



(43)申请公布日 2017.08.01

权利要求书2页 说明书9页 附图16页

1. 一种用于绘制在施加到组织的能量的影响下的所述组织的性质的改变的可视化装置 (1), 所述装置包括: 信号处理器 (2), 其用于处理指示所述组织内的不同位置处的所述组织的所述性质的来自超声测量的测量信号 (3), 从而导出具有改变的性质的组织的区域与具有未改变的性质的组织的区域之间的界面的位置; 以及绘制设备 (4), 其用于绘制指示所述界面 (49) 的位置的表示, 其中, 所述表示的两个端部 (44、47) 指示定义所述组织的厚度的两个边界, 并且其中, 所述两个端部之间的位置指示所述界面的位置。

2. 根据权利要求1所述的可视化装置 (1), 其中, 所述绘制设备被布置为利用与具有所述未改变的性质的所述区域 (41) 不同的视觉方面来绘制所述组织的具有所述改变的性质的所述区域 (42)。

3. 根据权利要求2所述的可视化装置 (1), 其中, 所述组织的所述性质是从包括以下项的组选择的物理量: 速度、速度梯度和应变率。

4. 根据权利要求3所述的可视化装置 (1), 其中, 所述界面的所述位置的所述导出基于所述性质的均值、中值、最小值、最大值、绝对偏差或标准偏差。

5. 根据权利要求4所述的可视化装置 (1), 其中, 利用具有改变的性质的所述区域 (42) 和具有未改变的性质的所述区域 (41) 的不同视觉方面的所述绘制与所述组织中的所述两个区域的所述物理量的在10%到30%的范围中的差异相关联。

6. 根据权利要求1所述的可视化装置 (1), 其中, 所述绘制设备 (4) 被布置为将表示组织边界 (44、47) 的所述两个端部绘制为矩形 (40) 的两个相对侧。

7. 根据权利要求1所述的可视化装置 (1), 其中, 所述绘制设备 (4) 被布置为将表示组织边界的所述两个端部 (54、57或64、67) 绘制为重合, 其中, 定义组织厚度的所述两个边界之间的距离被绘制为圆形 (50)、环形 (60) 或椭圆形。

8. 一种利用根据权利要求1所述的可视化装置执行的可视化方法, 其中, 所述表示的所述两个端部 (44、47) 指示定义心脏 (94) 内的组织厚度的所述两个边界。

9. 一种包括超声测量布置 (81) 和根据权利要求1所述的可视化装置 (1) 的测量系统 (80)。

10. 一种包括连接到用于将能量施加到组织的能量施加设备 (92) 的能量源 (91) 以及根据权利要求9所述的测量系统 (80) 的系统 (90)。

11. 根据权利要求10所述的系统 (90), 包括程序控制的处理器和用于所述处理器的计算机程序, 用于使得能够从超声图像、组织速度图像或应变率图像 (70) 选择表示所绘制的表示 (40) 的所述两个端部 (44、47) 的所述组织的所述两个边界 (74、77)。

12. 根据权利要求10所述的系统 (90), 其中, 所述能量施加设备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、或激光辐射。

13. 根据权利要求10所述的系统 (90), 被布置为响应于检测 (105) 到对应于所述组织内的改变的性质的所述区域的所述第二视觉方面 (42) 覆盖所绘制的表示 (40) 的所述两个端部 (44、47) 之间的整个间隔, 而中断从所述能量源 (91) 到所述能量施加设备 (92) 的能量传输。

14. 根据权利要求10所述的系统 (90), 被布置为响应于检测 (107) 到对应于所述组织内的改变的性质的所述区域的所述第二视觉方面 (42) 接近所绘制的表示 (40) 的下端部 (47),

而减少从所述能量源 (91) 传输到所述能量施加设备 (92) 的能量 (108) 的量。

用于组织的性质改变的可视化装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于将由于将能量施加到组织造成的组织的性质改变可视化的可视化装置和方法。本发明还涉及包括能量源和用于将能量施加到组织的能量施加设备的系统,超声测量布置和可视化装置。

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组分扫描来确定和/或修改治疗辐射剂量。指示温度改变的范围和图像中的应变差异的彩条支持对显示的图像的解释。

发明内容

[0003] 本发明的目标是提供一种具有对在能量施加后的组织的性质改变的改进的呈现的装置,使得信息能够容易由将能量施加到组织的人理解。

[0004] 根据本发明,该方面通过用于绘制在被应用到组织的能量的影响下的组织的性质的改变的可视化装置来实现。所述装置包括:信号处理器,其用于处理指示组织内的不同位置处的所述组织的性质的来自超声测量的测量信号,从而导出具有改变的性质的组织的区域与具有未改变的性质的组织的区域之间的界面的位置;以及绘制设备,其用于绘制指示所述界面的位置的表示,其中,所述表示的两个端部指示定义所述组织的厚度的两个边界,并且其中,所述两个端部之间的位置指示所述界面的位置。

[0005] 取决于由超声换能器成像的位置,来自心脏的内部或来自外部的在心脏上执行的超声测量包括关于如以下的解剖实体的信息:心肌、血液、心外膜脂肪、肺、心包液以及食管。在利用能量施加设备将能量施加到心脏组织期间,最重要的信息是心肌组织的性质的改变。作为包括被布置为绘制表示的绘制设备的可视化装置的结果,其中,表示的两个端部指示定义组织厚度的两个边界,将能量施加到心脏组织的人能够容易聚焦于感兴趣解剖实体,其是心肌。

[0006] 在可视化装置的实施例中,所述绘制设备还被布置为利用与具有所述未改变的性质的所述区域不同的视觉方面来绘制在能量施加后所述组织的具有所述改变的性质的所述区域。两个区域的不同视觉方面在颜色或纹理中可以不同,这使得信息能够容易由将能量施加到组织的人理解。

[0007] 在可视化装置的实施例中,对具有改变的性质的所述区域相对于具有未改变的性质的所述区域利用不同的视觉方面进行绘制基于由处理器对超声测量信号的处理。心脏组织的所述性质是从包括速度、速度梯度和应变率的组中选择的物理量。这些物理量反映在能量施加后的心肌组织的性质的改变,导致组织收缩性、弹性和灌注的改变。

[0008] 具有改变的性质的组织的区域与具有未改变的性质的组织的区域之间的界面的位置的导出能够基于性质的均值、中值、最小值、最大值、绝对误差或标准差。这些统计学参数表示相应物理量。

[0009] 利用的不同视觉方面绘制具有改变的性质的所述区域与具有未改变的性质的所述区域在优选的实施例中与所述组织中的两个区域的物理量的10%到30%的范围中的差异相关联。给定区域中的物理量中的差异表示在能量施加之后的心肌组织的性质的显著改变,导致组织变性、组织收缩性、弹性和灌注的减小。然而,对于其他类型的组织,具有改变的性质的区域相对于具有未改变的性质的区域的物理量中的差异可能不同。可视化装置的用户可以选择这样的范围。

[0010] 在可视化装置的实施例中,所述绘制设备被布置为将表示组织边界的所述两个端部绘制为矩形的两个相对侧。所述实施例的优点在于,不同视觉方面在能量施加到组织后从矩形的一侧开始发展,并且其在能量施加以适当的强度发生足够的持续时间的情况下朝向相对侧推进。

[0011] 可视化装置的替代实施例包括绘制设备,所述绘制设备被布置为将表示组织边界的所述两个端部绘制为重合(coinciding),其中,定义所述组织厚度的所述两个边界之间的距离被绘制为圆形、环形或椭圆形。在这样的实施例中,表示在能量施加后的组织的具有改变的性质的区域的不同视觉方面在特定位置处在几何形式中开始发展,并且在覆盖几何形式后,不同视觉方面返回到与其开始之处重合的位置中,假设能量施加以适当的强度处发生足够的持续时间。

[0012] 在本发明的又一方面中,一种系统,包括连接到用于将能量施加到组织的能量施加设备的能量源、超声测量布置和可视化装置。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测量布置的超声探头能够被嵌入到能量施加设备中。这允许精确地在能量施加在组织上发生的位点上进行超声测量。由于能量施加设备中的超声换能器的集成,不需要对齐超声探头和能量施加设备以便避免由超声测量中的能量施加设备引起的遮蔽,并且所述系统允许以高准确度和高保真度辨别组织中的具有改变的性质的区域与具有未改变的性质的区域。

