

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01N 29/06 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680023692.5

[43] 公开日 2008 年 7 月 2 日

[11] 公开号 CN 101213445A

[22] 申请日 2006.6.15
[21] 申请号 200680023692.5
[30] 优先权
[32] 2005. 6. 29 [33] US [31] 60/695,044
[86] 国际申请 PCT/IB2006/051937 2006.6.15
[87] 国际公布 WO2007/000680 英 2007.1.4
[85] 进入国家阶段日期 2007.12.28
[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·J·索洛蒙 J·拜伦
H·诺尔斯

[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 谭祐祥

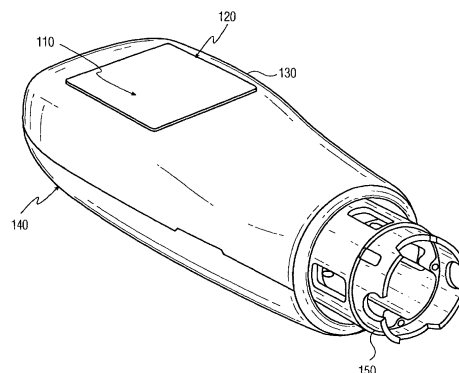
权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波换能器中的优化的温度测量

[57] 摘要

本发明提供一种医学超声波换能器(130)和包括换能器(110、130、310、320、330、340、350)的医学超声波成像系统,这种医学超声波换能器包括:声窗(120),这种声窗(120)用于在患者接触表面接触患者,以形成患者的图像;以及,至少一个温度传感器(110、110A、110B),至少一个温度传感器(110、110A、110B)位于声窗中,以在患者接触表面确定患者接触温度。医学超声波成像系统还包括控制器(310),这种控制器(310)用于按照所确定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。本发明还提供一种利用医学超声波成像系统形成患者的图像的方法,这种方法包括:将声窗的患者接触表面与患者接触,以形成患者的图像;从该至少一个温度传感器在患者接触表面确定超声波换能器的患者接触温度;以及按照所确定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。



1. 一种医学超声波换能器，所述医学超声波换能器包括：
声窗（120），所述声窗（120）用于在患者接触表面接触患者，以形成所述患者的图像；以及
至少一个温度传感器（110、110A、110B），所述至少一个温度传感器（110、110A、110B）位于所述声窗中，以在所述患者接触表面确定患者接触温度。
2. 如权利要求1所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述至少一个温度传感器选自一个组，所述组包括：负温度系数热敏电阻器、热电偶、电阻温度探测器和利用热色液晶的光纤传感器。
3. 如权利要求1所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述声窗包括至少一个层（210、220、230、250）。
4. 如权利要求3所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述至少一个层是选自一个组的层，所述组包括：热塑弹性体、可浇铸塑料和硬塑料。
5. 如权利要求4所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述热塑弹性体是苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯嵌段共聚物（SEBS）或聚醚嵌段酰胺（PEBAX）。
6. 如权利要求4所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述可浇铸塑料选自一个组，所述组包括：室温硫化（RTV）有机硅、聚氨酯和环氧树脂。
7. 如权利要求3所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述至少一个层是选自一个组的不透水聚合物，所述组包括：聚乙烯、聚酯和聚酰亚胺。
8. 如权利要求3所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述传感器嵌入所述至少一个层（250）。
9. 如权利要求3所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述至少一个层包括内层（230）和芯层（220），所述传感器（110）置于所述内层与芯层之间。
10. 如权利要求1所述的医学超声波换能器，其特征在于：所述至少一个传感器位于选自一个组的位置，所述组包括：在所述声窗的中心周围、从所述声窗的中心偏移、在所述声窗的边缘周围以及在所

述声窗的热点周围。

11. 一种医学超声波成像系统，所述医学超声波成像系统包括：

超声波换能器（130），所述超声波换能器（130）包括（i）声窗，所述声窗用于在患者接触表面接触患者，以形成所述患者的图像；以及（ii）至少一个温度传感器（110、110A、110B），所述至少一个温度传感器（110、110A、110B）位于所述声窗中，以在所述患者接触表面确定患者接触温度；以及

控制器（310），所述控制器（310）用于按照所述确定的患者接触温度控制所述超声波换能器的功率成像模式。

12. 如权利要求 11 所述的医学超声波成像系统，其特征在于：所述医学超声波成像系统还包括：

表示装置（350），所述表示装置（350）用于显示所述患者的图像；以及

用户界面（340），所述用户界面（340）用于接收从超声医生至所述控制器的输入。

13. 如权利要求 11 所述的医学超声波成像系统，其特征在于：所述医学超声波成像系统还包括：

患者安全反馈装置（110、310、320、330），所述患者安全反馈装置（110、310、320、330）用于（i）监测来自所述至少一个传感器的患者接触温度，以及（ii）在所述监测的患者接触温度的基础上在较低功率成像模式与较高功率成像模式之间切换。

14. 如权利要求 12 所述的医学超声波成像系统，其特征在于：所述医学超声波成像系统还包括患者安全反馈装置（110、310、320、330、340、350），所述患者安全反馈装置（110、310、320、330、340、350）用于（i）监测来自所述至少一个传感器的患者接触温度，（ii）向所述超声医生显示所述监测的患者接触温度，（iii）通过所述用户界面从所述超声医生接收输入，以及（iv）在从所述超声医生接收的输入的基础上在较低功率成像模式与较高功率成像模式之间切换。

15. 如权利要求 11 所述的医学超声波成像系统，其特征在于：所述超声波换能器（130）的所述至少一个传感器（110、110A、110B）选自一个组，所述组包括：负温度系数热敏电阻器、热电偶、电阻温度探测器和利用热色液晶的光纤传感器。

16. 如权利要求 11 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述超声波换能器的所述声窗包括至少一个层 (210、220、230、250)。

17. 如权利要求 16 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述至少一个层是选自一个组的层, 所述组包括: 热塑弹性体、可浇铸塑料和硬塑料。

18. 如权利要求 17 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述热塑弹性体是苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯嵌段共聚物 (SEBS) 或聚醚嵌段酰胺 (PEBAX)。

19. 如权利要求 17 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述可浇铸塑料选自一个组, 所述组包括: 室温硫化 (RTV) 有机硅、聚氨酯和环氧树脂。

20. 如权利要求 16 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述至少一个层是选自一个组的不透水聚合物, 所述组包括: 聚乙烯、聚酯和聚酰亚胺。

21. 如权利要求 16 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述至少一个传感器嵌入所述至少一个层 (250)。

22. 如权利要求 16 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述至少一个层包括内层 (230) 和芯层 (220), 且所述至少一个传感器 (110、110A、110B) 置于所述内层与芯层之间。

23. 如权利要求 11 所述的医学超声波成像系统, 其特征在于: 所述超声波换能器的所述至少一个传感器位于选自一个组的位置, 所述组包括: 在所述声窗的中心周围、从所述声窗的中心偏移、在所述声窗的边缘周围以及在所述声窗的热点周围。

24. 一种利用医学超声波成像系统形成患者的图像的方法, 所述成像系统包括超声波换能器, 所述超声波换能器包括具有患者接触表面的声窗和位于所述声窗内的至少一个温度传感器, 所述方法包括:

(a) 将所述声窗的所述患者接触表面与所述患者接触, 以形成所述患者的图像;

(b) 从所述至少一个温度传感器在所述患者接触表面确定所述超声波换能器的患者接触温度; 以及,

(c) 按照所述确定的患者接触温度控制所述超声波换能器的功率成像模式。

25. 如权利要求 24 所述的形成患者的图像的方法，其特征在于：
所述形成患者的图像的方法还包括：

向超声医生显示所述确定的患者接触温度；

在所述显示的患者接触温度的基础上从所述超声医生接收输入；

以及

根据从所述超声医生接收的输入控制所述超声波换能器的所述功率成像模式。

超声波换能器中的优化的温度测量

技术领域

本发明总体上涉及超声波医学换能器。本发明尤其涉及具有优化的温度测量的超声波换能器、超声波系统和这种超声波系统的超声波患者安全反馈方法。

背景技术

超声波医学换能器（“换能器”）用于观察患者的体内器官。换能器的超声波范围主要由其下限描述：20kHz，这个下限是人类大致可听到的最高频率。换能器发射超声波脉冲，这些超声波脉冲回射（即反射）、折射或由患者体内的结构所吸收。所反射的回声由换能器接收，且所接收的信号被转变成显示在射频设备上的图像。这种转变可以进行，因为来自体内器官的反射的强度根据邻近的结构之间的“声阻抗”变化。组织的声阻抗与其强度有关；两个邻近的组织之间的声阻抗的差异越大，它们的界限的反射性就越大。

超声波束的频率对图像的分辨率和换能器的穿透能力均有影响。频率较高的超声波具有较长的近场（即声束路径中的区域，在这种区域中，射束的直径随着距换能器的距离的增加而降低）和在远场（即声束路径中的区域，在这种区域中，射束的直径随着距换能器的距离的增加而增加）中的较少发散。因此，频率较高的超声波允许小型结构的更大分辨率。不过，高频率超声波的穿透能力较低，因为它们的能量被患者体内的软组织吸收并散射。另一方面，频率较低的超声波具有较大的穿透深度，但接收到的图像不太清楚。用于人体内部器官的成像（利用声波）的常规频率范围通常在从约 3MHz 至约 5MHz 之间。

通常使用两种类型的分辨能力：侧向分辨能力和轴向分辨能力。侧向分辨能力是分辨并排物体的能力，正如前面所描述的那样，这种分辨能力受到频率的成比例影响（频率越高，侧向分辨能力越高）。频率较高的换能器用于婴儿和儿童，因为不太需要深的穿透，而且可用较大的侧向分辨能力观察较小的结构。较低的频率用于成人，成人

