

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480044281.5

[51] Int. Cl.
G01S 15/89 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
G06T 17/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2010 年 3 月 24 日

[11] 授权公告号 CN 100595606C

[22] 申请日 2004.11.25
[21] 申请号 200480044281.5
[86] 国际申请 PCT/EP2004/013387 2004.11.25
[87] 国际公布 WO2006/056221 英 2006.6.1
[85] 进入国家阶段日期 2007.4.23
[73] 专利权人 汤姆科技成像系统有限公司
地址 德国翁特思莱思海姆
[72] 发明人 马克斯·史瑞克恩伯格
亚历山德·曼尼斯 罗尔夫·鲍曼
斯泰姆·卡普塔纳克斯
马克·莫纳格恩
[56] 参考文献
US5568811A 1996.10.29
CN1190573A 1998.8.19
EP0961135A1 1999.12.1

EP1430837A1 2004.6.23
CN1442118A 2003.9.17
审查员 高洁
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 杨娟奕

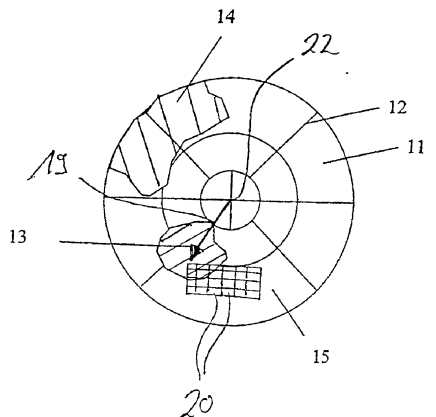
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于探测目标运动的超声波方法和设备

[57] 摘要

本发明涉及用于检测目标运动的方法和装置，优选用于在心动周期中检测血管运动的超声方法和装置，包括步骤：使用表面重构和/或体积描绘技术，通过二维或三维超声图像扫描装置(4)扫描目标(1)，以离散采集时间($t_1 - t_6$)采集数据集，将三维数据集分成多个体积单元(21)，其中各个体积单元(21)具有单元表面(20)，计算各个体积单元(21)在所述采集时间($t_1 - t_6$)上的体积变化，以获得在时间上各个相应单元表面(20)的层位信息(13 - 15)，以及以二维或三维方式显示所述三维数据集及其相对时间的层位信息(13 - 15)。



1. 一种用于检测人或动物体的心脏的移动的方法，包括步骤：
 - 通过图像扫描装置（4）扫描心脏（1），以在离散采集时间（t1-t6）处采集所述心脏（1）的至少二维横截面图像（7），
 - 数字化各个所述横截面图像（7），
 - 记录各个所述横截面图像（7）及其相应位置和采集时间（t1-t6），
 - 使用表面采集和/或体积描绘技术，将所述横截面图像（7）转变为三维数据集，以及
 - 相对时间显示所述三维数据集，特征在于，
 - 将三维数据集分成多个体积单元（21），其中各个体积单元（21）具有单元表面（20），
 - 计算各个体积单元（21）在所述采集时间（t1-t6）上的体积变化，以获得各个相应单元表面（20）对时间的层位信息（13-15），以及
 - 显示所述层位信息（13-15）。
2. 如权利要求1所要求的方法，特征在于，
所述层位信息（13-15）为一系列颜色或一系列灰度值。
3. 如权利要求1或2所要求的方法，特征在于，
通过使用所述心脏（1）内的重心（18），并将所述单元表面（20）的所有角与所述重心（18）连接，将所述三维数据集分成多个体积单元（21）。
4. 如权利要求1或2所要求的方法，特征在于，
使用离散层位边界（10）将所述层位信息（13-15）划分成离散层位信息以及将有限数量的颜色分配给所述离散层位信息。
5. 如权利要求1或2所要求的方法，特征在于，
相对时间三维地显示所述层位信息（13-15）。
6. 如权利要求1或2所要求的方法，特征在于，
通过使用二维变换方法，二维地在图上显示所述单元表面（20）及其相应层位信息（13-15）。

7. 如权利要求 6 所要求的方法, 特征在于,

在所述图上显示所述层位信息 (13-15) 相对时间的传播。

8. 如权利要求 6 所要求的方法, 特征在于,

附加地显示二维传播矢量。

9. 如权利要求 8 所要求的方法, 特征在于,

相关于各体积单元 (21) 的体积改变的方向、数量及速度及其在所述图上的位置和数量, 显示所述二维传播矢量 (19) 的长度和方向。

10. 如权利要求 1 或 2 所要求的方法, 特征在于,

通过降噪算法、边缘增强算法和/或空间伪影减小算法的应用, 计算各个体积单元 (21) 的体积改变。

11. 如权利要求 1 或 2 所要求的方法, 特征在于,

依据考虑通过心电图门控获得的心脏周期变化和通过阻抗测量获得的呼吸周期变化的算法, 选择用于运动中的心脏肌肉组织 (1) 的所述离散采集时间 (t_1-t_6)。

12. 用于检测人或动物体的心脏移动的设备, 包括用于扫描人或动物体的心脏 (1) 以在离散采集时间 (t_1-t_6) 处采集所述心脏 (1) 的至少二维横截面图像 (7) 的超声扫描装置 (4)、用于数字化各个所述横截面图像 (7) 的数字化装置、记录各个所述横截面图像 (7) 及其相应位置和采集时间 (t_1-t_6) 的记录装置、使用表面重构和/或体积描绘技术以将所述横截面图像 (7) 转变为三维数据集的转换装置以及相对时间显示所述三维数据集的显示装置,

