



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102333486 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 25

(21) 申请号 201080009367. X

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2010. 02. 10

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/154, 844 2009. 02. 24 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

B06B 1/06 (2006. 01)

2011. 08. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/050613 2010. 02. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02010/097728 EN 2010. 09. 02

(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 R·埃尔坎普 E·科昂-索拉尔

B·拉朱 J·弗雷泽

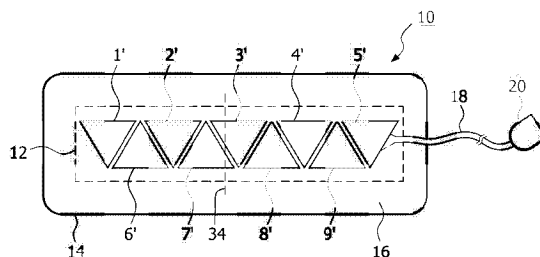
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 8 页

## (54) 发明名称

具有三角形传感器几何结构的超声脉管流量传感器

## (57) 摘要

一种超声血流传感器包括多个相邻的三角形形状的换能器元件，换能器元件向血管中发射超声波并从血管中的血流接收反射超声波。优选地，换能器元件被配对成发射和接收元件对。元件被固定在矩阵中，矩阵可以与皮肤声耦合接触地附着。矩阵保持相邻换能器元件稍微间隔开，以使得换能器元件矩阵可以弯曲并符合皮肤表面的形状。三角形元件之间的间隔既不平行于也不正交于矩阵的长度维度，以使得在横跨血管的位置固定矩阵时，血管将不会与换能器元件之间的空间对准。此外，元件的几何结构创建的波束图案在发射和接收波束轮廓之间提供了更多交叠，由此增大了传感器覆盖范围的面积。



1. 一种用于感测血流的超声传感器条带,包括:  
具有三角形形状的换能器元件的超声换能器组件;  
电耦合至所述换能器元件的连接器;  
使所述换能器元件维持在预定间隔布置中的柔性矩阵;以及  
适于附着所述矩阵以与受检者声耦合接触的附着材料。
2. 根据权利要求1所述的超声传感器条带,其中,所述传感器条带还呈现出长度维度和宽度维度,  
其中,所述三角形形状的换能器元件中相邻换能器元件之间的空间呈现出与所述宽度维度不平行的长度。
3. 根据权利要求2所述的超声传感器条带,其中,所述三角形形状的换能器元件中相邻换能器元件之间的空间呈现出与所述宽度维度或所述长度维度均不平行的长度。
4. 根据权利要求1所述的超声传感器条带,其中,所述换能器元件具有等边三角形形状。
5. 根据权利要求2所述的超声传感器条带,其中,所述预定间隔布置还包括在所述传感器条带的所述长度维度上延伸的单排换能器元件;并且  
其中,所述排换能器元件中的每个三角形形状的换能器元件都具有与相邻换能器元件的边缘大致平行对齐且与该相邻换能器间隔 0.5 到 5.0mm 的边缘。
6. 根据权利要求1所述的超声传感器条带,其中,所述换能器组件中的换能器元件是配对的,其中一个换能器元件电耦合成为发射元件,而该对的另一个元件电耦合成为接收元件。
7. 根据权利要求6所述的超声传感器条带,其中,在所述矩阵中对所述配对的换能器元件定向,以在距受检者的皮肤表面的预计血管深度处具有交叠的波束图案。
8. 根据权利要求7所述的超声传感器条带,其中,进一步对所述配对的换能器元件进行定向,以便以不是正交角度的角度与平行于所述皮肤表面的血管交叉。
9. 一种耦合到根据权利要求1所述的超声传感器条带的连接器的多普勒超声系统,所述系统向所述组件的换能器元件提供发射信号并响应于所述发射信号从血液接收由所述换能器元件接收的反射超声信号。
10. 根据权利要求9所述的多普勒超声系统,其中,所述换能器元件被配对成发射和接收对,  
其中,所述多普勒超声系统使得一发射和接收对的发射元件发射超声波,并且其中,所述多普勒超声系统进行操作以从所述发射和接收对的接收元件接收超声信号。
11. 根据权利要求9所述的多普勒超声系统,其中,所述换能器元件被配对成发射和接收对,  
其中,所述多普勒超声系统使得多个发射和接收对的发射元件发射超声,并且其中,所述多普勒超声系统从所述多个发射和接收对的接收元件接收超声信号。
12. 根据权利要求11所述的多普勒超声系统,其中,在从所述接收元件之一接收到超声信号之后,所述多普勒超声系统还可操作以从该接收元件连续接收超声信号。
13. 一种用于感测血流的超声传感器条带,包括:  
具有梯形形状的换能器元件的超声换能器组件;

电耦合至所述换能器元件的连接器；

使所述换能器元件维持在预定间隔布置中的柔性矩阵；以及  
适于附着所述矩阵以与受检者声耦合接触的附着材料。

14. 一种对压电材料片进行划片以形成一排三角形形状的换能器元件的方法,包括:  
沿水平方向对所述片进行划片以形成压电材料的纵向条带,以及  
沿锐角方向并沿钝角方向对所述纵向条带进行划片以形成所述排三角形形状的换能器元件。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,所述锐角为  $60^\circ$ ,且其中,所述钝角为  $120^\circ$ ,两者都是参照所述纵向条带的纵向边缘的。

## 具有三角形传感器几何结构的超声脉管流量传感器

[0001] 本发明是 2008 年 5 月 15 日提交的待决的 12/085133 号美国专利申请的部分继续申请。

[0002] 本发明总体上涉及超声血流传感器领域,其通过测量脉管血流而应用于心脏复苏术以及对施予心肺复苏术 (CPR) 的指导。

[0003] 在急救中以及手术程序期间,评估患者的血流状态对于问题诊断和确定问题的适当治疗是很重要的。通常通过触诊患者颈部并感测由于患者颈动脉体积改变导致的可触知的压力变化来检测患者体内心脏脉搏的存在。在心脏心室在心跳期间收缩时,压力波被发送到患者的整个末梢循环系统中。在心缩期颈动脉脉搏波形随着血液的心室射血而升高,并在来自心脏的压力波到达最大值时达到峰值。随着压力朝向脉搏末尾平息,颈动脉脉搏再次下降。

[0004] 患者体内没有可检测的心脏脉搏是心脏骤停的强烈指标。心脏骤停是威胁生命的医学状况,其中患者的心脏不能提供血流以支持生命。在心脏骤停期间,心脏的电活动可能被打乱(心室纤颤),过快(室性心动过速),缺少(心搏停止),或以正常或缓慢心率进行组织而不产生血流(无脉搏电活动)。

[0005] 为没有可检测的脉搏的患者提供的治疗形式部分取决于对患者心脏状况的评估。例如,护理人员可以向经历心室纤颤(VF)或室性心动过速(VT)的患者施加除颤电击,以停止未同步的或快速的电活动,并允许灌注节律返回。具体地,通过放在患者胸部表面上的电极向患者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正在经受心搏停止或无脉搏电活动(PEA),不能施加除颤,护理人员可以执行心肺复苏术(CPR),以让一些血液在患者体内流动。

