

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01S 15/89 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480009988.2

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100383554C

[22] 申请日 2004.4.1

[21] 申请号 200480009988.2

[30] 优先权

[32] 2003.4.15 [33] EP [31] 03290933.5

[86] 国际申请 PCT/IB2004/001122 2004.4.1

[87] 国际公布 WO2004/092766 英 2004.10.28

[85] 进入国家阶段日期 2005.10.14

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 O·邦内福斯

[56] 参考文献

US2002/177775 A1 2002.11.28

WO02/45587 A1 2002.6.13

EP0880937 A2 1998.5.28

Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects. KOWALSKI. ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, Vol. vol. 27 No. no. 8. 2003

Defining the transmural of a chronic Myocardial Infarction by ultrasonic Strain - Rate Imaging. WEIDEMANN. CIRCULATION, Vol. vol. 107 No. no. 6. 2003

审查员 张亚玲

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李亚非 张志醒

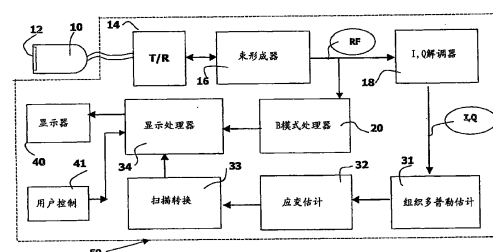
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

[54] 发明名称

心壁应变成像

[57] 摘要

超声图像处理系统包括用于获取心脏的超声图像数据的装置，用于在心动周期期间形成心脏的超声图像序列的装置，以及用于提供心壁的组织速度数据的装置，以及还包括用于估计与心脏应变有关的心壁内一点的特定事件的出现时间的装置。该系统还可包括用于根据在心壁内选定点处测量的心脏应变的时间变化来估计心脏应变的最大和最小变化的出现时刻和它们的幅度的装置，以及用于沿表示心壁的线来估计心脏应变的最大和/或最小变化的时间出现时刻的装置。



1. 一种超声图像处理系统(50),包括用于获取心脏的超声图像数据的装置(10),用于在心动周期期间形成心脏的超声图像序列的装置,以及用于提供心壁的组织速度数据的装置(31),其特征在于,该系统还包括用于估计特定事件的出现时间的装置,该特定事件与对应于心壁内一点的最小/最大应变的心脏收缩/舒张有关,以及包括用于根据在心壁内选定点处测量的心脏应变的时间变化来估计心脏应变的最大和最小变化出现的时刻的装置。

2. 如权利要求1所述的系统,包括用于估计在心壁的分段线上选定的心壁点的位置的分段装置。

3. 如权利要求1所述的系统,包括用于估计在心壁内选定点处测量的心脏应变的时间变化的装置。

4. 如权利要求3所述的系统,包括用于根据在心壁内选定点处测量的心脏应变的时间变化来估计心脏应变的最大和最小变化的幅度的装置。

5. 如权利要求3所述的系统,包括用于根据在心壁内选定点处测量的心脏应变的时间变化来估计心脏应变的最大和最小变化的出现时刻和它们的幅度的装置。

6. 如权利要求5所述的系统,包括用于构建动态序列的成像装置,该动态序列显示对应于最小应变的收缩开始的位置和对应于最大应变的舒张开始的位置。

7. 如权利要求3至6中之一所述的系统,包括用于沿表示心壁的线来构建心脏应变的最大和/或最小变化的出现时间的图像的成像装置。

8. 如权利要求3至6中之一所述的系统,包括用于对沿表示心壁的线上的选定点估计心脏应变的最大和/或最小幅度的出现时刻的装置。

9. 如权利要求7所述的系统,包括用于对沿表示心壁的线上的选定点估计心脏应变的最大和/或最小幅度的出现时刻的装置。

10. 一种超声检查设备,包括用于获取心脏的图像序列的换能器(19)元件的超声探头(10),如权利要求1至9中之一所述的系统,以及用于显示超声图像的显示装置(40)。

心壁应变成像

技术领域

本发明涉及一种图像处理系统，该图像处理系统用于获取身体心脏的超声图像数据，处理该图像数据以估计心壁组织内的组织速度，并显示带有与心动周期期间心壁位移有关的信息的心脏超声图像，该信息由心壁组织速度导出。本发明还涉及一种与这种图像处理系统结合的超声检查设备。

本发明特别应用于心肌检查的医学成像领域。

背景技术

被称为组织多普勒成像（TDI）的超声图像处理技术已为本领域技术人员所公知。该 TDI 技术允许以无创方式测量病人体内组织的位移速度以进一步估计组织参数，并以彩色编码方式显示表示所述速度的图像，同时显示常规超声强度图像。

