

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

A61H 31/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680042771.0

[43] 公开日 2009 年 2 月 11 日

[11] 公开号 CN 101365387A

[22] 申请日 2006.11.10

[21] 申请号 200680042771.0

[30] 优先权

[32] 2005.11.17 [33] US [31] 60/737,909

[86] 国际申请 PCT/IB2006/054199 2006.11.10

[87] 国际公布 WO2007/057825 英 2007.5.24

[85] 进入国家阶段日期 2008.5.15

[71] 申请人 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 S·阿亚提 E·科昂-索拉尔

B·拉朱

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 黄睿 王英

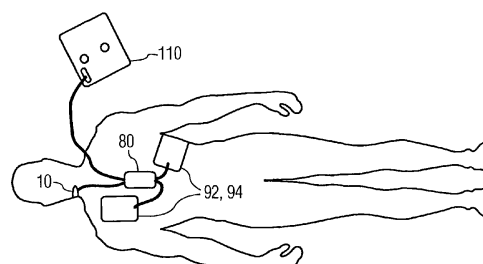
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 10 页

[54] 发明名称

通过血管流动测量指导的 CPR

[57] 摘要

超声传感器(10)贴附到身体上以检测血管(32)中的流动。对来自该传感器的信号进行处理以产生 CPR 施予期间的流动测量值,例如流速和流动脉动。该流动测量值与在 CPR 期间所需的流动特性相比较,并且其结果用于产生在 CPR 施予中指导护理员的可听的指令。流动测量值可以与其它可检测的生理参数,例如按压的力或深度、胸部阻抗、血压和 ECG 数据相结合使用来指导 CPR。



- 1、一种用于在 CPR 施予中对护理员进行辅导的系统，包括：
超声换能器组件，其可贴附到身体上，并产生表示血管中血流的血流信号；
处理器，其响应于所述血流信号，确定在所述 CPR 施予期间的流动特性；以及
用户界面，其耦合到所述处理器，并响应于对流动特性的确定，在所述 CPR 施予中帮助所述护理员。
- 2、如权利要求 1 所述的系统，还包括用于由胶粘剂、橡皮带、Velcro 或者机械装置中的至少一种将所述超声换能器组件贴附到所述身体的装置。
- 3、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述超声换能器组件包括用于发送超声波进入身体的换能器和用于接收响应于所述发送的超声波而返回的回波的换能器。
- 4、如权利要求 3 所述的系统，还包括多个接收换能器元件，用于接收响应于所述发送的超声波而返回的回波。
- 5、如权利要求 4 所述的系统，其中，每个接收换能器元件的孔与发送换能器元件的孔重叠。
- 6、如权利要求 5 所述的系统，其中，所述超声换能器组件显示出厚度尺寸，
其中，所述发送和接收换能器元件都是倾斜的，并在所述组件的厚度尺寸方面相对于彼此偏移以提供小的厚度尺寸。
- 7、如权利要求 4 所述的系统，其中，所述换能器元件中的一个或者多

个包括能使所述换能器元件发射的超声能量发散的装置。

8、如权利要求 3 所述的系统，还包括多对换能器元件，每对都包括发送元件和相应的接收元件，其布置成一排，用于由至少一对中的接收元件接收来自在所述排的具体位置对面的血管的血流信号。

9、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述处理器还包括多普勒处理器，其用于根据从流动血液返回的回波信号确定运动特性。

10、如权利要求 9 所述的系统，其中，所述处理器产生多普勒功率信号。

11、如权利要求 9 所述的系统，其中，所述处理器产生多普勒速度信号。

12、如权利要求 9 所述的系统，其中，所述处理器产生表示多普勒信号的周期性的信号。

13、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述用户界面还包括反馈设备，其辅导护理员更快或者更慢或者更用力或者更轻柔地施加 CPR 按压。

14、如权利要求 1 所述的系统，还包括 CPR 传感器，其耦合到所述处理器，用于响应于所施加的 CPR 按压产生按压信号，

其中，所述处理器利用所确定的流量特性和所述按压信号评估 CPR 的效果。

15、如权利要求 1 所述的系统，还包括 ECG 电极，其耦合到所述处理器，用于产生 ECG 信号，

其中，所述处理器利用所确定的流量特性和所述 ECG 信号帮助所述施予 CPR。

16、如权利要求 15 所述的系统，还包括除颤器，其耦合到所述 ECG 电极。

17、如权利要求 16 所述的系统，其中，所述用户界面用于在所述除颤器已经确定不建议电击之后，在所述 CPR 的施加中帮助所述护理员。

18、如权利要求 1 所述的系统，还包括胸部电极，其耦合到所述处理器，用于产生胸阻抗信号，

其中，所述处理器利用所确定的流量特性和所述胸阻抗信号帮助所述施予 CPR。

19、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述用户界面包括扬声器，其在所述 CPR 的施予中用可听指令帮助所述护理员。

20、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述用户界面包括显示器，其在所述 CPR 的施予中用视觉信息帮助所述护理员。

21、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述用户界面还包括用于产生 CPR 按压所期望速率的周期信号的装置。

22、如权利要求 1 所述的系统，其中，所述超声换能器组件包括至少一个以 PW 模式操作的换能器，用于发送超声波进入身体并接收响应于所发送的超声波而返回的回波。

通过血管流动测量指导的 CPR

本发明通常涉及心脏复苏领域，更具体地说涉及通过测量脉管血流来指导对心肺复苏（CPR）的施予。

在紧急情况下以及在手术过程中，对于问题的诊断和对该问题确定适当的治疗方法这两者而言，对患者血流状态的评估都是必不可少的。典型地通过触诊患者颈部并感测由于患者颈动脉体积变化所引起的可触知的压力变化来检测患者体内心脏脉搏的存在。当心脏在心跳期间心室收缩时，压力波传送到患者的整个外周循环系统。颈动脉脉搏波随着收缩期心室射血而升高且在来自心脏的压力波达到最大值时上升到峰值。当压力向着脉搏末端下沉时颈动脉脉搏再次减少。

患者体内缺失可检测的心脏脉搏是心脏停搏的强有力指标。心脏停搏是一种危及生命的身体状况，在这种状况中患者的心脏不能提供维持生命的血流。在心脏停搏期间，心脏的电活动可能紊乱（心室纤颤）、过快（室性心动过速）、缺失（心脏停搏）、或者在正常或缓慢的心率下是有条理的但不产生血流（无脉电活动）。

将要给没有可检测脉搏的患者提供的治疗形式，部分地依赖于对患者心脏状况的评估。例如，护理员可以向经受心室纤颤（VF）或者室性心动过速（VT）的患者施加除颤电击，以停止非同步或快速电活动并允许恢复到灌注节律。具体而言，通过经由放置在患者胸部表面上的电极向患者的心脏施加强电击来提供外部除颤。如果患者缺少可检测的脉搏并且正在经受心脏停搏或者无脉电活动（PEA），则不能应用除颤但护理员可以执行心肺复苏（CPR），这能使一些血液在患者体内流动。

在向患者提供诸如除颤或 CPR 的治疗之前，护理员必须首先确认患者是处于心脏停搏状态。通常，外部除颤仅适用于昏迷、窒息、无脉搏、且处于 VF 或者 VT 状态的患者。医疗指引指出应在 10 秒之内确定患者体内存在或缺失心脏脉搏。例如，美国心脏协会关于心肺复苏（CPR）的协议

要求保健专业人员在五到十秒内评估患者的脉搏。脉搏的缺少是外部胸部按压开始的指示。尽管对有意识的成人进行评估脉搏看似简单，但这却是基础生命支持评估序列中最常见的失败因素，这可能归结于各种原因，例如缺乏经验、不良的界标、或者在找到或没有找到脉搏中的误差。不能精确地检测脉搏的存在或者缺失将在向患者提供或不提供 CPR 或者除颤治疗时导致对患者不利的治疗。

通常使用心电图（ECG）信号来确定是否应当施加除颤电击。然而，ECG 信号不能单独地确定护理员可能会遇到的某些节律，例如，无脉电活动。这些节律的诊断需要除由 ECG 信号所指示的心肌电活动之外支持缺少灌注的证据。

因而，为了使救援人员能迅速确定是否应向患者提供治疗，需要开发一种集成的系统，该系统应能够迅速、方便地分析患者的脉搏、血流的数值、以及也许是 ECG 信号以便正确地确定患者动脉中是否存在脉动血流。