特征在于,

划分装置, 其将三维数据集分成多个体积单元 (21), 其中各个体积单元 (21) 具有单元表面 (20),

计算装置, 其计算各个体积单元 (21) 在所述采集时间 (t_1-t_6) 上的体积变化, 以获得各个相应单元表面 (20) 相对时间的层位信息 (13-15), 以及

所述显示装置显示所述层位信息 (13-15)。

13. 如权利要求 12 所要求的设备, 特征在于,

所述划分装置使用离散层位边界 (10) 将所述层位信息 (13-15) 划

分成离散层位信息以及将有限数量的颜色分配给所述离散层位信息，

转换装置通过使用二维转换方法在图上二维地随时间转换所述单元表面（20）及其各个层位信息（13—15），以及

所述显示装置二维地显示所述层位信息（13—15）。

14. 如权利要求 13 所要求的设备，特征在于，

所述显示装置显示二维传播矢量（19），从而相关于各体积单元（21）的体积改变的方向、数量及速度及其在所述图上的位置和数量显示所述二维传播矢量（19）的长度和方向。

15. 如权利要求 12 或 13 所要求的设备，特征在于，

所述设备进一步包括心电图门控装置和呼吸触发装置，用于动态扫描心脏肌肉组织（1）。

用于探测目标运动的超声波方法和设备

说明书

发明领域

本发明涉及用于探测目标运动的超声波方法和设备，优选用于心动周期中肌肉组织的运动，更优选涉及用于探测诸如心室和心房的收缩图之类的肌肉组织的一部分的运动的超声方法和设备。更具体地，本发明涉及一种用于视频显现人或动物体的心脏的收缩图的方法和设备，进而呈现例如心室的表面的图形化表示，以探测它是否具有同步或异步收缩。

背景技术

目前，用于超声三维成像的方法和设备是已知的，其中通过二维或三维超声成像扫描装置扫描目标以获得目标的横截面图像，其中各个横截面图像的离散采集时间连同图像信息一起被记录。此后，各个所述横截面图像被数字化且连同其相应位置和采集时间一起被记录。还有，本领域众所周知的是，使用表面重构和/或体积描绘（volume rendering）技术将所述横截面图像转变为二维或三维数据集，进而显示随时间的三维数据集，从而以三维方式显示被扫描目标的图形化表示，该图形化表示通过显示这些离散采集时间点的三维表示可以是活动的。

EP 0961 135A1 公开了一种快速生成被扫描目标的线帧（wire-frame）体积模型以及如何通过在线帧体积模型上插值而显示目标表面的方法和设备。从而，使三维视频显示例如病人心脏及其在虚拟真实表面包层中随时间的运动成为可能。

然而，因为在心动周期中发生的相当复杂的心脏运动和心脏结构的动态改变，心脏的超声扫描（超声波心动描记术）遇到特殊的挑战和问题。因这些问题或其它问题，心动超声扫描在历史上已经被限制至二维或三维

成像，其中不可能以一种可接受的方式在整个心动周期中观察或显现心肌收缩。对于心脏病专家和电生理专家，极其重要的是理解心脏肌肉尤其是心室和心房的收缩图。有规律的同步收缩产生心动功能的理想效果。心室间或心室内传导扰动可以导致心室的异步收缩，所以降低心脏的功能和效率。评估异步收缩的目前方法是有限的且劳动强度大的。至今，通过其它成像形态例如 CT 或 MRI（磁共振成像）来检测心室内表面的收缩传播。然而，因对心脏心室壁的运动采集和分析均是耗时且复杂的，因此这些技术并不普及。

目前，MRI 和 CT 技术能够提供静态参数分布，从而通过使用彩色编码（功能成像）二维显现心室的收缩图。缺点在于可以由人眼区分的有限的颜色数量。此外，关于局部差异，对颜色图的解释通常不是直观的。例如，没有对于“黄色”大于或小于“绿色”的当然解释。工作区（workaround）是具有有限数量颜色（例如，兰和红）和平滑过渡的颜色图的使用。然而，尽管解释变得更直观，但是毗邻色度间的区分变得更困难。因此，在某一时刻，仅仅对有限的数值间隔进行描绘，而不具有对心脏表面的收缩传播的整体观察。

发明目标

因此，本发明的一个目的是公开一种以快速可靠方式探测目标运动的超声方法和设备，尤其是描述一种允许快速和可再现地评价诸如心肌的血管的收缩的方法和设备，尤其是视频显示人心脏表面上的收缩波随时间的传播，尤其在心室的内表面。

同时，本发明的目的是公开一种方法和设备，其非侵入和快速地获得上述信息以减少检测时间，从而尽可能地准确。

发明内容

本发明表述如下：

所要求的用于探测目标运动的超声方法包括使用图像扫描装置扫描

目标的步骤，优选二维或三维超声图像扫描装置，以离散采集时间采集目标的至少二维横截面图像，数字化各个横截面图像，记录各个这些横截面图像及其相应的位置和采集时间，使用表面重构和/或体积描绘技术将这些图像转变为三维数据集，以及相对时间显示三维数据集，其中三维数据集被分成多个体积单元，各个体积单元具有单元表面，以及其中计算各个体积单元在所述采集时间上的体积改变以获得各个相应单元表面在相对间的层位（level）信息，以及然后显示所述层位信息。这种过程还应用于三维数据集被直接生成的采集方法。

