多个观察窗口,其中,耦合到所述处理器的绘制设备被布置为针对所述多个观察窗口中的每个沿着时间轴绘制一维表示。将空间方向划分为多个观察窗口造成对一维表示中的值的细化。此外,诸如心肌的组织可以呈现若干层,其对内部和外部刺激不同地反应。源自多个观察窗口的多个一维表示改进了对组织的特定层对各种刺激的非典型反应的可视化。

[0012] 在根据本发明的另一实施例中,耦合到所述处理器的绘制设备能够绘制包括沿着所述时间轴的多个一维表示的复合图像,其中,所述复合图像中的每个一维表示的位置根据它们源自的应变率图像、运动模式超声图像或组织速度图像中的观察窗口的连续的(subsequent)位置。包括多个一维图像的复合图像改进了在内部和外部刺激后的组织性质改变的表示,使得沿着空间维度的性质改变的传播反映在连续的一维表示的值中的改变的传播中。沿着空间维度的组织中的性质改变的传播的范例是利用设备电流对组织的消融,其中,组织的加热造成组织收缩性、弹性和灌注的改变。

[0013] 在系统的实施例中,超声测量布置的超声换能器被集成到所述能量施加设备的远端端部。这样的系统的主要优点在于,包括一个或多个超声换能器的超声探头能够被嵌入到能量施加设备中。这允许精确地在对组织的能量施加发生的位点上进行局部的超声测量。由于将超声换能器集成到能量施加设备的中,不需要将超声探头和能量施加设备对齐,以便避免在超声测量中由能量施加设备引起的阴影。此外,包括用于测量心脏的电活动的

测量单元的系统允许电描记图与M模式超声测量信号的内部同步。电信号测量电极能够被集成到能量施加设备的远端端部中,因此,所述系统能够提供与源自对组织的能量施加发生的相同位置的心脏组织的机械活动的一维表示同步的电描记图。

[0014] 所述能量施加设备被布置为通过从以下选择的模态中的一种将能量施加到所述组织:超声波、射频电流、射频波、微波或者激光辐射。能量源以电流或电磁辐射的形式将能量传输到能量施加设备。在能量施加设备中,电流能够被变换为超声波、或者射频波形式的电磁波、微波或光。

[0015] 参考下文所描述的实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得以阐述。

附图说明

[0016] 附图中:

[0017] 图1示意性和示范性地示出了根据本发明的装置的实施例,

[0018] 图2示意性和示范性地示出了用于定义观察窗口的实施例,

[0019] 图3示意性和示范性地示出了用于定义观察窗口的替代实施例,

[0020] 图4a、4b和4c示意性和示范性地示出了由根据本发明的装置的实施例绘制的图像的序列,

[0021] 图5示意性和示范性地示出了包括超声测量布置和根据本发明的装置的测量系统,

[0022] 图6示意性和示范性地示出了一种系统,其包括连接到能量施加设备的能量源、用于测量电活动的测量单元、超声测量布置和根据本发明的装置,

[0023] 图7示意性和示范性地示出了应变率值的一维表示中的差异,表征施加能量后的组织的性质改变,

[0024] 图8示意性和示范性地示出了应变率值与同步的电描记图的组合一维表示的图像,

[0025] 图9示意性和示范性地示出了心脏的电活动和能量应用设备与心脏组织之间的机械相互作用之间的关系,

[0026] 图10示意性且示范性地示出了在能量施加之前和之后的与电描记图同步的应变率值的一维表示,

[0027] 图11示出了包括与源自多个观察窗口的应变率值的多个一维表示的复合图像,并且

[0028] 图12示出了用于断开系统对组织的能量施加的示意图。

具体实施方式

[0029] 图1示意性且示范性地示出了装置1的实施例,其包括用于处理来自组织的运动模式超声测量信号3的信号处理器,以及耦合到处理器2的绘制设备4,所述绘制设备用于绘制沿着时间轴的一维表示。

[0030] 超声测量信号3优选地源自组织上的实时M模式脉冲/回波测量。备选地,M模式超声信息能够由信号处理器2从由外部超声测量装置提供的亮度模式(B模式)或三维(3D)超声测量结果中提取。

[0031] 绘制设备4包括绘制处理器、存储器单元和显示单元。绘制处理器被布置为准备从处理器2接收的数据,用于被绘制为显示单元上的一维表示。

[0032] 一维表示中的值指示组织内的性质。它们基于位于组织的二维M模式表示的观察窗口中的M模式超声测量信号值来导出。

[0033] 图2示意性和示范性地示出了用于图示定义生物的心脏组织的M模式超声图像10上的观察窗口12的图像。观察窗口12由在空间方向13上的距离y和时间方向11上的时间间隔x来定义。空间方向13表示解剖结构的深度,因此在将解剖结构暴露于超声波后超声反射和超声散射源自其组织的深度。备选地,空间方向可以被表达在超声波的渡越时间中,其是超声波行进通过组织一距离采取的时间。

[0034] 程序控制的处理器针对所述处理器的计算机程序通过利用指点设备来选择M模式超声图像上的观察窗口或者通过指示观察窗口的尺寸、坐标位置和形状,来实现基于M模式超声图像的观察窗口的选择。被布置用于选择观察窗口的处理器可以是与用于处理来自组织的运动模式超声测量信号3的信号处理器2相同的处理器。

[0035] 在M模式超声图像上定义的观察窗口12可以替代地被定义在组织速度图像20或在应变率图像30上,如图3中示范性示出的。当生物的心脏是超声测量的对象时,超声测量信号可以包含关于多个解剖实体的信息,所述多个解剖实体诸如为心肌、血液、心外膜脂肪、心包液、肺、食管等。相比于M模式超声图像,从M模式超声信号导出的组织速度图像和应变率图像在不同解剖实体之间的界面处示出更锐利的边界。血液与心肌之间的、肺与心肌之间的或者具有由各自两个层的延迟的电活动触发的不相似运动的组织的两个层之间的显著差异是这样的范例,其中,从组织速度图像或应变率图像选择观察窗口是有利的。

[0036] 用于选择观察窗口的组织速度图像能够由处理器基于根据以下公式处理M模式超声信号来绘制:

$$[0037] \quad v = \frac{\Phi}{\pi} \cdot \frac{c \cdot f_p}{4 \cdot f_c} \quad (\text{公式 1})$$

[0038] 其中, Φ 是来自M模式测量结果的两个相继的射频线之间的局部相位移位, c 是声音在组织中的速度, f_p 是超声测量的脉冲重复速率,并且 f_c 是超声换能器的中心频率。通过将超声测量的脉冲重复速率增加到足够高的速率,优选地高于4kHz,来防止混叠。

[0039] 用于选择观察窗口的应变率图像能够由处理器基于根据以下公式处理M模式超声信号来绘制:

$$[0040] \quad \varepsilon_r = \Delta \Phi \cdot \frac{1}{\pi} \cdot \frac{f_p \cdot f_s}{2 f_c} \quad (\text{公式 2})$$