在救援人员是未经训练和/或无经验的人的情况下或者系统中，例如设计用于在美国专利 No.6,575,914（Rock 等人）描述的系统的救援人员的情况这种需要尤其急迫。'914 号专利与本发明归属于相同的受让人并且其全部内容以引用方式并入本文中。'914 号专利公开了一种自动体外除颤器（AED）（在下文中，AED 和半自动体外除颤器—SAED—将统称为 AED），其能够由首先做出反应的很少或者根本没有医疗训练的护理员使用以确定是否向昏迷的患者施加除颤。

Rock AED 具有除颤器、用于发送和接收多普勒超声信号的传感器板、用于获取 ECG 信号的两个传感器板、以及接收和评估多普勒和 ECG 信号以确定除颤对患者是否合适（即，是否存在脉搏）或者诸如 CPR 的另一治疗形式是否合适的处理器。多普勒板固定到患者颈动脉上的皮肤以感测颈动脉脉搏，颈动脉脉搏是脉动血流充分的关键指标。具体来说，Rock AED 中的处理器对多普勒信号进行分析以确定是否存在可检测到的脉搏，并对 ECG 信号进行分析以确定是否存在“可电击的节律”。例如参见图 7 以及'914 号专利第 6 栏第 60 行至第 7 栏第 52 行的相关说明。Rock AED 中的处理器通过将接收到的多普勒信号与所接收的多普勒信号统计学上适当的阈值相比较以做出是否存在可检测脉搏的决定。根据这两个独立分析的结果，处

理器确定是否建议除颤。

如果没有建议除颤，则除颤器可以建议向患者施予 CPR。当除颤器是由医疗专业人员操作时，该医疗专业人员将通常以适当的方式施予 CPR。然而，由于自动除颤器可以由未经医疗训练的外行操作，因此期望除颤器能够辅导外行救援人员正确地施予 CPR。CPR 辅导可以集成到除颤器中，如美国专利 6,125,299 (Groenke 等人)、美国专利 6,351,671 (Myklebust 等人) 和美国专利 6,306,107 (Myklebust 等人) 所述。'299 号专利和 '671 号专利都描述了一种放置到患者胸部上并施加胸部按压的力传感器。该力传感器连接到除颤器上，其感测对胸部按压所施加的力，并使用除颤器的可听提示指导救援人员“更用力”或者“更轻柔”或者“更快”或者“更慢”地按压。'107 号专利描述了一种用加速计替代力传感器的按压板，其感测胸部按压的深度而不是其受力。当 CPR 指引针对按压的深度而不是所施加的力（由于 CPR 按压受到的胸部阻力不同，所施加的力并不总与按压深度相关）时，该方法是优选的。这些技术因为其量化能力针对的是测量胸部按压（能使肺膨胀和收缩，从而至少使部分血液含氧），所以对 CPR 辅导而言是有效的。这些技术并不测量 CPR 的其它预期效果，而这些效果使得至少一些血液循环。引导血液流向心肌可以增加心脏的电活动，增加除颤电击恢复心律的可能性。引导血液流向脑部可以延长由于心阻塞引起不可逆脑损伤之前的时间。因此，期望一种 CPR 测量系统，其除提供对肺的膨胀和收缩测量外还提供对血液流向脑部的测量。

根据本发明的原理，一种超声换能器贴附到颈动脉的上方并用于感测施予 CPR 期间颈动脉的血液运动的速度。对超声信号进行多普勒处理产生一种或多种血流测量值，其用于指引 CPR 的施予。在示出的多个示例中，血流测量值与其它测量值，例如胸部按压的力或深度、胸部阻抗、或者 ECG 数据结合使用以确定和指导有效应用 CPR。

在附图中：

图 1 示出了根据本发明的原理构建的超声传感器条；

图 2a-2e 示出了超声传感器条的换能器的不同特征和配置；

图 3a-3b 示出了根据本发明原理的超声传感器条的换能器的倾角；

图 4a 以方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的生命体征监测和治疗系统；

图 4b 以方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的具有脉搏检测和 CPR 指引的生命体征监测和治疗系统的一部分；

图 5 示出了图 4 除颤器系统的电极板和传感器的应用；

图 6a-6b 示出了超声传感器条的换能器的顺序操作的一个示例；

图 7-9 示出了三个过程，其将血流感测与其它用于 CPR 指引的实测参数相整合；

图 10-13 示出了具有力传感器的超声传感器条的多个示例，该力传感器用于提供超声换能器和患者身体之间有适当声耦合的指示。

首先参照图 1，示出了根据本发明的原理构建的超声传感器条 10。该传感器条 10 包括一排多对换能器 1-5。在给定的传感器条上可以使用任意数目的换能器，通常数目在四到六个换能器的范围内。每对换能器元件（能在连续波（CW）超声模式下操作）包括发送元件（ T_1 、 T_2 等）和接收元件（ R_1 、 R_2 等）：当发送元件发送波时，相应的接收元件接收响应于发送而返回的回波。在该示例中，换能器元件未聚焦，并且单独用以深度为 1.5-2cm 和范围为 0.5-4cm 的交迭进行对准，在上述范围上发送束和接收束的孔重叠，使得发送换能器元件产生的回波将由相应的接收换能器元件接收。对于脉搏波（PW）超声操作而言，仅需要单个元件，该元件依次发射然后接收。换能器封入柔性矩阵 12 中，该柔性矩阵 12 可以弯曲以符合要施加条的皮肤表面的形状。在所示的示例中，换能器分隔开 1-2mm 的距离，使得矩阵中的换能器排可以弯曲。矩阵 12 保持换能器的对准并且提供与身体之间的电气绝缘，并可以例如用硅酮或者 RTV 橡胶制造。从矩阵 12 延伸出来的是耦合到换能器元件的作为电导线的电缆 18，这将在下面进行描述。电缆 18 终止于连接器，该连接器连接到操作传感器条 10 的监测仪器。换能器矩阵由衬底 14 所覆盖，衬底 14 将传感器条粘着于身体上。传感器条可以通过松紧带、项圈或者 Velcro 带贴附到身体上。在所示的示例中，衬

底是在其皮肤接触表面上具有胶粘剂 16 的胶带或者其它天然或聚合材料。换能器矩阵的皮肤接触表面覆着一层能在矩阵 12 和身体之间提供良好声耦合的材料。该声学材料可以是与胶粘剂 16 相同的材料,当胶粘剂 16 具有期望的声学特性时,例如为吸附式电极的凝胶材料。声学材料或者可包括水凝胶材料或者粘性补片或者其它固体材料。

图 2a 是换能器 1-5 的示例的侧视图。在该示例中,可以看出换能器元件的顶端发送表面 6 是圆形的。在该示例中,换能器元件以 25mm 的曲率半径弯曲。圆形的发送表面能使发射的超声发散从而能够声穿透更大面积的身体,进而增加了声穿透靶血管的可能性并防止换能器元件之间存在任何死区。作为使换能器形状成圆形的替代方式,可以在平坦的发射面上使用透镜以能使发射的超声发散。

图 2b 示出了制于换能器 1-5 的电连接。换能器元件面对皮肤的发送表面被电极 22 所覆盖,为了安全起见将这些电极接地。单个电极 22 可以紧接在单个元件上形成,然后借助于电缆 18 将电极 22 电连接到连接器 20。或者,电极 22 可以是一片连续的金属箔或者其它柔性、导电材料(其覆盖多组或者全部的换能器元件)。元件背离皮肤表面的一侧上具有信号电极 24。电缆 18 的导线连接到这些电极 24 以提供发送(驱动)信号并从换能器元件返回接收的回波信号。图 2c 是换能器元件的平面图,示出了信号导线连接的一个示例。在该示例中,所有的发送元件 T_1 - T_5 一起进行操作并都电连接到电缆的一个导线 18a 上。接收元件 R_1 - R_5 各自进行操作并连接到电缆的单个导线 18b 上。这种配置使得能够用同一发送波形同时驱动所有发送元件,而由在各自的接收位置处的接收元件 R_1 - R_5 接收所接收的回波。图 2d 是信号引线连接的另一个示例,其中由导线 18a 上的发送信号同时驱动所有的发送元件 T_1 - T_5 ,而所有的接收元件 R_1 - R_5 电连接到一起并进行串联式操作。所有接收元件 R_1 - R_5 在其各自位置接收的所有回波信号相结合并在同一导线 18b 上传导。图 2e 是其中每个发送元件和每个接收元件都可单独进行操作的配置的示例。每个发送元件 T_1 - T_5 都耦合到其自己的信号导线 18a,并且每个接收元件 R_1 - R_5 都耦合到其自己的信号导线 18b。该示例可能优选地用于传感器条由电池供电的仪器进行操作时,这是因为在任何时刻都仅驱动一个发送元件并且仅需要一个接收通道,从而节省电池电力。