从专利 US 5,938,606 中已知一种在心动周期期间测量动脉壁位移幅度的方法。该方法能够显示动脉壁图像并指示动脉壁的运动，该动脉壁的运动通过叠加在常规超声强度图像上的曲线来表示。该方法包括以下步骤：在一个序列的图像中进行动脉壁分割以定位该动脉壁，处理图像数据以将动脉壁位移的幅度确定为时间的函数，以及绘出表示动脉壁位移幅度的曲线。该方法还包括用按时间的函数运动的叠加曲线显示动脉的图像序列。

发明内容

对于动脉，如引用的专利所提供的，壁的位移幅度的信息易于利用，因为动脉是一个具有纵轴的细长器官。壁的位移仅仅垂直于该轴，并在心脏脉搏的影响下沿该轴的方向传导。

如今，对于具有由围绕心腔的肌肉形成的壁的心脏，壁的运动是非常复杂的。由心脏脉搏引起的心壁位移既不能与动脉壁位移相比，也不能象动脉壁位移一样表示。心壁运动的复杂性是由于下述事实，即心壁在每个心动周期期间承受舒张后的收缩，并且这些被当作肌肉的心壁内的收缩和舒张的传导不是各向同性的。代替地，心壁内的这些收缩和舒张看来似乎遵循特定的传导规律。事实上，从临床观点而

言，心律失常或心肌梗塞可改变或干扰收缩/舒张传导。需要一种研究这些特定传导失常的工具。

本发明的目的是提供一种图像处理系统，该图像处理系统具有显示给出心动周期期间心壁位移传导的时间信息的图像的装置；以及更具体地具有给出心动周期期间心肌壁内部变形的时间信息的装置。这些图像被称为应变 (strain) 图像。

一种具有这种装置的图像处理系统在权利要求 1 中被要求。

本发明的另一个目的是提供这样一种图像处理系统，该系统具有显示图像的装置，所述图像给出在心动周期期间心肌壁的每个内部点处对应于舒张开始时刻的最大应变和对应于收缩开始时刻的最小应变的出现时刻的信息以及所述最大和最小值。这种图像处理系统在从属权利要求中被要求。

该图像处理系统的优点在于，所述系统使由于心脏极化所导致的心肌收缩/舒张现象可视化，并可同时表示肌肉反应的传导。

一种与这种图像处理系统结合的超声检查设备在从属权利要求中被要求。

附图说明

为了更好地理解本发明，参照以下示意性附图，其中：

图 1 是心脏左心室的超声图像，其中分段线 (ABC) 表示左心室壁；

图 2 示出由组织多普勒成像 (TDI) 技术测量的沿图 1 的左心室壁分段线 (ABC) 记录的作为时间 (t) 函数的速度 (V) 图，其中水平轴表示时间，其经过了几个连续的心动周期，而垂直轴表示分段线 (ABC)；

图 3 是在分段线 (ABC) 的选定点上测量的局部应变曲线，从中提取四个心动周期的应变最大值 (M1-M4) 和应变最小值 (m1-m4) 所出现的时间 (t)，同时提取应变幅度，其中应变的每个最大值和每个最小值分别对应于心肌的舒张开始和收缩开始；

图 4 是左心室的瞬时图，其中心动周期期间在该特定时刻呈现其最大收缩值的区域用颜色标记出来；以及其中在 ECG 曲线的对应处给出了该事件的时间参考。

图 5 沿在垂直轴上表示的分段线 (ABC) 对四个心动周期示出图 1

中左心室壁最大收缩的出现（以黑色表示）和最小收缩的出现（以白色表示），其是表示在水平轴上的时间（ t ）的函数；

图 6 是给出在一个心动周期期间分段线（ABC）的每个点上出现最大收缩的时间（ t ）的曲线；

图 7 是示意性地表示与本发明的成像系统结合的超声设备的框图；

图 8 是示意性地表示一种用于获取超声数据并提供心脏应变信息和心脏应变图像的超声成像系统的框图。

具体实施方式

本发明涉及一种用于处理由超声成像设备提供的回声描记（echographic）信号的图像处理系统。该图像处理系统具有用于获取超声数据、用于图像数据处理和用于进行超声成像的装置。根据本发明，该图像处理系统用于进行心壁应变的测量。该成像系统具有处理装置以估计对于心动周期在心壁每点处心壁应变的最大和最小值出现的时间，以及当时心壁应变的幅度。应变的每个最大值和每个最小值分别对应于心肌的舒张开始和收缩开始。该图像处理系统具有显示被称为应变图像的图像的装置，所述图像给出心动周期期间心肌壁内变形传导的时间信息。该成像系统显示给出在心动周期期间心肌壁每个内部点处最大变形（舒张开始时刻）和最小变形（收缩开始时刻）出现的准确时间信息的图像。这些图像是动态图像，其示出心肌兴奋的肌肉反应的传导，如图 4 所示。