[0041] 其中, f_s 是数据样本率,并且 n 是 $\Delta \Phi = \Phi_n - \Phi_{n-1}$ 中离散的时间指数。

[0042] 组织的最重要的性质是组织收缩性、组织弹性和血液灌注。能够反映这样的性质的物理量是组织速度和应变率。为了指示在外部刺激后的组织的性质或性质改变,将组织速度或应变率值的一维表示为幅度是关于二维M模式图像的显著改进,其中,值的幅度被表示为像素的颜色强度,其中,更大的幅度针对更亮的像素。人眼由于难以量化地评估图像的区域亮度而不非常适应于检测二维M模式图像中的亮度差异,并且容易被邻近区域的亮度误导。此外,需要额外的处理步骤(例如,滤波、降尺度)以表示超声测量信号或者二维图像上的导出的组织速度和应变率值,造成潜在相关信息的丢失。用在针对二维表示的颜色

图中的颜色能够引起在个体之中的感知差异,其通过一维表示而被消除。

[0043] 在图3中,M模式超声图像10、组织速度图像20和应变率图像30被示出为源自相同的M模式超声测量信号。相比于在M模式超声图像,对应于线19的图像中的心脏组织的外壁示出在应变率图像中的更强的分界。心肌是示范性图示的感兴趣解剖实体,并且由于其分界在应变率图像30上比在M模式超声图像10上或在组织速度图像20上更加显著,因而应变率图像20在本发明的进一步阐述中被使用。

[0044] 图4a示出了被变换在沿着时间轴41的一维表示40中的在时刻 t_1 处的组织的应变率图像30。用于组织性质的可视化的装置1包括程序控制的处理器和用于处理器的计算机程序,以用于允许在应变率图像30上选择观察窗口32。装置1还能沿着时间轴31对应应变率图像30中的观察窗口32进行移位以使得能够计算所述一维表示40中的值42。移位的性质可以是连续的或离散的。连续移位是观察窗口沿着时间轴的单条线移动的时间中的移位。这对于超声信号的实时处理而言是重要的,其中,在观察窗口被实时添加到M模式超声图像的已经存在的部分时,观察窗口可以直接跟随射频超声信号线。离散移位是一次中具有多条线的观察窗口的时间中的逐步移位。在优选实施例中,离散步的尺寸小于沿着时间轴31的观察窗口32的尺度,这在实践中意味着观察窗口针对时间中的相继的计算步骤沿着时间轴交叠。在示范性实施例中,处理器被布置为计算在时间中的任何步处的针对二维表示40的值42,值42被定义为观察窗口32中的绝度应变率值的均值。

[0045] M模式超声测量信号能够由外部超声测量单元通过连接3被提供到处理器2,如图1中示意性图示的。备选地,能够由图5中示范性示出的测量系统100来提供超声测量信号,所述测量系统包括超声测量布置101和用于组织性质的可视化的装置1。超声测量布置101包括连接到超声探头的超声脉冲发生器/接收器单元。超声脉冲发生器/接收器单元被布置为重复地将电脉冲传送到超声探头中的超声换能器,所述超声换能器将电脉冲变换为超声波并且将超声波传送到组织中。超声波从组织被散射和反射回到超声换能器,超声换能器将超声信号变换为电信号并且将其发送到脉冲发生器/接收器单元。脉冲发生器/接收器单元通过连接3将超声测量信号提供到装置1的信号处理器2。

[0046] 在图6中示意性示出的又一实施例中,超声测量布置101能够被集成到用于在超声测量期间将能量递送到组织的系统中。所述系统包括:能量源111,其连接到用于将能量施加到心脏114组织的能量施加设备112;超声测量布置101;测量单元117,其用于测量心脏的电活动;以及装置1,其用户组织的性质进行可视化。这样的系统的主要益处在于,装置1能够不仅将组织的性质可视化,而且能够将在由能量施加设备将能量施加到组织后的组织的性质改变可视化。超声测量布置的超声换能器能够被集成到能量施加设备112的远端端部113中,实现被定位在对组织的能量施加的位点处的超声测量。通过将超声换能器集成到能量施加设备中,超声探头关于能量施加设备的对齐困难被消除,并且阴影和振铃伪影在超声测量结果中被避免。被集成到能量施加设备112的远端端部113中的超声换能器可以是单活塞压电换能器、相控阵列压电换能器或者电容性微机械超声换能器(CMUT)。多个超声换能器可以被集成到能量施加设备的远端端部中,以用于同时或者顺序地在多个方向上提供心脏组织的超声测量。

[0047] 利用被集成到能量施加设备112的远端端部113中的超声换能器来执行图4a中的从其导出应变率图像30的超声测量,其中,远端端部113与在床116上休息的生物115的心脏

114组织的内壁接触。

[0048] 生物的心脏存在由于固有收缩的特性运动,其导致在能量施加设备与心脏的内壁接触时的能量施加设备与心脏组织的相互作用。固有收缩由心脏的电活动来触发。包括用于测量心脏的电活动的测量单元117的系统110能够利用被集成到远端端部113中的传感器电极来提供能量施加设备112的远端端部113附近的心脏的电活动的局部化的测量结果。由于心脏的电活动被测量,因此心跳的周期性已知。在优选实施例中,定义时间方向31中的观察窗口32的时间间隔比生物的心脏的两个连续心跳之间的时间间隔更短。

[0049] 能量施加设备与心脏组织之间的相互作用的周期性改变有利于处理与组织速度和应变率有关的统计学参数,因为相互作用的重复属性呈现与心脏的收缩和松弛相位有关的重复模式。在其他组织类型不呈现固有运动的情况下,优选地,外部周期性运动相对于静态组织的被应用在能量施加设备上。

[0050] 图4b示出了在对组织的能量施加的开始34之后的时刻 t_2 处的组织的应变率图像30。连接到能量施加设备的能量源111将射频电流应用到能量施加设备112的远端端部113。被放置在生物的身体上并且连接到能量源111的中性电极(未示出)确保电路通过生物的身体而闭合。500kHz的射频电流在心脏组织与能量施加设备的远端端部113的接触处局部地加热组织,从而导致一维表示40中的值42的改变。在类似实施例中,能量源111可以以电流或电磁辐射的形式将能量提供到能量施加设备112。在能量施加设备中,电流能够被变换为超声波、射频波、微波或光。在通过激光辐射将能量施加到组织的情况下,能量源能够通过光纤以电磁辐射直接将能量提供到能量施加设备,或者其能够提供电流,电流由集成到能量施加设备112的远端端部113内的激光发射二极管变换为电磁辐射。

[0051] 图4c示出了在对组织的能量施加的终止35之后的时刻 t_3 处的组织的应变率图像30。在对组织的能量施加的持续时间36期间,一维表示40中的值42相比于能量施加的开始34之前的时间间隔改变,在能量施加的特定持续时间之后,值稳定在一窄带内。

[0052] 一维表示40的特性还在图7中被阐述。值42的周期性改变由在生物的心脏运动和呼吸期间能量施加设备的远端端部113与心脏114组织的周期性相互作用引起。在对组织的能量施加的开始34之前,表示40中的值42由均值143和变化44来表征。值的最小值145和最大值144定义变化44。在对组织的能量施加36期间,一维表示中的值42改变,直到它们稳定于由值的最小值245和最大值244与均值243定义的窄的一致带45中。窄带中的值42的稳定化指示组织的性质改变贯穿定义观察窗口32的整个空间维度 y 而完成。偏移43表征对组织的能量施加之前的均值143与在对组织的能量施加的终止之后的均值243之间的差异。