[0006] 在向患者提供诸如除颤或 CPR 的治疗之前,护理人员首先必须确认患者处于心脏骤停中。通常,外部除颤仅适用于无意识、窒息、无脉搏的且处于 VF 或 VT 中的患者。医疗准则指出,应当在 10 秒之内确定患者体内有没有心脏脉搏。例如,针对心肺复苏术(CPR)的美国心脏协会规程要求健康护理专业人员在五到十秒之内评估患者的脉搏。缺少脉搏是开始外部胸按压的指示。评估脉搏尽管看起来对于有意识的成年人而言很简单,但它是基本生命保障评估序列的最常失败的部分,这可以归因于多种原因,例如缺乏经验,界标不良,或发现脉搏或未发现脉搏过程中的错误。不能精确地检测有没有脉搏将导致在向患者提供或不提供 CPR 或除颤治疗时给患者带来不利处理。

[0007] 通常使用心电图(ECG)信号确定是否应该施加除颤电击。不过,援救者可能遇到的特定节律不能单独地通过例如无脉搏电活动的 ECG 信号来确定。尽管有 ECG 信号指示的心肌电活动,但对这些节律进行诊断需要缺少灌注的支持性证据。

[0008] 于是,为了援救者快速确定是否给患者提供治疗,必需快速而容易地分析患者的脉搏、血流的量并且可能还有 ECG 信号,以便正确确定患者的动脉中是否有任何脉动血流。

[0009] 在援救者是未经训练和/或缺乏经验的人的情况或系统中,这一需要尤其紧急,美国专利 No. 6575914 (Rock 等人)中描述的系统正是为这种情况下的援救者设计的。'914 专利被受让给本发明的同一受让人,由此通过引用将其全文并入。'914 专利公开了一种

自动外部除颤器 (AED) (在下文中 AED 和半自动外部除颤器——SAED 都将一起被称为 AED), 有很少或没有医疗训练的、首先响应的护理人员能够使用该除颤器确定是否向无意识的患者施加除颤。

[0010] RockAED 具有除颤器、用于发射和接收多普勒超声信号的传感器垫、用于获得 ECG 信号的两个传感器垫, 以及接收并评估多普勒和 ECG 信号以便确定除颤是否适合于患者 (即是否有脉搏) 或例如 CPR 的另一种形式的治疗是否适合的处理器。多普勒垫被固定到颈动脉上方的患者皮肤, 以感测颈动脉脉搏, 这是脉动血流是否充分的关键指标。具体而言, RockAED 中的处理器分析多普勒信号以确定是否有可检测的脉搏并分析 ECG 信号以确定是否有“可电击的节律”。例如参见' 914 专利的图 7 和第 6 栏第 60 行到第 7 栏第 52 行的附带描述。Rock AED 中的处理器对可检测的脉搏的确定是通过将所接收的多普勒信号与统计学上适于所接收的多普勒信号的阈值进行比较来实现的。基于这两种独立分析的结果, 处理器确定是否建议进行除颤。

[0011] 如果不建议进行除颤, 除颤器能够建议为患者施予 CPR。在医疗专业人员操作除颤器时, 医疗专业人员一般将以适当方式施予 CPR。不过, 由于自动除颤器可以由没经过医疗训练的外行操作, 所以希望除颤器能够辅导外行援救者适当施加 CPR。可以将 CPR 辅导集成到除颤器中, 如美国专利 6125299 (Groenke 等人)、美国专利 6351671 (Myklebust 等人) 和美国专利 6306107 (Myklebust 等人) 中所描述的。' 299 专利和' 671 专利都描述了放置在患者胸部且向其施加胸部按压的力传感器。力传感器连接到除颤器, 其感测胸部按压的所施加的力, 并利用除颤器的音响提示辅导援救者“更用力”或“更轻柔”或“更快”或“更慢”地按压。' 107 专利描述了一种具有加速度计而非力传感器的按压垫, 其感测胸部按压的深度而不是它们的力。这种方式是优选的, 因为 CPR 准则针对的是按压深度而不是所施加的力, 由于 CPR 按压的胸部阻力不同, 所施加的力未必始终与按压深度相关。这些技术对于 CPR 辅导是有效的, 因为它们的量化能力是为了测量胸部按压, 其导致肺充气和放气, 由此至少部分使血液氧化。这些技术不测量 CPR 的另一预期效果, 即至少导致一些血液循环。诱导血流到心脏肌肉能够增强心脏中的电活动, 提高除颤电击将恢复正常心脏节律的可能性。诱导血流到大脑能够延长心脏停止跳动导致不可逆脑损伤之前的时间。因此, 希望 CPR 测量系统除了肺充气和放气之外还提供对到大脑的血流的度量。

[0012] 根据本发明的原理, 提供了一种超声换能器垫, 其适于附着在颈动脉上方的颈部上。换能器垫包括多个呈现为三角形几何结构的换能器元件。元件的三角形几何结构提高了换能器对颈动脉血流的灵敏度, 因为它降低了颈动脉将与相邻换能器元件之间的切口 (空间) 对准的可能性。在使用中, 本发明的换能器垫被附着在颈动脉上方, 并用于在施予 CPR 期间和 / 或结合对患者的除颤评估感测颈动脉中的血流。从对超声信号的处理发展出一个或多个血流度量, 它们被用于指导 CPR 或心脏复苏术的施予。

[0013] 在附图中:

[0014] 图 1 示出了用于血流测量的现有技术超声传感器条带;

[0015] 图 2A-2E 示出了图 1 的超声传感器条带的换能器的不同特性和配置;

[0016] 图 3A 和 3B 示出了根据本发明原理具有三角形换能器元件的超声传感器条带;

[0017] 图 4 示出了一片或一块压电材料, 对其进行划片以形成三角形传感元件的阵列;

[0018] 图 5A-5B 示出了根据本发明原理的超声传感器条带的换能器的倾斜;