的体内结构较大，并且更需要深度穿透。当然，在确定要使用的适当的频率时，要进行观察的结构、组织或器官（和成像的精确目的）比治疗对象的年龄更重要。例如，对成人进行的诊断性胸部成像可能要求约 7MHz 或更高的频率。轴向分辨能力是分辨叠放物体的能力。由于这与深度穿透有关，所以轴向分辨能力与换能器的频率成反比（取决于患者的大小）。在大的患者中，频率较高的射束由最接近于换能器的物体快速吸收，从而降低深度穿透和轴向分辨能力。

希望超声波系统以最高频率（出于前面所讨论的原因）和最大声强度运行。将声强度最大化通过增加深度穿透和将信噪比（SNR）最大化来提高成像性能。不过，较高的频率和较大的声强度致使换能器变热，而且对与患者相互作用的换能器的表面温度有规章限制（和实际限制）。特别地，通常认为对换能器的患者接触表面的温度上限为约 41℃ 或高于环境温度 16℃。

换能器表面的热由发生在换能器的压电元件中的电声能转换过程和穿过和/或邻近于换能器材料（和患者）的声能产生。现已开发出不同的方法和系统来应对这种发热问题，而且可将这些方法分成两种类型：主动类型和被动类型。被动方案利用冷却机理，即将散出的热尽可能多地散发到换能器表面区域。由换能器阵列所产生的热通常由固体热导体吸收，然后，所捕获的热通过热对流移动到换能器的外壳中，热在该外壳散发到周围的大气中。理想的是，这种外部热对流表面会包括换能器的这个外部表面区域。

被动热逸散系统的一个示例是美国专利 No.5,213,103（'103 专利），该专利通过参考整体地结合在本发明之中。将换能器内部的散热装置置于换能器 10 内并位于压电元件之后，这些压电元件在面 14（即患者接触表面）中，面 14 在换能器 10 的头部 12 上。这种散热装置延伸换能器的整个长度并将热穿过头部 12 传导离开面 14 而到达手柄 16 和电力电缆 18 的侧面。热导环氧树脂用于将这种散热装置附到换能器外壳并将热从散热装置传导至换能器外壳。

被动热逸散系统的另一个示例是美国专利 No.5,555,887（'887 专利），该专利通过参考整体地结合在本发明之中。'887 专利通过将铝箔嵌入换能器阵列前面的声透镜材料中来将热逸散用于内窥超声波换能器。热由铝箔传导至散热装置，这种散热装置位于离开探针的患者

接触表面的位置。美国专利 No.5,721,463 ('463 专利)描述了一种被动热逸散系统,这种被动热逸散系统利用同轴电缆束将热从探针的面排出,该专利通过参考整体地结合在本发明之中。

虽然这些被动散热装置有效,但它们也增加了换能器的总体热逸散阻力。对于大多数换能器而言,主要限制在于,即便是将热均匀地散布在外壳表面上,热也仅耗费换能器的驱动功率的一些瓦特来使换能器表面的平均温度升高,而这种高的温度对于患者或者超声医生来讲均是不可接受的。在这些情形中,尤其是对具有小的表面区域的小型换能器而言,就会发现由于过高的温度而不能够以允许的声强度限制来进行操作。

另一方面,主动方案利用主动冷却装置,如循环制冷剂系统。一个示例是美国专利 No.5,560,362 ('362 专利),该专利描述了一种热逸散系统,在这种系统中,抽运或增压装置主动循环电缆中的气体或液体制冷剂,该电缆的一部分在换能器阵列附近,该专利通过参考整体地结合在本发明之中。这种系统可以是单通、多通或闭环循环系统,且制冷剂可穿过热交换器、热管、热电冷却器、蒸发器/冷凝器系统和/或相变材料。

有几种不同的超声波冷却系统,这些系统利用来自置于换能器内部或附近的温度传感器的反馈来监测或控制换能器的温度。若确定患者接触表面温度处于或接近安全阈值温度,则进入换能器的功率就会受到限制,以减少热量,热接着会对超声波图像质量造成影响。希望尽可能精确地测量患者接触表面的温度,这样就能够在可获取的最大功率操作换能器,以产生最佳的可能的图像质量。

美国专利 No.6,210,356 ('356 专利)公开了一种利用反馈控制的超声波换能器冷却系统,该专利通过参考整体地结合在本发明之中。'356 专利涉及一种导管,这种导管向患者体内的位置提供作为治疗的超声波能(还可能有药物)。因此,在'356 专利中,超声波换能器并不进行成像或感测。将温度传感器置于超声波换能器附近的导管的表面涂层中,以提供导管外表面上的温度测度。这种测度用作用于超声波换能器的功率电路的反馈控制信号。在使用者设定了预定温度之后,功率电路在所测得的温度高于或低于预定温度时以相同的比例减少或增加功率。在'356 专利中所描述的系统还包括安全控制逻辑,这种安全

控制逻辑检测温度传感器的温度何时已超过安全阈值。当这种情况发生时，这些功率电路停止向超声波换能器提供功率。不过，对于超声波成像/测量用途来讲，这种反馈控制系统可能并不适合。

虽然在超声波治疗期间突然关闭动力可能不会造成损坏，但在成像/测量期间突然关闭动力可能会有危险（例如，外科处置期间的突然断电是危险的）。即便是在无危险时关闭成像也会使图像数据的诊断和分析更加困难。

前面所描述的现有技术中的系统一直将温度传感器置于换能器内部或附近并距患者接触表面一定的距离。这样，温度传感器的温度就有可能与患者接触表面的温度不同。现已开发出算法来预测患者接触表面的温度。对于一组环境条件而言，这些算法是正确的。若条件不同于用于开发算法的条件，则这种系统就不会正确地预测患者接触表面的温度。

虽然在超声波医学换能器中已进行了各种改进，但在本领域中仍需要提供超声波医学换能器、系统和方法，这些超声波医学换能器、系统和方法带有优化的温度测量，以更精确地检测患者接触表面的温度，以提供最佳的可能的图像质量，而减少对患者安全的危害。

发明内容

本发明涉及具有优化的温度测量的超声波医学换能器、超声波成像系统和超声波患者安全反馈方法。

根据本发明的实施例，提供一种医学超声波换能器，这种医学超声波换能器包括：声窗，这种声窗用于在患者接触表面接触患者，以形成患者的图像；以及，至少一个温度传感器，该至少一个温度传感器位于声窗中，以在患者接触表面确定患者接触温度。

根据本发明的另一个实施例，提供一种医学超声波成像系统，这种医学超声波成像系统包括：超声波换能器，这种超声波换能器包括（i）声窗，这种声窗用于在患者接触表面接触患者，以形成患者的图像；以及（ii）至少一个温度传感器，该至少一个温度传感器位于声窗中，以在患者接触表面确定患者接触温度；以及，控制器，这种控制器用于按照预定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。

根据本发明的再一个实施例，提供一种利用医学超声波成像系统

形成患者的图像的方法，这种成像系统包括超声波换能器，这种超声波换能器包括具有患者接触表面的声窗和位于声窗内的至少一个温度传感器，这种方法包括：将声窗的患者接触表面与患者接触，以形成患者的图像；从该至少一个温度传感器在患者接触表面确定超声波换能器的患者接触温度；以及，按照所确定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。

附图说明

考虑下面的详细描述并结合附图，本领域中熟练的技术人员就会明白本发明的特征和优点，在这些图中：

图 1 是超声波成像系统的示范性超声波医学换能器；

图 2A 至图 2F 是示于图 1 中的声窗的示范性分解构造，该声窗包括至少一个层和至少一个温度传感器；

图 3 是超声波医学成像系统的示范性框图，该超声波医学成像系统包括示于图 1 中的超声波医学换能器；

图 4 是患者安全反馈方法的示范性流程图，这种方法在示于图 3 中的超声波医学成像系统内以预定温度重置成像模式；

图 5 是患者安全反馈方法的示范性流程图，这种方法在示于图 3 中的超声波医学成像系统内通过用户输入重置成像模式；

图 6 是患者安全反馈方法的示范性流程图，这种方法将成像模式重置到基本成像模式，或者在已在示于图 3 中的超声波医学成像系统中将成像模式重置到基本模式时降低超声波医学换能器的发送电压；

图 7 是患者安全反馈方法的示范性流程图，这种方法通过用户输入设置或重置成像模式。

具体实施方式

本发明涉及具有优化的温度测量的超声波医学换能器、超声波成像系统和超声波患者安全反馈方法。虽然不同实施例中的实施方法的细节不同，但本发明并不限于任何特定类型的超声波换能器或任何特定的成像模式。温度感测元件（传感器）在根据图 1 至图 2F 的超声波医学换能器的声窗中的位置为在患者接触表面的温度的精确测量做准备，以根据图 4 至图 7 中的不同患者安全反馈方法准确地控制换能

器的温度。应将示于图 3 中的超声波医学成像系统的每个功能性模块理解为所指定的功能或功能的组合的抽象概念，且可将每个功能性模块根据需要进行组合或进一步分隔，以实现特别的实施例。这些功能可在软件、硬件或它们的组合中实现。超声波成像系统还可包括本领域中公知的被动或主动热逸散方法和系统。