[0013] 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、微波或者激光射束。能量施加设备被连接到能量源,所述能量源以电流或电磁辐射的形式提供能量。在能量施加设备中,电流能够被变换为超声波、或者射频波的形式电磁波、微波或光。

[0014] 在优选实施例中,所述系统被布置为响应于对应于所述组织内的具有改变的性质的所述区域的所述第二视觉方面覆盖所绘制的表示的所述两个端部之间的整个间隔的检测,而中断从所述能量源到所述能量施加设备的能量传输。能量施加的中断涉及通过避免针对过多持续时间的能量的施加的对效率的改进。通过超声(例如,高强度聚焦超声)的能量施加,或者在其他能量施加模态被使用时由能量施加设备的表面的局部冷却创建的状况,可以创建针对不源于组织边界与能量施加设备接触的位点处的组织内的性质改变的起始的环境。类似于没有对能量施加设备的局部冷却的常规能量施加(其中,性质改变源于能量施加设备与组织之间的接触的位点处),针对组织的能量施加的中断响应于检测到对应于具有改变的性质的区域的第二视觉方面覆盖绘制的表示的两个端部之间的整个间隔而

发生。

[0015] 在替代实施例中,系统可以被布置为响应于检测到对应于所述组织内的改变的性质的所述区域的所述第二视觉方面接近所绘制的表示的下端,而减少从所述能量源传输到所述能量施加设备的能量的量。

[0016] 在又一实施例中,所述系统包括:程序控制的处理器和用于所述处理器的计算机程序,以使得能够从超声图像、组织速度图像或应变率图像选择表示所绘制的表示的两个端部的所述组织的所述两个边界。取决于其中针对组织的能量施加被选择的位置,心脏的解剖结构与能量施加设备的设计的结合可以引起多个心肌层存在于超声测量结果中的环境。这样的范例是在心脏的小梁区域中的能量施加,对着心房按压房间隔或对着心室按压室间隔,访问挂在心室上的心耳的各个位置。该实施例对于在心脏组织包括在心肌层之外的心外膜脂肪的情况下,仅选择对于能量施加而言为感兴趣的心肌层也是有意义的。

[0017] 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

[0018] 在附图中:

[0019] 图1示意性且示范性地示出了可视化装置的实施例,

[0020] 图2a、2b、2c、2d、2e和2f示意性且示范性地示出了M-模式超声脉冲回波图像、组织速度和组织应变率图像,

[0021] 图3a、3b和3c示意性且示范性地示出了由根据本发明的可视化装置的实施例绘制的图像的序列,

[0022] 图4a和4b示意性且示范性地示出了由根据本发明的可视化装置的其他实施例绘制的图像,

[0023] 图5示意性且示范性地示出了用于从组织应变率图像选择组织的两个边界的方法,所述两个边界构成组织的矩形表示的两个相对侧。

[0024] 图6示意性且示范性地示出了包括超声测量布置和根据本发明的可视化装置的测量系统,

[0025] 图7示意性且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、超声测量布置和根据本发明的可视化装置,

[0026] 图8a示意性且示范性地示出了用于停止从能量源到能量施加设备的能量传输的示意图,

[0027] 图8b示意性且示范性地示出了用于减少从能量源传输到能量施加设备的能量的量的示意图,

[0028] 图9a、9b和9c示意性且示范性地示出了用于检测在表示中的仅第二视觉方面的存在的序列,并且

[0029] 图10示意性且示范性地示出了针对利用主动冷却远端端部将能量施加到组织绘制的图像的实施例。

具体实施方式

[0030] 图1示意性且示范性地示出了可视化装置1的实施例,其包括用于处理来自超声测

量的信号3的信号处理器2和耦合到处理器的绘制设备4,所述绘制设备用于绘制在能量施加后的组织的性质改变的表示。信号3由外部超声测量系统来采集,并且其被发送到可视化装置1的信号处理器。超声测量信号3优选地借助于在组织上的实时运动模式(M模式)脉冲回波测量来导出。替代地,M模式超声信息能够从由外部超声测量装置执行的亮度模式(B模式)或三维(3D)超声测量来提取。信号处理器2以预定方式处理超声测量信号3,使得处理的结果是物理量。物理量能够为速度、速度梯度或者应变率。

[0031] 处理器2被布置为以足够高的速率处理实时超声数据,以避免在组织速度的计算中的混叠效应。根据组织上的M模式超声测量,两个连续射频线之间的局部相位移位 Φ 被计算。假设没有发生混叠,则根据下式将相位移位变换为组织的速度 v :

$$[0032] \quad v = \frac{\Phi}{\pi} \cdot \frac{c \cdot f_p}{4 \cdot f_c} \quad (\text{公式 1})$$

[0033] 其中, 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,优选地高于4kHz,来防止混叠。

[0034] 在另一实施例中,根据下式来计算组织内的应变率 ϵ_r :

$$[0035] \quad \epsilon_r = \Delta \Phi \cdot \frac{1}{\pi} \cdot \frac{f_p \cdot f_s}{2 f_c} \quad (\text{公式 2})$$

[0036] 其中, f_s 是数据样本率, $\Delta \Phi = \Phi_n - \Phi_{n-1}$ 并且 n 是离散时间指数。

[0037] 绘制设备4包括绘制处理器、存储器单元和显示单元。绘制处理器布置从处理器2接收的数据,用于在显示单元上被绘制。

[0038] 图2a和2b示出了在能量施加期间的心脏组织的M模式超声图像10。M模式超声图像的坐标表示沿垂直轴 d 的测量的组织结构的深度,和沿着水平轴 t 的相同组织结构回声特性的时间改变。图像的亮度表示由超声测量布置接收的来自被成像的结构的散射和反射信号的幅度。在初始相位中,心脏组织具有由物理量表征的固有性质11。在到心脏组织的能量施加13的开始处,组织的性质改变12在能量施加设备与心脏组织之间的接触附近的能量。用于示范性描述的能量的源是射频电流。当应用的能量的强度合适并且能量施加15的持续时间足够长时,组织的性质的改变根据图2b中的线16在组织的深度中传播。组织性质的改变在能量施加最终终止(由附图标记14指示)时停止在深度中的传播。在具有在能量施加15期间的改变的性质的组织相对于具有未改变的性质11的组织之间的线16表示的界面处的回声特性改变能够是细微的。这使得在实践中不可能通过仅使用M模式超声图像的视觉解释来区分在能量施加后具有改变的性质的组织与具有未改变的性质的组织。

[0039] 图2c和2d示出了针对如在图2a和2b中的M模式超声图像中呈现的相同范例的心脏组织的组织速度图像20。组织中的速度概况是通过使用公式1从M模式超声测量结果导出的。在将能量施加到组织后,组织中的速度概况改变,并且能够由图2d中的线26虚拟分离的两个区域能够被识别,表示具有改变的性质的组织22和具有未改变的性质的组织21。

[0040] 图2e和2f示出了针对如在图2a-2d中呈现的相同范例的心脏组织的应变率图像30。组织中的应变率是通过使用公式2从M模式超声测量结果导出的。在将能量施加到组织后,组织中的应变率改变,并且能够由图2f中的线36虚拟地分离两个区域,表示具有改变的性质的组织32和具有未改变的性质的组织31。

[0041] 线16、26、36是非常难以或不可能基于超声10、组织速度20和应变率30图像的视觉解释定义的最现实的情况,这是由于心脏组织与能量施加设备的相互作用环境大的变化性。心脏组织与能量施加设备之间的接触的量,因此心脏组织的机械约束的变化、心脏组织与能量施加设备之间的各种接触角度、随着解剖位置的组织收缩性的变化以及在人类的呼吸期间的邻近器官(例如肺)的影响,使得与能量施加设备的每个并且每一个组织相互作用唯一。

[0042] 发明人意识到,为了区分在能量施加到心脏组织后的显著性质改变,如在生物功能组织和非生物功能组织之间区分,必须满足特定状况。在具有改变的性质的组织12、22、32相对于具有未改变的性质的组织11、21、31之间的界面处,存在关于应变率和组织速度的统计学参数的突然变化。关于应变率和组织速度的统计学参数,诸如均值、中值、最小值、最大值、绝对偏差和标准偏差经历在生物功能组织和非生物功能组织之间的界面处的10%到30%的范围中的突然变化,而在两个区域内的变化仍然相对小并且没有急剧概况改变。