参考图 8，超声检查系统 50 包括探头或扫描头 10 和显示装置 40。超声检查系统的操作涉及将探头 10 设置成与所研究病人接触，以通过周期性激发向病人心脏发射超声信号并接收在介质中遇到的障碍物反射的回波。探头 10 可由装配成相阵或线阵、曲阵或其它阵列的超声换能器 12 组成。探头可放置在所研究身体的外部或内部。换能器元件的阵列向身体内发射能量脉冲或能量束，并接收其从身体内部结构反射的能量的返回脉冲。这些能量脉冲或能量束电子地耦合到超声系统。

连接至探头 10 的超声检查系统包括用于产生施加到探头 10 的激发信号的发射器/接收器级 14。探头换能器将这些信号转换成以预定重复频率提供的周期性超声脉信号串。返回的声学信号由发射器/接

收器级 14 接收并组合以在 16 内进行束形成。发射器/接收器级还提供控制信号来控制探头 10、脉冲信号和速度估计级。

在发射器/接收器级 14 的发射模式，沿激发线方向扫描病人的心脏。在接收模式，考虑到介质中的传导时间和由沿所考虑的激发线遇到的障碍物反射的回波的幅度，形成每个激发线的图像。在发射器/接收器级 14 的发射模式中，探头 10 的每条激发线会提供声学高频信号，其能够通过图像形成级形成强度图像的序列。该强度图像序列被称为超声灰度图像序列，其以 2D 图像方式显示，包括象图 1 的扇形图像这样的图像。

超声检查设备还包括允许以彩色编码的组织多普勒成像模式 (TDI) 操作的装置，其能够确定病人器官组织内的速度。组织多普勒成像是一种估计投射到声束上的组织速度向量的分量的技术。感兴趣结构的位移是在由运动的组织后向散射的连续高频超声回波上引起相移。这些相移通过 I, Q 解调级 18 和组织/流量分离级 30 处理，以便在组织运动估计级 31 中估计所检查的组织的局部速度。

然后，组织速度估计级 31 处理由级 30 发出的多普勒回波信号以获得多普勒移位特性，比如与速度对应的频率。多普勒处理器 31 处理从心脏的同一空间位置接收的回波信号并确定多普勒相移或频移。多普勒处理器 31 可通过快速傅里叶变换 (FFT) 或自相关操作估计多普勒移位。多普勒估计器 31 优选采用二维自相关，其在时间和空间上进行自相关并产生准确、高分辨的多普勒移位估计。

组织速度处理器级 32 处理组织信号，如果需要，它还可包括扫描转换 33 以转换成所需图像模式。在级 32 中，将信号彩色绘制成彩色值区域。多普勒信号的彩色图然后利用视频处理器 34 可被覆盖到由 B 模式处理器 20 提供的灰度图像上。指示速度的彩色被叠加到强度的灰度图像上，从而形成彩色编码的组织速度图像序列。该彩色编码的组织速度序列可存储在存储器中。

在 TDI 中进行的信号处理类似于彩色多普勒成像系统对血流进行成像所采用的信号处理。然而，需要对超声系统的设置进行修改，因为组织速度比血液速度低，而组织信号幅度比血液信号幅度高。这些修改包括缩短整体长度，降低脉冲重复频率 (PRF) 和使壁部滤波器 (如果存在的话) 失去作用。

根据本发明, 该 TDI 技术用于测量病人心壁中的速度。心壁速度测量的操作包括心壁运动估计。由 TDI 观察到的诸如组织之类的生物结构的运动是由内部机械力(动脉压、心肌收缩/舒张力)与组织(心肌)之间的相互作用产生的。采用 TDI 序列就有可能提取特定生理参数, 这些参数可成像并用于测定心脏壁的生物力学功能。根据本发明, 采用 TDI 图像从沿空间超声束上的空间导数计算心壁应变, 如下所述。

现在参考图 1, 它表示心肌的 B 模式扇形图像, 其中心肌应变率的测定首先包括心壁分段。采用例如边缘检测技术从 B 模式图像序列中提取心壁边缘, 从而提供表示心壁位置的分段线 SL。心壁分段线 SL 的位置被叠加到图 1 的 B 模式图像上。