优选地，二维超声图像扫描装置被用于采集目标的二维横截面图像。然而，还可能的是使用三维超声图像扫描装置采集作为所述目标的体积的三维横截面图像。因此，术语“横截面图像”涵盖两种可能性。尽管本发明使用已知技术获得三维数据集以显示被检测的目标的轮廓，例如心动周期中的心脏，现在令人意外的是，使用超声设备显示心动周期中心室内表面的运动是可能的。为了获得心脏表面的子集或片段的心脏收缩的同步性的个别信息，本发明将所述三维数据集分成多个体积单元并计算体积变化，以获得目标的分散的小表面单元的层位信息。通过这种方法，使人心室的收缩正面以三维或四维方式显现是可行的。

优选实施例的描述

优选地，各个单元表面的层位信息为一系列颜色或一系列灰度值，以容易显现各个体积单元的表面所处的“层位或位置”。优选通过使用被检测目标内的重心及连接所述单元表面的所有角和重心，将三维数据集分成多个体积单元。因此，整个目标被分成所述多个体积单元，各个单元为被检测目标的三维片段（segment）。

同时，有益的是，使用离散层位边界划分层位信息，以及将优选两个或三个的有限数量的颜色分配给所述离散层位信息。因此，可能的是以简单方式显现各个体积单元的表面上的两个或三个位置，从而指示表面是否是处于“收缩”状态或“扩张”状态。通过二维或三维显示对时间的所述层位信息，可能显现目标表面的运动，如同在心动周期中收缩波在心脏表面上的传播一样。

更优选地，通过使用本身已知的二维变换方法，单元表面连同相应层位信息被二维显示在二维图上。

通过二维地显现三维目标（象地球的二维世界图一样），可能的是，通过片段的二维表面的颜色表示显现目标表面的各个片段的运动。由于颜色间的边界将跨越二维图像，因此可能的是，遵循例如心室收缩的传播波。

依据本发明的优选实施例，所述层位信息的传播随时间显示在所述二维图上，其中还可以显示另外的二维传播矢量。使用所述二维传播矢量的长度和方向，可能的是在所述图上显现各体积单元的体积变换的方向、数量和速度以及它们各自的主要位置和它们的数量。如果多个毗邻体积单元同时移入同一方向，但比目标中其它位置的体积单元早或晚点，则传播矢量将具有从第一组体积单元至第二组体积单元的方向，其中传播矢量的长度为波传播速度和/或体积变化差的量值。这里，各个体积单元的体积变化优选通过应用降噪算法、边缘增强算法和/或空间伪影减小算法来计算。

优选依据考虑通过心电图门控的得到的心脏周期变化和/或通过阻抗测量得到的呼吸周期变化的算法，选择用于心脏目标的所述离散采集时间。这些在本技术领域中公知的。

依据本发明的设备包括用于扫描目标以在离散采集时间处采集所述目标横截面图像的二维或三维超声扫描装置以及用于数字化各个所述横截面图像的数字化装置、记录各个所述横截面图像及其相应位置和采集时间的记录装置、使用表面重构和/或体积描绘技术以将所述横截面图像转变为三维数据集的转换装置以及相对时间显示所述三维数据集的显示装置，还有划分装置、计算装置，该划分装置将三维数据集分成多个体积单元，各个体积单元具有单元表面，该计算装置计算各个体积单元在所述采集时间上的体积变化以获得各个相应单元表面对时间的层位信息，其中显示装置显示所述层位信息。

计算装置优选能够定义一个重心，其是所有体积单元的一个角，其它角全部被包括在目标的表面中。因此，保证各个体积单元的体积变化导致各个单元表面的层位变化。所述划分装置划分所述层位信息，优选使用离散层位边界和将优选两个或三个的有限数量的颜色分配给所述层位信

息。同时使用已知的二维转换方法，转换装置将所述单元表面及其层位信息转换为对时间的二维图，以及所述显示装置优选二维地显示所述层位信息。

该设备另外包括心电图门控装置和呼吸触发装置，用于动态扫描心脏目标。同时，所述设备具有能够显示本发明的二维图和心电图影像系统的二维图的显示装置，从而能够比较心脏表面中各个片段的电势值的传播和收缩值的传播，以对医生提供用于心脏诊断的可靠信息。