图 1 示出了结合下面的图 3 所示出的和描述的超声波成像系统的示范性超声波医学换能器 130。超声波医学换能器 130（以下称为“换能器”）包括至少一个温度感测元件 110（以下称为“传感器”）和声窗 120，传感器 110 用于测量温度，且声窗 120 提供用于形成患者图像的患者接触表面。电路 140 将温度读数从传感器 110 传递到控制器（或处理器），这种控制器（或处理器）控制换能器的总体运行，正如在下面参考图 3 至图 7 更详细地描述的那样。互联体 150 将换能器固定到电缆（未示出），以将换能器与结合下面的图 3 所示出的和描述的超声波成像系统互联。正如将在下面参考图 2A 至图 2F 更加详细地描述的那样，传感器 110（或如参考图 2D 至图 2F 所描述的那样的多个传感器 110A、110B）位于声窗 120 中，以为患者接触表面的温度的精确测量做准备并且减少对患者安全的损害。声窗 120 可以是提供适当的声特性以穿过声窗 120 传输声能的多种构造和材料中的任何一个。声窗 120 的构造可包括如在下面参考图 2A 至图 2F 所描述的一层、两层或三层构造。温度感测元件可以是用于提供声窗 120 的患者接触表面的精确温度读数的任何传感器，但足够地小以减少对穿过声窗 120 的声能传输的干扰或阻碍，这种干扰或阻碍可对声成像质量造成负面或有害影响。可接受的传感器 110 或（示于图 2D 至图 2F 中的传感器 110A、110B）的大小与穿过声窗 120 传输的声能的波长有关。更明确地来讲，优选传感器是波长的一小部分，以减少从传感器的能量反射和散射并减少对声图像的干扰。

进一步参看图 1，在对特定超声波成像系统的要求的基础上确定传感器 110 在声窗 120 中的位置。更明确地来讲，用于特定用途的传感器 110 有最适合的几个位置。所有位置的共同目的在于减少对穿过声窗 120 的声能传输的干扰并测量声窗 120 中的热点的温度。换能器 130 的热点通常在穿过声窗 120 传输声能的区域的中心。将传感器 110 定位于声窗 120 的边缘确保传感器对声成像质量的干扰最小。或者，将

传感器 110 定位于声窗 120 的中心可提供最佳总体温度读数，而造成干扰的危险很小。若传感器的大小是穿过声窗 120 传输的声能的波长的一小部分，则可能对声成像质量构成干扰的危险就减小。此外，在球形声窗构造中，应确定传感器 110 的位置，以避免牙咬合，这种牙咬合是球形声窗构造中来自换能器阵列（未示出）的声能干扰。在声窗 120 中可有往往提供有利的测量值的多个偏心位置。例如，在声窗 120 中可有偏心位置，在该位置中，超声波芯片（未示出）产生热点。热点的测量确保对声窗的最热位置进行测量以提高患者的安全性。此外，在所称的“易操纵 CW 模式”中使用超声波成像换能器时，将传感器 110 从该中心偏移会带来好处，在这种模式中，换能器 130 的一半用于传输超声波能，且另一半用于接收超声波能。传输侧往往会比接收侧热。因此，将传感器 110 定位于传输侧上方往往会提供换能器 130 的最热区域的精确测量。

正如前面参考图 1 所提及的那样，传感器 110 可以是减少对穿过声窗 120 的超声波能传输的可能的干扰或阻碍的任何传感器。传感器 110 可以是热敏电阻器、热电偶、电阻温度探测器（RTD）、利用热色液晶（thermalchromic liquid crystal）的光纤传感器或任何上述传感器中的两个或更多（若多个传感器用作示于图 1 中的换能器 130 中）。优选传感器 110 是负温度系数（NTC）热敏电阻器（陶瓷半导体）。虽然 NTC 热敏电阻器可以以玻璃丸、盘、片等的形式，但优选 NTC 热敏电阻器是直径约为 0.005 英寸的丸。NTC 热敏电阻器的与增加温度有关的在电阻中的相对较大的变化为对温度变化的快速回应做准备，这尤其有利于下面参考图 4 至图 7 所描述的患者安全反馈方法。此外，NTC 热敏电阻器的小尺寸减少了对超声波能的阻碍，从而产生改进的声成像质量。

图 2A 示出了示于图 1 中的声窗 120 的示范性构造，这种声窗 120 包括在一层构造中的单传感器。在这种构造中，传感器 110 嵌入一层声窗 250 中。将会注意到，根据前面结合图 1 所描述的目的确定传感器 110 的位置，即减少对穿过一层声窗 250 的超声波能的传输的干扰并测量一层声窗 250 中的热点的温度。在这种构造中，一层声窗 250 是可浇铸塑料，如 RTV（室温硫化）有机硅、聚氨酯或环氧树脂。可通过利用适当的注模、在模腔中恰当地定位传感器并将窗材料注入模

腔中来在制造过程期间将传感器 110 嵌入可浇铸塑料中。硬塑料也可用在这种构造中。通常可通过在制造过程期间注模来将传感器 110 嵌入硬塑料中。柔性电路 140 通过电触点将传感器 110 与控制器（或处理器）互联，如在下面通过参考图 3 所描述的那样。本发明还构思出提供用于声能传输的适当的声性能并足以耐受环境因素的其它材料如聚氨酯也可用于一层声窗 250。

图 2B 示出了示于图 1 中的声窗 120 的另一种示范性构造，这种声窗 120 包括在多层构造中的单传感器。在这种构造中，声窗包括外层 210、芯 220、传感器 110 和柔性电路 140。外层 210 提供用于在超声波成像期间接触患者的患者接触表面。外层 210 用可耐受环境的材料制成，优选不透水聚合物材料，如聚乙烯、聚酯或聚酰亚胺。芯层 220 是基于其声性能即声阻和声速所选择的弹性材料（即“弹性体”）。一般来讲，可以使用任何热塑弹性体。优选这种弹性体是 SEBS（Styrene-ethylene-butylene-styrene，苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯嵌段共聚物）或 PEBAX（poly-ether-block-amide，聚醚嵌段酰胺）。传感器 110 位于芯层 220 与外层 210 之间。外层 210 提供将芯层 220 与外部环境隔离的环境阻挡层。将会注意到，芯层 220 还可以是可浇铸塑料或硬塑料，如前面参考图 2A 所描述的那样。柔性电路 140 通过电触点将传感器 110 与控制器（或处理器）互联，如在下面通过参考图 3 所描述的那样。

图 2C 示出了示于图 1 中的声窗 120 的再一种示范性构造，这种声窗 120 包括在另一种多层构造中的单传感器。在这种构造中，声窗包括外层 210、芯 220、传感器 110、柔性电路 140 和内层 230。正如在前面所描述的那样，外层 210 提供用于在超声波成像期间接触患者的患者接触表面。外层 210 和芯层 220 用前面通过参考图 2B 所描述的材料制成。内层 230 用聚酯材料制成，如 Dupont Teijin Films 公司生产的 Mylar。不过，在这种构造中，传感器 110 位于内层 230 与芯层 220 之间。内层 230 和外层 210 提供将芯层 220 与外部环境隔离并与示于图 1 中的换能器 130 的内部隔离的环境阻挡层。芯层 220 还可以是可浇铸塑料或硬塑料，如前面参考图 2A 所描述的那样。柔性电路 140 通过电触点将传感器 110 与控制器（或处理器）互联，如在下面通过参考图 3 所描述的那样。

图 2D 示出了示于图 1 中的声窗 120 的再一种示范性构造, 这种声窗 120 包括在单层构造中的多个传感器。在这种构造中, 传感器 110A、110B 嵌入一层声窗 250 中。根据前面结合图 1 所描述的目的确定温度传感器 110A、110B 在一层声窗 250 中的位置, 即减少对穿过一层声窗 250 的超声波能的传输的干扰并测量一层声窗 250 中的热点的温度。虽然在图 2D 中示出了两个传感器, 但本发明还构思出, 可在特定要求的基础上提供任何数量的传感器。声窗是浇铸塑料或硬塑料, 如前面参考图 2A 所描述的那样。虽然为了清楚和简短起见在图中将柔性电路 140 示出为通过电触点 240 将互联传感器 110A 如在下面通过参考图 3 所描述的那样与控制器 (或处理器) 互联, 但将会理解, 通常可提供另外的柔性电路以用于传感器 110B 并用于所提供的其它任何传感器。正如前面所提及的那样, 本发明还构思出提供用于声能传输的适当的声性能并足以耐受环境因素的其它材料也可用于一层声窗 250, 尤其是如参考图 2A 所描述的那样。可将来自多个传感器 110A、110B 的温度测量值平均, 以提供平均温度。或者, 可将多个传感器 110A、110B 中的一个传感器的最大温度读数用作温度测量值。最后, 初级传感器可用于温度测量并结合多个传感器 110A、110B 的其它传感器, 这些传感器在传感器故障的情况下提供温度测量冗余。

图 2E 示出了示于图 1 中的声窗 120 的再一种示范性构造, 这种声窗 120 包括在多层构造中的多个传感器。在这种构造中, 声窗包括外层 210、芯 220、传感器 110A 和 110B 和柔性电路 140。外层 210 提供用于在超声波成像期间接触患者的患者接触表面。外层 210 和芯层 220 用前面通过参考图 2B 所描述的材料制成。传感器 110A、110B 位于外层 210 与芯层 220 之间。外层 210 提供将芯层 220 与外部环境隔离的环境阻挡层。正如前面参考图 2D 所描述的那样, 可将多个传感器 110A、110B 平均, 以提供平均温度。或者, 可将多个传感器 110A、110B 中的一个传感器的最大温度读数用作温度测量值。最后, 初级传感器可用于温度测量并结合多个传感器 110A、110B 的其它传感器, 这些传感器在传感器故障的情况下提供温度测量冗余。

图 2F 示出了示于图 1 中的声窗 120 的再一种示范性构造, 这种声窗 120 包括在另一种多层构造中的多个传感器。在这种构造中, 声窗包括外层 210、芯 220、传感器 110A 和 110B、柔性电路 140 和内层 230。

外层 210 提供用于在超声波成像期间接触患者的患者接触表面。外层 210 和芯层 220 用前面通过参考图 2B 所描述的材料制成。内层 230 用通过参考图 2C 所描述的材料制成。传感器 110A、110B 位于内层 230 与芯层 220 之间。内层 230 和外层 210 提供将芯层 220 与外部环境隔离并与示于图 1 中的换能器 130 的内部隔离的环境阻挡层。如前面参考图 2D 所描述的那样，可将来自多个传感器 110A、110B 的温度测量值平均，以提供平均温度。或者，可将多个传感器 110A、110B 中的一个传感器的最大温度读数用作温度测量值。最后，初级传感器可用于温度测量并结合多个传感器 110A、110B 的其它传感器，这些传感器在传感器故障的情况下提供温度测量冗余。