仍参考图 1, 为估计组织垂直于心壁的速度, 必须在一个完整心动周期上观察心壁活动。因此, 必须形成覆盖至少等于一个心动周期的时间间隔的总数为 N 的图像序列, 这些图像在每个时刻 n 生成, 且 N 是大于 1 的数。此外, 必须识别对于组织速度图像序列和对于心动周期是共有的时间标记。这样, 就可比照心动周期的不同相位来观察心脏组织。

然后在 TDI 数据平面上绘制壁分段线 SL 的位置。基于运动组织的位置, 进行 TDI 速度值的局部时间积分的计算。该计算提供作为整个心动周期时间函数和作为位置函数的壁位移值。

设 z 为沿声束上和所检查心壁内部一点的坐标。该点的位移由下式给出:

$$M(z, t) = \int_{t_0}^t V(z, u) du \quad (1)$$

其中 $V(z, u)$ 是由 TDI 提供的速度, 而 t_0 是例如心动周期的开始时刻。

沿图 1 中分段线 SL 的 TDI 速度以时间 t 函数进行测量, 如图 2 所示。速度沿垂直轴表示, 而时间 t 沿水平轴表示。图 2 中的点 A、B、C 对应于图 1 中的点 A、B、C。图 2 涉及约四个心动周期的持续时间。白色部分对应高速, 而黑暗部分对应低速。

现在, 应变表示组织的可压缩性能力。假设沿声束两个靠近的位

置为 z 和 $z+dz$ ，则在所检查组织内，应变 $S(z, t)$ 等于：

$$S(z, t) = \frac{M(z + \delta z, t) - M(z, t)}{\delta z} = \frac{\partial M(z, t)}{\partial z} \quad (2)$$

应变率表示组织压缩或扩张的速度。应变率由以下定义：

$$SR(z, t) = \frac{\partial S(z, t)}{\partial t} \quad (3)$$

由 (1) 和 (2) 得出应变率可直接从 TDI 速度信息导出：

$$SR(z, t) = \frac{\partial V(z, t)}{\partial z} \quad (4)$$

可结合等式 (3) 和 (4) 直接从 TDI 速度信息导出应变：

$$S(z, t) = \int_{t_0}^t \frac{\partial V(z, u)}{\partial z} du \quad (5)$$

此后采用等式 (5) 以便估计心壁应变。

从如图 2 所示形成的心肌的组织多普勒速度图像测量心肌壁速度。然后，估计速度梯度，也就是应变率，用超声束角度函数数据进行修正。该修正的计算被称为空间梯度过程。由于心肌壁相对于当前超声束是移动的事实，因此这些修正是必要的。然后，构建梯度图像并且在壁的点每个点对梯度值按时间积分。

参考图 3，根据本发明，等式 (5) 用于估计在通过点 A、B、C 的分段线 SL 上的选定点，即变量 Z 选定处测量的应变幅度的时间函数的变化曲线。对于速度图像的每一点，提取变形的时间曲线并称之为应变曲线。在图 3 所示实例中，该曲线给出了四个心动周期中应变最大幅度 $M1$ 、 $M2$ 、 $M3$ 、 $M4$ 和应变最小幅度 $m1$ 、 $m2$ 、 $m3$ 、 $m4$ 出现的时间 t ，并给出了这些时刻的应变幅度值，其中应变的每个最大值和每个最小值分别对应于心肌舒张开始和收缩开始。对于心壁且特别是分段线 SL 上的每个感兴趣点存储被估计以用于构建应变曲线的最大和最小时度及其出现的时间。

参考图 4, 由图 3 的应变曲线给出的信息构建显示对应于最小应变的收缩开始位置 and 对应于最大应变的舒张开始位置的动态序列。现在考虑比如图 1 所示的超声图像序列。当所述图像中心肌壁的每一点对应于最大收缩值或最小收缩值时, 所述点接收各自叠加的色彩。由于最大或最小应变值的位置随时间变化, 所以这些图像形成收缩/舒张传导图像序列。最大幅度表示为例如红色, 而最小幅度可表示为绿色。比如图 4 所示图像的图像序列允许显现一种方式, 根据该方式, 一个事件, 例如对应于最大或最小收缩的最大或最小应变, 在心肌所表示的空间内并作为时间的函数进行传导。这些事件表现出遵从特定的规律。

为说明图 4 中与本描述有关的这些表示, 白色标记部分对应于在时刻 t 出现最大应变 (舒张开始) 处的部分。本发明允许利用图 4、图 5 和图 6 的图像研究这些特定兴奋传导规律, 其与最大收缩传导相关。同样的研究可用于最小收缩传导。