图 3a 示出了如何在矩阵 12 中放置换能器对的换能器元件以改善信号接收的一个示例。多普勒超声信号是依赖角度的。当超声束方向与血流方向之间的角度为 90° 时，多普勒信号处于最小值，而在血流方向直接朝向或者远离换能器时处于最强。由于靠近皮肤表面 30 的血管，例如颈动脉 32（其在体内的平均深度是 7mm）大致与皮肤表面平行，因此发送垂直于皮肤表面 30 的超声波的换能器定向将与流动方向成大约 90° 的入射角。为了降低这种正交定向的可能性，换能器元件倾斜一定角度，如图 3a 所示。当发送元件 T 如图所示的倾斜时，可以看出在波传播方向 36 和血流方向 34 之间形成钝角 L，如图 3b 所示。在图 3b 中，换能器元件 T 和 R 相对于彼此偏移，从而使得能由较小厚度 T_h 的矩阵 12 将它们保持在期望的定向中，而不是如图 3a 所示的较大厚度的矩阵，从而减小了传感器条的厚度。

在图 3a 和 3b 所示的示例中，元件的倾斜使得束的方向相对于换能器排的长度尺寸侧向成角度，有效地使换能器指向传感器条的一侧。这在传感器条 10 横跨血管，例如横跨颈动脉 32 放置时很适用，如图 4b 所示。横跨（正交于）血管放置传感器条 10 使外行用户很可能使看不见的血管与超声相交叉。因而发送换能器元件的孔面向或者远离颈动脉 32 的流动方向。当传感器条如图 4b 中所示的那样放置时，将由换能器对 T_3-R_3 检测最强的多普勒信号，其中该换能器对 T_3-R_3 横跨颈动脉 32 放置，而其它换能器对没有横跨该血管。在图 4 所示的'914 号专利的 Rock 系统中，换能器排通常平行于血管的长度对准。这种布置的优点在于，将由多个换能器元件接收信号，由于多个换能器横跨血管放置而增加了信噪比。其缺点在于，如果用户误判了血管的位置，并将换能器平行地但不是横跨隐藏的血管放置，则将接收到很少信号或者根本接收不到信号。图 3a、3b 和 4b 的示例将提高外行用户成功的可能性。

图 4a 是根据本发明的原理构建的生命体征监测器和治疗系统的方框图。中央处理和控制单元 160 控制系统的各种功能块和部件并处理生命体征数据。中央处理和控制单元执行对被监测的生命体征和由系统完成的治疗适当的处理和控制算法。中央处理和控制单元可以通过有线或无线的 LAN 连接或者 Bluetooth 连接与其它设备相连。中央处理和控制单元 160 和系统的其它电子部件由电源子系统 162 提供电力，该电源子系统可以包

括电池、交流输电线路、电源以及其它电源管理和控制功能块。临床医生借助于用户界面 164 与该系统交互，用户界面可以包括诸如显示器、音频输入和输出、键盘和打印机的元件。通过 ECG 和处理子系统 166 对患者的 ECG 进行监测和处理，该子系统可以执行诸如阻抗、换气和心率失常分析的功能。该系统包括用于其它生命体征测量和处理的元件 168，这些生命体征例如 SPO₂、ETCO₂、IBP、NIBP 等等。该系统包括治疗功能块 170，例如起搏和除颤、高压系统以及患者隔离。由 CPR 测量子系统 180 测量 CPR 的完成性能，下面将对此做出更加充分地描述。

图 4b 以方框图形式示出了根据本发明原理的生命体征监测和治疗系统的局部，该系统使用传感器条 10 来帮助指导 CPR 的施予。图 4b 中的传感器条 10 用导线连接到发送元件 T₁-T₅ 和接收元件 R₁-R₅，发送元件共同连接而接收元件具有各自的输出，如在前的图 2c 所示。传感器条 10 连接到除颤器 110，除颤器是治疗功能块 170 中的一个，且包括附图中示出的下列元件。发送发生器 40 产生用于传感器条的发送元件的发送波形。发送波形显示出在 3-7MHz 范围内的标称频率，并且在该示例中具有 5MHz 的标称频率，该标称频率对于血管超声应用而言是典型的。发送波形经由放大器 42 放大并施加到发送换能器元件 T₁-T₅。接收换能器元件 R₁-R₅ 耦合到多路复用器 44，该多路复用器将由一个接收换能器元件接收的信号与其输出相耦合。选定的接收信号经由低噪声放大器 46 放大并经由 r.f. 带通滤波器 48 滤波。该接收的信号经由混频器 52 和 54 混频下至基带，其由发送波形所参考的参考信号正交 (in quadrature) 驱动。解调的正交信号在附图中标记为 I 和 Q，并且包括多普勒流动矢量的正交检测成分。I 和 Q 信号经由低通滤波器 56 和 58 进行滤波，然后经由低音噪声滤波器 (thump filter) 或者壁滤波器 62 和 64 进行滤波，该滤波器 62 和 64 使流速成分通过以滤除 DC (静态组织) 成分和来自血管壁的成分。经过滤波的正交成分经由多普勒滤波器 66 和 68 进行滤波并施加到双模数转换器 70 的两个输入，该转换器将多普勒信号数字化。通过快速傅立叶变换 (FFT) 处理器 72 将多普勒信号转换成多普勒频谱。用于多普勒信号的 FFT 处理是本领域所公知的，例如在 Oppenheim 和 Schafer (Prentice Hall, 1989) 撰写的 "Discrete-Time Signal Processing" 中描述了不同的实施例。在典型实施例中，多普勒采样的连续

重叠序列载入滑动采样窗寄存器，该寄存器以零填充并且进行处理以在围绕零（DC）为中心且以由发送间隔速率确定的 $\pm 1/2$ 多普勒采样频率为边界的多普勒频谱中产生多普勒频率信号 f_D ，其通常在千赫范围内。如果不是由FFT处理器来完成，则由检测器74检测多普勒信号的幅度以产生功率多普勒输出信号。

功率多普勒信号耦合到包括在CPR测量子系统180中的分析模块100，其可以通过各种方式对多普勒信号进行分析。在一个示例中，多路复用器44每隔10msec就从不同接收换能器元件选择信号，这描述在我们2004年6月29日提交的申请号为60/583,966的美国专利申请并且现在已作为国际申请IB2005/052127提交的专利中，其全部内容以引用方式并入本文。该轮询序列在图6a中示出。多路复用器首先选择来自元件 R_1 的信号，该信号响应于来自元件 T_1 的发送信号。在该第一采样期间之后，多路复用器选择来自元件 R_2 的信号，该信号响应于来自元件 T_2 的发送信号。多路复用器继续选择来自元件 T_3 、 T_4 和 T_5 的信号，然后在图6a的时间 t_6 处重复所示的序列。在该时间期间分析模块100寻找超过给定阈值的强功率多普勒信号，给定阈值例如是预定的噪声水平。有效的功率多普勒信号认为是以给定信噪比超过阈值的信号。在该示例中，在对患者执行CPR的同时除颤器系统对功率多普勒信号进行采样。当救援人员按压患者胸部时，会迫使一定量的血液从心脏射出并且将经过血管系统发出压力波，这通常使颈动脉中的血液产生脉动流。在轮询序列期间检测到这种血流的开始，并且当分析模块认为是有效的功率多普勒信号时，多路复用器停止轮询并不断地将该有效的多普勒信号耦合给系统。在该示例中，有效的多普勒信号是由处于颈动脉正上方的接收换能器元件 R_3 检测的。然后由系统连续地对来自接收元件 R_3 的信号进行采样，如图6b中时间 t_{12} 处开始的 T_3/R_3 周期所指示。有效信号的多普勒频率 f_D 指示流速，而峰值信号指示由CPR引起的最大瞬时流率。

受多路复用器44影响的采样序列可以显示为若干变更中的任意一种。例如，如果分析模块感测到来自所选接收元件的功率多普勒信号在强度上发生衰减，则可以控制多路复用器开始对来自该所选元件两侧接收元件的信号进行采样，以试图找到相邻接收元件处更强的信号。如图6b所示，

在时间 t_{15} 处对来自换能器元件 R_2 的信号进行一个采样周期的采样，随后在下一个采样周期期间对来自元件 R_4 的信号进行采样。如果在这些换能器位置中都没有找到更强的多普勒信号，则多路复用器将返回到对来自时间 t_{17} 处所示的换能器元件 R_3 的信号进行采样。如果在给定设备中有多个处理通道可以利用，则可以同时对多个换能器元件进行监测并且将最强的多普勒信号用于分析。