- [0019] 图 6A 以方框图形式示出了根据本发明原理构造的生命体征监测器和治疗系统；
- [0020] 图 6B 以方框图形式示出了根据本发明原理构造的具有脉搏检测和 CPR 指导的生命体征监测器和治疗系统的一部分；
- [0021] 图 7 示出了援救期间图 6B 的除颤器系统的电极垫和传感器的应用。
- [0022] 首先,参考图 1,示出了超声传感器条带 10。传感器条带 10 包括一排换能器对 1-5。在给定传感器条带中可以使用任意数量的换能器,该数量一般在四到六个换能器的范围中。每对换能器元件包括发射元件 ( $T_1$ 、 $T_2$  等) 和接收元件 ( $R_1$ 、 $R_2$  等),其能够在连续波 (CW) 超声模式下工作:在发射元件正发射波时,对应的接收元件正接收响应于发射而返回的回波。在该示例中,换能器元件未聚焦并且逐个准直,在 1.5-2cm 的深度处交叉,发射和接收波束的孔径在 0.5-4cm 的范围上交叠,使得发射换能器元件产生的回波将被对应的接收换能器元件接收。对于脉冲波 (PW) 超声操作,仅需要单个元件,其相继地发射并随后接收。换能器被围绕在柔性矩阵 12 中,其能够弯曲以符合条带所应用到的皮肤表面的形状。诸如电极凝胶的皮肤兼容粘合剂覆盖条带的面对皮肤侧,并将传感器条带粘附到患者皮肤。图示的示例中的换能器分开 1-2mm 的距离,使得矩阵中的换能器排可以弯曲。矩阵 12 维持换能器的对齐,并提供与身体的电绝缘,且可以由例如有机硅(例如 RTV 橡胶)制成。电导体的电缆 18 从矩阵 12 延伸,如下所述地耦合到换能器元件。电缆 18 在连接器 20 处终止,连接器 20 连接到与传感器条带 10 一起工作的监测仪器。换能器矩阵被衬底 14 覆盖,衬底 14 将传感器条带粘附到身体。可以通过弹性带、项链或维可牢带将传感器条带附着到身体。在图示的示例中,衬底为粘合带,或其他天然或聚合材料,在其接触皮肤的表面上具有粘合剂 16,例如粘合剂电极凝胶。换能器矩阵接触皮肤的表面覆盖有提供矩阵 12 和身体之间的良好声耦合的材料。在粘合剂 16 具有期望的声学性质时,这种声学材料可以是与粘合剂 16 相同的材料,例如粘合剂电极凝胶材料。声学材料或者可以包括水凝胶材料或粘性贴片或其他固体材料。
- [0023] 图 2a 是换能器 1-5 的示例的侧视图。在该示例中,可以看出,换能器元件的顶部发射表面 6 是成圆形的。在该示例中,换能器元件以 25mm 的曲率半径弯曲。使发射表面成圆形导致发射的超声发散,由此声照射身体的更大区域,从而提高了靶脉管被声照射的可能性并防止换能器元件之间有任何盲区。作为使换能器的形状成圆形的替代,可以在平坦发射表面上方使用透镜以使得发射的超声发散。
- [0024] 图 2b 示出了通往换能器 1-5 的电连接。换能器元件面对皮肤的发射表面覆盖有电极 22,出于安全的考虑,它是接地的。可以在各个元件上形成各个电极 22,然后其通过电缆 18 电连接到连接器 20。或者,电极 22 可以是连续的箔片或其他柔性导电材料,其覆盖成组的或所有换能器元件。元件背离皮肤表面的侧面上具有信号电极 24。电缆 18 的导体电连接到这些电极 24,以提供发射(驱动)信号并返回来自换能器元件的接收的回波信号。图 2c 是换能器元件的平面图,示出了信号导体的连接的一个示例。在该示例中,所有的发射元件  $T_1$ - $T_5$  被共同地操作并电连接到电缆的一个导体 18a。接收元件  $R_1$ - $R_5$  被分离地操作并电连接到电缆的各个导体 18b。这种配置使得能够由相同的发射波同时驱动所有的发射元件,并且在接收元件  $R_1$ - $R_5$  的分离的接收位置处接收所接收的回波。图 2d 是信号引线连接的另一示例,其中由导体 18a 上的发射信号同时驱动所有的发射元件  $T_1$ - $T_5$ ,并且所有的接收元件  $R_1$ - $R_5$  被电耦合在一起并一前一后地操作。所有的接收元件  $R_1$ - $R_5$  在其相应位置接收的所有

回波信号被组合并在同一导体 18b 上传导。图 2e 是电连接配置的示例,其中可以逐个操作每个发射元件和每个接收元件。每个发射元件  $T_1$ - $T_5$  耦合到其自己的发射信号导体 18a,并且每个接收元件  $R_1$ - $R_5$  耦合到其自己的接收信号导体 18b。在由电池供电的仪器操作传感器条带时,这一示例可能是优选的,因为在任何时候都仅驱动一个发射元件且仅需要一个接收信道,由此节省了电池电力。

[0025] 根据本发明的原理,传感器条带 10 的换能器元件 1'-9' 具有图 3A 和 3B 所示的三角形几何结构。在图 1 的使用了常规的矩形元件的现有技术实施例中,元件对由发射元件和接收元件构成,并优选以连续波多普勒模式工作。传感器的灵敏度显著取决于精确的放置。通常,为了感测颈动脉中的血流,用户将会把传感器条带应用到颈部皮肤,使得条带大致与胸部和大脑之间的颈动脉的方向正交。在图 3A 中,由虚线 34 指示颈动脉的这个方向及其血流。已经发现,在血管恰好精确对准换能器元件对之间时,换能器的灵敏度显著降低。要记住,换能器对是间隔开的,以使得传感器条带能够折曲并弯曲以适应于附着到颈部的弯曲的皮肤表面。在用户对血管的位置没有先验信息并且恰好将传感器放置成使得血管位于两个接收元件之间的盲点时,这种灵敏度损失可能尤其成问题。通过利用图 3A 和 3B 的示例中所示的三角形形状接收元件,可以使元件对覆盖的区域交叠更大程度。在图 3A 中,发射和接收元件交替布置,而在图 3B 的优选实现方式中,有一排专用发射元件 1-5 等以及一排专用接收元件 1'-5' 等。这种覆盖范围交叠减小了各对之间的低灵敏度区域,从而获得更好的灵敏度以及对放置不准确的更高容差。如图 3A 和 3B 所示,利用三角形几何结构,元件之间的空间的方向既不平行也不正交于传感器条带 14 的主要(长度)维度或次要(宽度)维度,从而提高了在将传感器条带横跨血管的假定方向附着时没有空间将与血管对准的机会。在通过条带接收孔径下方区域中的超声波对具有虚线 34 所示的取向的血管进行声照射时,将由至少一个接收元件且在大多数情况下由 2 个接收元件以良好的灵敏度拾取反射的超声信号。对于血管的任何左到右和深度位置,这种情况都成立。利用矩形元件,在血管处于两个接收元件之间时,会有盲区,但图 3A 和 3B 的布置提供了交叠的更大必然性。此外,每个三角形元件的点将产生快速发散的波束,而每个三角形元件的底将呈现出更准直的波束。这种波束图案也确保了无论血管在传感器条带下方的位置如何都有可靠的声照射。

[0026] 如图 3A 和 3B 所示的三角形形状的传感器条带具有一些有利的制造方面。用于换能器元件的一种适当的压电材料为 PZT 陶瓷,其现成地有条状的或片状的并且可以被利用划片锯划片成各个换能器元件。为了划片三角形形状的元件,如图 4 所示,仅有三个需要沿其进行划片的不同的锯切割角度。在这个图示中,如切口切线 38 所示在水平方向上并如划片虚线 76 和 78 所示在两个  $45^\circ$  角上划片带阴影的 PZT 陶瓷片 36。在片的边缘处,在该过程中几乎没有过剩材料丢失。另一实施例将是使用紧密分布的梯形形状元件。梯形形状也产生交叠,但在交叠的量和覆盖一面积所需的元件数量之间可能要做出权衡。

[0027] 图 5a 示出了可以在矩阵 12 中如何定位换能器对的换能器元件以改进信号接收的一个示例。多普勒超声信号取决于角度。在超声波束的方向和血流方向之间的角度为  $90^\circ$  时,多普勒信号处于最小值,在血流方向直接指向或远离换能器时,多普勒信号最强。由于接近皮肤表面 30 的脉管——例如在身体中的平均深度为 20mm 的颈动脉 32——大致平行于皮肤表面,所以发射正交于皮肤表面 30 的超声波的换能器取向将具有与流向成大约  $90^\circ$

的入射角。为了减小这种正交的波束与流向取向的可能性,如图 5a 所示,以较浅的角度倾斜换能器元件。在图 5b 中更详细地示出了超声波束方向和流向之间的这种关系。对于如图所示地倾斜的发射元件 Tx,可以看出,在波行进的方向 86 和血流方向 34 之间形成了锐角,如图 5b 所示。在图 5b 中,换能器元件 Tx 和 Rx 彼此角偏移 15° 的角度。发射波束与血流方向成 75° 的角度,接收波束与其成 60° 的角度。这样形成角度导致发射和接收波束 86 和 88 在血管的预期深度处交叠,如图 5b 中的波束交叠区域所示。