图 3 示出了示范性超声波医学成像系统，这种超声波医学成像系统包括参考图 1 至图 2F 所描述的超声波医学换能器。电源 320 由控制器 310 控制并向超声波医学成像系统的各种器件供电。换能器 130 也受控于控制器 310。例如，控制器 310 控制发送到换能器 130 的电力的量，从而控制换能器的功率成像模式。控制器包括存储器 330，存储器 330 用于储存各种编程指令，以控制成像系统。用于在下面结合图 4 至图 7 所描述的患者安全反馈方法的指令储存在存储器 330 中。控制器还执行存储器 330 中的指令以实施在下面结合图 4 至图 7 所描述的方法。现已注意到，存储器 330 可位于成像系统中的任何位置。正如前面所提及的那样，本发明并不仅限于任何特定类型的成像超声波系统，也不仅限于特定的成像或非成像模式。用户界面 340 允许用户（即“超声医生”）监测超声波系统的条件和/或与超声波系统互动；用户界面 340 包括键盘（和鼠标）、麦克风（和语音识别软件）、手持输入设备或其它任何形式的输入设备。表示装置 350 用于显示系统参数，并且可用于或不可用于观察所进行的超声波测试的结果。表示装置 350 可包括显示监视器、扬声器（带有语音合成或预录语言）或用于表示系统参数的状态和/或允许超声医生与超声波系统互动的其它任何装置。

图 4 示出了患者安全反馈方法的示范性流程图，这种患者安全反馈方法在示于图 3 中的超声波医学成像系统中以预定的温度重置成像模式。在步骤 410 中，控制器 310 监测来自传感器 110 的超声波换能器 130 的声窗 120 的患者接触表面的当前温度 T_{cur} 测量值。在步骤 410 中，

假设换能器 130 处于最大功率成像模式（即“原始成像模式”）。将会注意到，若使用多于一个的传感器，如示于图 2D 至图 2F 的传感器 110A、110B，则可将最大温度测量值用作当前温度 T_{cur} ，或者可将这些测量值平均以获得当前温度 T_{cur} 。在步骤 420 中确定当前温度 T_{cur} 是否已超过阈值温度 T_{th} 。阈值温度 T_{th} 可以是小于或等于临界温度 T_{crit} 的任何温度，在此临界温度 T_{crit} 可出现对被成像的患者的不适和/或伤害。若当前温度 T_{cur} 低于步骤 420 中的阈值温度 T_{th} ，则这种方法返回到监测步骤 410。若当前温度 T_{cur} 大于或等于步骤 420 中的阈值温度 T_{th} ，则这种方法切换至步骤 430 中的较低功率成像模式。出于在较低功率成像模式中产生的较低功率的原因，换能器 130 不会变得很热，并能够从由前面的最大功率成像模式所导致的较高的温度冷却下来。切换至步骤 430 中的较低功率成像模式可通过改变（而不是减小）一个或多个系统参数以降低步骤 430 中的温度来实现。可预先确定要改变的一个或多个系统参数，即硬连接或编程到成像系统中。或者，可由超声医生输入要改变的一个或多个参数，且超声医生可选择并确定一个或多个系统参数的变化量。

进一步参看图 4，在步骤 440 中确定是否应将成像系统重置到原始成像模式。在当前温度 T_{cur} 是小于还是等于重置温度 T_{res} 的基础上确定这种重置，重置温度 T_{res} 低于阈值温度 T_{th} 。若在步骤 440 中确定当前温度 T_{cur} 是小于还是等于重置温度 T_{res} ，则在步骤 450 中将成像系统切换回原始成像模式。重置到原始成像模式可通过将已在前面的步骤 430 中改变的一个或多个系统参数切换回它们的原始值来实现，在步骤 430 中的改变之前已将这些原始值设定。或者，若确定步骤 440 中的重置并无必要，则这种方法继续监测当前温度 T_{cur} ，直到步骤 440 中的条件得到满足且在步骤 450 中进行到原始成像模式的重置。之后，图 4 中的方法继续步骤 410 中的监测。也可采用其它重置方法，如由超声医生进行的手动重置。美国专利 No.6,709,392 描述了可被改变以降低换能器温度的系统参数，该专利通过参考整体地结合在本发明之中。可根据需要或特定情况的要求来使用这些重置方法中的任何一种或这些重置方法的组合。最后，将会注意到，在某些情况下，成像系统可不重置到原始成像模式，并且保持在较低的功率成像模式，直到超声医生完成了成像过程。

图 5 示出了患者安全反馈方法的示范性流程图，这种患者安全反馈方法在示于图 3 中的超声波医学成像系统中通过用户界面重置成像模式。图 5 中的与图 4 中的步骤相同的步骤执行相同的功能度；图 4 中的这些步骤整体地结合在图 5 中的步骤中，因此不再进行描述。在图 5 中，步骤 440 已由步骤 540 替代，在步骤 540 中，这种方法监测用于用户输入的成像系统，以确定超声医生是否已指明了从功率较低的成像模式切换回原始功率成像模式。若在步骤 540 中确定超声医生已指明了切换，则这种方法在步骤 450 中将超声波成像系统切换到原始成像模式。这样，超声医生就有能力在步骤 450 中切换到最大功率成像模式（原始成像模式）。图 5 中的方法在步骤 410 中继续监测。虽然为了清楚和简短起见在图中并未示出，但将会理解，超声医生同样有能力在步骤 450 中的原始成像模式之外切换到步骤 430 中的功率较低的成像模式。这样，超声医生就可以在无论何时原始功率成像模式变得不必要或在超声医生发现温度变得太高时通过改变到功率较低的成像模式来避免达到阈值温度 T_{th} 。

图 6 示出了患者安全反馈方法的示范性流程图，这种患者安全反馈方法在示于图 3 中的超声波医学成像系统中将成像模式重置到基本成像模式，或者在已将成像模式设置到基本成像模式时减少超声波医学换能器的传输电压。更明确地来讲，一旦达到阈值温度 T_{th} ，则功率成像模式就默认到基本成像模式。若系统已处于基本成像模式，则系统就较低传输电压，以较低超声波换能器 130 的温度。将会注意到，在步骤 410 中，成像系统处于原始功率成像模式。在步骤 410 中监测温度 T_{cur} ，并在步骤 420 中确定当前温度 T_{cur} 是大于还是等于阈值温度 T_{th} 。若当前温度 T_{cur} 小于步骤 420 中的阈值温度 T_{th} ，则这种方法通过返回到步骤 410 来继续监测。若当前温度 T_{cur} 大于或等于步骤 420 中的阈值温度 T_{th} ，则这种方法继续步骤 625。

进一步参看图 6，在步骤 625 中确定成像系统目前是否处于基本成像模式。若系统在步骤 625 中不处于基本成像模式，则系统在步骤 625 中切换至基本成像模式。之后，在步骤 635 中确定是否应将成像系统重置到原始功率成像模式。在本发明中，重置步骤 635 包括将成像模式重置到原始功率成像模式的任何方式。因此，步骤 635 可以是参考图 4 所描述的自动确定步骤 440、参考图 5 所描述的用户控制的确定步

骤 540 或其它任何类型的重置。若在步骤 635 中确定要将成像系统重置，则这种方法继续步骤 640，在步骤 640 中，将成像系统切换回原始成像模式，且这种方法返回到监测步骤 410。

进一步参看图 6，若系统在步骤 625 中处于基本成像模式，则这种方法在步骤 645 中减少成像系统的传输电压。在步骤 650 中，以类似于参考步骤 635 所描述的方式确定是否应将成像系统重置到原始功率成像模式。若在步骤 650 中确定要将成像系统重置，则这种方法继续步骤 655，在步骤 655 中，将成像系统切换回原始成像模式，且这种方法返回到步骤 410 中的监测。将会注意到，在步骤 645 中成像系统的传输电压的减少可由改变成像系统的其它参数以降低超声波换能器的温度的步骤来替代。这些系统参数包括但并不仅限于工作循环（系统会减少每个传输与接收循环期间传输压电元件活动的时间量）、频率（系统降低超声波声波的频率）、帧频（系统降低帧频，即每秒钟扫描的数量）、脉冲重复频率（“PRF”，系统减少每秒钟形成的射束的数量）、孔径（系统减小孔径的尺寸）、成像深度（系统减小扫描深度）和/或区段宽度（系统减小所扫描的区域的宽度）。

图 7 示出了患者安全反馈方法的示范性流程图，这种患者安全反馈方法通过用户界面设置或重置成像模式。控制器 310 监测来自传感器 110 的超声波换能器 130 的声窗 120 的患者接触表面的当前温度 T_{cur} 测量值。在步骤 410 中，假设换能器 130 处于最大功率成像模式（即“原始成像模式”）。将会注意到，若使用多于一个的传感器，如示于图 2D 至图 2F 的传感器 110A、110B，则可将最大温度测量值用作当前温度 T_{cur} ，或者可将这些测量值平均以获得当前温度 T_{cur} 。所监测的温度显示在表示装置 350 上。超声医生可监测或观察这种温度并采取行动以改变功率成像模式。处理患者接触表面的当前温度 T_{cur} 之外，还可将前面所描述的其它成像系统参数显示在表示装置 350 上。可以用多种方式显示信息的温度和其它系统参数：显示为量规图标、显示为数字读出、显示为直方图，或者以视觉上指明数量的其它任何方式。其它系统参数可包括电压、电流功率成像模式、帧频、区段宽度等。此外，还可显示在换能器达到临界温度 T_{crit} 之前所剩余的时间，这样，超声医生就可以正确地确定改变功率成像模式的正确时间。