除了检测速度之外，通过检测在多次胸部按压中重现的峰值速度来检测多普勒波形的周期。这种重现率的周期性指示 CPR 期间胸部按压的速率。作为这种分析的结果，通过语音和/或视频方式辅导救援人员正确地施予 CPR。例如，典型的 CPR 方案可能要求救援人员以每分钟 100 次按压的速率施予 15 次按压。如果由分析模块检测到的重现速率小于这种期望速率，则分析模块将信号施加到音频合成器 102 或者显示屏以发布语音的“更快按压”指令。音频合成器 102 将产生音频信号，该音频信号经由放大器 104 放大并施加到扬声器 106，该扬声器用语音方式指示救援人员“更快按压”。分析模块还会将按压期间的血流峰值速度与每次胸部按压要获得的期望最小血流速度进行比较。例如，典型的峰值速度值大约 1m/sec。分析模块使用的参考值可以小于该标称速率，并且如果没有达到期望的参考速度，则分析模块可以通过用户界面 164 的音频合成器和扬声器发布“更用力按压”的命令。诸如一排 LED 或图形显示的视频显示器可以在视觉上示出绝对方面或相对方面的流动信号强度，和/或沿换能器传感器排检测到最大流动信号的位置。

除了检测峰值速度和多普勒波的周期之外，分析模块可以产生由 CPR 按压引起的血流充分的其它测量值，例如平均速度、体积流率、脉动指标以及流动指数，这些描述在我们 2004 年 9 月 13 日提交的申请号为 60/609,676 的美国专利申请以及在 2004 年 9 月 28 日提交的申请号为 60/613,996 的美国专利申请中，其内容以引用方式并入本文中。

图 4a 和 4b 的系统具有可以与多普勒血流传感器结合使用以判断 CPR 效果的其它传感器。图 4b 中示出了按压板 80，其放置在患者的胸部并且该抵靠该按压板 CPR 施加按压。按压板包括如 US6,351,671 号美国专利所示的压力传感器，或者优选地包括如 US6,306,107 号美国专利所描述的加速

计。每当在板 80 上施加按压就产生一次信号，该信号由放大器 82 放大并由检测器 84 所检测。检测到的胸部按压信号然后用于与从多普勒血流信号导出的信息相结合。例如，按压信号的每次发生都应当与传感器条感测的有效多普勒流动信号在时间上相关联。因而，按压信号可以用于时间门控（time gate）多普勒信号的分析或者用于关联和确认分析模块感测的按压周期率。如果存在 ECG 信号，其也可以用作时间门控。力的幅度或者二次积分的加速度信号是对按压力或所施加按压的按压深度的测量，并且可以用于确定是否发布“更用力按压”或者“更轻柔按压”的命令。例如，当流速或者体积流率低可能指示救援人员应当更用力地按压时，按压信号可以显示该救援人员已经对患者按压的像安全完成所尽可能的用力或者深了。然后分析模块可以在考虑到这种按压信息的情况下扣留“更用力按压”命令。

图 4b 的系统还具有胸部电极 92、94，其帖附到患者的胸部并用于感测患者的 ECG 信号和胸部的生物阻抗，并输送除颤电击。ECG 和阻抗信号经由 ECG、阻抗模块 96 进行处理并耦合到分析模块，在这里它们可以用于帮助 CPR 辅导。例如，如在'671 号专利中所解释的，当胸部被按压时以及再次当释放按压力时阻抗信号将显示出变化。这些阻抗变化的发生时间可以用于关联或者时间门控多普勒信号分析以确定或改善对这些信号的检测和 CPR 辅导命令的适合程度。

图 5 示出了患者的轮廓并且示出了除颤器 110，以及将传感器条 10 正确放置在横跨颈动脉的颈部、位于胸部中央的按压板 80、和放置在除颤的惯用位置中的电极 92、94。对本领域普通技术人员来说显而易见的是，分析模块可以将来自所有这些传感器的信号相关联或者结合以更好地产生用于 CPR 的辅导命令。还可能将传感器条 10 和上面的除颤电极 92 结合成放置在患者颈部上的一个电极，如美国专利公布 2003/0199929 中所述。

图 7 示出了使用例如图 4 中所示的具有多普勒流量传感器 10 和 CPR 按压板 80 的除颤系统的方法。在该示例中，如步骤 120 所示，除颤器将启动 CPR 辅导模式。可以将除颤器预先设置成以 CPR 间隔自动开始，或者当没有建议电击时或在已经施予电击后可以使除颤器进入 CPR 模式。分析技术同样是公知的，使用该分析技术可以使除颤器在分析 ECG 信号之后自

动改变模式。例如，公知的是 ECG 信号的幅度与成功除颤的可能性相关联。同样高速率的 ECG 复合波已经证明与除颤的成功相关，并且已经提出了一种分析，其执行 ECG 数据的傅立叶变换并检查变换后数据的中值频率以做出该决定。因而，低幅度和低速率的 ECG 信号可以看作是开始 CPR，并且使系统切换到 CPR 辅导模式的指示。在该示例中，除颤器装备有 CPR 节拍器，该节拍器可以是以期望的 CPR 速率（例如 100Hz）重现的简单音调或者嘟嘟声。因而在步骤 122 指导救援人员将他或她的按压与该音调的重现相同步。在步骤 124，当施加按压时，分析模块将接收来自按压板的深度和力信号，并且实际上同时在步骤 126，接收来自横跨颈动脉的传感器条 10 的有效多普勒流动信号。在步骤 128 中，分析模块对这些信号进行分析以确定血流及其充分度。如果该信息指示需要辅导指令，则在步骤 130 发布可听和/或可视的辅导指令或者其它反馈。然后在下一次胸部按压时，系统返回到等待步骤 124 和 126 的信号。

图 8 示出了具有和图 7 中那些步骤一致的步骤的方法，只是在步骤 125 中用阻抗变化信号代替了按压信号。该信息用于与多普勒流动信号相结合以确定是否发布辅导指令来指导 CPR。

图 9 结合了图 7 和 8 所示的传感器，并使用来自所有三个源的信息以在引导 CPR 中做出决定。该方法使用步骤 125 中的阻抗变化信号、步骤 124 中的按压信号以及步骤 126 中的多普勒流动信号。如在图 4 中最初讨论中所示的那样，多普勒流动信号可以在没有这些其它信号的情况下用于指导有效的 CPR。

由此可以看出，超声流动信息可以单独用于指导 CPR，或者将该流动新息与诸如按压力或深度、患者阻抗以及 ECG 的一种或者多种生理参数相结合以帮助指导 CPR。也可以使用或者替代使用诸如血压等其它生理参数。

如前所述，前面示例中的传感器条用粘贴或机械方式贴附到横跨颈动脉的患者颈部。重要的是，在换能器元件和皮肤表面之间建立良好的声耦合，以用于可靠地发送和接收超声信号。这通常是通过在与换能器元件相对的皮肤表面上使用亲水性胶粘剂、声耦合凝胶或者这两者的组合来提供的。然而如果将传感器条放松，则声路径可能会中断，这可能是由于患者的运动、皮肤表面上有阻碍胶粘剂贴附的汗水或者灰尘、或者胶粘剂变干

所发生。当发生这种情况时，希望将这种情况提醒给救援人员或者护理员，以便可以纠正该问题。图 10 示出了用力传感器 150 监测传感器条贴附的示例。在该示例中，力传感器 150 位于衬底 14（在该实施例中是橡皮膏条）和包括超声换能器 T 和 R 的矩阵 12 之间。当将矩阵 12 可靠地保持在适当位置时，矩阵 12 向皮肤表面 30 施加力，轻微地将皮肤压下，如图所示。这种向下的压力是由所贴附的橡皮膏条 14 的张力所施加的。所包括的力分别在图 11 中示出。力传感器测量由橡皮膏条 14 的张力 T 施加的力 F_1 。力传感器具有重量 W_{FS} 而超声换能器 1 具有重量 W_{UT} 。超声换能器 1 在其上表面上承受力 $F_1 + W_{FS}$ 。皮肤表面 30 承受力 $F_1 + W_{FS} + W_{UT}$ 。在典型的实施例中，橡皮膏条 14 施加的力远大于力传感器 150 和超声换能器 1 的重量 W_{FS} 和 W_{UT} 。因而，力传感器 150 产生的力测量 F_1 很近似于贴附机构和设备重量施加给皮肤的力。

力传感器可以包括若干公知传感器技术中的任意一种。例如，力传感器可以包括导电橡胶，在该橡胶的两侧嵌入或者放置有电极。力传感器可以是压电传感器或者其可以是应变计。来自应变计的信号可以由包括在电缆 18 中的电线传导，信号从该电线耦合到除颤器。除颤器中的处理器对该力信号进行监测并且如果该力信号下降到可接受的水平以下，就发布可听或可见的警报。