结合附图，将解释本发明的一些优选实施例，附图如下：

图 1a 显示内窥镜超声波心动描记法采集，

图 1b 显示心脏的连续横截面图像采集的原理，

图 2 显示三维换能器探头的例子，

图 3 示意性显示三维目标的片段表面，

图 3a 显示被分为多个体积单元的图 3 中的一个片段，

图 3b 显示图 3a 中的一个体积单元，

图 4 显示图 3b 中的体积单元随时间的体积变化，

图 5 显示图 3 中目标的一个局部片段，具有在 6 个不同时间点处具有相等收缩水平的线，

图 6 显示图 3/图 5 中目标的二维表示，以及

图 7 显示在 6 个不同采集时间处的图 3 的目标的三维和二维表示。

图 1a 显示类似内部器官或组织的目标 1（例如心脏），其由来自如换能器之类的扫描装置 4 的超声束 8 扫描，该换能器被结合在位于临近目标 1 的静脉或动脉（例如临近心室的食道）中的探头内，其中扫描装置 4 通过内窥镜通道 2 内的内窥镜连接部 3 与处理装置（未显示）相连接。跨食道的（transesophageal）探头 4 在标准内窥镜远端容纳可旋转阵列的换能器。扫描平面可以连续旋转 180°，从纵向成像位置开始经由内窥镜手柄上的控制把手。心脏横截面包围锥状体积，其锥点始于换能器（同样比较图 1b）。然后，通过控制逻辑激励步进电动机，控制逻辑使用考虑通过 ECG（心电图）门控 5 得到的心脏周期变化和通过阻抗测量得到的呼吸周

期变化的算法控制在给定平面中的图像采集。对于心脏的各个位置(例如,心脏收缩或心脏舒张),通过获得一系列横截面 6 来扫描心脏,从而获得横截面图像集 7,该横截面图像集 7 属于心脏的特定位置(其类似于表示在各个采集时间 t_1 、 t_2 、…… t_6 的心脏特定位置的频闪观测图片)。

图 1b 显示对连续横截面 6 的采集原理的放大视图。通过内窥镜连接 3 被链接至计算机的换能器 4 扫描由左心室 11 和右心室 10 构成的心脏 1,通过超声束 8 采集所有采集平面 9,从而以方向 S 扫描超声束。

图 2 显示三维超声图像扫描装置的例子,例如能够采集 3-D(三维)图像元素的矩阵 23 的超声探头。因此,可以采集三维横截面图像,也就是体积。其它图像采集技术也是可行的,例如超声导管探头。

图 3 示意显示目标 1 表面的三维表示,该目标 1 被分为带有片段边界 12 的片段 11。三维体积 16 可被进一步分成多个体积单元 21,各个体积单元具有单元表面 20。优选通过连接表面上各个拐角(图 3a 中,各个体积单元具有表面上的四个拐角)与被定位在三维体积 16 内的重心 18,实施这种划分。如图 3b 中所示,由于重心 18 处于固定位置,各个体积单元 21 具有通过各种层位扩展或收缩的单元表面 20。只要改变三维体积 16 的体积,各个体积单元 21 的体积改变 ΔV 将导致单元表面 20 的层位改变。

如图 3b 中所示,通过可预先确定的层位边界 10 划分三个层位 13、14 和 15。只要时间变化 ΔT 足以将单元表面升高至层位边界 10 上方,则依据本发明的优选实施例,该表面将接收例如另外颜色的另外离散层位信息。因此,可能的是,例如将兰颜色分配给第一层位 13,将灰颜色分配给第二层位 15,以及将红颜色分配给第三层位 14。

只要单元表面 20 处于三种上述层位 13、14 或 15 之一内,则表面将分配特定层位信息例如,分配兰颜色为第一层位 13。然后,如图 3a 中所示的体积单元 21 的各个单元表面 20 将分配兰色。

图 4 显示三种体积单元 20a、20b 和 20c(图 3b 中的 20b)随时间的体积变化 ΔV 。如果检测心脏的心动周期,则 t_1 为在心脏舒张结束后不久的时间, t_p 为心脏收缩结束处的时间,以及 t_6 为舒张末期之前不久的时间。在 t_p 时,体积单元 20b 达到其最低体积,以使单元表面 20b 达到其最低层位。各个时间 t_p 不是所有体积单元 20a、20b 或 20c 达到其最小体积时的

时间，而仅仅是一个单个体积单元 20b 达到其最小体积的时间。在 t_1 和 t_6 之间的其它最低体积时间 t_{p2} 、 t_{p3} 处，其它体积单元 21 达到其最低“位置”。

如可以从图 4 中看出，所有体积单元 20a、20b 和 20c 接收不同层位信息，也就是第一体积单元 20a 接收信息 14，因为最低体积的时间 t_{p2} 处于区域 14 中，（图 3b 中的）第二体积单元 20b 接收信息 15，因为最低体积的时间 t_{p1} 处于区域 15 中，以及第三体积单元 20c 接收信息 13，因为最低体积的时间 t_{p3} 处于区域 13 中。在随时间“移动”层位信息时，各个体积单元将随时间接收不同层位信息，例如颜色，因此，可能的是使收缩波象动画一样显示。静态地，各个体积单元具有特定“时间印记” ΔT ，也就是达到最低体积时间 t_p 所需要的时间。

图 5 显示在三维空间中二维表面的动态显示。带有层位边界 10 的体积 16 被部分显示在图 5 中，层位边界 10 显示各种层位 13、14 和 15 的边界。第一层位 13 指示已经达到其峰值收缩的壁片段。从 t_1 至 t_2 ，颜色界限变换，以使用于层位 13 的颜色被赋予（address）层位 14，以及对于 t_3 ，被赋予层 15 等。这样，特定颜色指示瞬时处于其峰值收缩阶段的区域，以及随后，颜色在时间上的传播显示心室的机械肌肉收缩面。心室的收缩面随时间传播，由于心室内表面的各个片段 20 在不同时间在不同方向中移动。