参考图 5, 其又构建一个图像, 该图像对于四个心动周期, 在沿垂直轴展开的通过 ABC 的分段线 SL 上给出图 1 的左心室壁中出现的最大应变 (以黑色表示) 和出现的最小应变 (以白色表示), 这些应变的出现为在水平轴上表示的时间 (t) 的函数。该图像能够显现对心脏脉搏的响应, 并能研究在心动周期期间心壁中应变是按照哪种方式进行传导。

参考图 6, 由构建图 5 的图像所计算的值, 现在对应于舒张开始的收缩最大值的出现时刻被表示在沿时间 t 的垂直轴上, 而分段线 SL 的点被表示在水平轴上。因此, 图 6 的曲线提供了心动周期期间 SL 每点中关系开始出现的时刻。这些曲线的瞬时斜率通过斜率的符号给出传导方向, 并通过斜率的幅度给出传导速度。例如, 传导速度可以以 mm/s 来进行测量。实验表明, 在几个心动周期上获得的曲线是非常相似的。同等的研究可提供沿时间 t 的垂直轴上对应于收缩开始的收缩最小值出现的时刻, 而分段线 SL 的点在水平轴上 = 未示出。

图 7 示出与图 8 的系统 50 结合的根据本发明的超声检查设备的图。该设备包括用于获取一个图像序列的数字图像数据的探头 10, 以及根据本发明用于处理这些数据的超声装置 53。特别是, 数据处理装置 53 具有进行计算和构建如上所述的图像的计算装置和存储装置。还可实

现一种具有预编程指令以完成计算和构建图像的计算机程序产品。该超声计算装置可应用于所存储的医学图像，例如用于估计医学参数。该系统向显示装置和/或存储装置提供处理的图像数据。显示装置40可以是屏幕。存储装置可以是系统53的存储器。所述存储装置也可以选择为外部存储装置。该图像观察系统53可包括适当编程的计算机，或具有诸如LUT、存储器、滤波器、逻辑算子之类的电路装置的专用处理器，这些电路装置被设置来进行根据本发明的计算。系统53还可包括键盘55和鼠标56。可在屏幕上设有由鼠标点击启动的图标，或者可在系统上设置特定按钮，以为用户建立控制装置41，从而在计算的选择阶段启动系统的处理装置。该医学观察系统50可被结合在超声检查设备中。该医学检查设备可包括病人躺在其上的床或用于使病人相对于设备定位的其它部件。由超声检查设备产生的图像数据被馈送到医学观察系统50。