[0028] 在图 5a 和 5b 的示例中,元件倾斜使得波束方向在横向上相对于换能器排的长度维度成一角度,从而有效地导致换能器看到传感器条带的侧面。当横跨血管——例如如图 6b 所示地横跨颈动脉 32——定位传感器条带 10 时,这会工作得很好。横跨(正交于)血管定位传感器条带 10 为外行用户提供了使看不见的脉管与超声交叉的最大机会。于是,发射换能器元件孔径朝向或远离颈动脉 32 中的血流的方向。在如图 6b 所示地定位传感器条带时,将由定位于颈动脉 32 上方的换能器对 T<sub>3</sub>-R<sub>3</sub> 探测到最强的多普勒信号,而其他换能器对不在血管上方。在' 914 专利的图 4 中所示的 Rock 系统中,换能器排大致平行于脉管的长度排列。这样放置的优点是将由多个换能器元件接收信号,从而提高了信噪比,因为在血管上方定位了多个换能器。缺点在于,如果用户误判了血管位置并将换能器定位成平行于但不在隐藏的血管上方,将几乎不会或不会接收到信号。图 6B 的示例性传感器条带放置将提高外行用户成功的可能性。

[0029] 图 6A 是根据本发明原理构造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 控制着系统的各种功能和部件并处理生命体征数据。中央处理和控制单元执行适合于被监测的生命体征以及由系统执行的处理的处理和控制算法。中央处理和控制单元可以通过有线或无线 LAN 连接或蓝牙连接而连接到其他设备。中央处理和控制单元 160 和系统的其他电子部件是由电源子系统 162 供电的,电源子系统 162 可以包括电池、交流线路、电源以及其他电力管理和控制功能。临床医生借助于用户接口 164 与系统交互,用户接口 164 可以包括诸如显示器、音频输入和输出、键盘以及打印机的元件。由 ECG 输入和处理子系统 166 监测并处理患者的 ECG, ECG 输入和处理子系统 166 能够执行诸如阻抗、通气和心律不齐分析这样的功能。该系统包括用于其他生命体征测量和处理 168 的元件,例如 SPO<sub>2</sub>、ETCO<sub>2</sub>、IBP NIBP 等。该系统包括治疗功能 170,例如起搏和除颤,高压系统以及患者隔离。如下文更充分所述,由 CPR 测量子系统 180 测量 CPR 的性能。

[0030] 图 6B 以方框图形式示出了生命体征监测器和治疗系统的一部分,其使用本发明的传感器条带 10 来帮助指导 CPR 的施予。图 6B 中的传感器条带 10 与如前面图 2C 所示地共同连接的发射元件 T<sub>1</sub>-T<sub>5</sub> 以及具有分离的输出的接收元件 R<sub>1</sub>-R<sub>5</sub> 通过导线连接。另一实施例将具有如图 3B 所示地电耦合在一起的一排专用的接收元件和另一排专用的发射元件,在很多实现方式中这可能是优选的。传感器条带 10 连接到除颤器 110——治疗功能 170 之一,其包括图中所示的以下元件。发射发生器 40 产生用于传感器条带 10 的发射元件的发射波形。发射波形呈现出 3-7MHz 范围中的标称频率,在该示例中具有 5MHz 的标称频率,对于脉管超声应用而言这是典型的。发射波形被放大器 42 放大,并被施加到发射换能器元件 T<sub>1</sub>-T<sub>5</sub>。接收换能器元件 R<sub>1</sub>-R<sub>5</sub> 耦合到复用器 44,其将接收换能器元件之一所接收的信号耦合到其输出。选定的接收信号被低噪声放大器 46 放大并被射频带通滤波器 48 过滤。通过混频器 52 和 54 将接收信号下混频到基带,混频器 52 和 54 是由参考发射波形的参考信

号正交驱动的。解调的正交信号在图中被标识为 I 和 Q 且包括多普勒流矢量的正交探测分量。I 和 Q 信号被低通滤波器 56 和 58 过滤,然后被低频噪音滤波器 (thump filter) 或壁滤波器 62 和 64 过滤,其使流速分量通过,但排除 DC (静止组织) 分量和来自脉管壁的分量。经过滤的正交分量被多普勒滤波器 66 和 68 过滤并施加到双模数转换器 70 的两个输入,其对多普勒信号进行数字化。通过快速傅里叶变换 (FFT) 处理器 72 将多普勒信号转换成多普勒频谱。多普勒信号的 FFT 处理是本领域中公知的,例如在 Oppenheim & Schaffer 的 “Discrete-Time Signal Processing” (Prentice Hall, 1989) 中描述了其不同实现方式。在典型的实现方式中,将多普勒样本的连续重叠序列加载到填补了零的滑动样本窗寄存器中,并进行处理以在多普勒频谱图中产生多普勒频率信号  $f_D$ , 该频谱图以零 (DC) 附近为中心,并以由发射间隔率确定的多普勒采样频率的  $\pm 1/2$  为界,发射间隔率通常在千赫兹范围内。如果不是由 FFT 处理器完成,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。

[0031] 功率多普勒信号被耦合到 CPR 测量子系统 180 中包括的分析模块 100, 其能够通过各种方式分析多普勒信号。在一个示例中,如国际专利申请公开 WO 2006/003606 中所述,复用器 44 每 10 秒从不同的接收换能器元件选择信号,在此通过引用将该专利的内容并入。复用器首先从邻近的发射元件选择信号。在这一第一采样周期之后,复用器从元件  $R_2$  选择信号。复用器继续从元件  $R_3$ 、 $R_4$  和  $R_5$  选择信号,然后重复该序列。在此期间,分析模块 100 查找超过给定阈值的强功率多普勒信号,该阈值例如预定噪声水平。将有效的功率多普勒信号识别为超过给定信噪比阈值的信号。在该示例中,在对患者执行 CPR 的同时,除颤器系统正在对功率多普勒信号采样。在援救者按压患者胸部时,从心脏中挤出一定量的血液,压力波将通过脉管系统发出,从而一般会导致颈动脉中的脉动血流。在轮询序列期间探测这种血流的开始,并且在分析模块将其识别为有效功率多普勒信号时,复用器停止轮询并连续地将有效多普勒信号耦合到系统。在该示例中,由颈动脉 32 紧上方的接收换能器元件  $R_3$  探测有效的多普勒信号。然后由系统连续对来自接收元件  $R_3$  的信号采样。有效信号的多普勒频率  $f_D$  指示流速,而峰值信号指示 CPR 导致的最大瞬时流量。

[0032] 复用器 44 实现的采样序列可以呈现出很多变化中的任一种。例如,如果分析模块感测到来自选定接收元件的功率多普勒信号的强度下降,可以控制复用器开始对来自选定元件两侧接收元件的信号采样,以试图在相邻接收元件处找到更强的信号。如果在这些相邻换能器位置的任一个处都未找到更强的多普勒信号,复用器将返回到对来自换能器元件  $R_3$  的信号采样。如果给定设备中有多个处理通道可用,则可以同时监测多个换能器元件,并使用最强的多普勒信号进行分析。

[0033] 除了探测速度之外,通过探测几次胸部按压内峰值速度的再发生来感测多普勒波形的周期。这种再发生率的周期性指示 CPR 期间胸部按压的速率。这种分析的结果是,在听觉上和/或视觉上辅导援救者正确施予 CPR。例如,典型的 CPR 规程可能要求援救者以每分钟 100 次按压的速率施予 15 次按压。如果分析模块感测到的再发生率小于这一期望的速率,则分析模块将向音频合成器 102 或显示屏施加信号,以发出言辞的“更快按压”的指示。音频合成器将产生音频信号,该音频信号被放大器 104 放大并施加到扬声器 106, 扬声器 106 通过声音指示援救者“更快按压”。分析模块还将把按压期间的峰值血流速度与每次胸部按压要获得的期望的最小血流速度比较。例如,典型的峰值速度值大约为 1m/sec。分