在将如图 5 中所示的体积 16 的三维表示转变为如图 6 中所示的二维图时，一种二维转变方法被使用。优选地，三维体积的中心轴 22 被用作二维图的中心，所述二维图展开三维体积的表面，如由片段 11 和片段边界 12 示意所示。

因此，图 6 显示图 3 或图 5 的三维体积的这些片段 11，单元表面 20 的第一子集（仅仅局部被显示在图 6 中）指示第一层位 13，单元表面 20 的第二子集指示第三层位 14，以及单元表面 20 的其余部分指示第三子集，也就是第二层位 15，例如为灰色。图 6 中的体积表示显示离散采集时间 t_1 ，……， t_6 ，目标的特定范围/区域处于第三层位 14，以及另外的范围或区域处于第一层位 13（例如，兰色），从而指示第一区域具有处于第一层位 13 的状态，同时第二区域具有处于第三层位 14 的另外状态（例如红

色)。

图 6 还显示源自中心轴 22 的传播矢量 19，并且指向收缩传播方向。由于第一区域处于第一层位 13 中，传播矢量 19 指向该区域的收缩源的方向。

图 7 显示六个不同采集时间 t_1 、……、 t_6 ，其中在三维体积 16 的表面的二维表示上显示依据图 3 中的三维体积 16。第一层位 13、第二层位 15 和第三层位 14 通过二维区域在二维图上以及因此在三维表面 16 上显示。

图 7 显示人心室的左心室的圆形二维收缩面图，从而显示处于第一层位 13 的区域（收缩）和处于第三层位 14 的区域（扩张）。通过选择时间 t_1 …… t_6 ，颜色的动态范围在上、下界限处被混叠。因此，二维显示仅仅显示两种颜色，也就是由第二层位灰或白所区分的兰色和红色。通过心动循环使时间窗口进一步向前，可以观察到以前进方式达到峰值收缩 t_p 的区域。然后，这可被显示为数字动画，将机械峰值收缩显示为在整个心脏左心室中的连续波。心脏表面的各个静态位置的彩色编码实现所有单元表面 20 的彩色影像和心脏收缩波传播的连续影像。因此，可以根据需要尽可能精细地调节单帧内的分辨率，以通过增加采集时间的数量及因此的帧数、以及通过增加体积单元的数量来解决局部差异。

图 7 的例子显示 6 个静态帧的序列。然而，本发明能够将这些帧显示为动态剪辑的部分，从而被作为动画观看。特定颜色随时间在二维图上传播显示收缩图案的暂时演变，从而允许对心脏周期的同步或异步及其传播容易地评价。这种显示可以容易地与电生理电势随时间变化的影像相比较，从而比较心脏肌肉的激励和收缩。如图 6 中所示，传播矢量 19 还可被用于这种动画表示。除了暂时评价之外可以考虑收缩空间图案，以产生这种传播矢量。二维矢量表示已经达到峰值收缩的左心室肌层数量和收缩波的平均方向。这可以被实现为叠加在收缩面传播上的移动箭头。矢量原点优选基于参考图像的中心 22 中。

可以增加另外的矢量，用于以同样方式设计的辅助收缩源。例如，这是必需的，如疤痕区域的明显二级失调（电信号在它们围绕疤痕时将延迟，以及可能导致几乎同时开始收缩的两个分离区域）产生的心力衰竭之

后或在二室起搏（biventricular pacing）中所显现的，一些病人可能显示两种或多种收缩波。

传播矢量 19 的可替换的矢量表示还可通过以下方式实现：定义其原点处于最早峰值收缩区域的矢量，即该区域首先达到第一层位 13，矢量的长度和方向跟随通过左心室的峰值收缩波。在多个波以各种方向从原点区域传播的情况中，可以以同样方式显示多传播矢量 19（多收缩矢量影像—MCVM）。