进一步参看图 7，这种方法继续步骤 420，步骤 420 确定当前温度

T_{cur} 是大于还是等于阈值温度 T_{th} 。若当前温度 T_{cur} 大于或等于阈值温度 T_{th} ，则报警就会发声或发出以指明超声医生应在换能器达到临界温度 T_{crit} 之前切换功率成像模式。这种报警可采取吸引超声医生的注意力的任何常规形式，如音频、视觉或视听报警。例如，报警可产生音频声和/或作为闪动图标出现在表示装置 350 上。在将报警在步骤 735 发出之后，确定超声医生是否启动步骤 735 中的模式切换。若超声医生并未启动步骤 735 中的模式切换，这种方法返回到步骤 725，在步骤 725 中发出报警。若超声医生启动步骤 735 中的成像模式切换，则在步骤 750 中切换成像模式，且图 7 中的方法返回到步骤 410 中的监测。

进一步参看图 7，若当前温度 T_{cur} 小于步骤 420 中的阈值温度 T_{th} ，则确定超声医生是否启动步骤 740 中的模式切换。若超声医生未启动步骤 740 中的模式切换，则这种方法返回到步骤 410，在该步骤中，这种方法监测当前温度 T_{cur} 。若超声医生启动了步骤 740 中的成像模式切换，则在步骤 750 至将成像模式切换，且图 7 中的方法返回到步骤 410 中的监测。

将会注意到，从不同的成像模式形成的图像结合以显示给用户的方式可具有多种形式。形式格式的示例包括：交变帧、交变扫描线或复合图像。在交变帧格式中，显示在谐波成像的基础上的图像与基本成像基础上的图像之间将帧交变。这种混合格式产生闪耀外观，这种闪耀外观不太分散，因为图像的总体效果就像是由不同的照明设备照明（不是简单的交变明暗照明）。将这种谐波图像的亮度自动调节到基本图像的亮度有助于这种混合格式。在交变扫描线格式中，用谐波图像对扫描平面中的其它每条线进行扫描。所产生的组合图像用规则的显示平均显示，这种规则的显示平均用于修匀和填充扫描线。规则显示的这种平均将图像的外观修匀。在复合图像格式中，通过显示有限宽度的中心谐波图像并用低功率基本模式图像填满区段的边缘来形成复合图像。

本发明并不以任何形式受限于前面所描述的实施例，并且还构思出更加复杂的方法。作为一个示例，虽然并未明确讨论 3D 成像，但成像系统以容易地用于 3D 成像。作为另一个示例，可通过加上其它步骤来对上述这些方法中的任何一种进行修改，在其它的这些步骤中，一旦达到临界温度 T_{cri} （在此温度可出现对患者的不适和/或伤害），则

将超声波换能器关闭。作为再一个示例，在超声波换能器温度接近于临界温度 T_{cri} 时，还可生成各种水平的阈值报警。

将会理解，由位于声窗的温度传感器所测量的患者接触表面的温度增强上述超声波成像系统和患者安全方法。由于温度测量值是声窗温度的精确确定而不是对这种温度的估计，所以患者的安全性和舒适性处于更严格的控制之下，并且可根据上述患者安全方法及时进行调整。

虽然已对适用于本发明的优选实施例的本发明的新颖性特征进行了图示和描述，但将会理解，本领域中熟练的技术人员在并不背离本发明的精神的情况下可对所示出的设备的形式和细节以及运行进行各种省略和替代以及变化。例如，本发明明确旨在以基本上相同的方式执行基本上相同的功能以达到相同的结果的元件和/或方法步骤的组合在本发明的范围之内。而且，应认识到，可以用其它任何公开的或描述的或建议的形式或实施方式来组合结合本发明的任何公开的形式或实施方式所示出的和/或描述的结构和/或元件和/或方法步骤，以作为设计选择的总体事项。