图 12 示出了使用力传感器来测量传感器条 10 的声学接触的另一个示例。在该示例中，力传感器是在橡皮膏条 14 上或者其中的应变计 152，如图所示，其可以在换能器元件之上或者两侧。当橡皮膏条贴附到患者的皮肤并进行监测以确保在传感器条使用中时保持所需的张力水平时，来自应变计的信号将指示橡皮膏条的张力。

图 13 示出另一种示例，其中传感器 150 包括在矩阵 12 中并与换能器元件 T 和 R 相邻。这种实施方式的优点在于在邻近换能器与皮肤表面相接触的点处直接测量接触力。

应当领会到的是，在本发明所构建的设备中还可以使用测量压力而不是力的传感器。

监测换能器的声路径的另一种方法是通过信号处理测量来自声路径中气穴的近场反射。这些气穴在超声信号中将自身表现为强近场回波。然而，这也可以仅用接收换能器来执行。

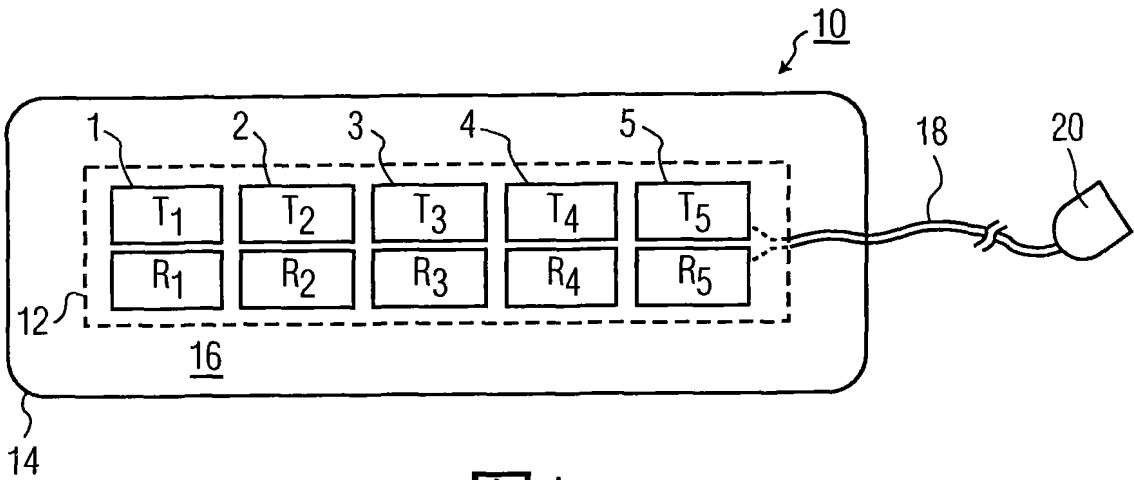


图1

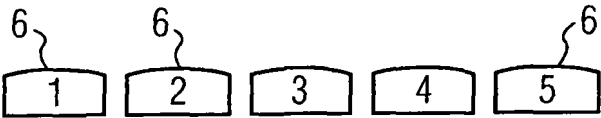


图2A

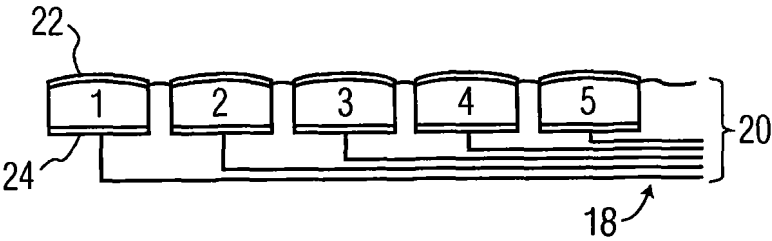


图2B