上述方法还可被用于使用 CT 或 MR 技术所采集的图像，只要数据能够使用表面重构和/或体积描绘技术被转换为三维数据集，以及能够被显示为时间上的三维数据集。

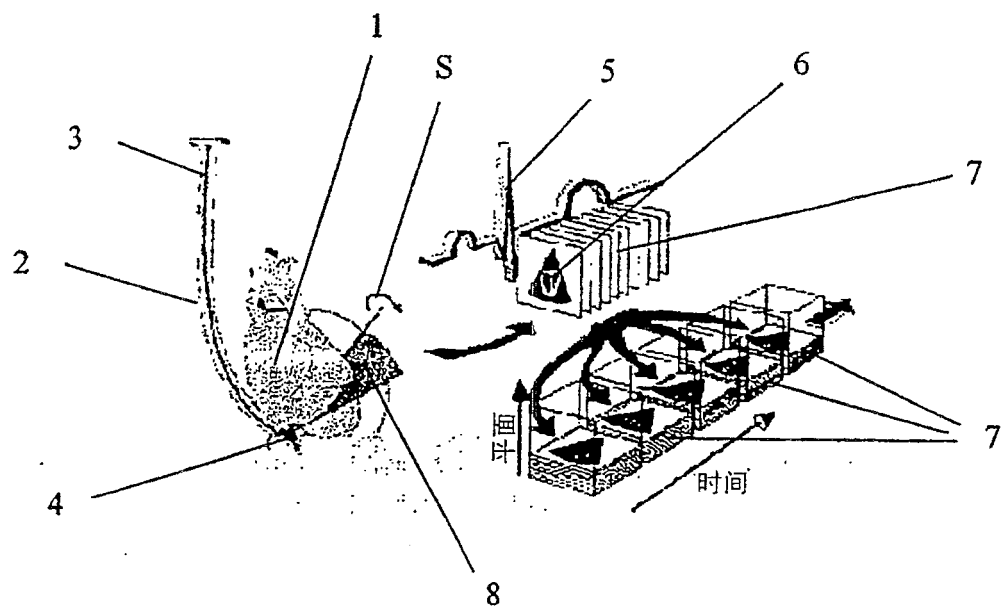


图 1a

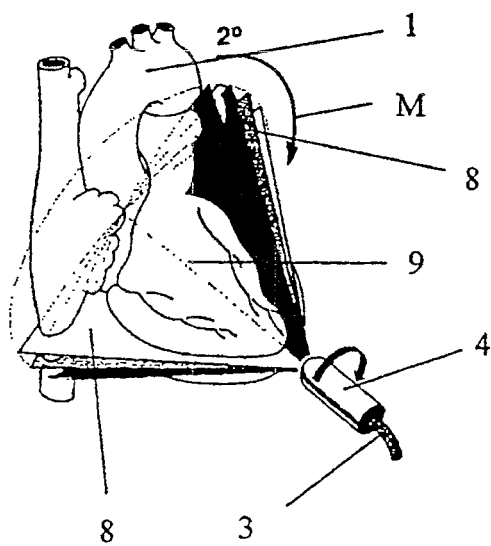