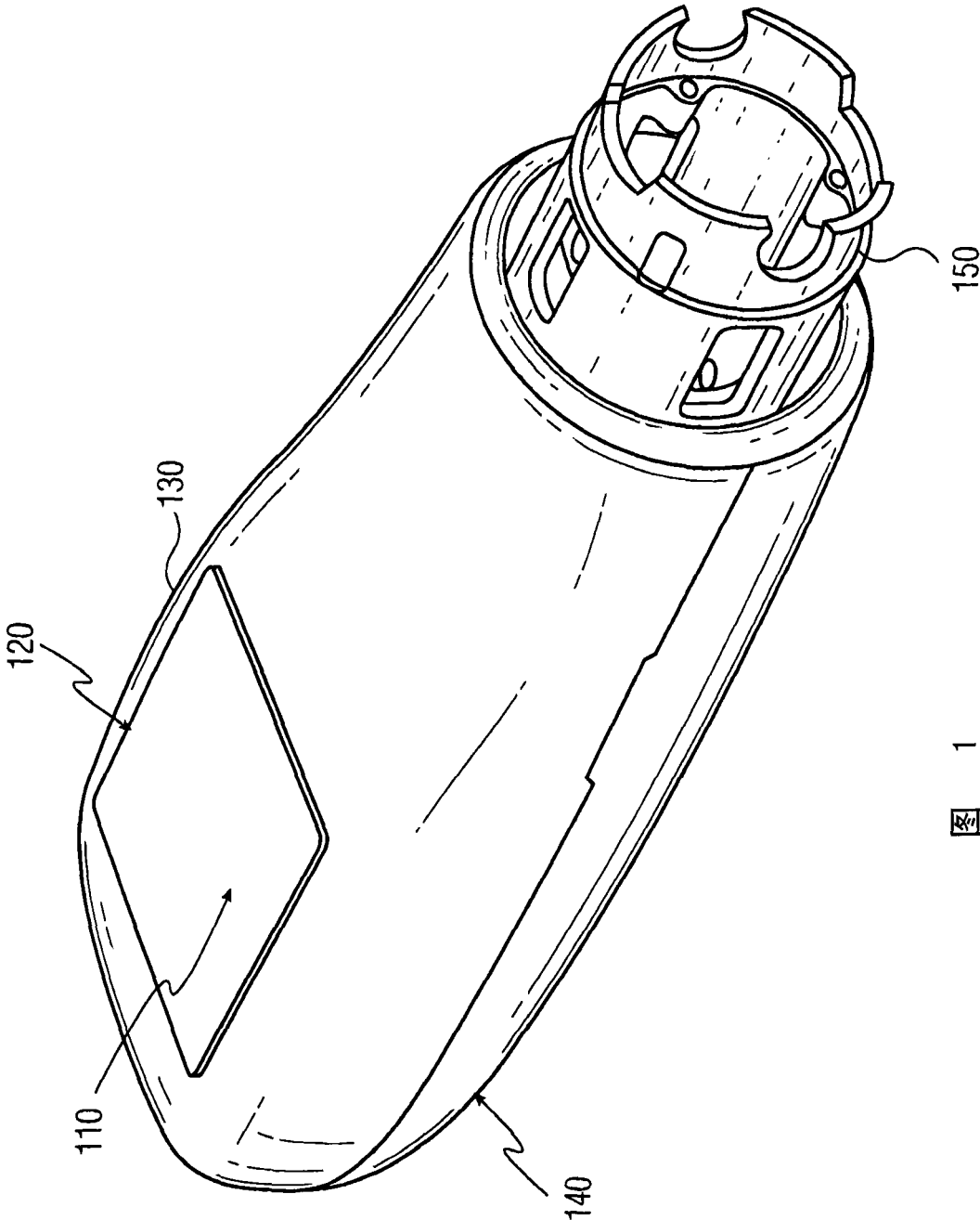


图 1

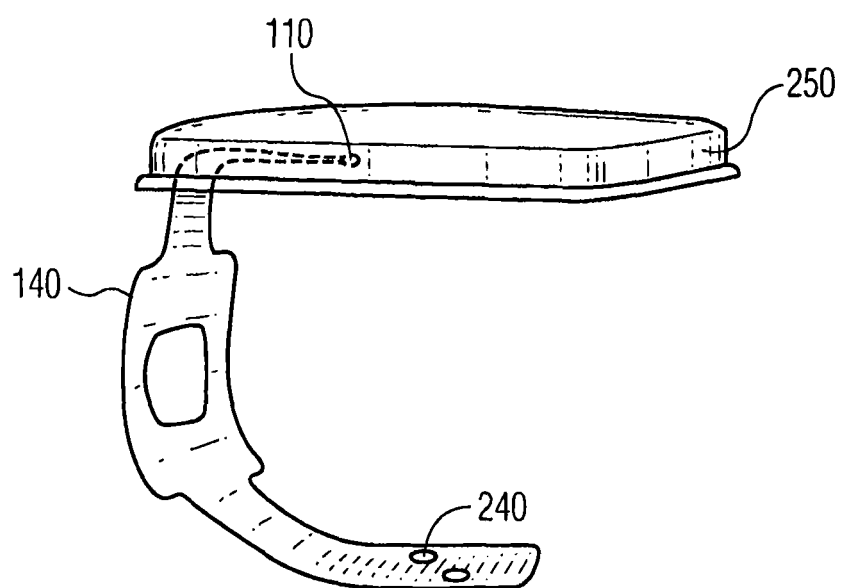


图 2A

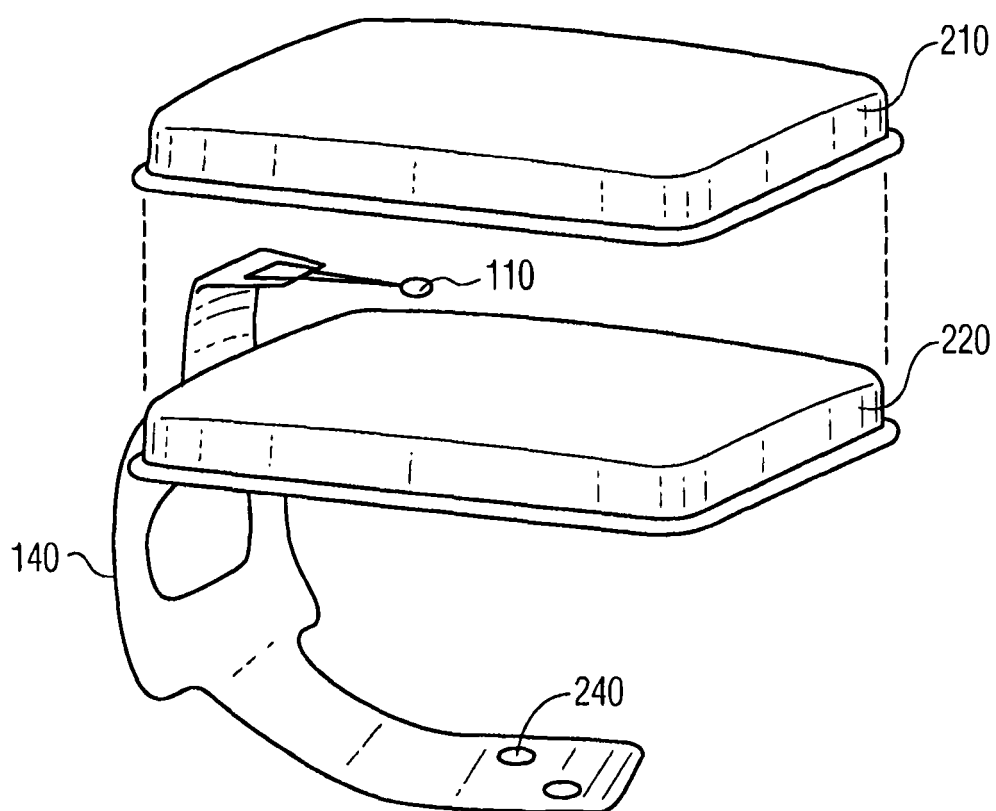


图 2B

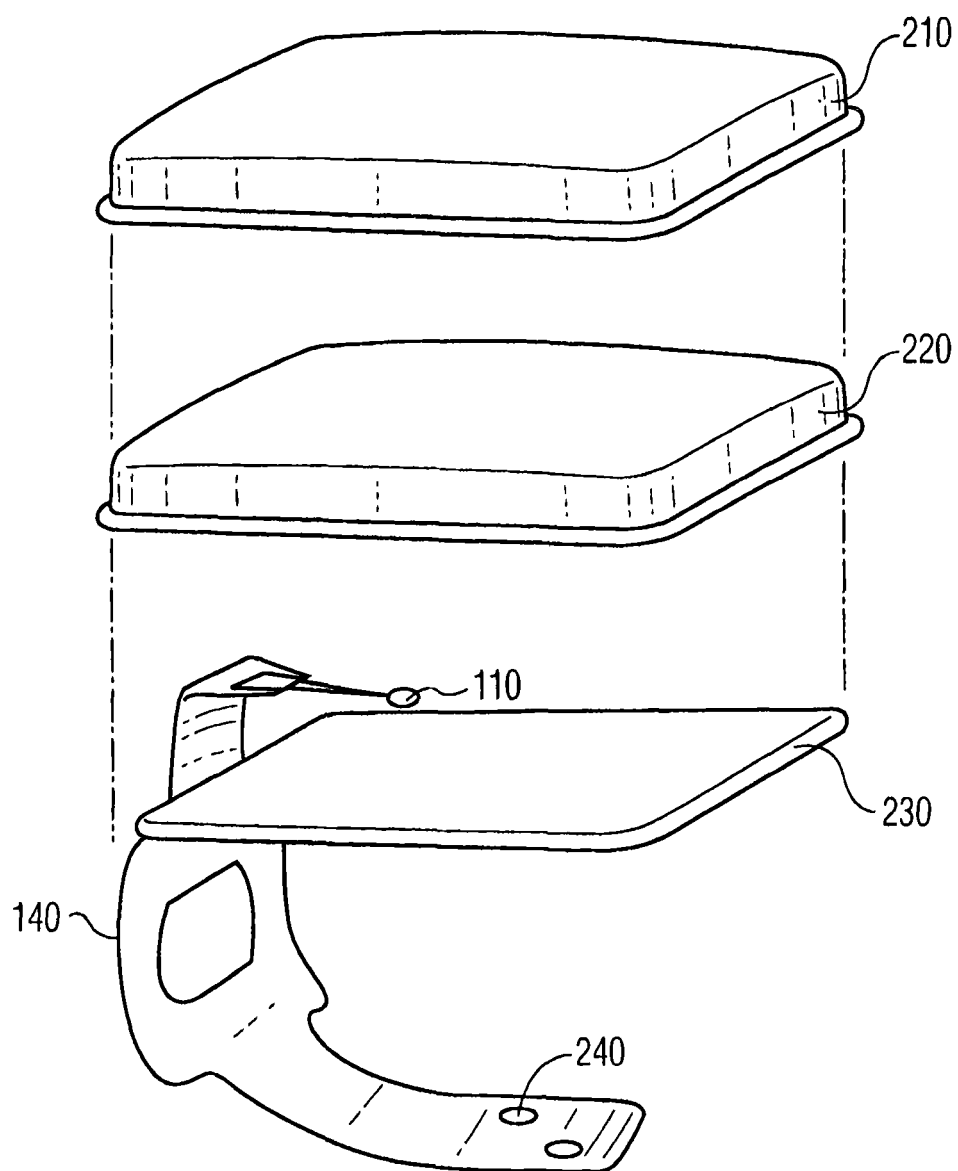


图 2C

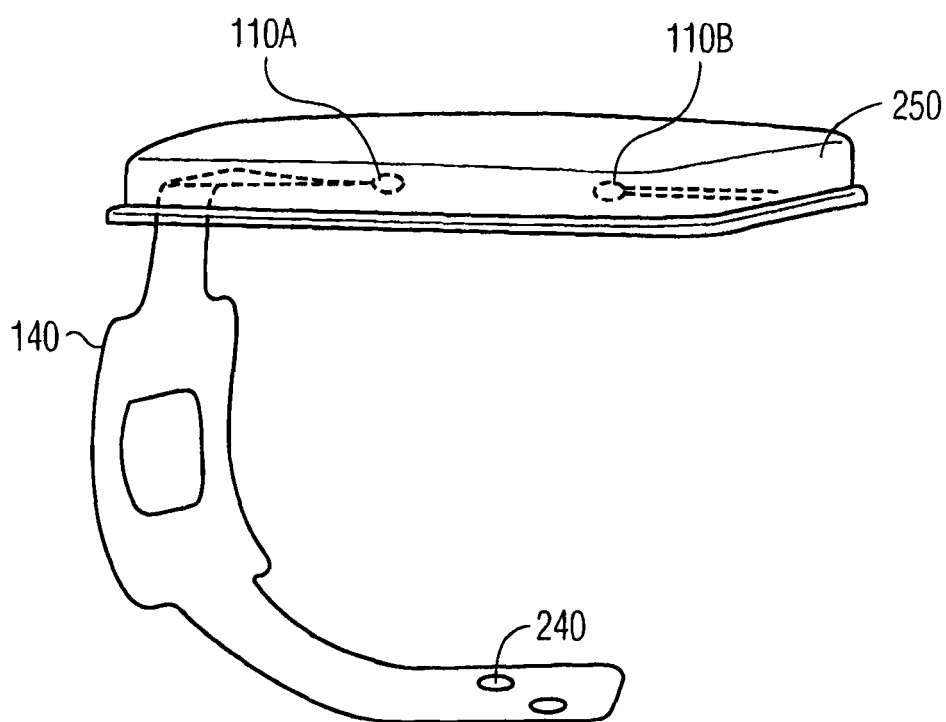


图 2D

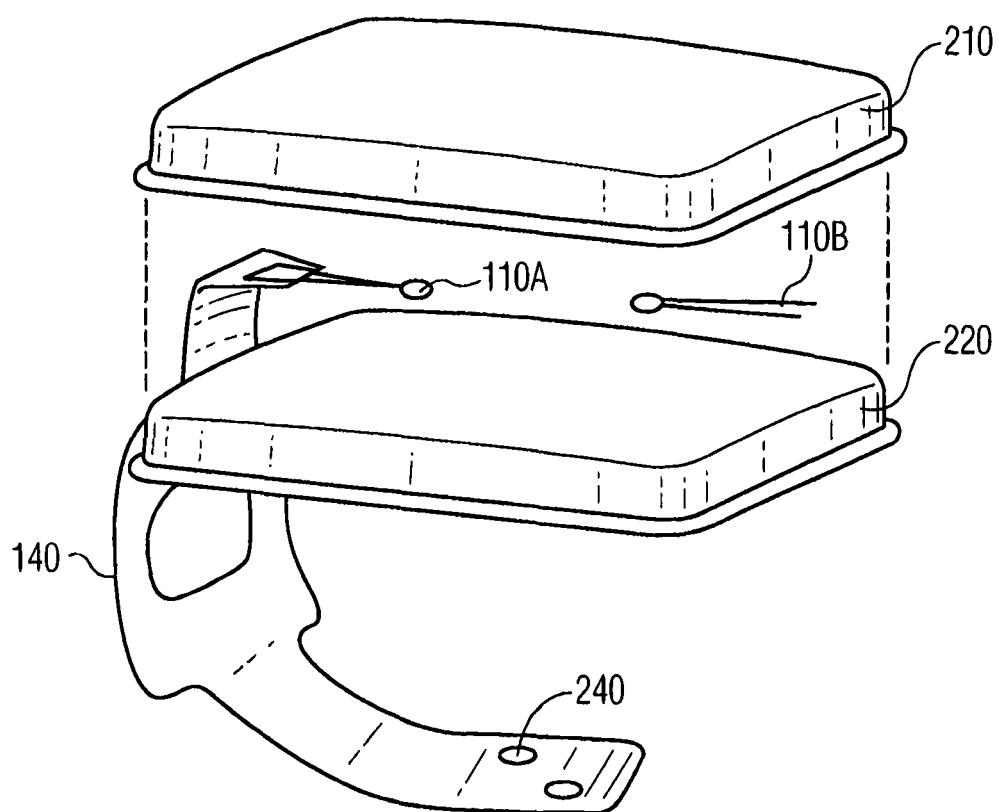


图 2E

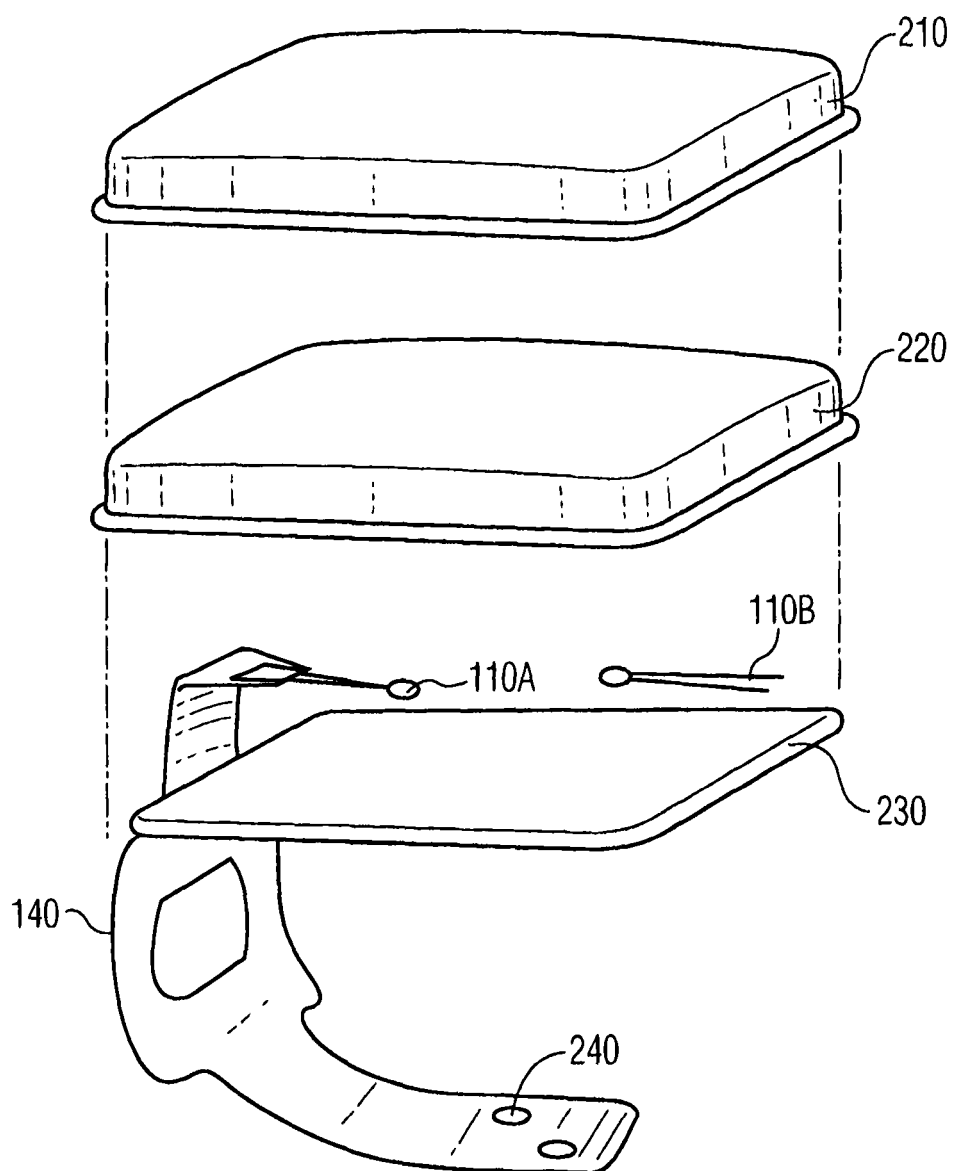


图 2F

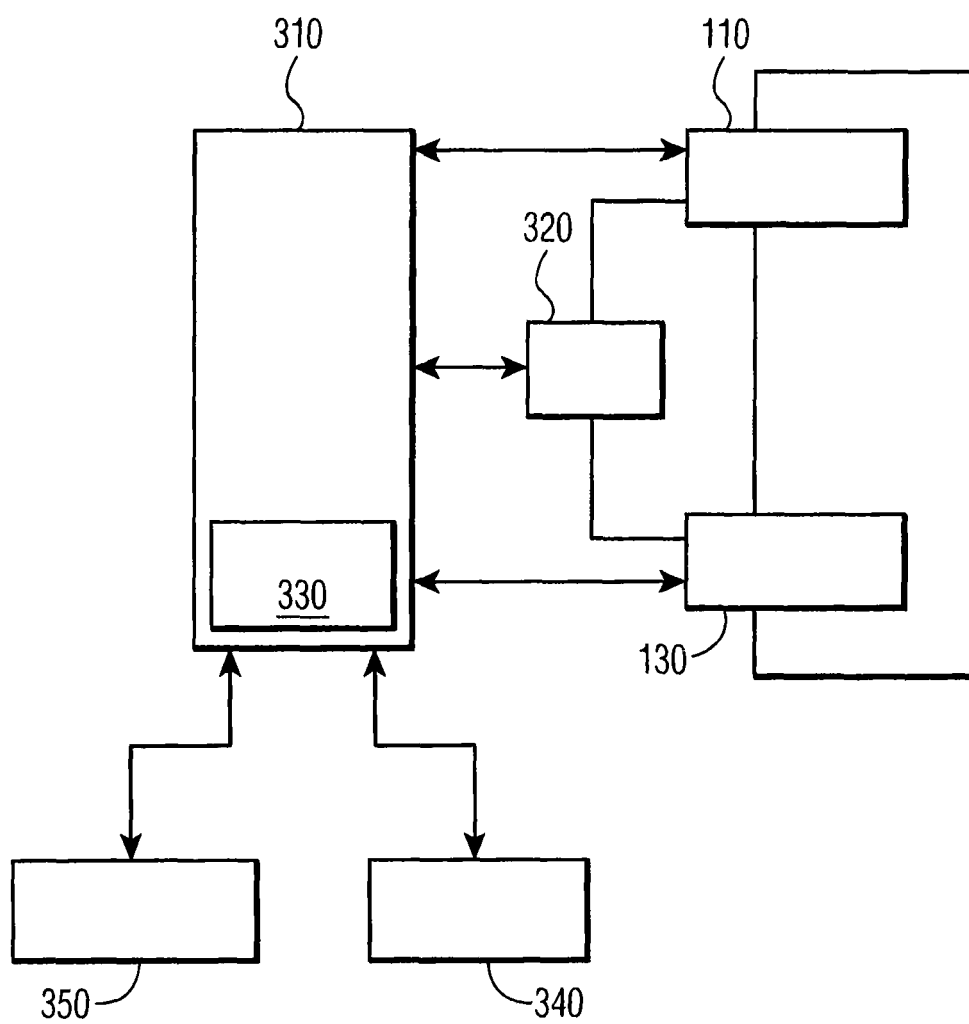


图 3

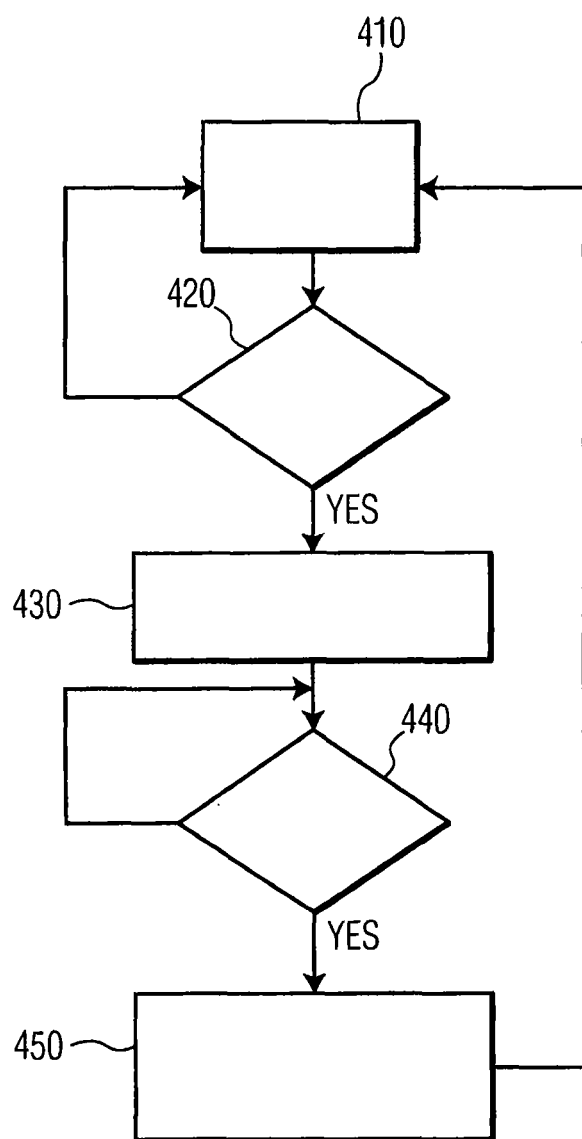


图 4

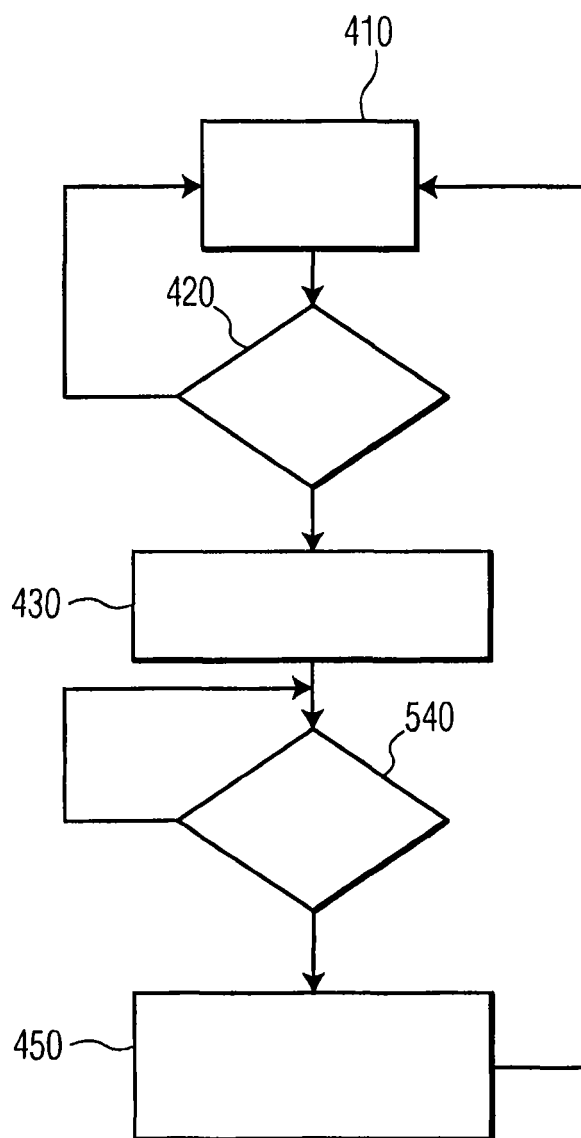