析模块使用的参考值可能小于这个标称速率,如果未获得期望的参考速度,则分析模块可以通过音频合成器和用户接口 164 的扬声器发出“更用力按压”命令。诸如一排 LED 或图形显示器的视觉显示器能够以视觉方式以绝对或相对方式示出流信号的强度和 / 或沿着换能器传感器排探测到最强流信号的位置。

[0034] 除了探测峰值速度和多普勒波的周期之外,分析模块还可以产生 CPR 按压导致的血流充分性的其他度量,例如平均速度、容积流量、脉动指数和流动指数,如国际专利申请公开 W02006/030354 中所述,在此通过引用将其内容并入。

[0035] 图 6A 和 6B 的系统具有其他传感器,可以结合多普勒流量传感器使用它们来判定 CPR 的有效性。图 6B 中示出了按压垫 80,其放置在患者胸部上并向其施加 CPR 按压。按压垫包括如美国专利 6351671 中所示的力传感器或优选地包括如美国专利 6306107 中所述的加速度计。每次向垫 80 施加按压时,都产生信号,该信号被放大器 82 放大并被检测器 84 检测。然后结合从多普勒流动信号导出的信息使用检测到的胸部按压信号。例如,按压信号的每次出现都应在时间上与传感器条带 10 感测到有效多普勒流动信号相关。于是,可以使用按压信号对多普勒信号的分析进行时间门控,或相关和确认由分析模块感测到的按压周期性率。在有 ECG 信号时,也可以将其用作时间门。力的幅度或两次积分的加速度信号是所施加的按压的按压力或按压深度的度量,并且可被用于决定是否发出“更用力按压”或“更轻柔按压”命令。例如,尽管低流速或容积流量可能指示援救者应当更用力按压,但按压信号可能显示出援救者已经尽其可在患者身上可安全执行的力度或深度来按压。考虑到这一按压信息,分析模块然后可能收回“更用力按压”命令。

[0036] 图 6B 的系统还具有胸部电极 92、94,其粘附到患者胸部,并用于感测患者的 ECG 信号和胸廓生物阻抗,并提供除颤电击。ECG 和阻抗信号被 ECG、阻抗模块 96 处理并耦合到分析模块,在此可以将它们用于辅助 CPR 辅导。例如,如 671 专利所述,阻抗信号将在按压胸部时呈现出变化,并在放松按压力时再次变化。可以使用这些阻抗变化的发生时间与多普勒信号分析相关或对其进行时间门控,以确认或改进这些信号的检测以及 CPR 辅导命令的适当性。

[0037] 图 7 示出了患者的轮廓,并示出了除颤器 110,其中传感器条带 10 被适当放置在颈部上横跨颈动脉,按压垫 80 在胸部中心,电极 92、94 被放在惯常位置,以用于 ECG 测量和除颤。对于本领域技术人员而言显而易见的是,分析模块能够对来自所有这些传感器的信号进行相关或组合,以更好地产生用于 CPR 的辅导命令。还可以将传感器条带 10 与上方除颤电极 92 组合到一个电极中,该电极放在患者颈部上,如美国专利公开 2003/0199929 中所述。