[0043] 由于心脏组织与能量施加设备之间的相互作用环境的大的变化,应变率和组织速度图像的巨大的动态范围使得在多数实际情况下难以识别表征在能量施加后具有改变的性质的组织与具有未改变的性质的组织之间的界面的统计学参数的该变化。

[0044] 图3a、3b和3c示出了由根据本发明的可视化装置的实施例绘制的表示的序列,其克服了与对在能量施加后具有改变的性质的组织与具有未改变的性质的组织之间的界面的识别困难有关的限制。

[0045] 图3a示出了在能量施加的开始之前的 t_0 时间处的具有未改变的性质的的心脏组织31的应变率图像30。沿着指示超声测量结果的深度垂直轴33,定义了两个显著边界,组织的内壁34和外壁37。这两个边界定义被绘制用于组织的表示的矩形图像40的两个相对端部。组织的内壁和外壁能够在根据信噪比分析的超声测量数据的处理期间被识别,与呈现极端急剧速度和应变率概况改变的各种解剖实体之间的边界的识别相组合。利用公式1计算的在组织中沿着组织的深度的速度场是连续和均匀的,而不像血液的速度概况。心包液不示出超声散射和超声反射,因此能够根据信噪比的锐利转变容易地识别组织的外壁。利用公式2计算的应变率也示出相对于血液或心包液的心脏组织的内壁或外壁处的特性,两个边界处的统计学参数的变化非常大,可能达到两个数量级的幅度。在矩形表示40的两个相对侧44和47之间,绘制了第一视觉方面41,其分别表示具有根据来自M模式超声10、组织速度20和应变率30图像的11、21、31的未改变的性质的组织。

[0046] 图3b示出了在时刻 t_1 处的心脏组织的应变率图像30,其中, t_1 是稍微比针对组织的能量施加的起始时刻38更晚。对组织的能量施加导致在与心脏组织的内壁接触的能量施加设备的紧密附近的应变率值的改变,而在更远离能量施加设备并且更靠近于组织的外壁的区域中的应变率值仍然基本上未改变。通过射频电流到组织的能量施加的属性是使得首先与能量施加设备接触的区域经历性质改变,因此能量施加在以适当强度施加能量足够长的持续时间后,能量施加随着时间达到更深的区域。

[0047] 在具有改变的性质的组织32与具有未改变的性质的组织31之间的界面处,存在利用公式2计算的应变率的统计学参数的突然改变。统计学参数,诸如均值、中值、最小值、最大值、绝对偏差和标准偏差经历在界面36处的10%到30%的范围中的突然变化,而在两个区域内的变化仍然相对小并且没有剧变概况。在 t_1 时刻处,在能量施加后具有经修改的性

质的组织与具有未改变的性质的组织之间的界面达到特定深度39。在矩形表示40中,第二视觉方面42被分配,对应于在应变率图像30上的组织的具有改变的性质的区域32。对应于在应变率图像30上的组织31的具有未改变的性质的区域31的矩形表示40中的区域41保持第一视觉方面。两个不同视觉方面42、41相对于矩形表示40上的两个端部44、47之间的界面49的位置在向组织施加能量的任何时刻处与以下成比例:具有改变的组织性质的区域32与具有未改变的组织区域31之间的截面39相对于来自应变率图像30的心脏组织的内壁34和外壁37的位置。

[0048] 图3c示出了在针对组织的能量施加期间的时刻 t_2 处的心脏组织的应变率图像30。表示来自应变率图像30的具有改变的性质的组织32与具有未改变的性质的组织31的两个不同视觉方面42和41之间的界面49在更长持续时间的能量施加后达到心脏组织的更深的区域。

[0049] 在针对射频电流的替代能量施加模态(诸如高强度聚焦超声)的情况下,取决于能量施加设备的特性,组织的性质的修改可以源自于指示定义组织的厚度的两个边界的两个端部44和47之间的任何地方。

[0050] 图像40优选地被独立绘制。然而,在替代实施例中,图像40可以伴随有来自包括相应组织的M模式超声图像10、组织速度图像20和应变率图像30的组的一幅或多幅图像。

[0051] 图4a和4b示出了由根据本发明的可视化装置的其他实施例绘制的替代表示,其中,来自应变率图像30的两个边界(内壁34和外壁37)分别被绘制为表示50和60中的重合项54、57和64、67。定义组织厚度的组织的两个边界34和37之间的距离分别被绘制为圆形50和环形60。在表示50中的两个不同视觉方面52、51和表示60中的62、61之间的截面59和69意指来自应变率图像30的在能量施加后具有改变的性质的组织32与具有未改变的性质的组织31之间的界面39。在表示50中的具有两个不同视觉方面52、51和表示60中的62、61的两个分段的长度与以下成比例:具有改变的性质的组织和具有未改变的性质的组织相对于由应变率图像30的内壁34和外壁37之间的距离定义的组织厚度的深度。其他几何形式(例如椭圆)适于类似实施例。

[0052] 图5示出了在多个解剖实体被定位在超声测量结果中的心脏组织前面和上方中的情况下,用于选择应变率图像70上的心脏组织的两个边界,内壁74和外壁77的实施例。不同解剖实体可以是邻近于心脏组织的外壁的结构,例如肺、食管、心外膜脂肪。可视化装置包括程序控制处理器和用于处理器的计算机程序,实现从以下图像中的至少一种选择组织的内壁74和外壁77:M模式超声图像、组织速度图像和应变率图像。选定的边界74和77构成心脏组织的绘制的矩形表示40的相对侧44和47。

[0053] 图6示出了包括超声测量布置81和可视化装置1的测量系统80。超声测量布置81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将电脉冲传送到定位于超声探头中的超声换能器,其对超声波中的电脉冲进行变换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,其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83将超声测量信号提供到可视化装置1的信号处理器2。信号处理器2处理超声测量信号,并且耦合到处理器的绘制设备4绘制图3a-3c中示意性示出的表示40,以用于辨别在能量施加后具有改变的性质的组织的区域与具有未改变的性质的区域的组织,使得信息可以容易由将能量

施加到组织的人理解。

[0054] 图7示意性且示范性地示出了包括连接到用于将能量施加到组织的能量施加设备92的能量源91、超声测量布置81以及可视化装置1的系统90。能量源91被布置为以电流或电磁辐射的形式将能量提供到能量施加设备92。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。在通过激光射束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,或者其能够通过集成在能量施加设备中的激光发射二极管被变换为电磁辐射。在示范性描述中,能量施加设备92利用其远端端部93将射频电流应用到躺在床96的表面上的人类95的心脏94组织。

[0055] 包括超声脉冲生成器/接收器单元的超声测量布置81,通过连接83将超声信号提供到可视化装置1,所述超声脉冲生成器/接收器单元连接到集成到能量施加设备92的远端端部93中的一个或多个超声换能器。

[0056] 由于超声换能器到能量施加设备92的远端端部93中的集成,超声测量精确地在对组织发生能量施加的位置上发生,因此不需要相对于能量施加设备对准超声探头,以便避免在超声测量中由能量施加设备引起的遮挡和/或环绕伪影。因此,在能量施加后组织的具有改变的性质的区域与具有未改变的性质的区域之间的区分是可能的,具有增加的准确度和保真度。

[0057] 被集成到能量施加设备92的远端端部93中的超声换能器可以是单活塞常规压电换能器、相控阵列压电换能器或者电容性微机械超声换能器(CMUT)。

[0058] 在优选实施例中,超声测量结果是诸如图2所示的M模式脉冲回波测量结果,然而,M模式超声测量信号能够从B模式或3D超声测量模态来提取。M模式脉冲回波测量结果提供了关于组织内的结构的时间上的位置的改变的信息。该测量数据是可视化装置的信号处理器的理想输入,所述信号处理器用于处理物理量形式的输出,诸如速度、速度梯度或应变率。这些物理或相关统计参数(诸如,均值、中值、最小值或最大值、绝对偏差和标准偏差)的改变能够指示在能量施加后的组织的性质改变。