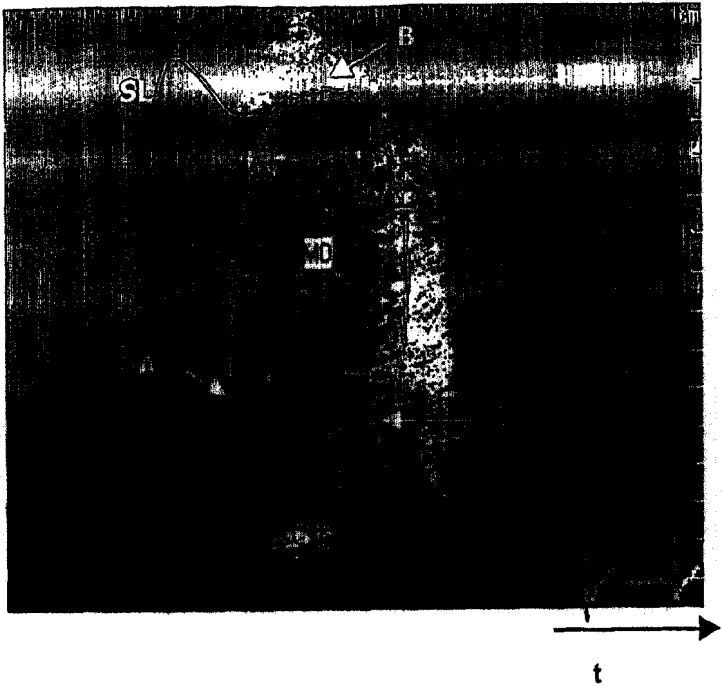


图 1

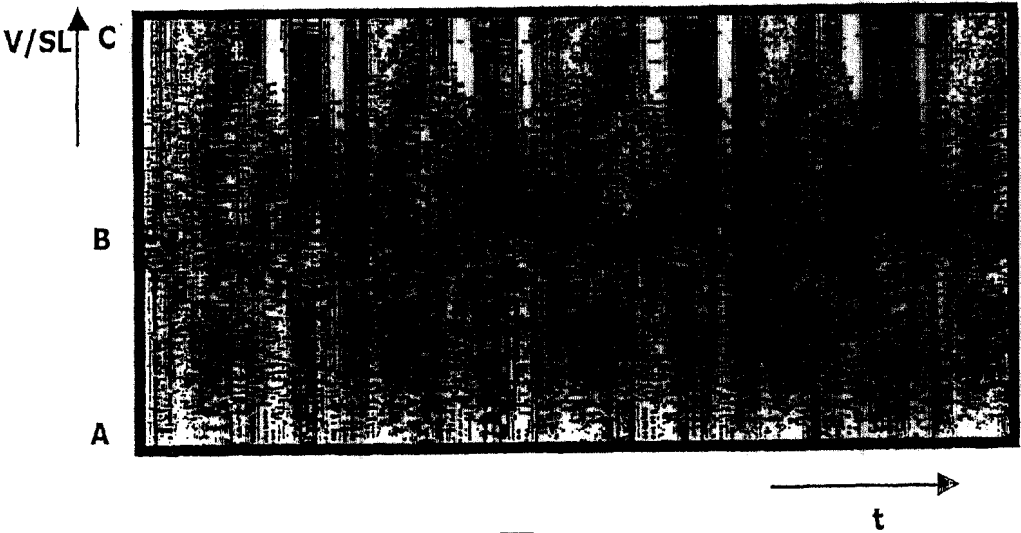


图 2

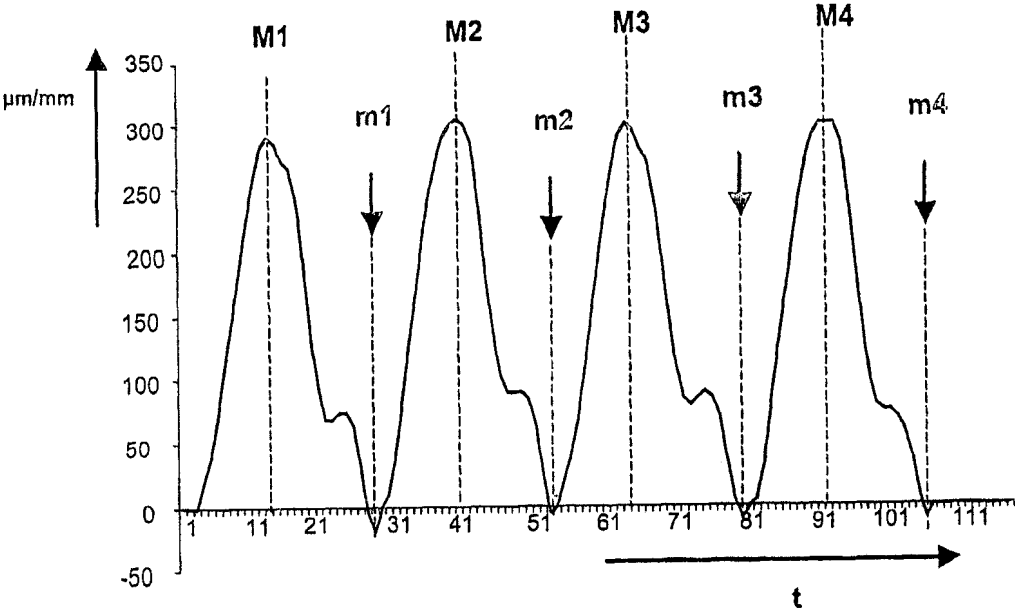