图 1b

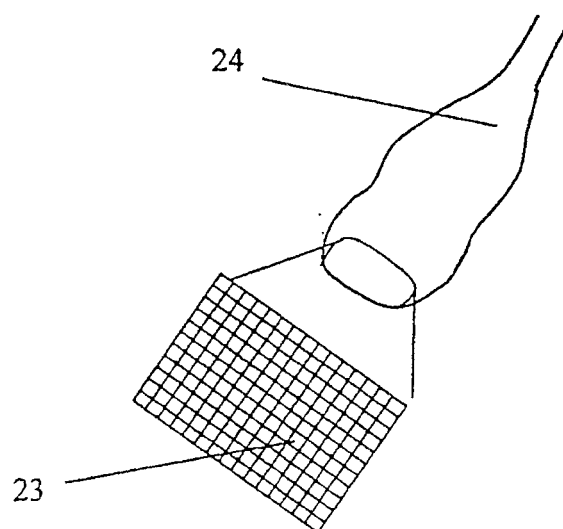


图 2

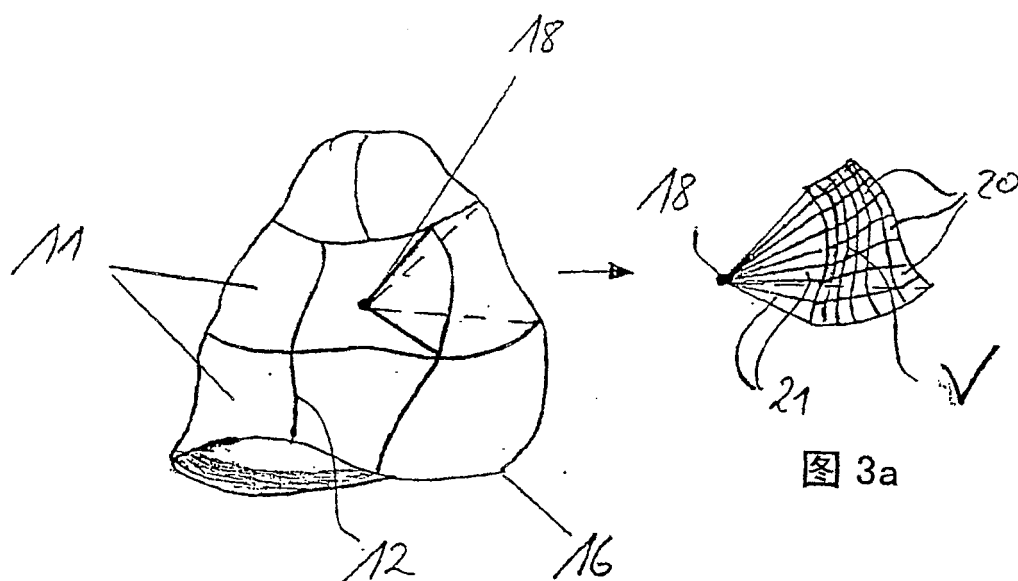


图 3a

图 3

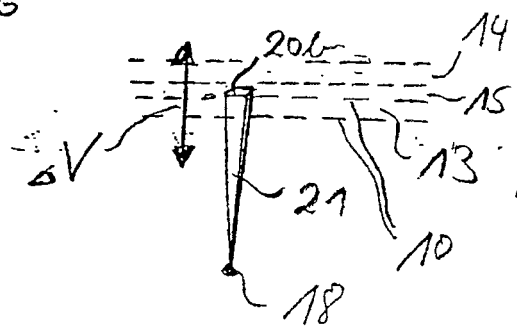


图 3b