[0059] 生物的心脏由于固有收缩而呈现特征运动。该运动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。相互作用的周期性变化有利于可视化装置的信号处理器处理诸如速度、速度梯度或应变率的物理量的输出,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物理量中的重复模式。在不呈现固有运动的其他组织类型的情况下,优选地,外部周期性运动被应用在相对于静态组织的能量施加设备上。

[0060] 在心脏组织上的超声测量结果能够在具有或没有针对组织的能量施加的情况下在全部时间处被执行。在没有能量施加到组织的情况下,可视化装置1的绘制设备4被布置为绘制具有两个端部44、47以及针对具有未改变的性质的组织的两个端部之间的单个视觉方面41的表示40,如图3a所示。在能量施加到组织期间,第二视觉方面42被绘制在表示40中,指示在能量施加后组织的具有改变的性质的区域。

[0061] 图8a示出了系统90的功能使用的示意图100。超声测量开始于步骤101中,其在第一实例中能够帮助相对于心脏94组织定位能量施加设备92的远端端部93,在此之后,其提供来自组织的超声测量信号。在步骤102中,信号处理器2处理通过连接83从超声测量布置81转移的超声测量信号。处理器还计算物理量及其相关的统计学参数。心脏组织的两个边

界,内壁34和外壁37,被检测到,并且绘制的表示40的两个端44和47相应地被分配(图9a)。第一视觉方面41被绘制在矩形表示40的两个端44、47之间,对应于具有未改变的性质31的组织。在步骤103中,针对心脏94组织的能量施加开始。连接到系统90的能量源91的能量施加设备92的远端端部93将能量施加到组织。在能量施加之后,存在以下潜力:信号处理器2检测由内壁34和外壁37定义的心脏组织的厚度内的10%到30%的范围中的物理量及其相关统计学参数的改变。在这种情况下,在步骤104中,第二视觉方面42被分配到表示40(图9b)中的组织的具有改变的性质的区域,其中,两个不同视觉方面42、41之间的界面49成比例地表示相对于心脏组织的厚度的具有改变的性质的组织的深度和具有未改变的性质的组织的深度。在以适当的强度施加能量并且在足够长持续时间后,两个不同视觉方面42、41之间的界面49接近表示40的下端47。当界面49接近下端47(图9c)时,第一视觉方面41消失,并且仅第二视觉方面42仍然呈现在表示40中,其指示心脏组织的性质贯穿组织的整个厚度改变。在该时刻处,在步骤105中,耦合到绘制设备4的处理器检测到仅第二视觉方面42呈现在表示40中。在步骤106中,处理器将信号传送到能量源91,其在接收到信号后中断将能量提供到能量施加设备92。

[0062] 在示出在图8b中的示意图110上的系统90的替代功能使用中,系统90可以在步骤108中被布置为响应于步骤107中检测到对应于组织内的改变的性质的区域的第二视觉方面42接近绘制的表示40的下端47,降低从能量源91传输到能量施加设备92的能量的量。在优选实施例中,从能量源91传输到能量施加设备92的能量的量的降低在对应于组织内的改变的性质的区域的第二视觉方面42覆盖两个端部44、47之间的间隔的三分之二时被触发。能量的量的降低可以根据线性函数或者根据相对于绘制的表示40的两个端部44、47的界面49的位置的任何其他编程的关系。

[0063] 图10示出了针对利用具有主动冷却远端端部的能量施加设备应用到组织的能量的本发明的绘制的表示140的替代实施例。主动冷却可以包括具有诸如盐溶液的冷却液体的开放或关闭灌溉。在对组织的能量施加的那些状况中,可能会出现这样的情况:在性质改变不在心脏组织的内壁处开始时,即使在能量施加设备的远端端部与该位置接触,但是其开始于组织的内壁与外壁之间的某处时。在示范性表示40中,利用第二视觉方面142绘制的具有改变的性质的组织被定位在两个端部144与147之间。表示具有未改变的性质的组织的第一视觉方面141由第二视觉方面142划分为两个部分。第一视觉方面141的两个部分邻近于表示组织的内壁和外壁的两个端部。两个不同视觉方面141、142具有两个界面148和149。在以适当强度施加能量并且持续足够长的持续时间后,界面148、149可以接近甚至到达端部144、147。能量施加的中断可以通过检测到来自绘制的表示的第一视觉方面的消失而被触发。

[0064] 具有主动冷却远端端部的能量施加设备可以以超声波、射频电流、射频波、微波或激光射束的形式将能量施加到组织。高强度聚焦超声的属性可以提供类似环境,即使在没有能量施加设备的远端端部的主动冷却的情况下。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

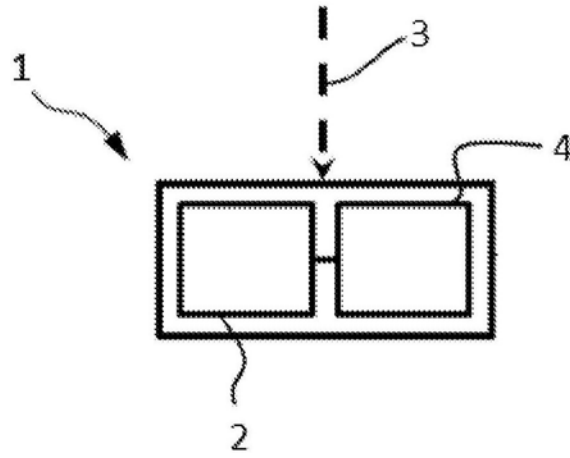
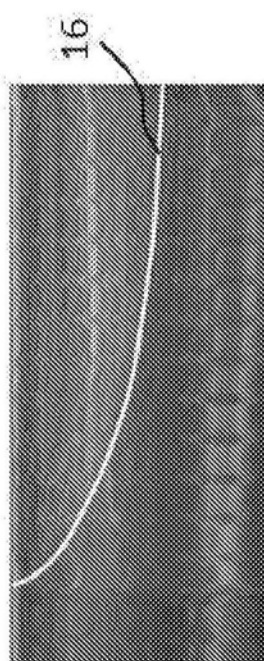
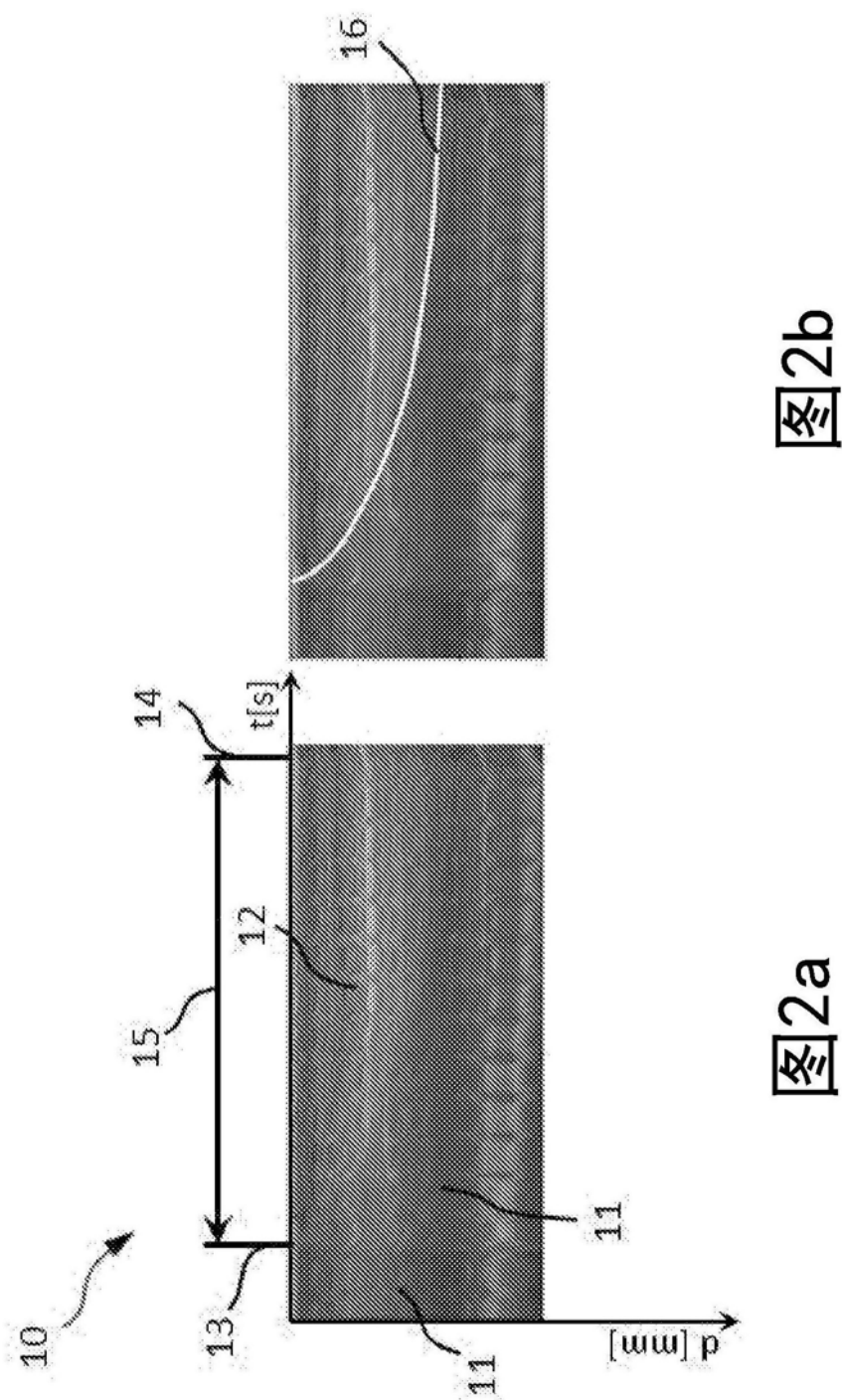