图 5

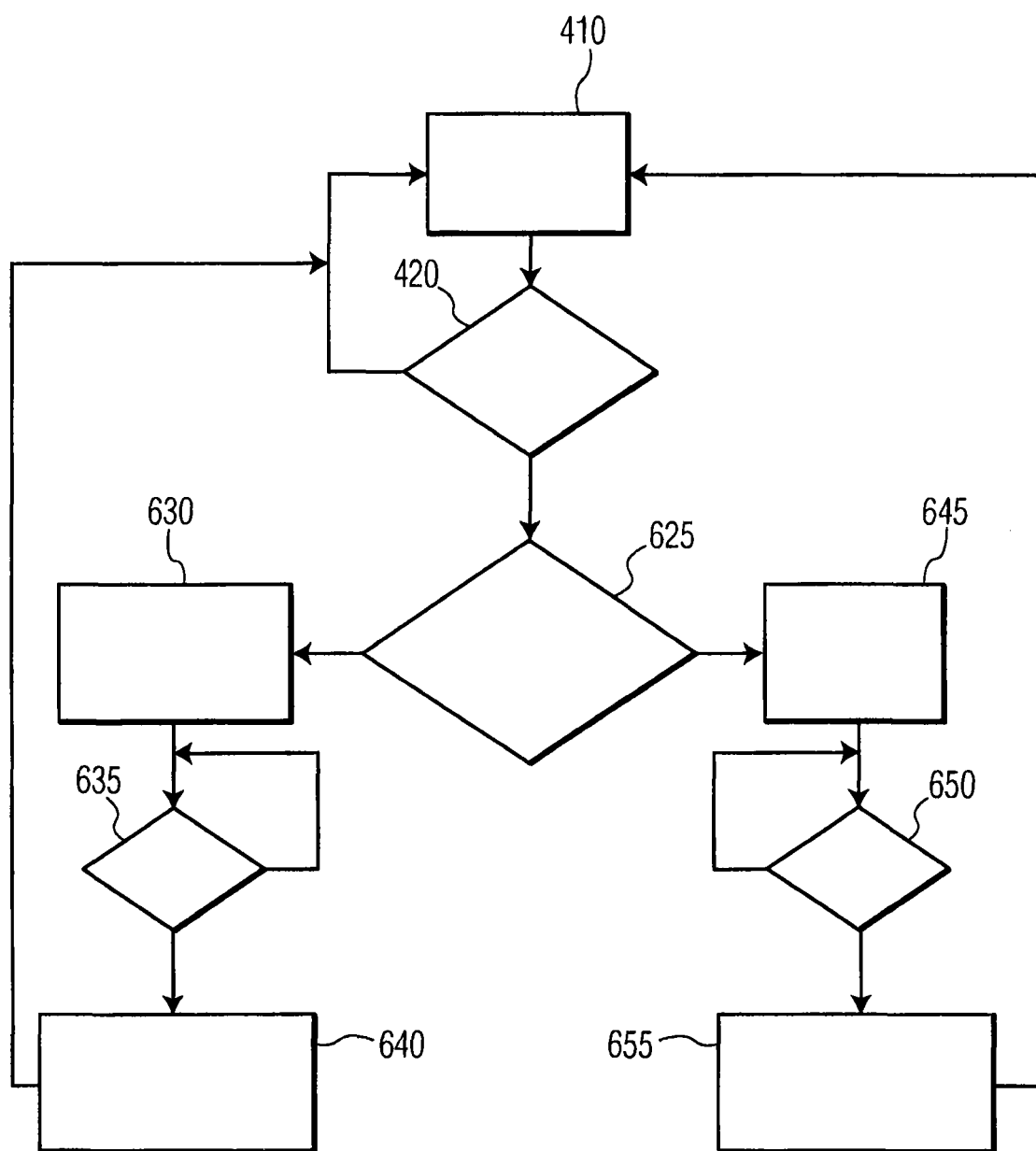


图 6

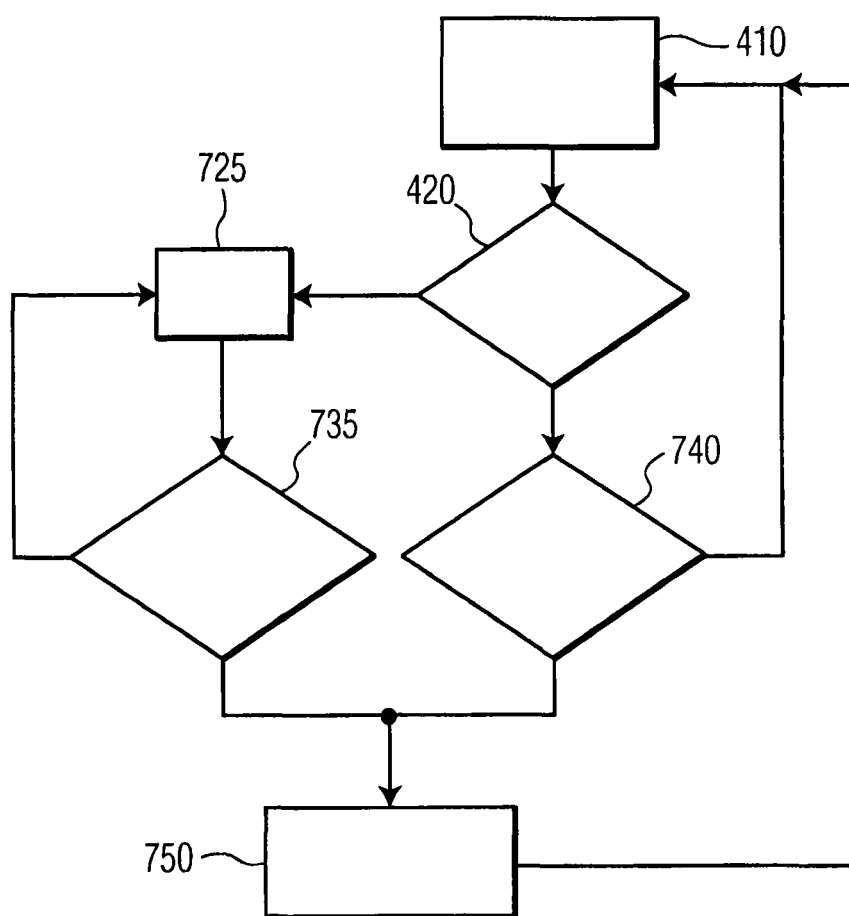


图 7

专利名称(译)	超声波换能器中的优化的温度测量		
公开(公告)号	CN101213445A	公开(公告)日	2008-07-02
申请号	CN200680023692.5	申请日	2006-06-15
[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	RJ索洛蒙 J拜伦 H诺尔斯		
发明人	R· J· 索洛蒙 J· 拜伦 H· 诺尔斯		
IPC分类号	G01N29/06 A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/5205 G01N2291/02881 A61B8/546		
代理人(译)	李亚非		
优先权	60/695044 2005-06-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医学超声波换能器(130)和包括换能器(110、130、310、320、330、340、350)的医学超声波成像系统，这种医学超声波换能器包括：声窗(120)，这种声窗(120)用于在患者接触表面接触患者，以形成患者的图像；以及，至少一个温度传感器(110、110A、110B)，至少一个温度传感器(110、110A、110B)位于声窗中，以在患者接触表面确定患者接触温度。医学超声波成像系统还包括控制器(310)，这种控制器(310)用于按照所确定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。本发明还提供一种利用医学超声波成像系统形成患者的图像的方法，这种方法包括：将声窗的患者接触表面与患者接触，以形成患者的图像；从该至少一个温度传感器在患者接触表面确定超声波换能器的患者接触温度；以及按照所确定的患者接触温度控制超声波换能器的功率成像模式。