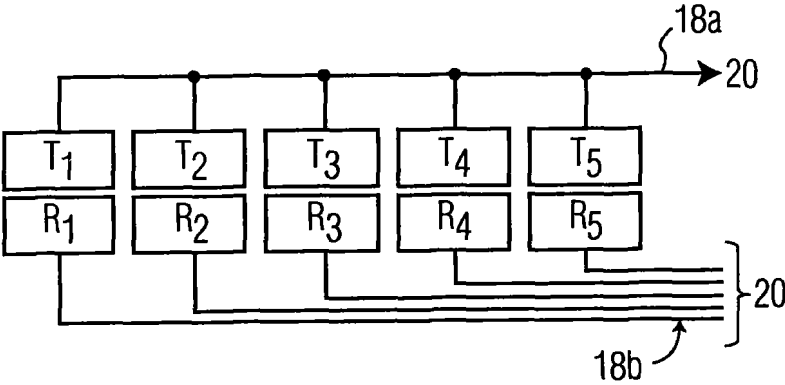


图2C

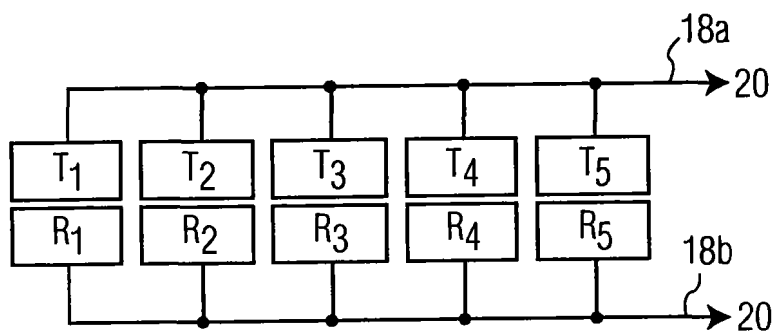


图2D

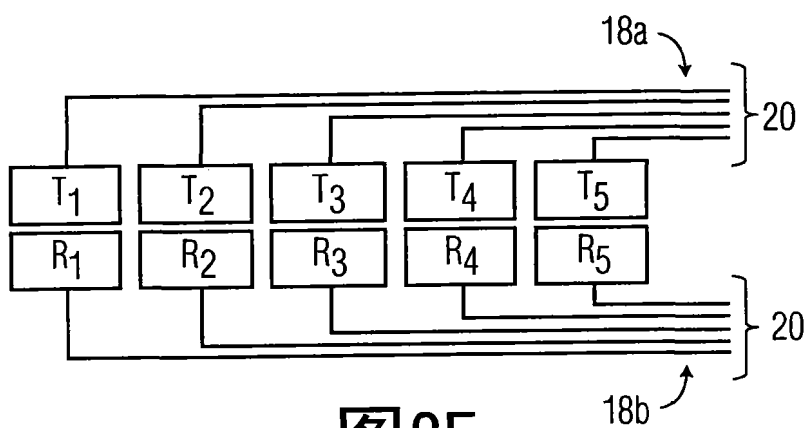


图2E

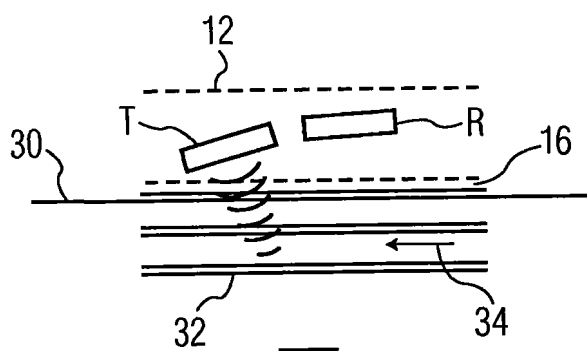


图3A

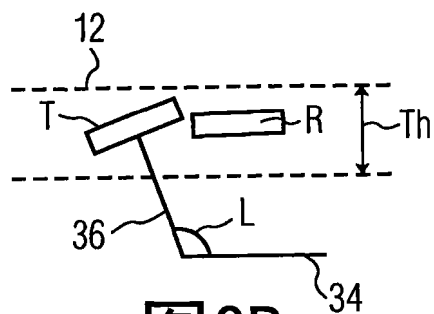


图3B

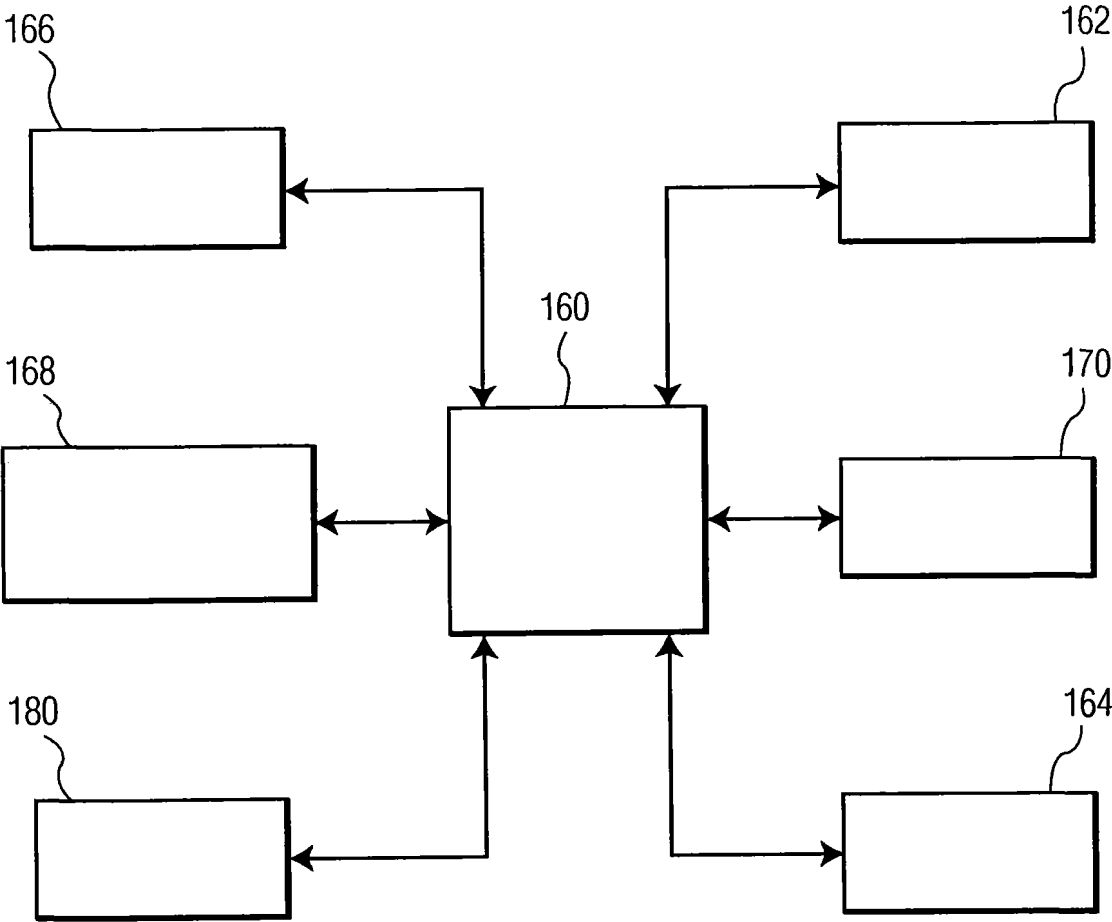


图4A

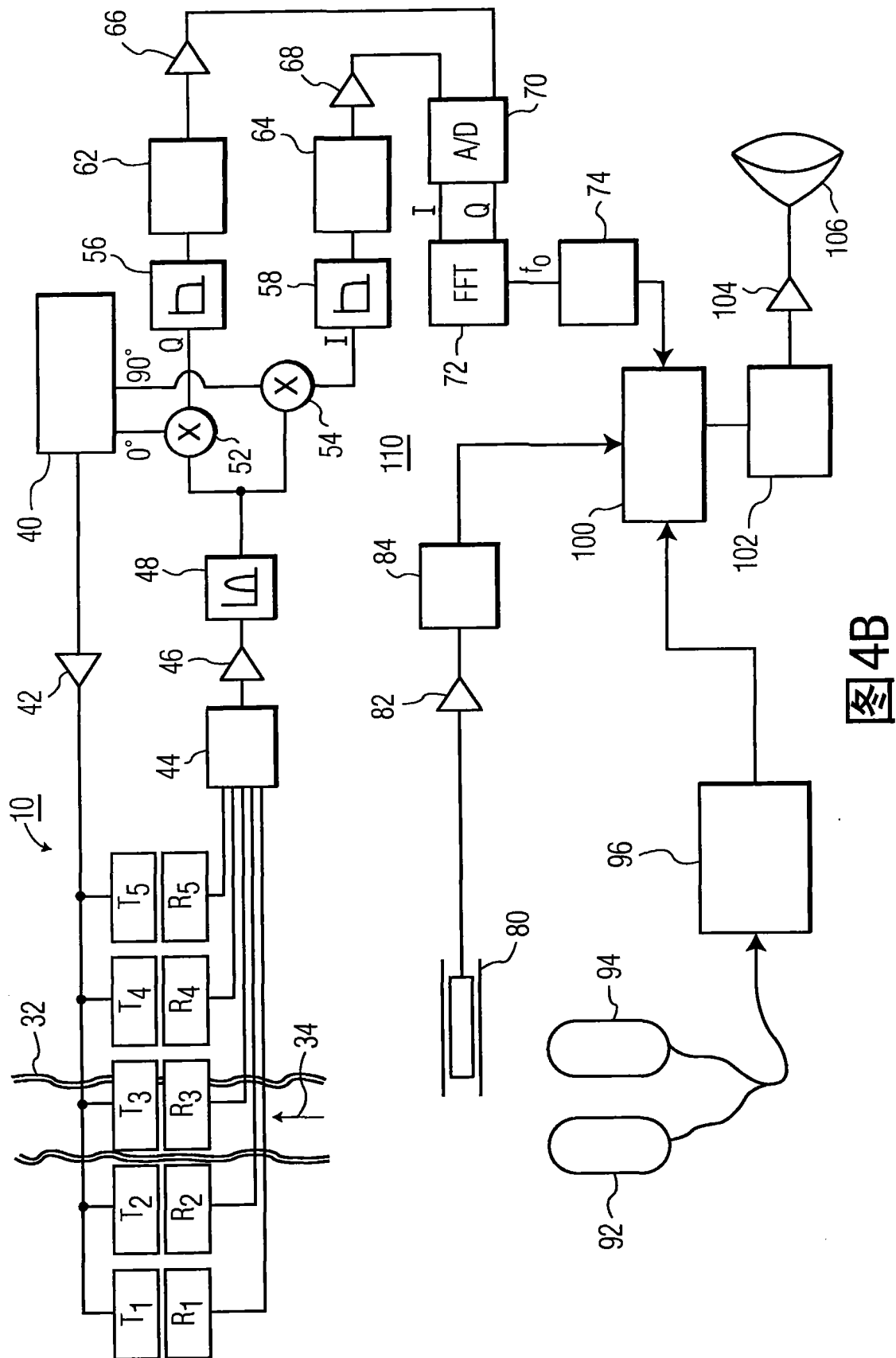


图4B

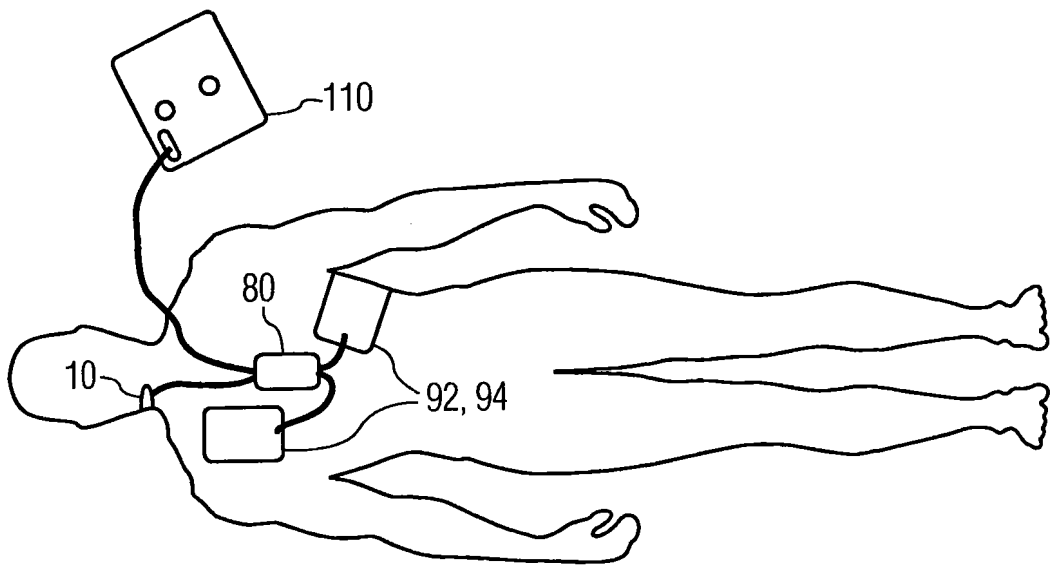


图5

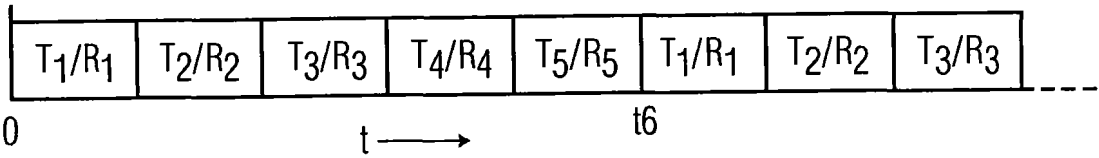


图6A

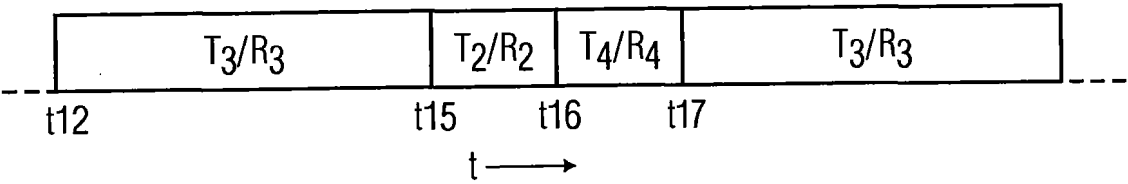


图6B

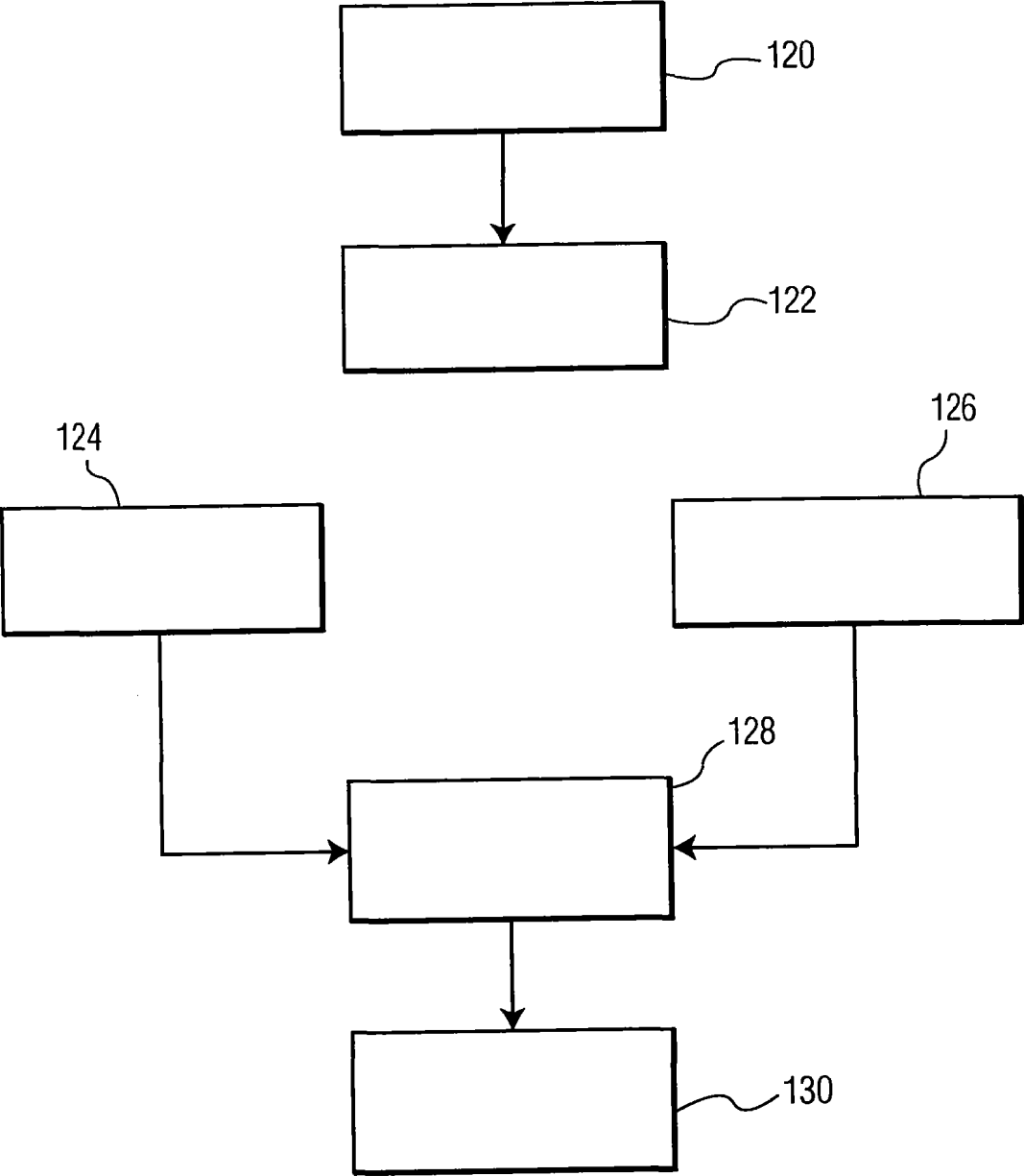