[0053] 值的均值和变化之间的偏移取决于组织与能量施加设备的相互作用的状况。相互作用受以下影响:由能量施加设备的远端端部对心脏组织的机械约束、组织收缩性随着心脏中的解剖位置的改变,以及额外地,诸如在生物的呼吸期间的邻近器官的运动。基于超声、放射、电磁或磁共振的跟踪技术能够提供关于心脏中的能量施加设备的位置的信息,以及关于能量施加设备与心脏组织之间的相互作用的环境的信息。

[0054] 在生物的心房中,在百分之10到30的范围中的值的均值143和变化44的改变指示在贯穿定义观察窗口32的整个空间维度 y ,对组织的能量施加后,组织性质改变完成,假设值的均值43和变化45之间的偏移对于特定时间间隔是一致的。

[0055] 用于选择观察窗口的应变率图像30优选地被定位在一维表示40上方,然而,二维

表示可以被并排定位。

[0056] 图8示意性和示范性地示出了包括四个一维表示51、52、53、54的图像50。上方两个一维表示51和52分别表示在组织应变率图像30的观察窗口32中计算的绝对应变率值的均值和应变率的均值。下方两个一维表示53和54表示心脏的电活动的两个信号,分别为远端电描记图和表面心电图。系统110包括用于测量电描记图和/或心电图的测量单元117。电描记图是利用被集成到能量施加设备112的远端端部113中的传感器电极(例如,铂铱合金)在心脏114组织的附近局部测量的电信号。心电图是利用被定位和固定到生物115的身体的表面上的电极测量的电信号。电描记图和心电图两者都与超声测量信号同步。

[0057] 图9示意性且示范性地示出了心脏的电活动的一维表示51、52和同步的一维表示53、54之间的关系。一维表示51能够被认为是具有放大的时间标度的来自图4a的一维表示40。表示针对生物的一个心跳周期的心电图的示意性信号利用64示出,其对应于针对在相应时间间隔中的观察窗口32的心电图54的一维表示。心电图64包括心房的电活动信号71和心室的电活动信号72。心房的电活动信号71根据心房的示意性机械行为图62起始心房收缩73,而心室的电活动信号74根据心室的示意性机械行为图61起始心室的收缩74。在示范性描述中,能量施加设备112的远端端部113被定位在心脏的心房中,与心脏的内壁接触,所述能量施加设备包括用于脉冲/回波测量的超声换能器和用于心脏的电活动信号的测量的传感器电极。因此,利用被集成到能量施加设备112的远端端部113中的传感器电极测量的电描记图53主要感测对应于一维表示53中的升高峰的心房活动71,而在心室的电活动期间,由相同传感器电极感测仅小的电干扰,作为远场信号。

[0058] 分别由电活动信号71和72触发的心房和心室收缩73和74引起能量施加设备的远端端部在接触后与心脏组织的机械相互作用。心房和心室收缩73和74可识别为表示51和52中的显著峰。尽管能量施加设备的远端端部仅与心房的内壁接触,但是强的心室收缩引起心房组织与能量施加设备的远端端部之间的显著机械相互作用。在示范性描述中,能量施加设备的远端端部的机械相互作用在心室收缩期间比在心房收缩期间导致更大的应变率值。这能够在表示51中被观察到,尽管从表示52能够看到,应变率值的符号在归属于心房和心室收缩的相互作用期间反转。

[0059] 因为超声测量结果与心脏的电活动信号的测量结果同步,并且由电活动触发的心脏的机械行为生成能量施加设备与心脏组织的相互作用,因此一维表示51和52中的机械相互作用的表示能够与心脏的电描记图类似地被视为机械描记图。

[0060] 在图10中,组合的四个表示51、52、53、54的图像50在对心脏组织的能量施加的开始34之前的时刻和对组织的能量施加的中断35之后的时刻处被示出。组合的表示81、82、83、84的图像80与图像50具有相同的意义并且表示相同的实体,仅仅在不同的时刻。观察窗口85是与32相同的观察窗口,仅沿时间轴被移位37为超过对组织的能量施加的终止35。在生物的身体的表面上测量的心电图在两者情况54和84中仍然相同。这是对以下的指示:由于利用能量施加设备的远端端部对心脏组织非常局部的能量施加,在总体集合上,心脏的电活动还未改变。然而,利用被集成到远端端部中的传感器电极局部地测量的心房电活动信号强烈地减小,其是对以下的指示:能量施加已经局部地改变了心脏组织的内壁的远端端部与组织接触之处的电性质。两个不同时刻51、52和81、82处的上方两个一维表示分别示出了在对组织的能量施加的终止35之后的应变率值的强的减小,其指示心脏组织与能量施

加设备的远端端部之间的机械相互作用的改变。

[0061] 使用一维表示51、52、53、54的组合的图像50的主要优点是,对能量施加对心脏的电活动的临时效应(例如,组织顿抑(stunning))和永久效应进行区分的可能性。临时效应并不转移为对心脏组织与能量施加设备的远端端部之间的机械相互作用的显著影响,尽管电描记图上的改变,而永久效应的确导致能量施加设备的远端端部与心脏组织之间的机械相互作用的显著减小,如在一维表示81、82中示出的。此外,来自51、52的机械接触能够与心脏53、54的各个解剖结构的特定电活动序列相关联。组合的图像50替代地可以包含与组织速度有关的其他一维表示。组合的图像50的优选实施例是以下的一维表示:应变率值51、利用被集成到能量施加设备的远端端部的传感器电极测量的电描记图53、以及在生物的身体的表面上测量的心电图54。

[0062] 图11示意性且示范性地示出了实施例,其中,耦合到处理器的绘制设备能绘制包括沿着时间轴的多个一维表示的复合图像90,其中,复合图像90中的每个一维表示的位置根据它们来源的应变率图像30、运动模式超声图像或组织速度图像中的观察窗口32的连续的位置。在应变率图像30中,空间方向被划分为多个邻近观察窗口32。利用用于处理器的计算机程序和程序控制的处理器来定义空间和时间方向上的观察窗口的尺寸。在将超声测量信号处理为应变率值后通过沿着时间轴对观察窗口32进行移位37来针对观察窗口中的每个绘制沿着时间轴的一维表示40。多个一维表示根据它们源自的应变率图像30中的观察窗口32的连续的位置被定位在复合图像90的空间方向上。复合图像90能够与应变率图像30并排显示,或者替代地在应变率图像之下。代替于应变率图像,超声M模式图像或者组织速度图像可以被用于对观察窗口的尺寸的定义。空间方向上的观察窗口可以交叠以用于复合图像的改进的细化。观察窗口之间的优选的交叠是百分之五十。复合图像90可以允许针对一维应变率表示的时间标度的放大,类似于图8。在这种情况下,得到的复合图像利用电描记图53和/或心电图54的形式的电活动的一维表示来放大。

[0063] 包括多个一维表示的复合图像90改进了在能量的应用后的组织性质改变的呈现,使得连续的一维表示的值中的改变的传播反映沿着空间维度的性质改变的传播。

[0064] 图12示意性且示范性地示出了系统110的功能使用的示意图200。超声测量开始于步骤201中,其能够首先服务于相对于心脏114组织定位能量施加设备112的远端端部113,并且然后用于组织上的超声测量。系统利用连接到被集成到能量施加设备的远端端部中的传感器电极的测量单元117并且通过被定位和固定在生物的身体的表面上的电极来开始测量和记录心脏的电活动。