图1



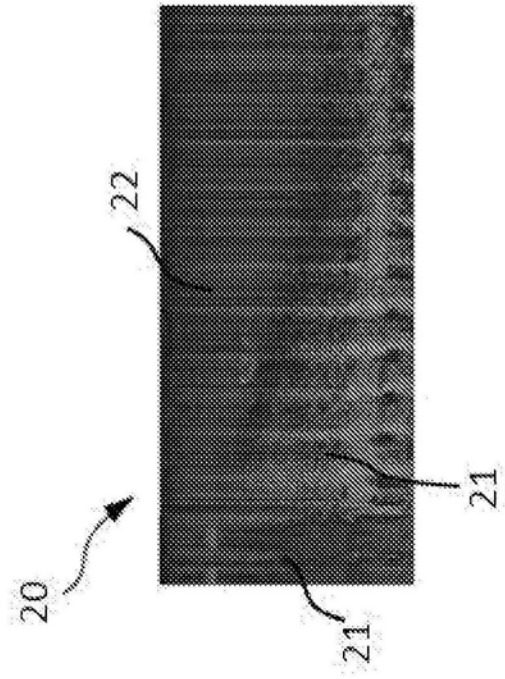


图2c

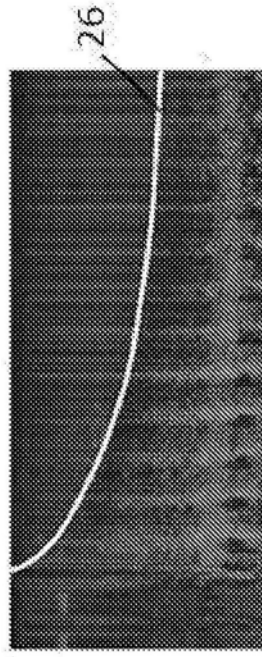


图2d

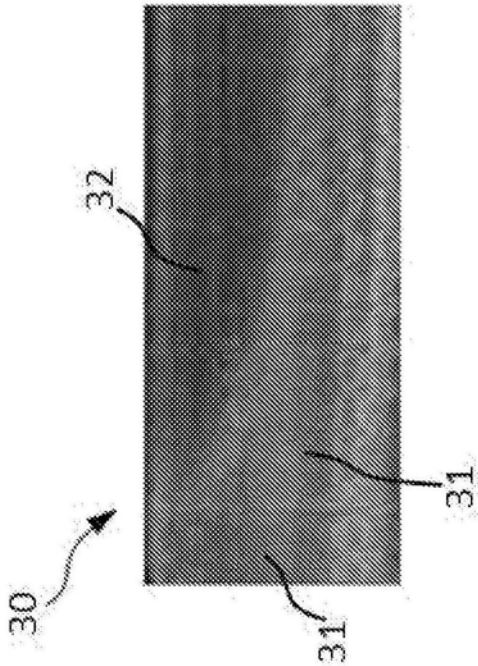


图2e

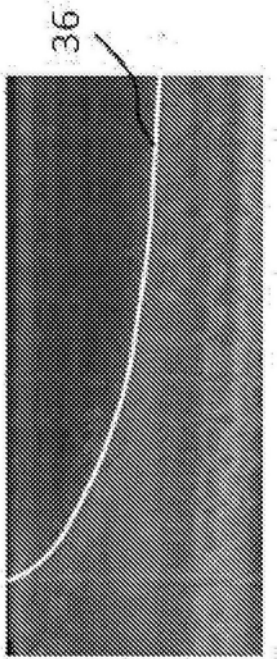


图2f

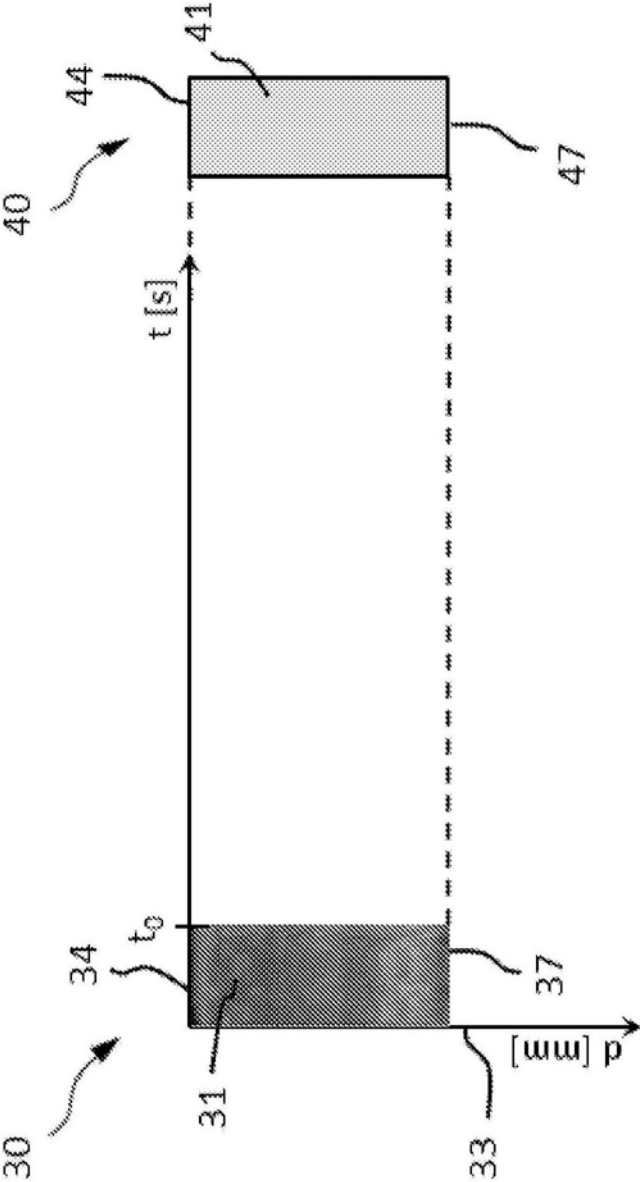


图3a

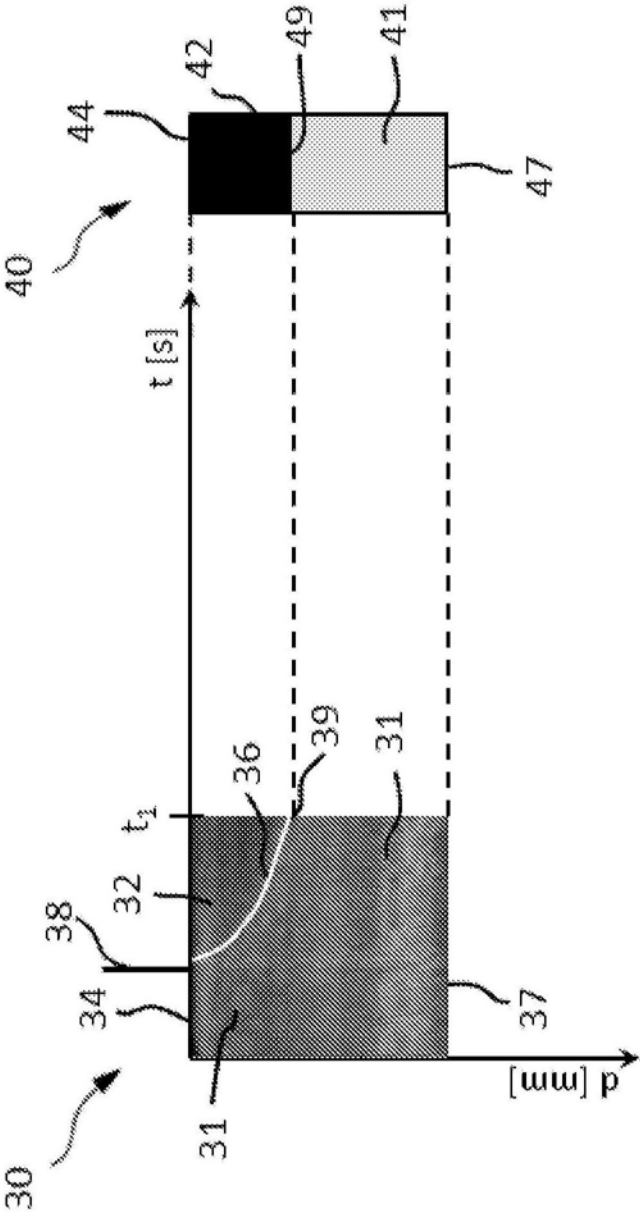