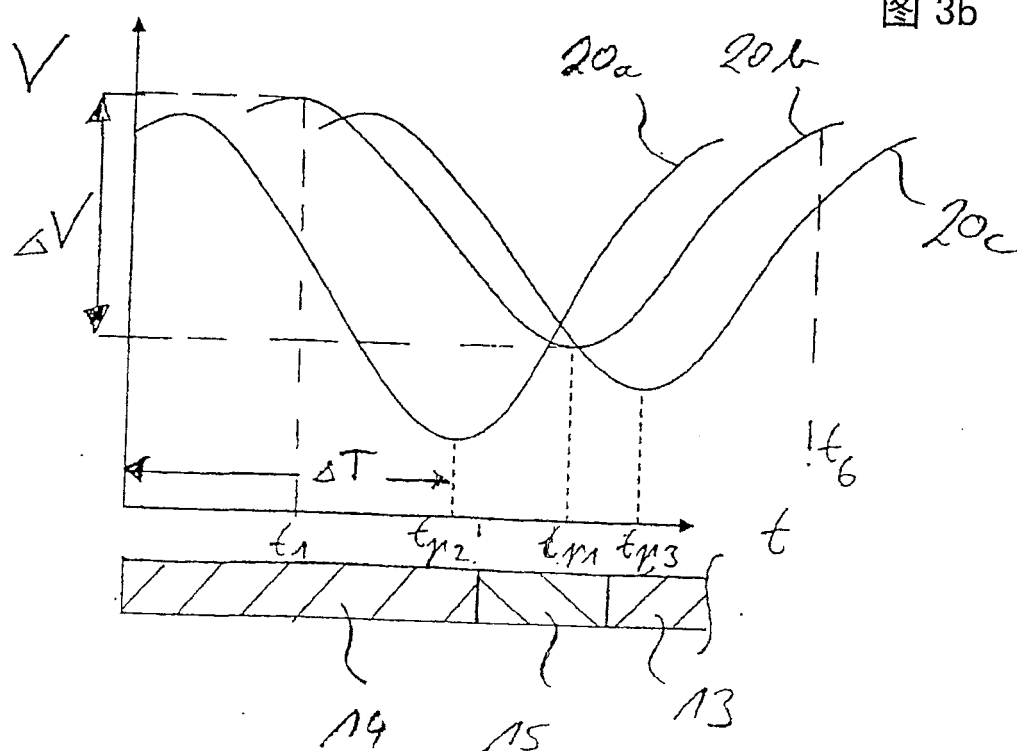


图 4

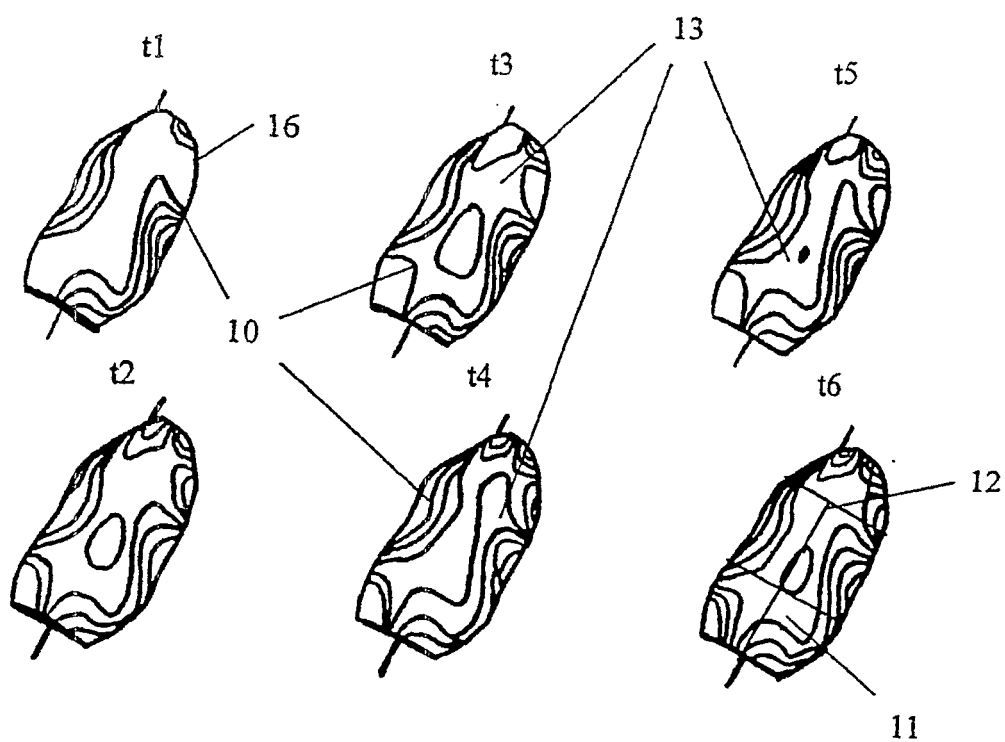


图 5

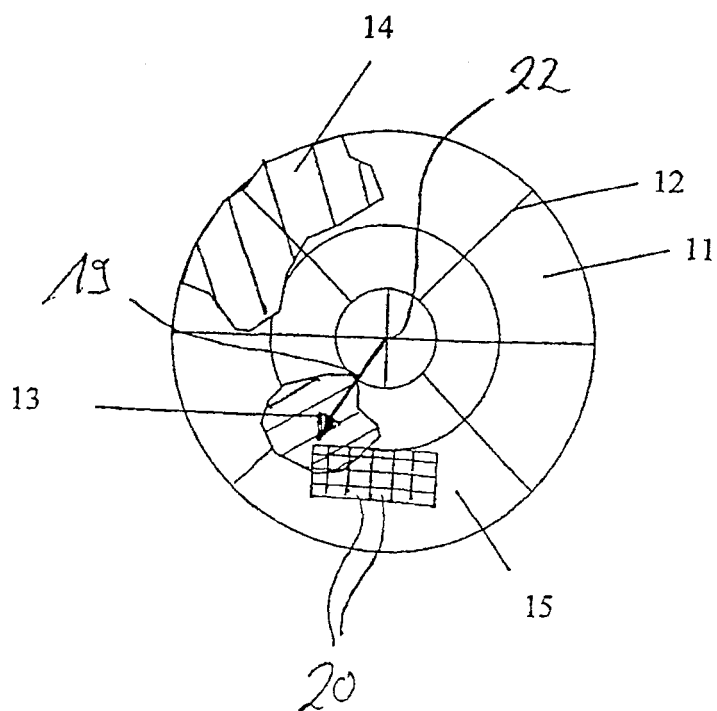


图 6

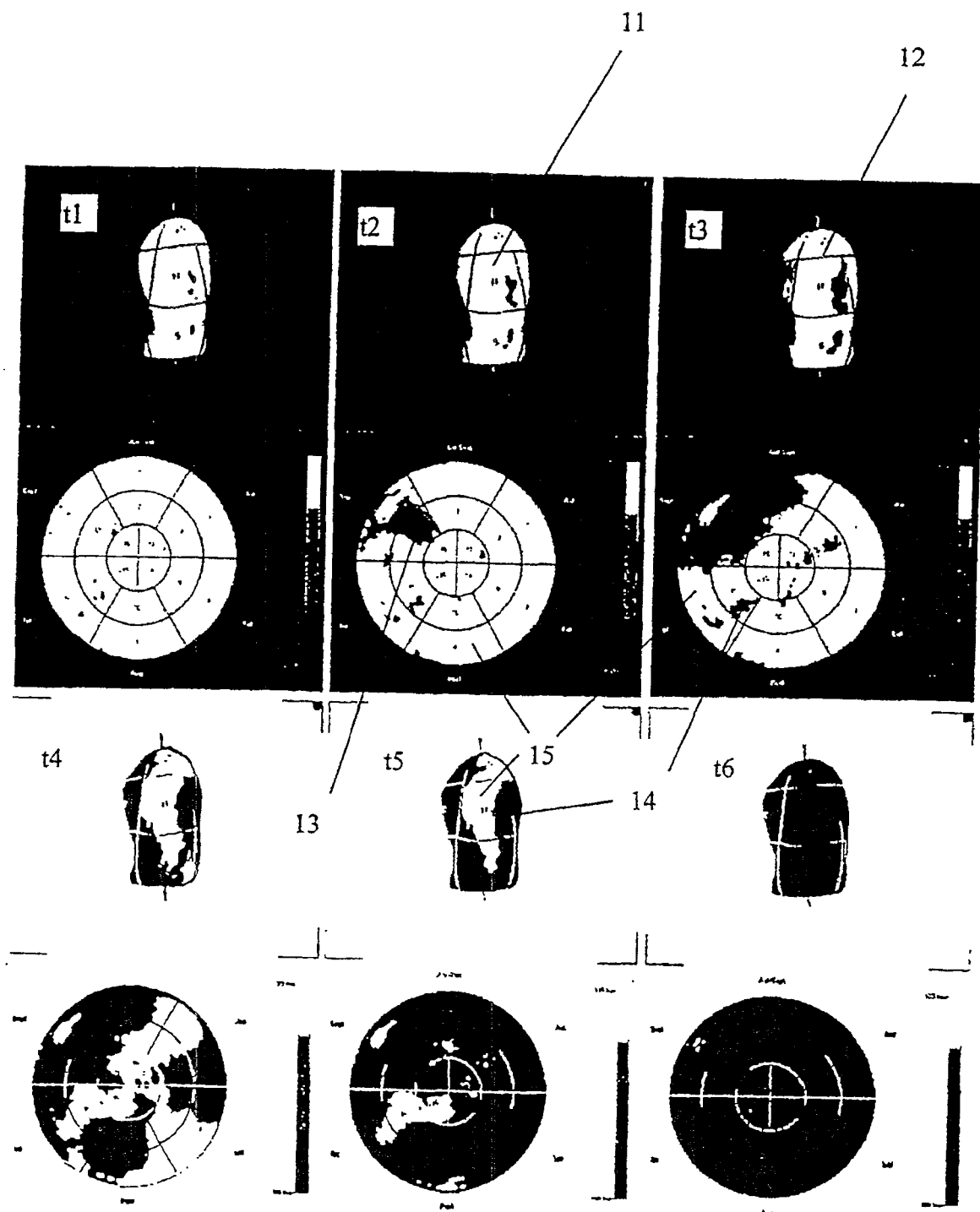


图 7