[0065] 在步骤202中,信号处理器2被布置为处理经由连接3从超声测量布置101转移的超声测量信号。程序控制的处理器和用于所述处理器的计算机程序通过使用指点设备或者通过指示观察窗口的尺寸、坐标位置和形状来实现基于M模式超声图像或者替代地基于组织速度图像或应变率图像对观察窗口32的选择。

[0066] 在步骤203中,由耦合到处理器的绘制设备4来绘制一维表示40,所述一维表示表示组织速度或应变率的统计学参数的值。替代地,当针对一维表示40的时间标度的放大被选择时,则心脏的电活动53、54的一维表示与能量施加设备与心脏组织的机械相互作用的一维表示一起被绘制,形成组合的图像50。

[0067] 在步骤204中,对组织的能量施加开始。能量通过连接到系统110的能量源111的能

量施加设备112的远端端部113被递送到组织。在对组织的能量36的应用期间,值42的均值43以及变化44的偏移逐渐地改变,意味着观察窗口32的组织中的性质逐步地改变。

[0068] 在步骤205中,处理器检测到值的均值43和变化45的偏移针对特定时间间隔变得恒定。当这发生时,在能量施加后的组织性质的改变贯穿定义观察窗口32的整个空间维度y完成,并且能量能用能够被终止,假设值的均值143的改变和变化44的改变超过预定阈值。在生物的心房中,阈值在百分之10到30的范围中。

[0069] 备选地,阈值能够被认为针对对组织的能量施加的终止的结束点,并且其能够利用程序控制的处理器和用于处理器的计算机程序来定义。

[0070] 当在205中的状况被满足时,处理器被布置为将信号传送到能量源111,并且在步骤206中,能量源在接收到信号后中断到能量施加设备的能量的传输。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0071] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个单元或设备可能满足在权利要求中记载的若干项功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0072] 可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的一部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。