图3b

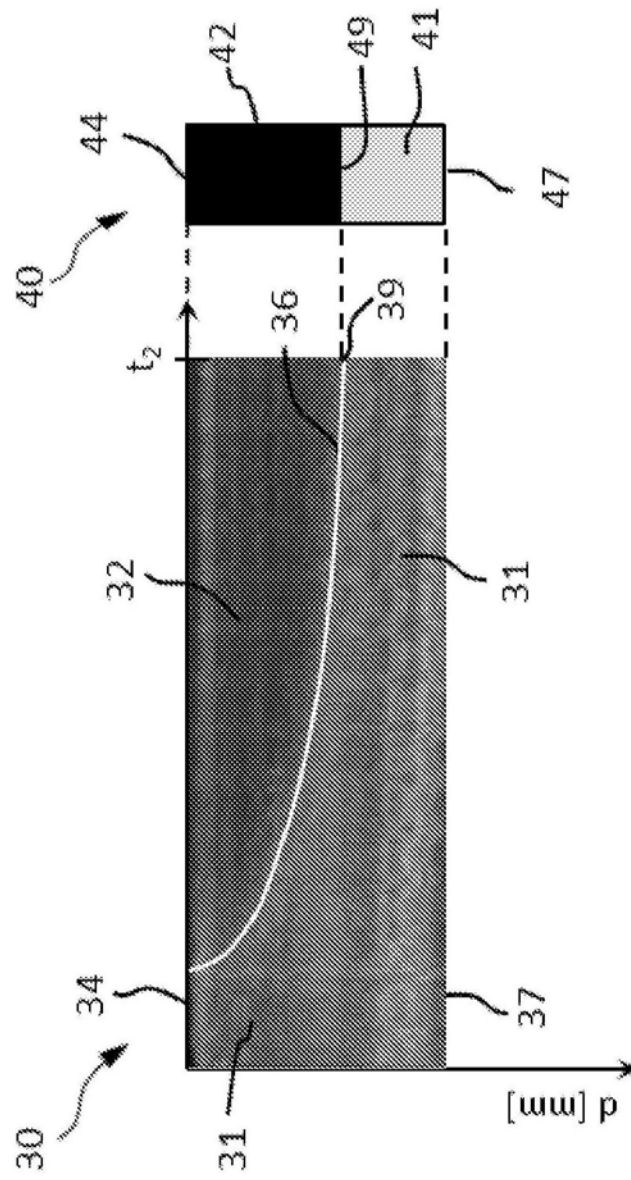


图3c

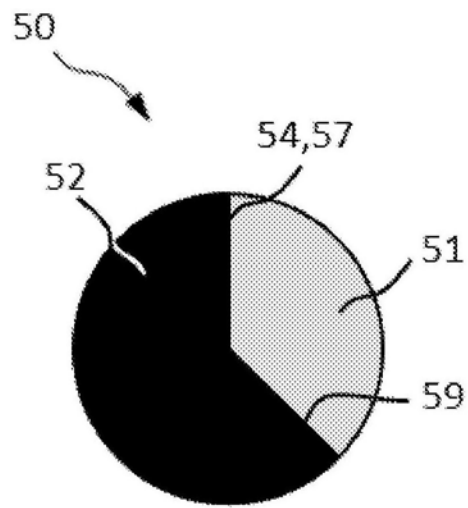


图4a

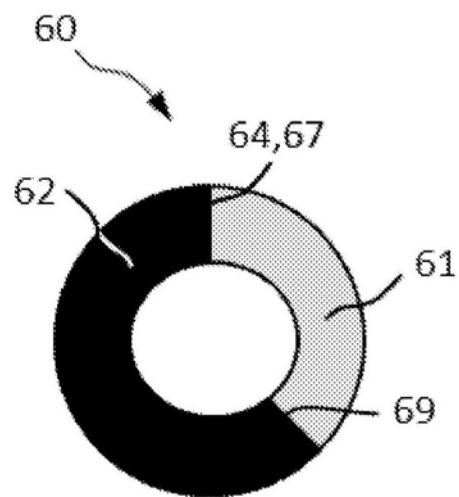


图4b

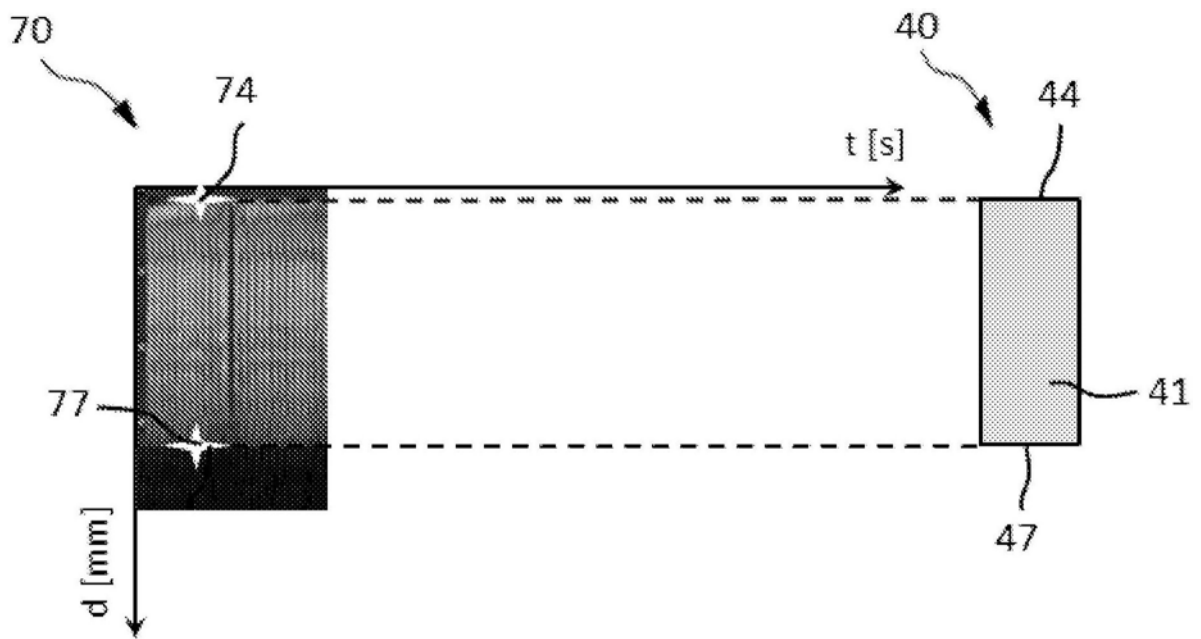


图5

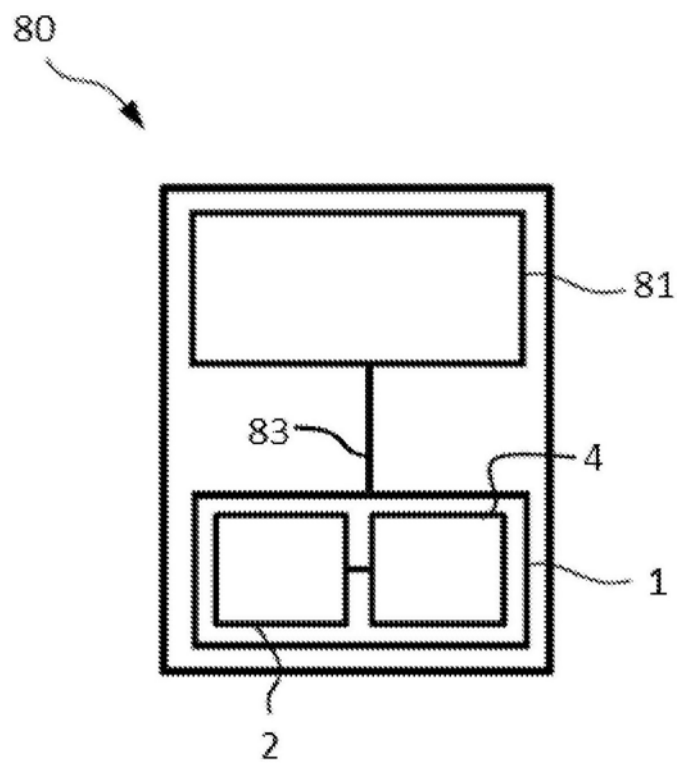


图6