[0038] 本领域的技术人员将想到传感器条带配置的其他变化。例如,可能希望使用不同形状的换能器元件。例如,发射元件可以是矩形的,而接收元件为三角形,或反之。

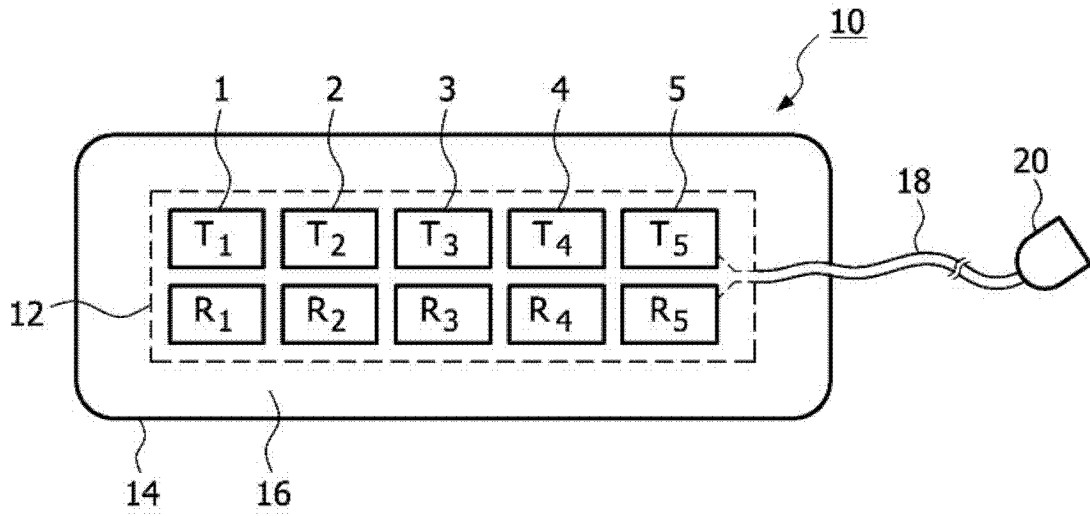


图 1 现有技术

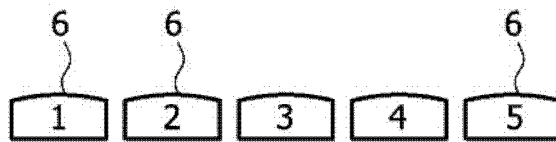


图 2A

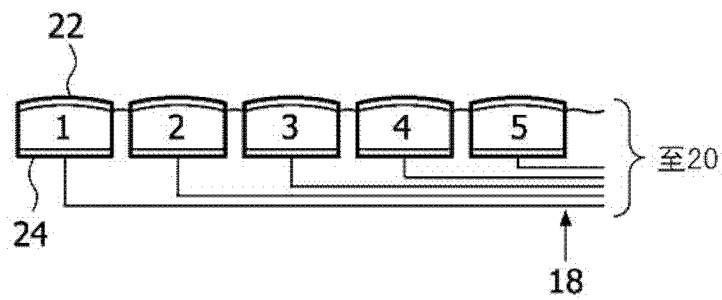


图 2B

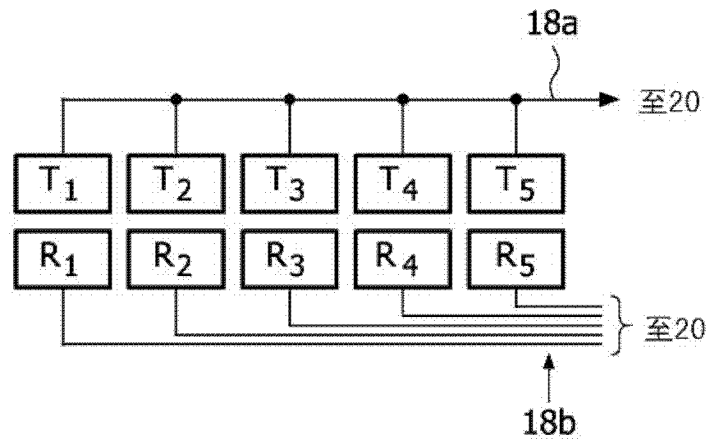


图 2C

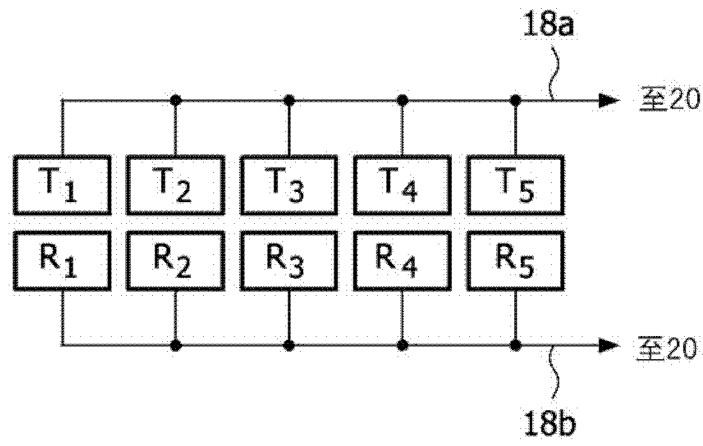


图 2D

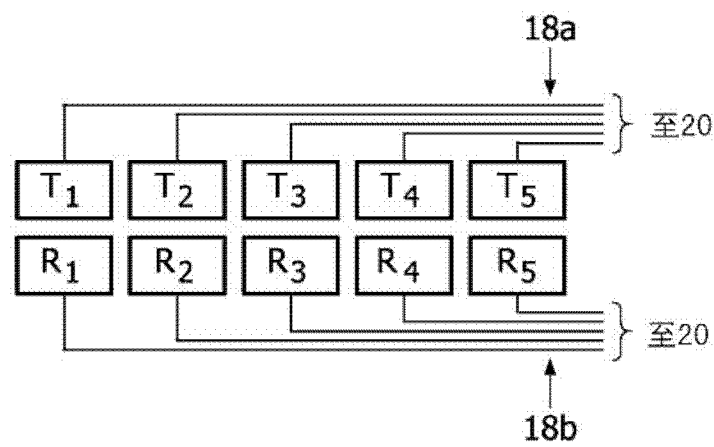


图 2E

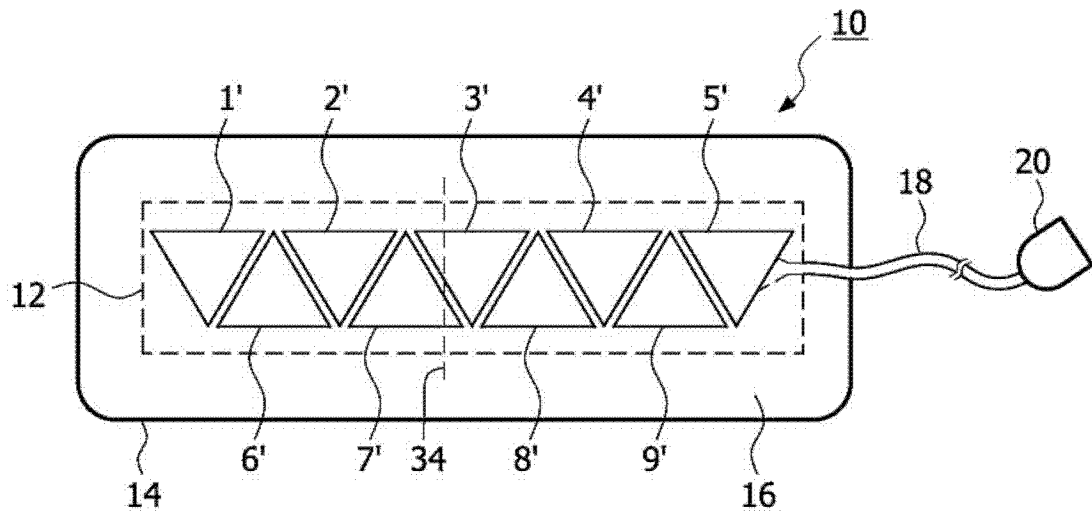


图 3A

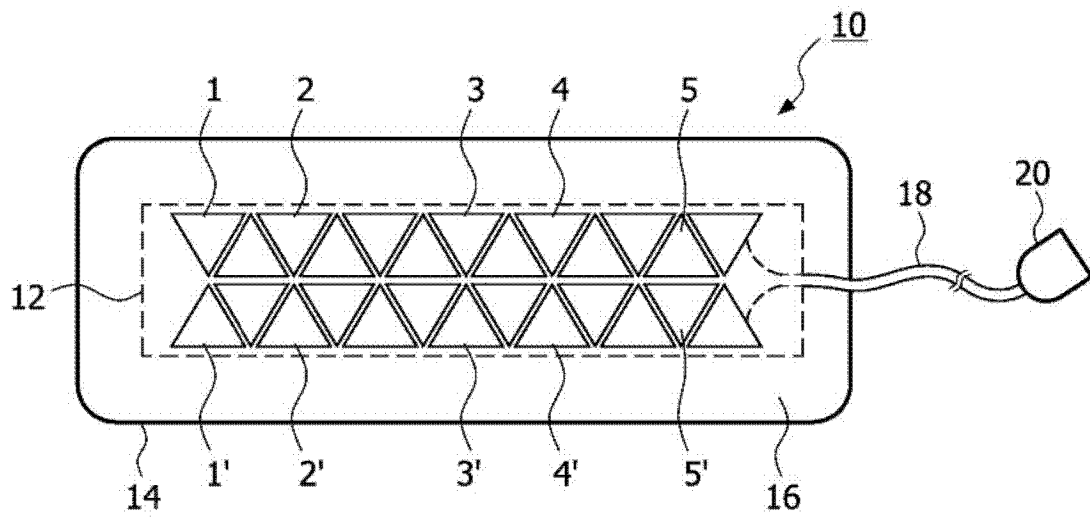


图 3B

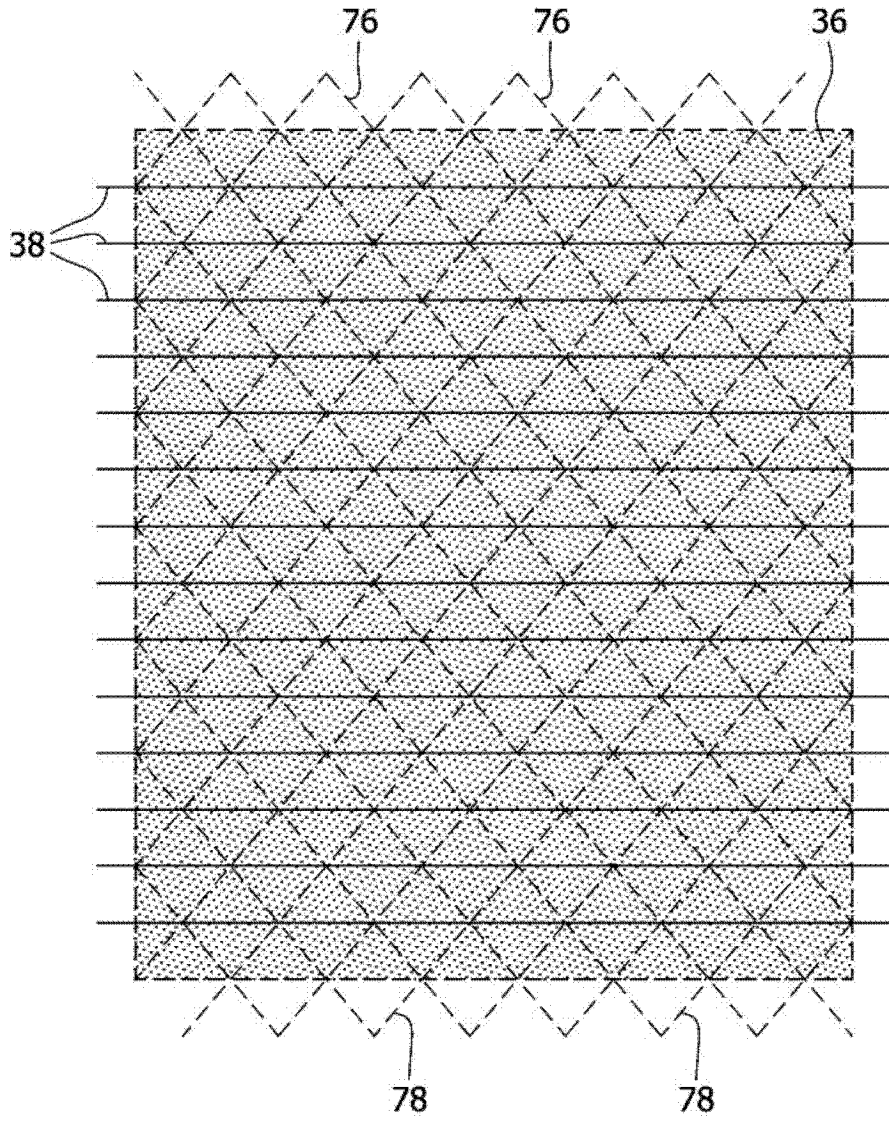