图7

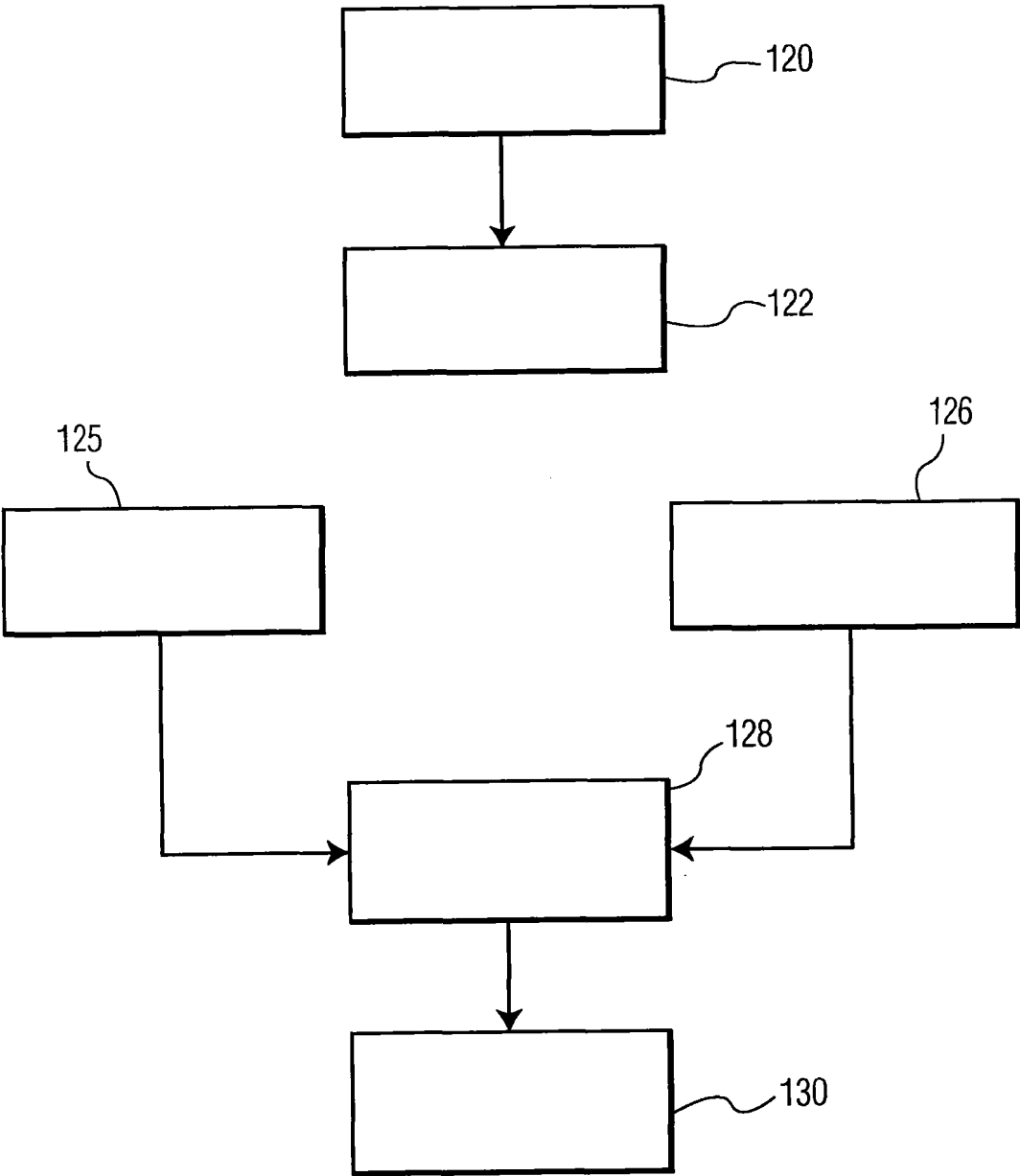


图8

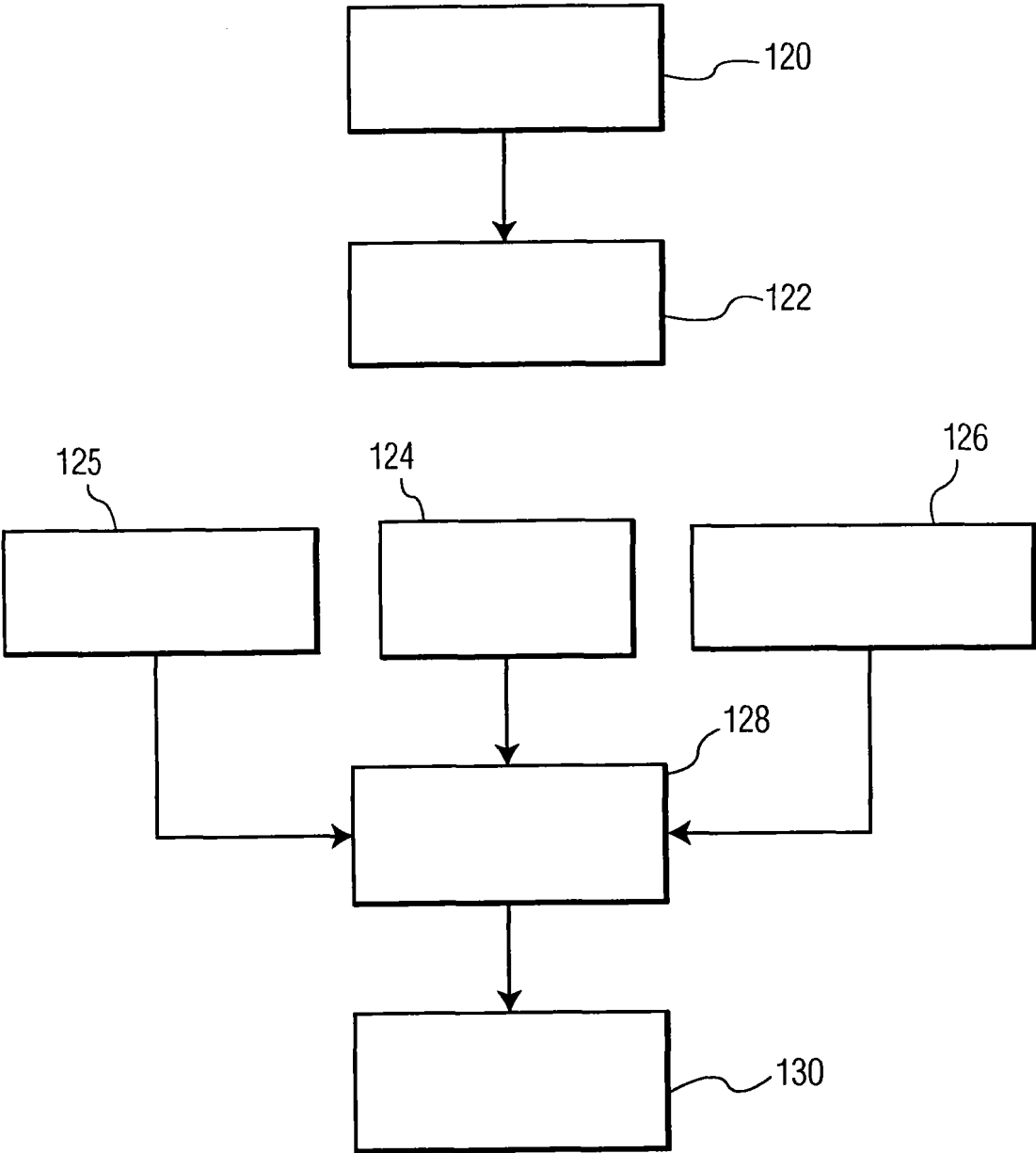


图9

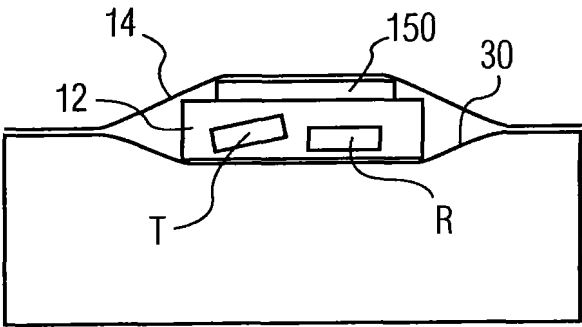


图10

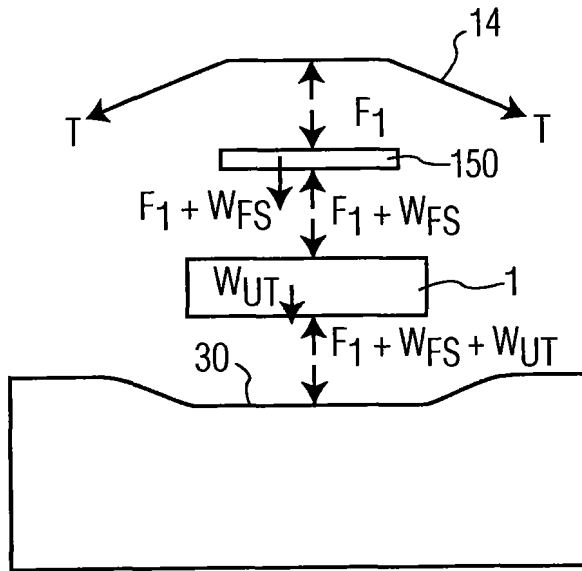


图11

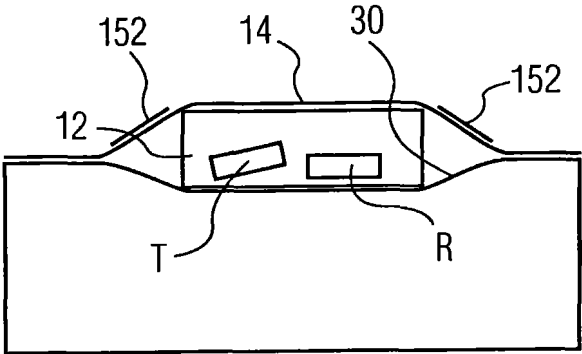


图12

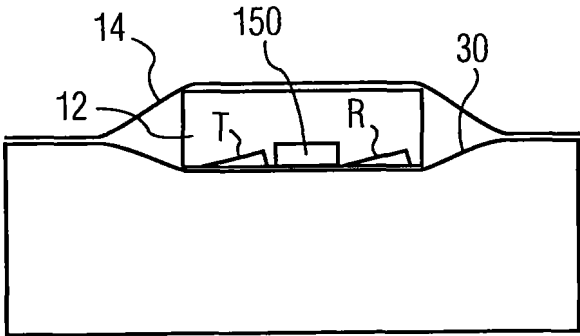


图13

专利名称(译)	通过血管流动测量指导的CPR		
公开(公告)号	CN101365387A	公开(公告)日	2009-02-11
申请号	CN200680042771.0	申请日	2006-11-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	S阿亚提 E科昂 索拉尔 B拉朱		
发明人	S·阿亚提 E·科昂 - 索拉尔 B·拉朱		
IPC分类号	A61B8/06 A61H31/00		
CPC分类号	A61H31/007 A61H2031/002 A61H31/006 A61H2201/5097 A61B5/6822 A61B8/06 A61H31/00 A61H2201/5048 A61H2201/5007 A61H2201/501 A61B8/4483 A61N1/3925 G09B23/288 A61H31/005 A61B5/7203 A61B8/4236 A61H2201/5043 A61H2230/25 A61B5/7405		
代理人(译)	黄睿 王英		
优先权	60/737909 2005-11-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声传感器(10)贴附到身体上以检测血管(32)中的流动。对来自该传感器的信号进行处理以产生CPR施予期间的流动测量值，例如流速和流动脉动。该流动测量值与在CPR期间所需的流动特性相比较，并且其结果用于产生在CPR施予中指导护理员的可听的指令。流动测量值可以与其它可检测的生理参数，例如按压的力或深度、胸部阻抗、血压和ECG数据相结合使用来指导CPR。