图 3

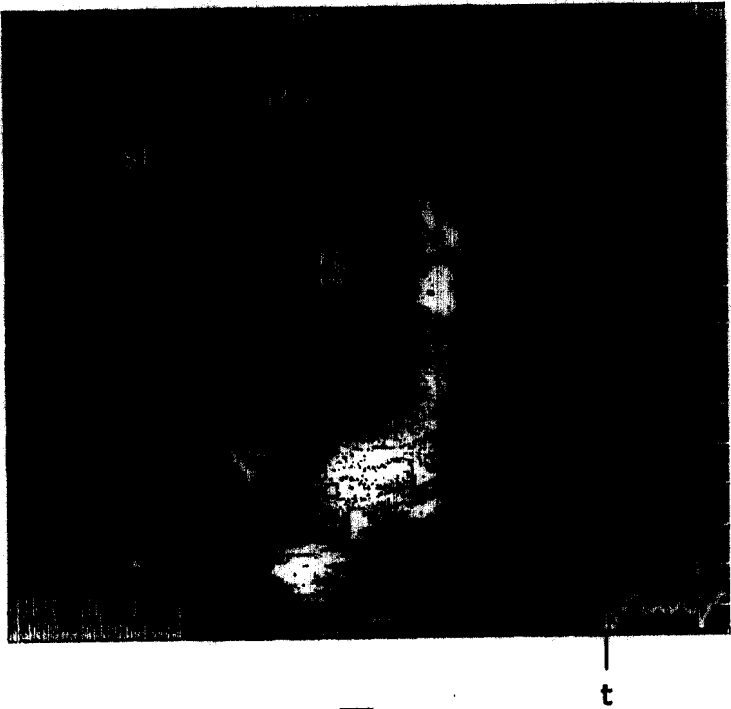


图 4

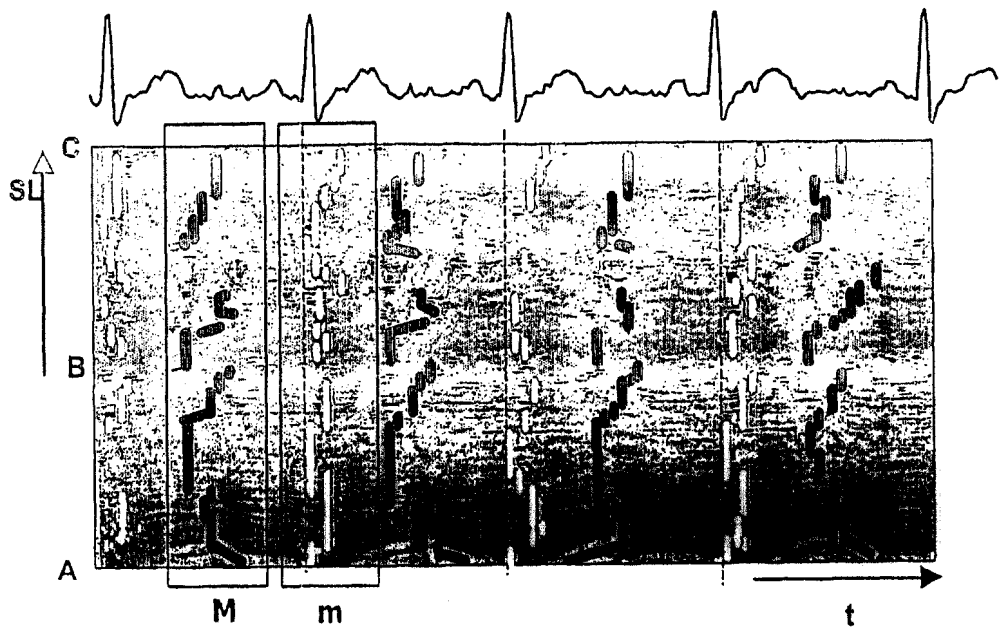


图 5