[0073] 权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为对范围的限制。

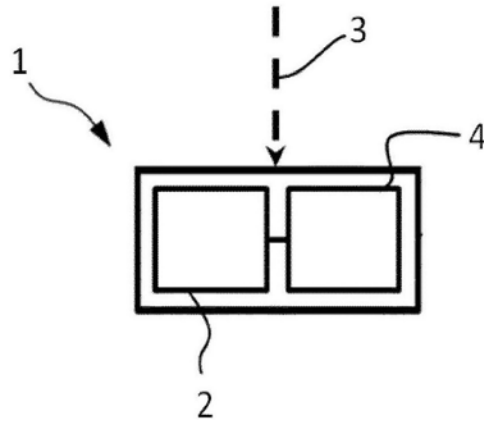


图1

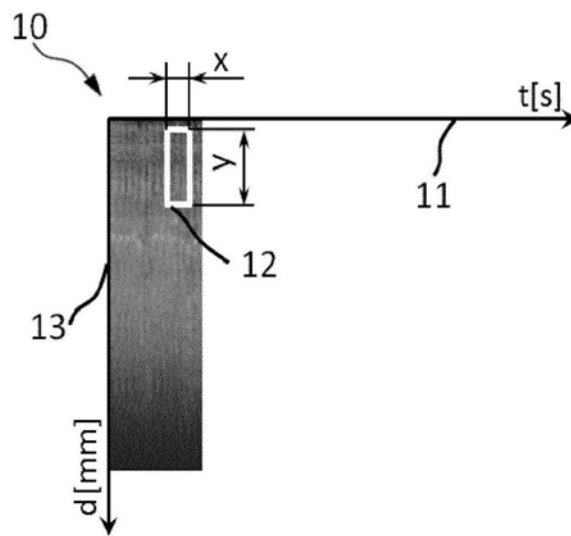


图2

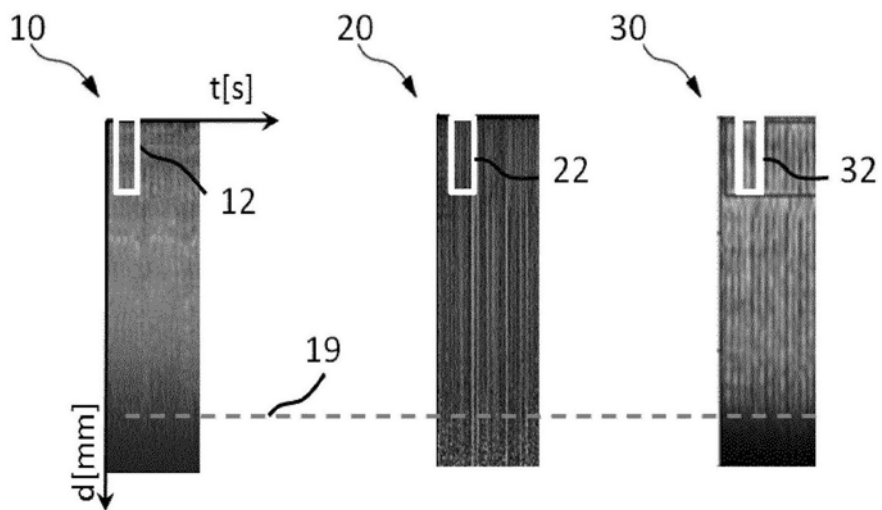


图3

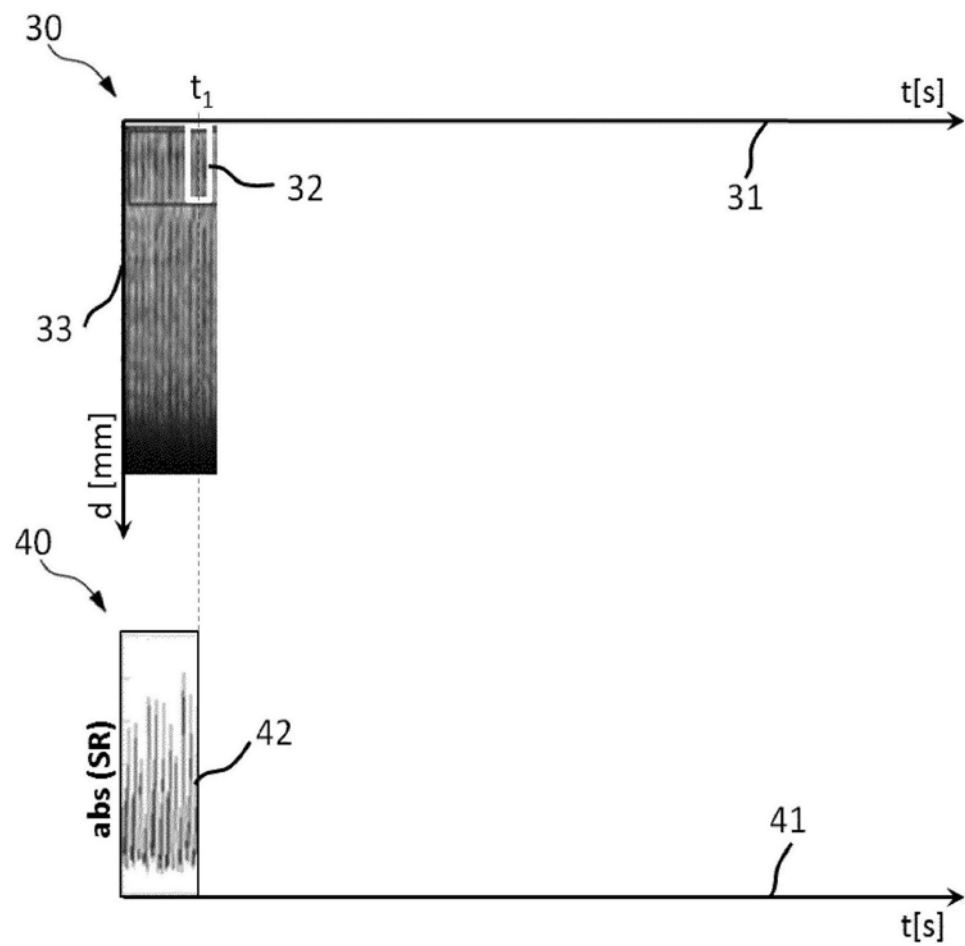


图4a

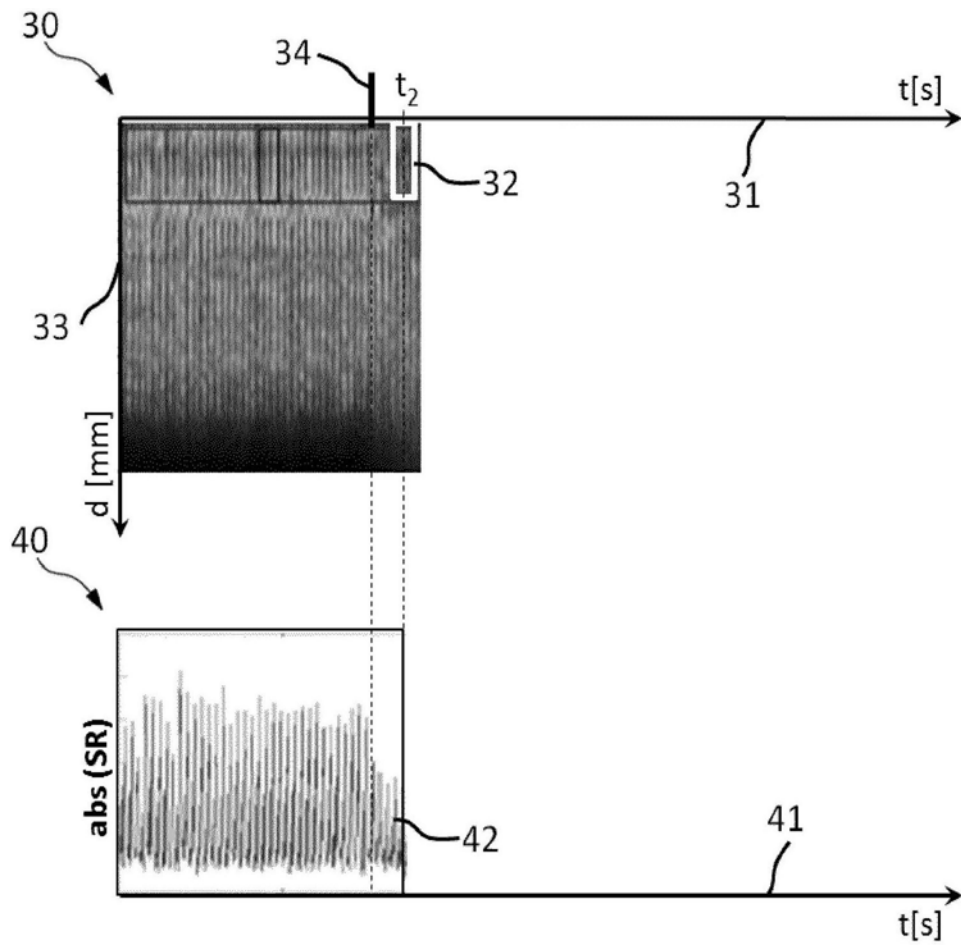


图4b

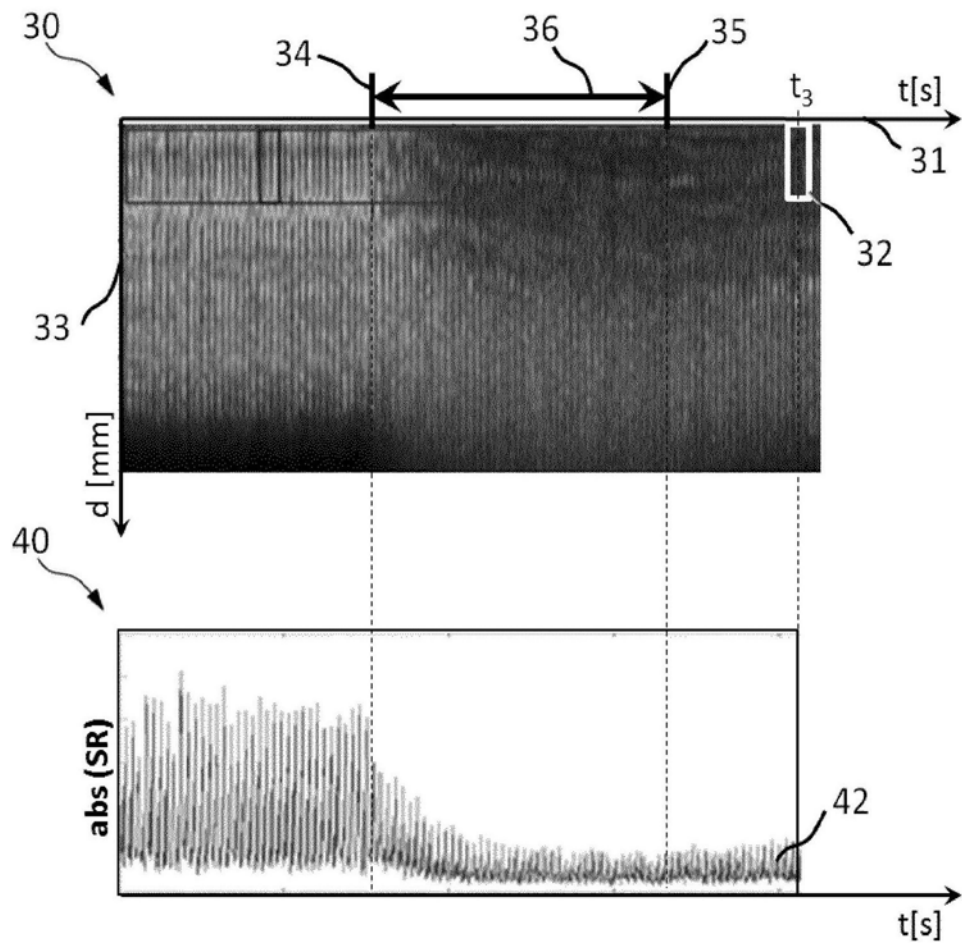


图4c