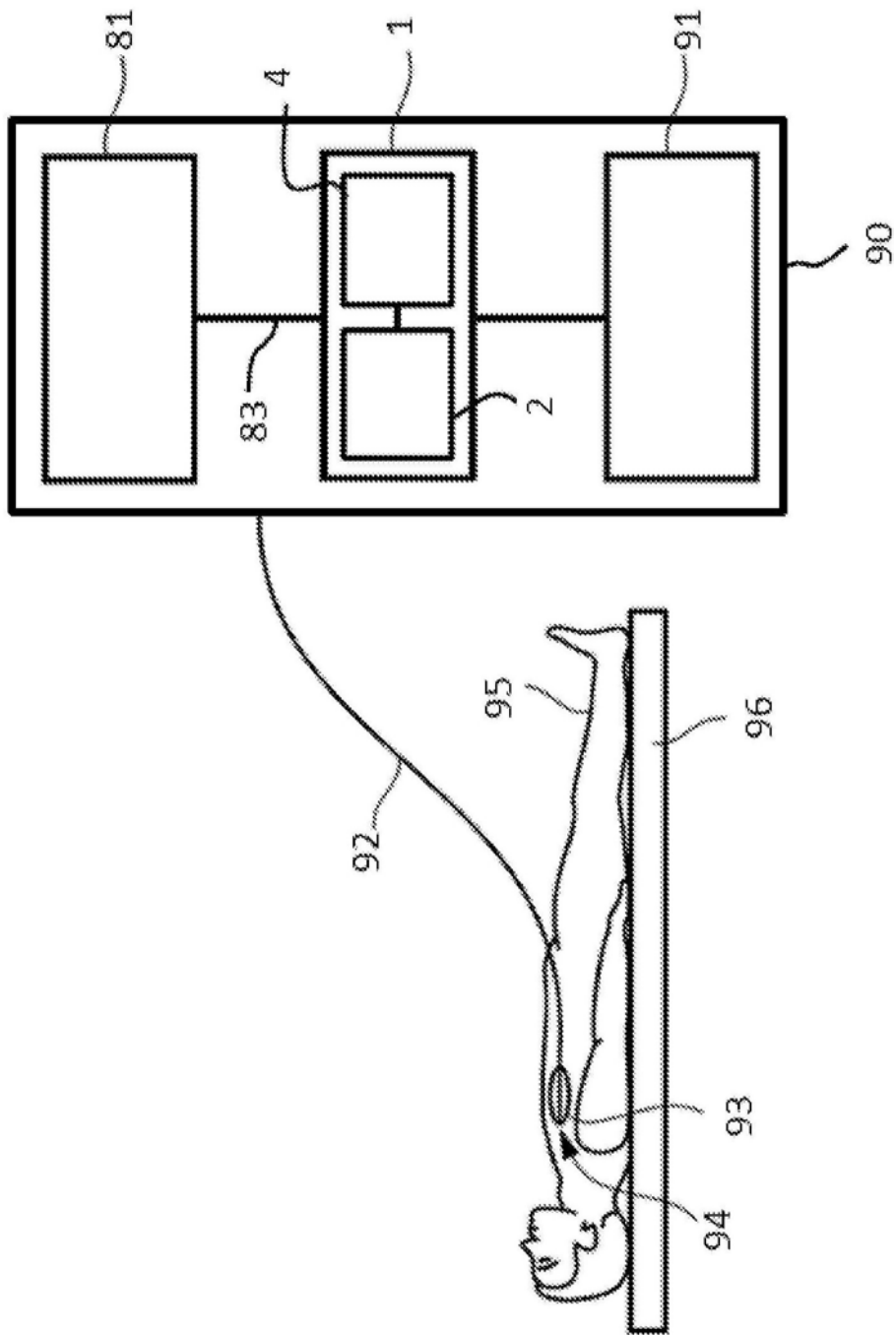


图7

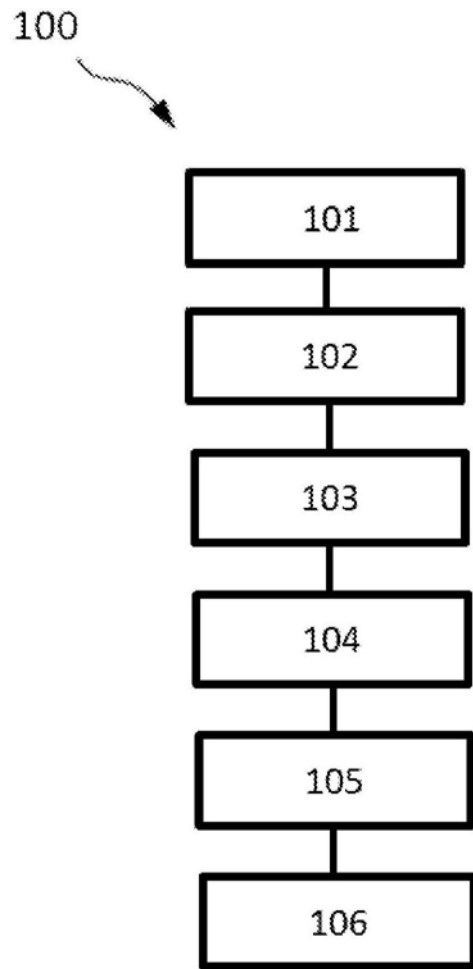


图8a

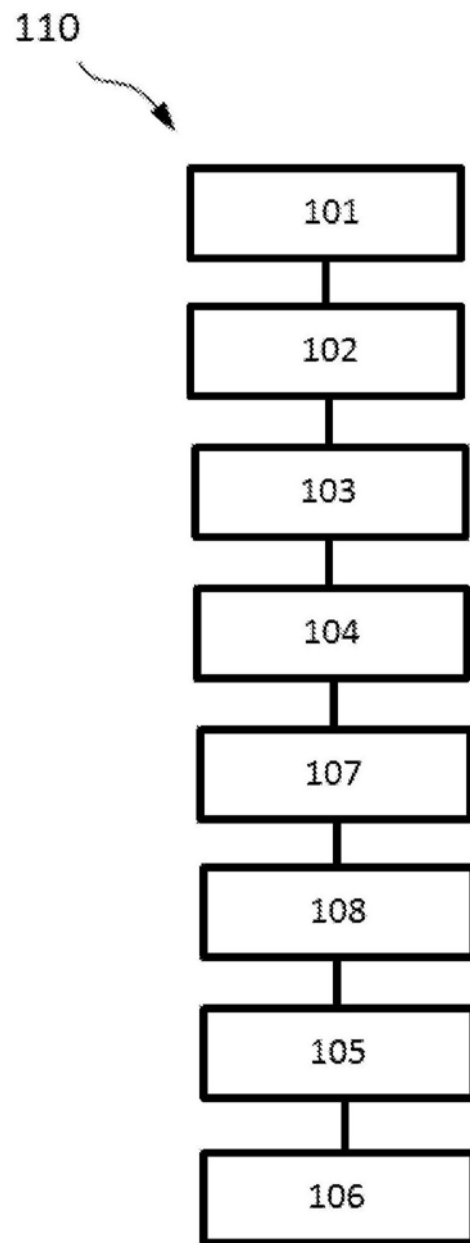


图8b

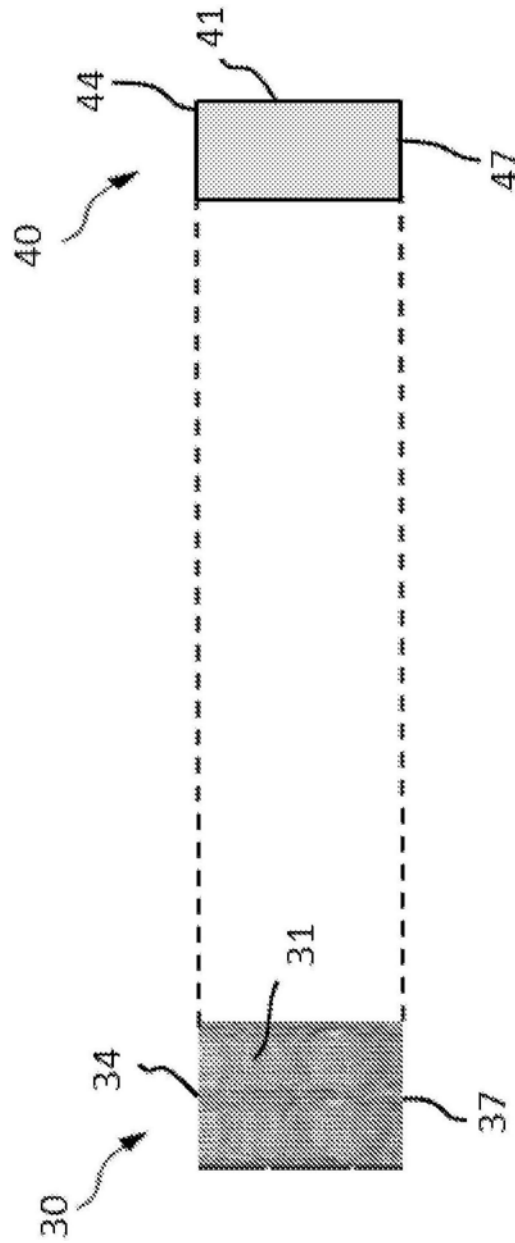


图9a

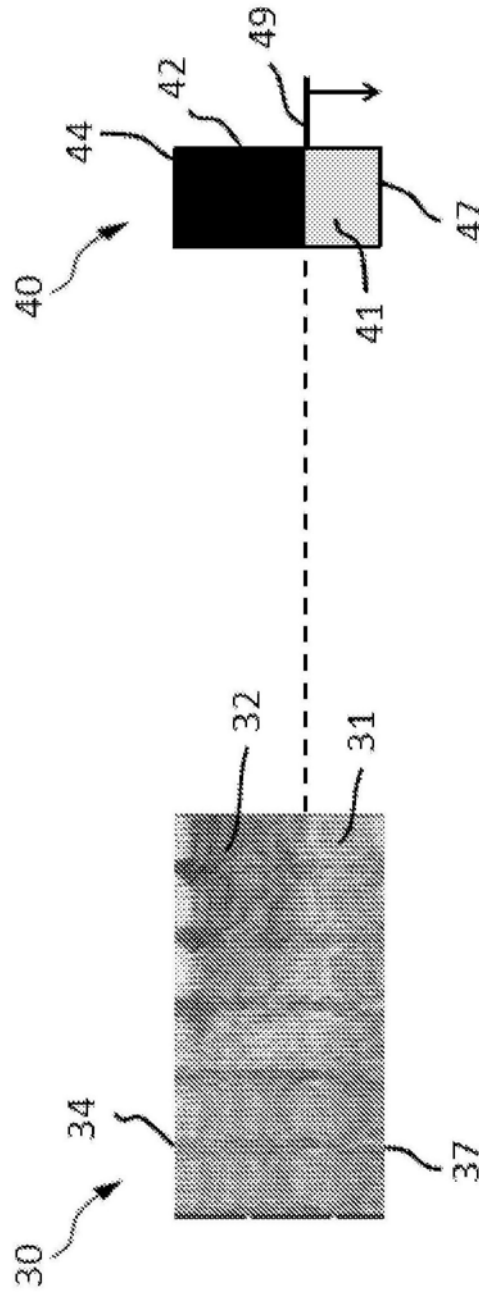


图9b

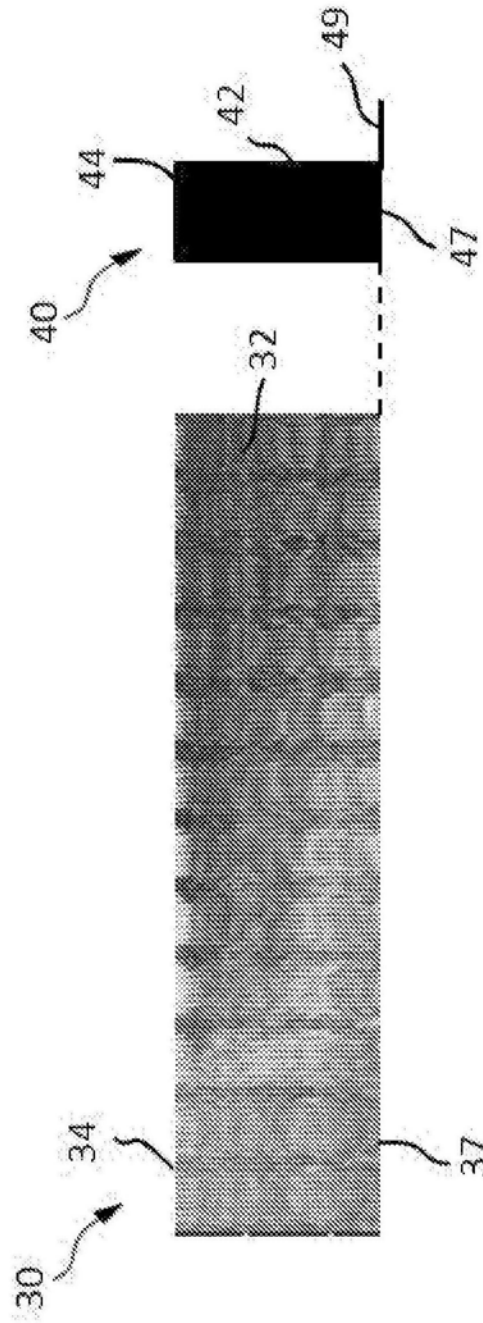


图9c

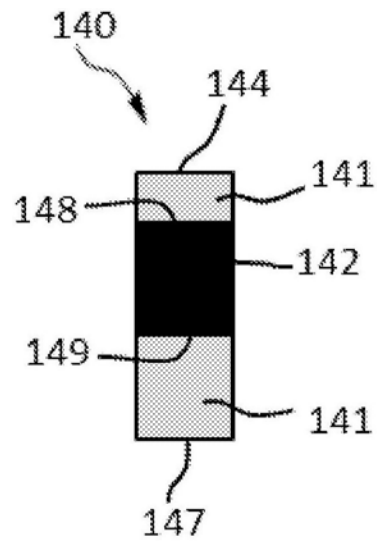


图10

本发明涉及一种可视化装置(1)，所述装置包括：信号处理器(2)，其用于处理来自超声测量的测量信号(3)；以及被耦合到处理器的绘制设备(4)，其用于绘制表示，以辨别指示定义组织厚度的两个边界的表示的两个端部(44、47)内的在能量施加到组织后具有改变的性质的组织的区域(42)与具有未改变的性质的区域(41)。利用不同视觉方面对具有改变的性质的组织(42)与未改变的性质的组织(41)的绘制能够容易由将能量施加到组织的人理解。