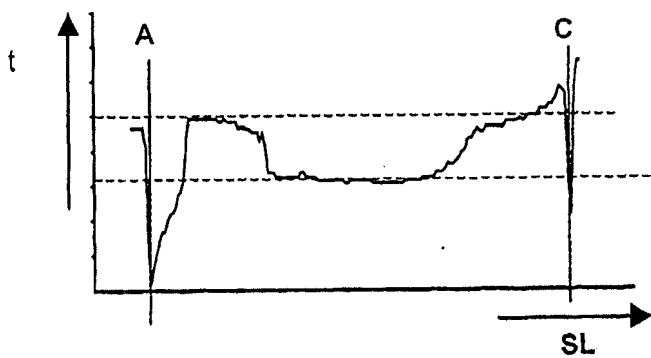


图 6

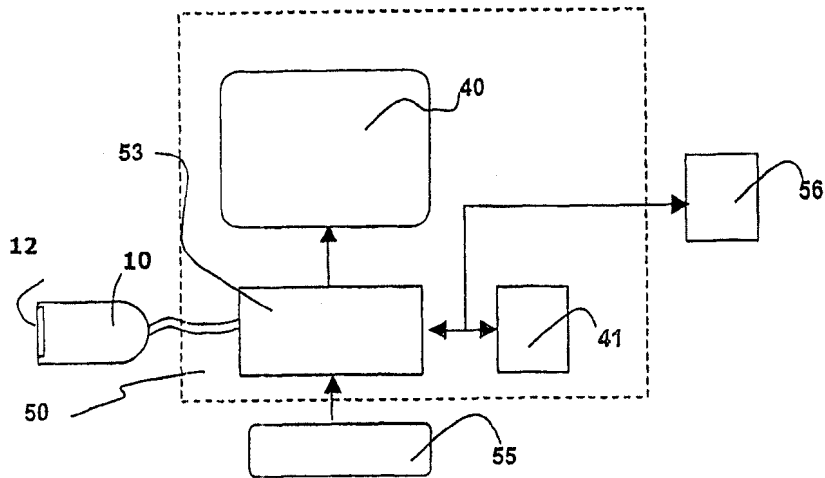


图 7

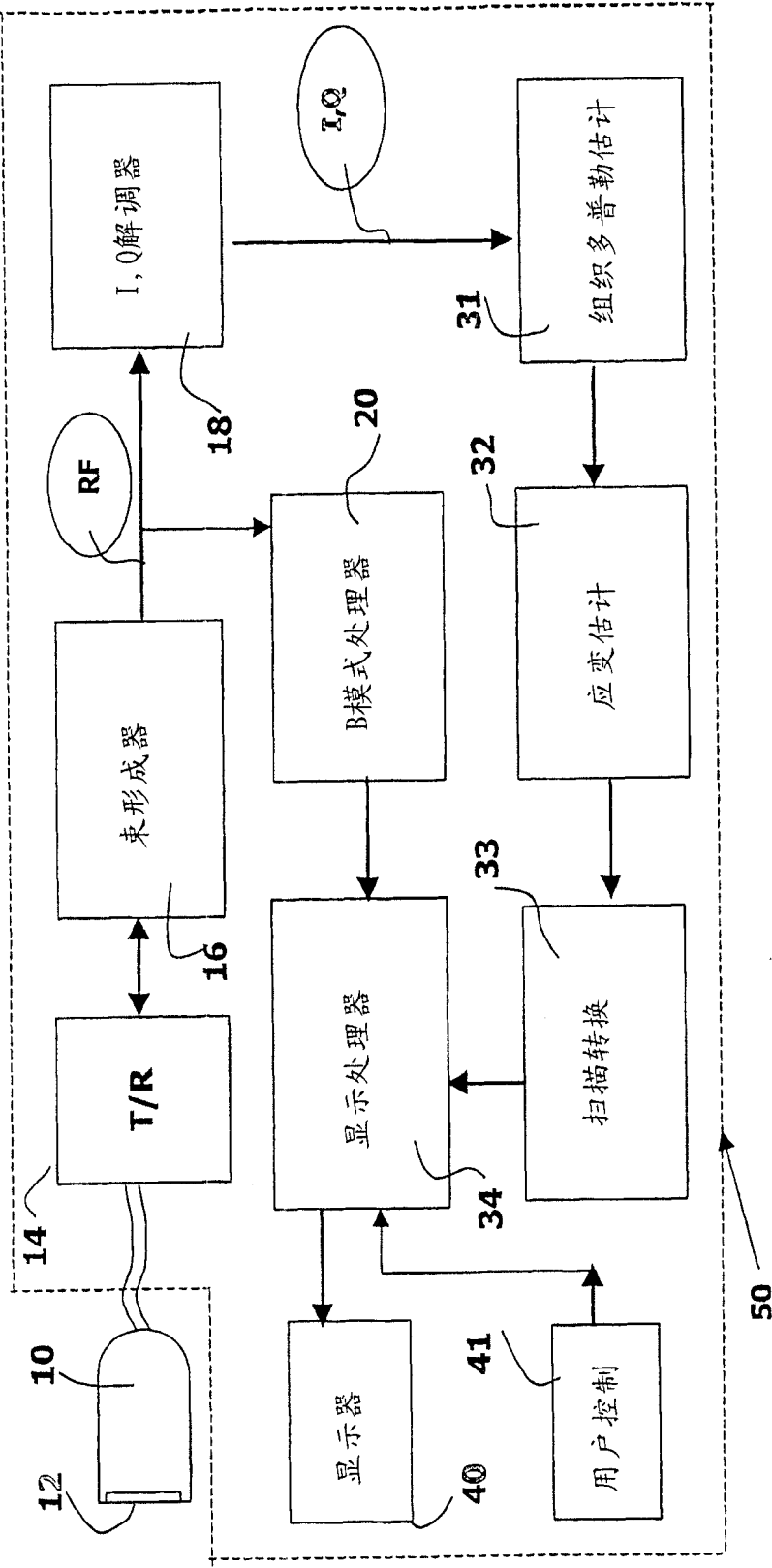


图 8