图 4

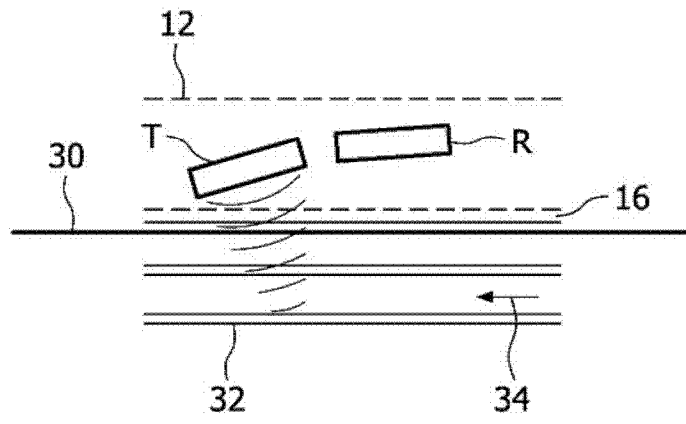


图 5A

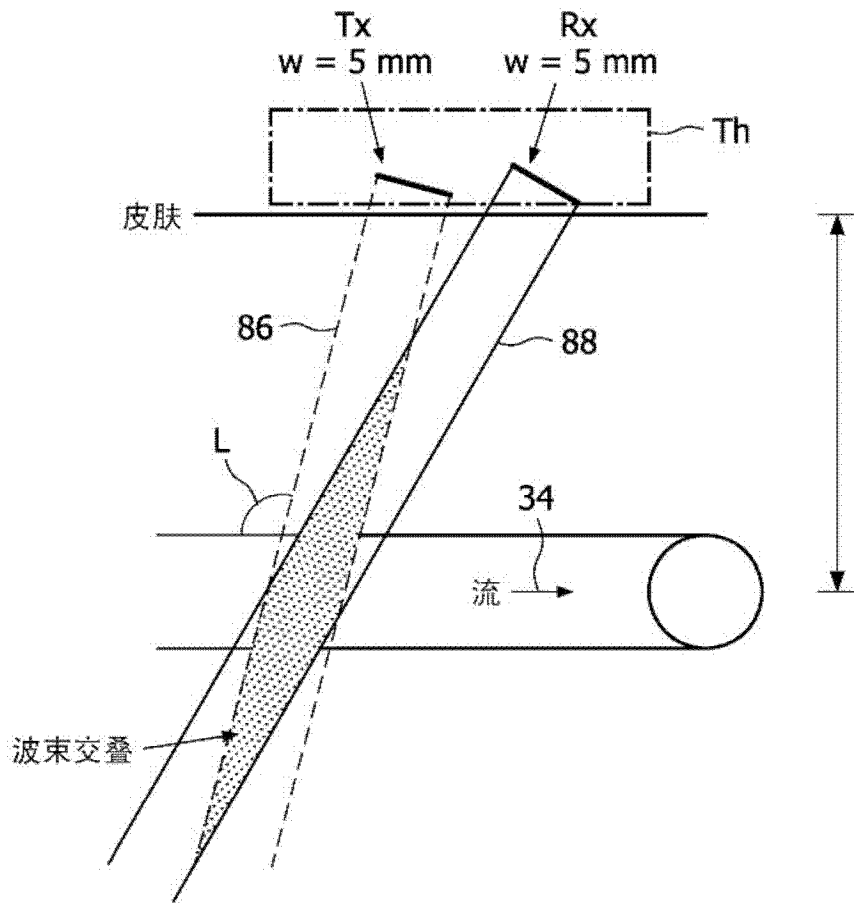


图 5B

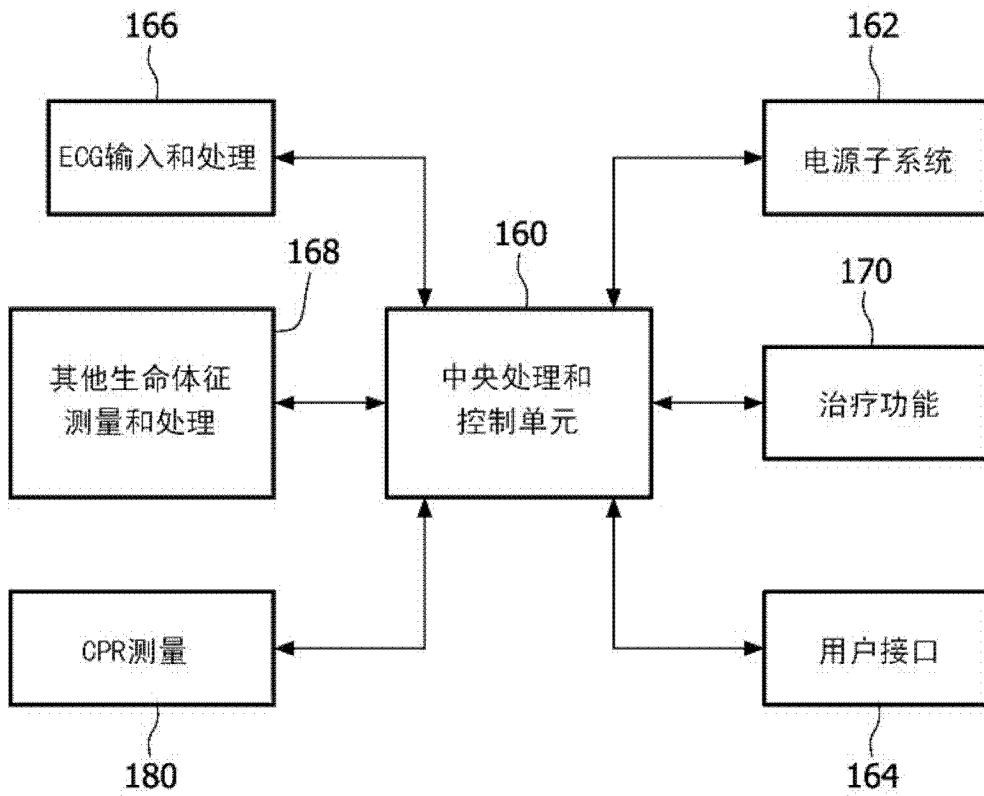


图 6A

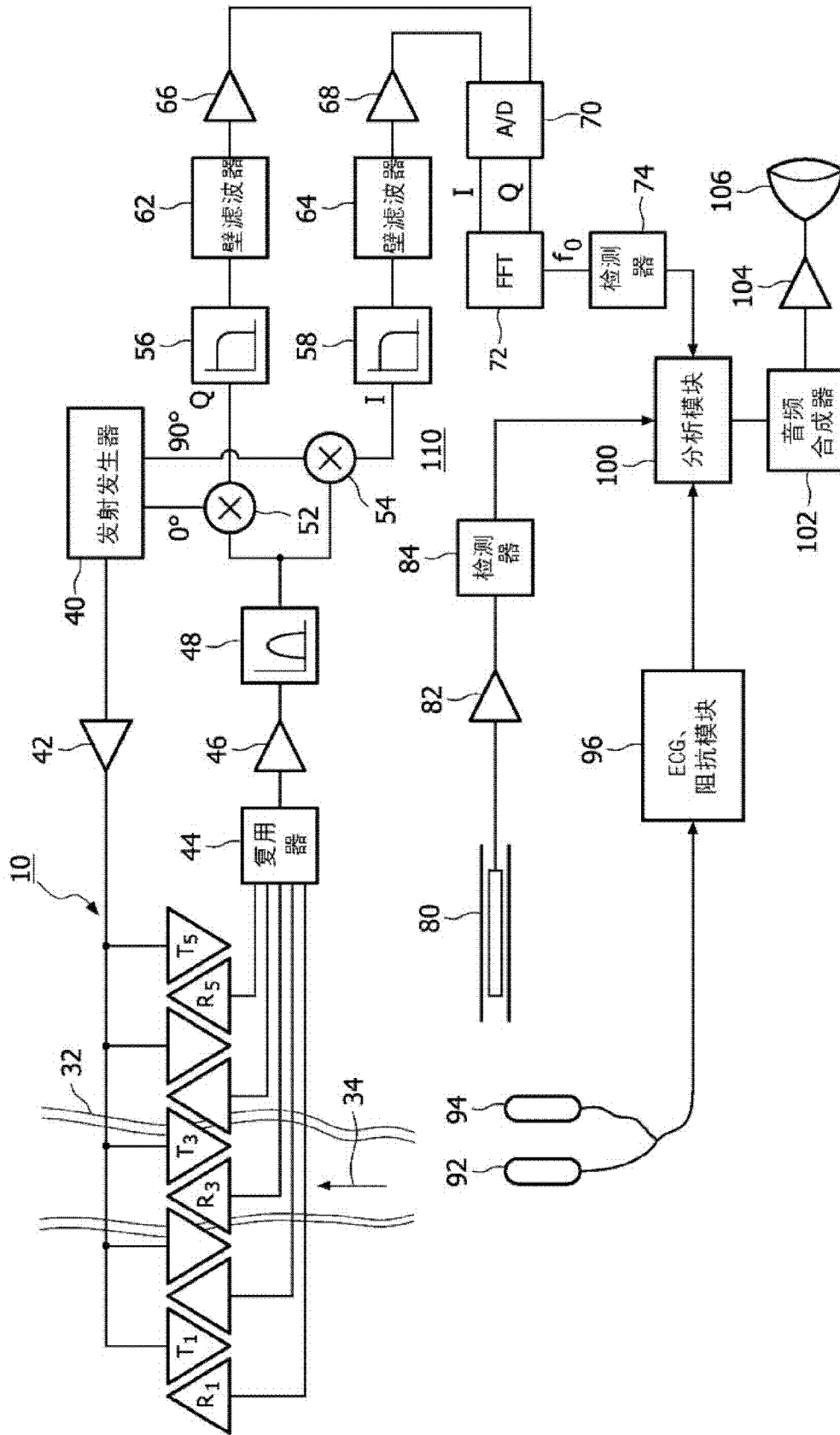


图 6B

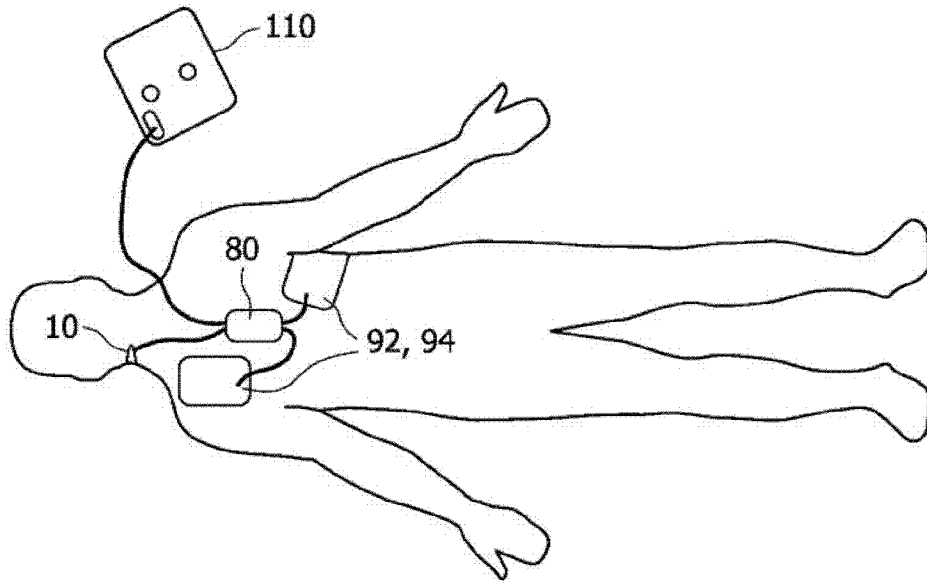


图 7

专利名称(译)	具有三角形传感器几何结构的超声脉管流量传感器		
公开(公告)号	<a href="#">CN102333486A</a>	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	CN201080009367.X	申请日	2010-02-10
[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	R埃尔坎普 E科昂 索拉尔 B拉朱 J弗雷泽		
发明人	R· 埃尔坎普 E· 科昂-索拉尔 B· 拉朱 J· 弗雷泽		
IPC分类号	A61B8/06 B06B1/06		
CPC分类号	A61B8/4236 B06B1/0629 A61B8/06 A61B8/4483 A61B8/4494		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/154844 2009-02-24 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声血流传感器包括多个相邻的三角形形状的换能器元件，换能器元件向血管中发射超声波并从血管中的血流接收反射超声波。优选地，换能器元件被配对成发射和接收元件对。元件被固定在矩阵中，矩阵可以与皮肤声耦合接触地附着。矩阵保持相邻换能器元件稍微间隔开，以使得换能器元件矩阵可以弯曲并符合皮肤表面的形状。三角形元件之间的间隔既不平行于也不正交于矩阵的长度维度，以使得在横跨血管的位置固定矩阵时，血管将不会与换能器元件之间的空间对准。此外，元件的几何结构创建的波束图案在发射和接收波束轮廓之间提供了更多交叠，由此增大了传感器覆盖范围的面积。