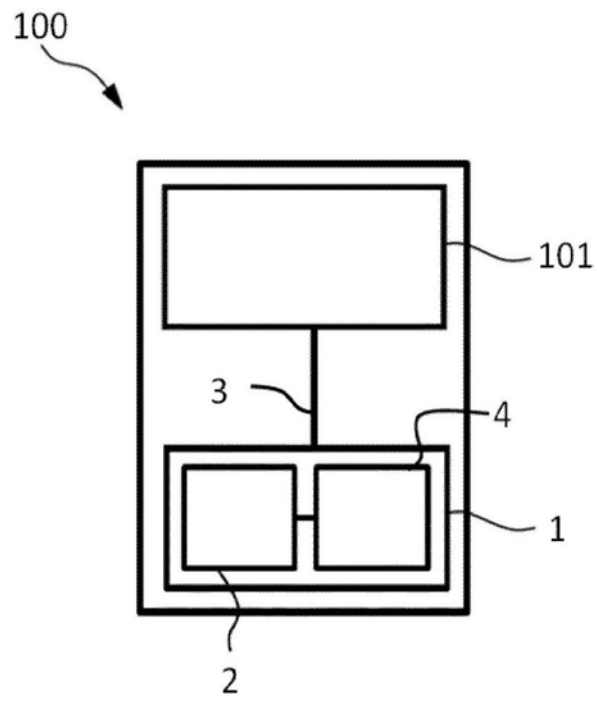


图5

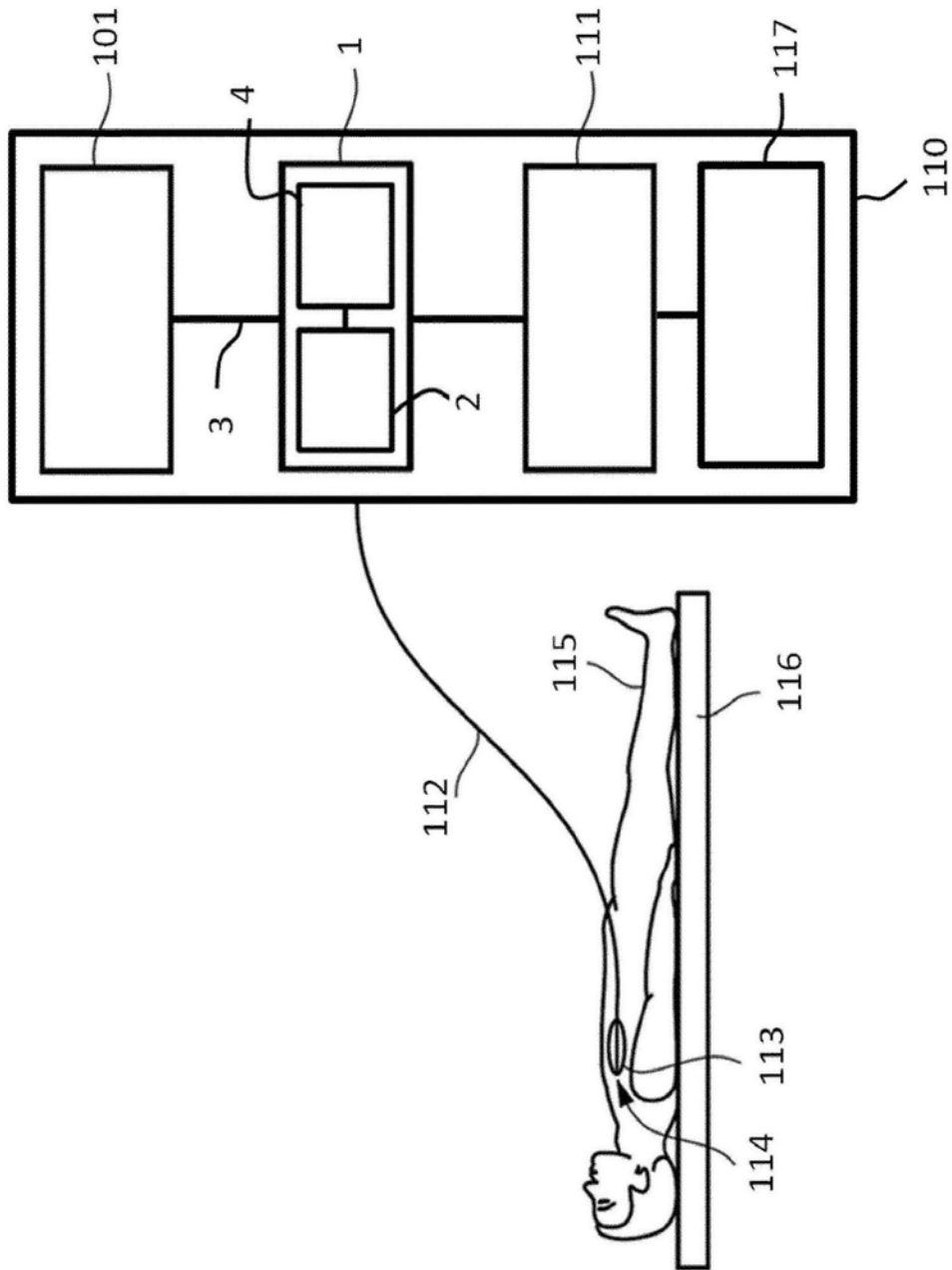


图6

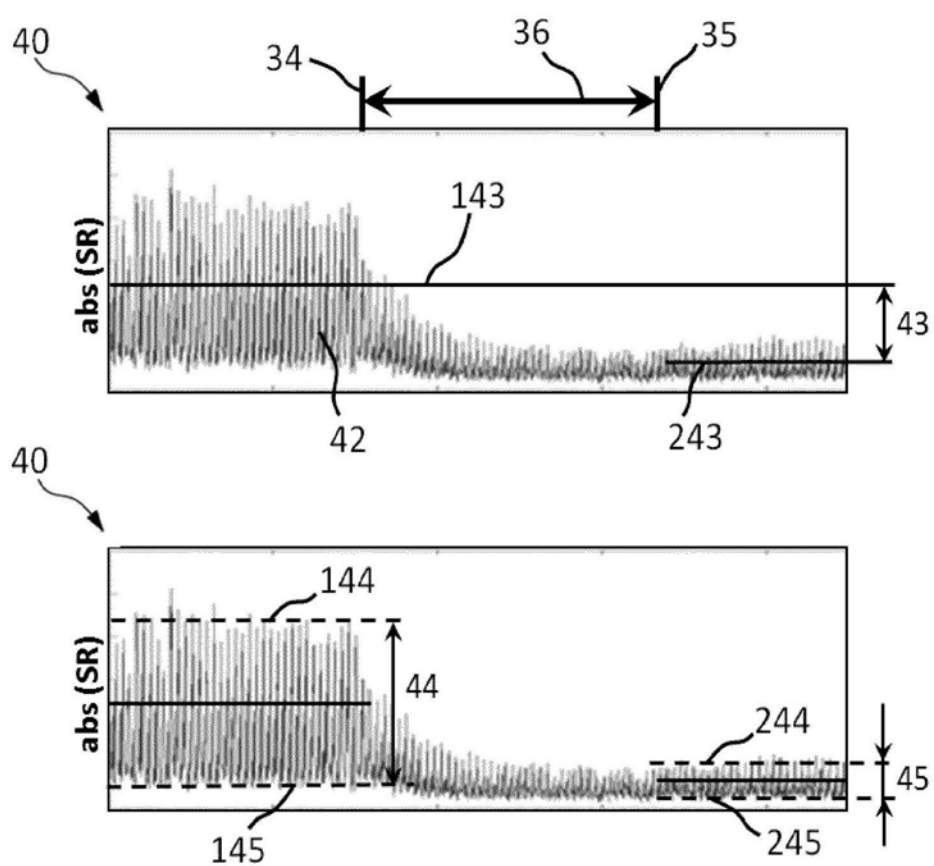


图7

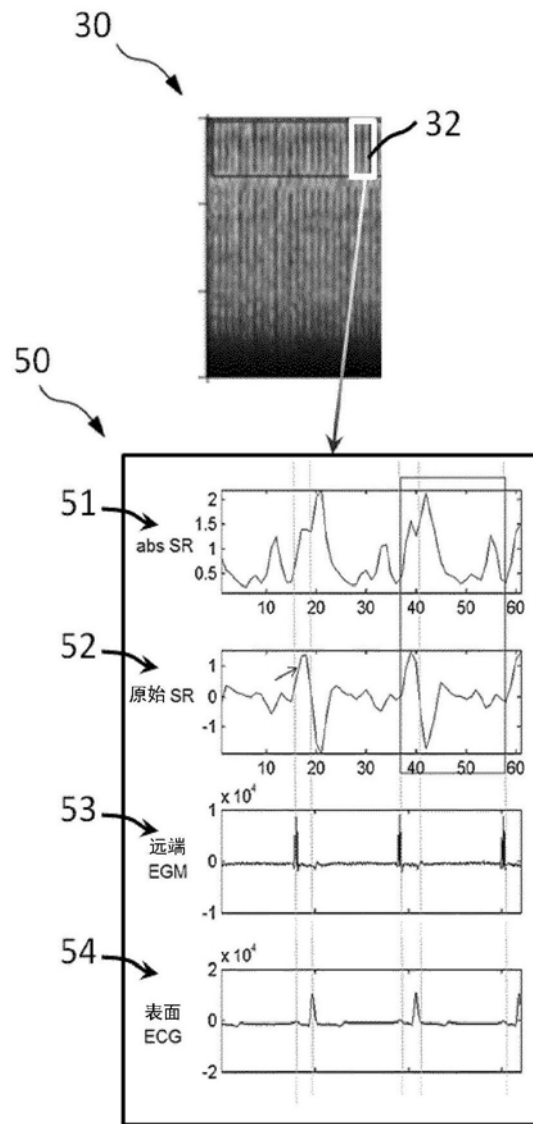


图8

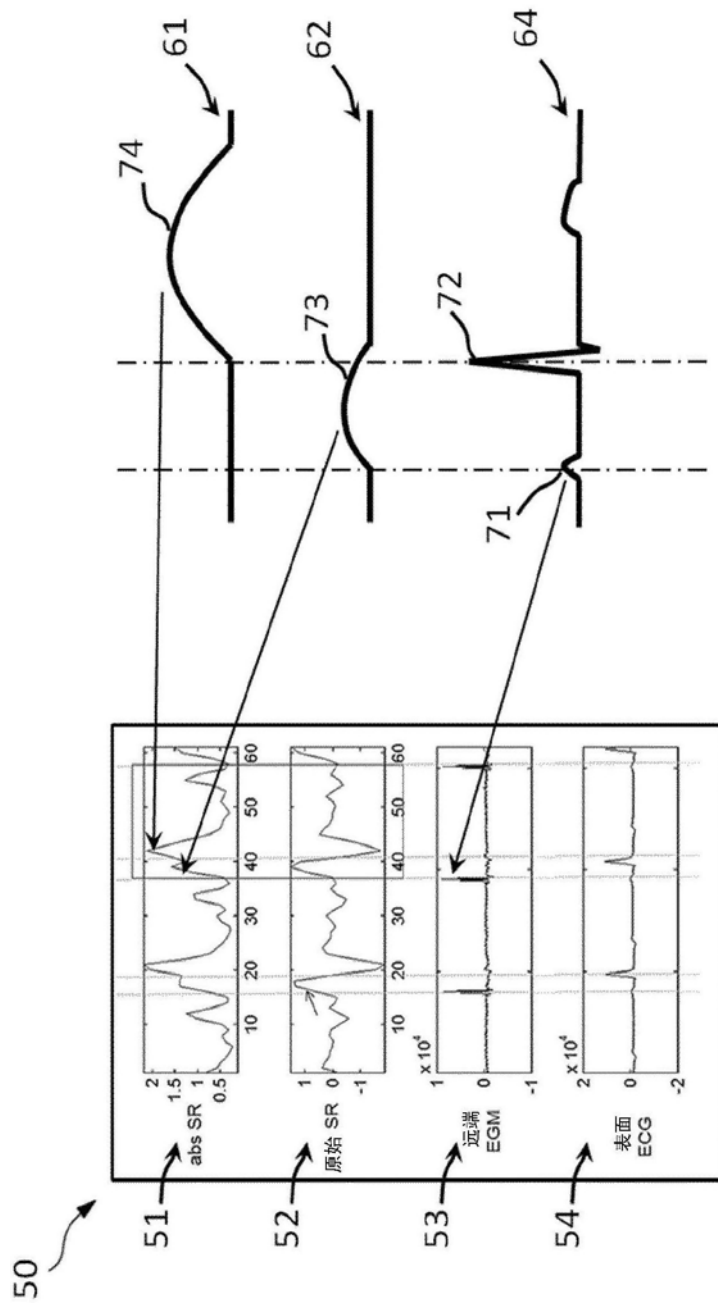


图9

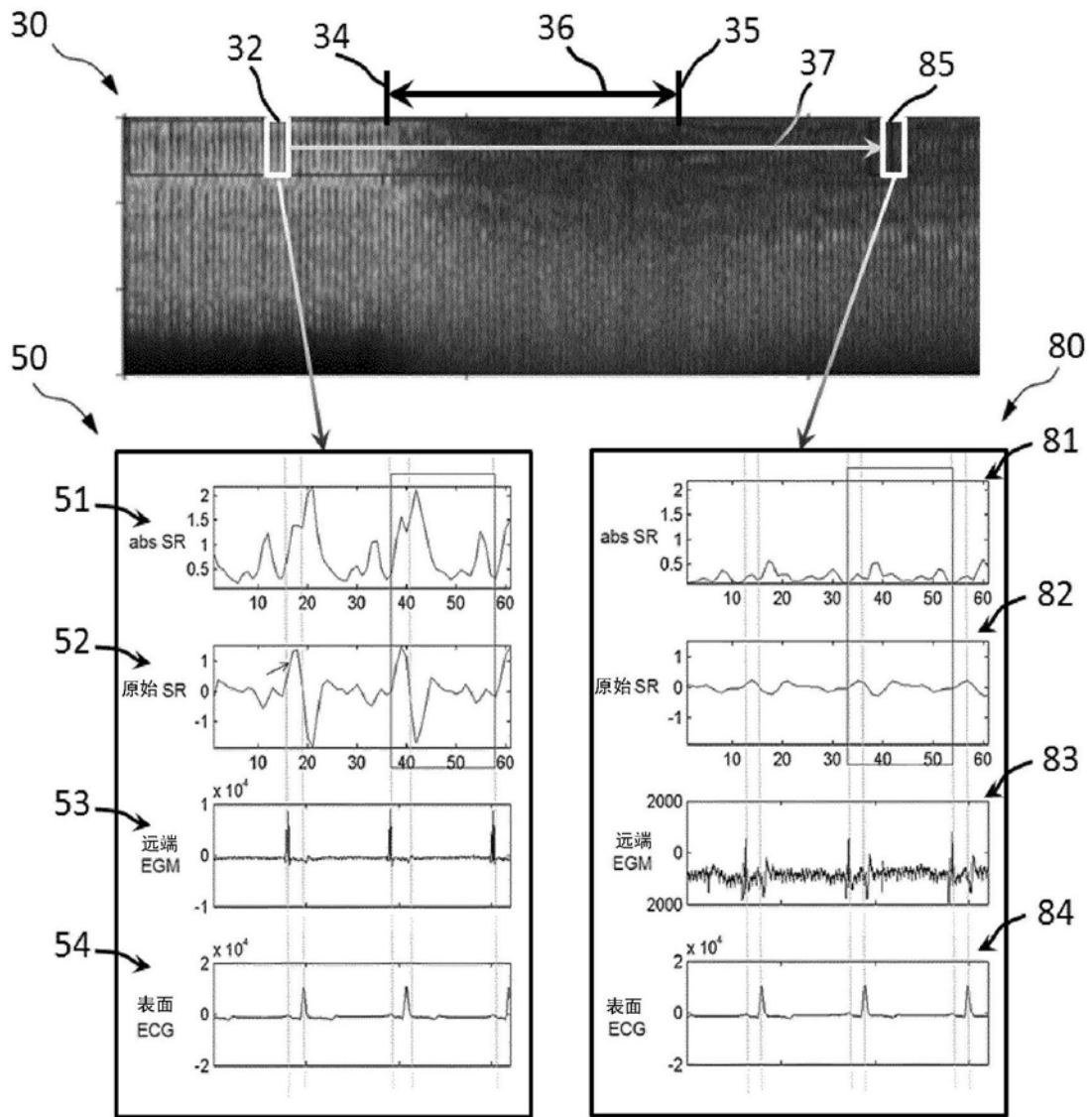


图10

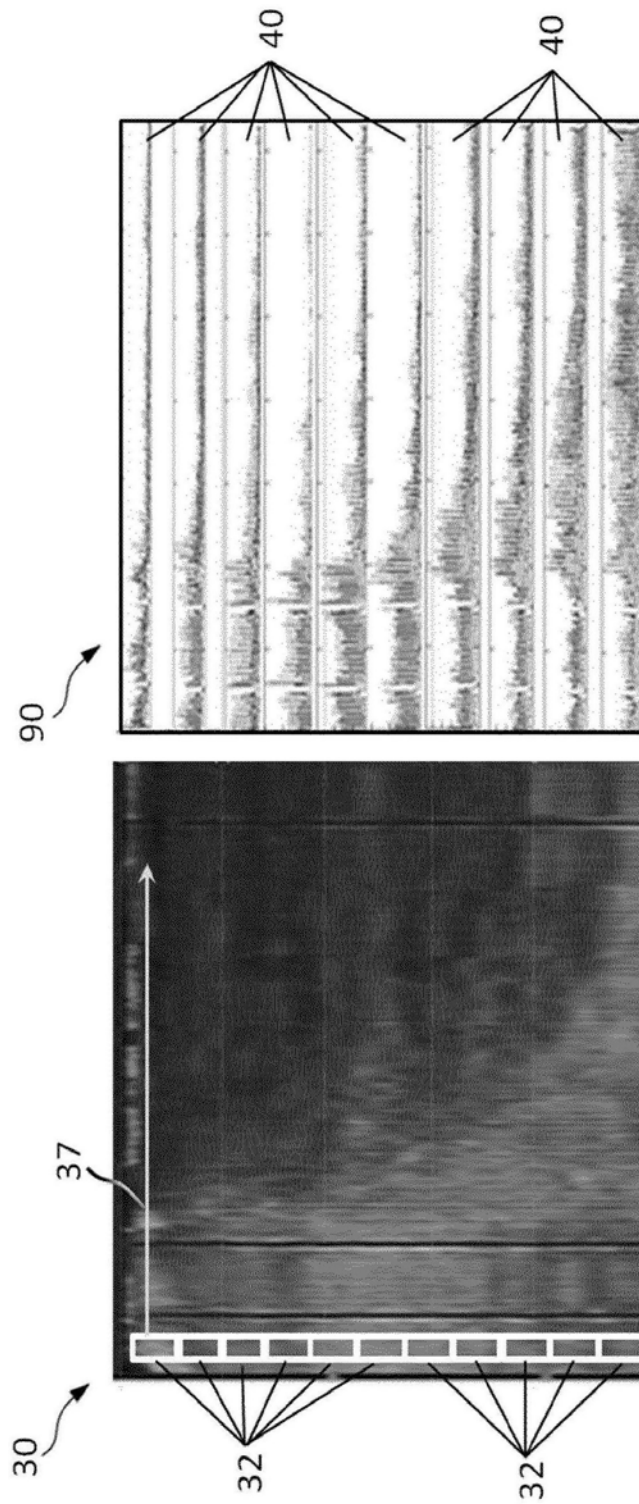


图11

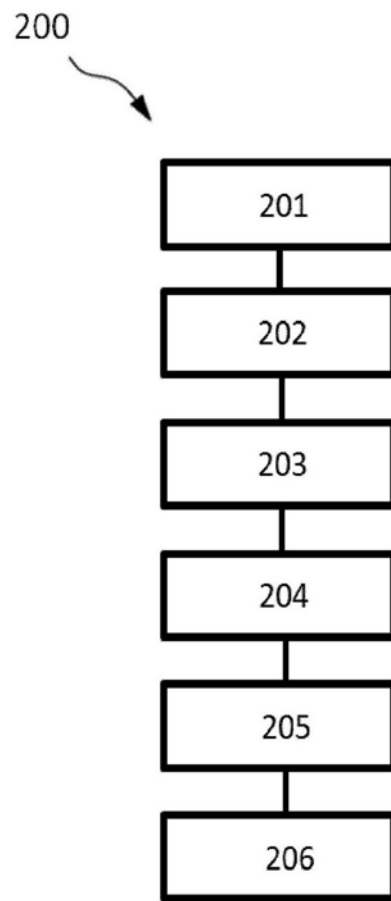


图12

专利名称(译)	用于将组织性质可视化的装置		
公开(公告)号	CN106999159A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580062815.5	申请日	2015-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	单彩峰 GA哈克斯 HJW贝尔特		
发明人	单彩峰 G·A·哈克斯 H·J·W·贝尔特		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/5223 A61B8/543 A61N7/00 A61B8/12 A61B18/12 A61B18/18 A61B18/20 A61B2017/00044 A61B2090/364 A61B2090/378 G01S7/52042 G01S7/52066 G01S7/52074 G16H50/30		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014193734 2014-11-18 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种装置(1)，包括：信号处理器(2)，其用于处理来自运动模式测量结果的测量信号(3)；以及绘制设备(4)，其耦合到处理器(2)以绘制指示组织内的性质的沿着时间轴(41)的一维表示(40)。所述一维表示(40)中的值(42)是基于在M模式超声图像(10)、组织速度图像(20)或者应变率图像(30)上定义的观察窗口(12、22、32)中的测量的值导出的。

