

[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)

A61B 8/12 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580021748.9

[43] 公开日 2007 年 7 月 11 日

[11] 公开号 CN 1997913A

[22] 申请日 2005.6.27

[21] 申请号 200580021748.9

[30] 优先权

[32] 2004.6.29 [33] US [31] 60/583,966

[86] 国际申请 PCT/IB2005/052127 2005.6.27

[87] 国际公布 WO2006/003606 英 2006.1.12

[85] 进入国家阶段日期 2006.12.28

[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 B·拉于 S·阿亚蒂

E·科亨-索拉尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 刘红 张志醒

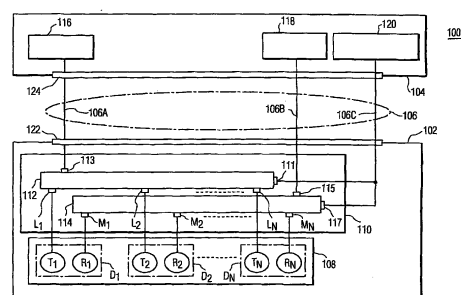
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于医学超声诊断的方法和设备

[57] 摘要

一种医学超声诊断方法和设备，利用了置于应用平台上或内的多换能器阵列(108)的超声换能器的时分复用。本发明的实施方案促进了了换能器的低激励功率和低导线数目的电学接口(106, 306, 406)，并降低了换能器之间的电磁干扰，同时增大将应用平台定位于病人身体上的可靠性和精确度。在一个示范性应用中，本发明促进了血液灌注的评估。



1. 一种用于超声诊断的设备，包含：  
超声换能器阵列(108)，置于应用平台上或内；  
模块(110)，周期性地时分复用所述换能器，使得所述换能器在一个时间周期内产生的信号和所述换能器响应于在所述一个时间周期内产生的信号而接收的信号与在其他时间周期内产生或接收的信号不相交叠；  
控制单元(104)，包括：  
    所述模块(110)的控制器(120)；  
    用于激励所述换能器的发生器(116)；以及  
    由所述换能器探测的回声信号的数据处理器(118)，  
以及  
互连电缆，将所述阵列(108)耦合到所述控制单元(104)。
2. 根据权利要求1所述的设备，其中各个换能器包括发送器和接收器。
3. 根据权利要求2所述的设备，其中所述模块(110)包括：  
    第一多路复用器(112)，提供所述发送器和所述发生器(116)之间的间歇耦合；以及  
    第二多路复用器(114)，提供所述接收器和所述数据处理器(118)之间的间歇耦合；  
并发地执行所述间歇耦合并周期性重复预定的时间。
4. 根据权利要求1所述的设备，其中各个换能器包括作为发送器和接收器工作的元件。
5. 根据权利要求4所述的设备，其中所述模块包括：  
    第一多路复用器(112)，在第一时间间隔内提供所述换能器和所述发生器之间的耦合；以及  
    第二多路复用器(114)，在所述第一时间间隔后的第二时间间隔内提供所述换能器和所述数据处理器之间的耦合，  
其中所述发生器(116)在所述第一时间间隔内处于开启状态，在所述第二时间间隔内处于关闭状态，且所述耦合周期性重复预定的时间。
6. 根据权利要求1所述的设备，其中所述模块(110)置于所述应用平台上或内。
7. 根据权利要求6所述的设备，其中所述互连电缆包括到所述发生

器(116)的单传输线以及到所述数据处理器(118)的单传输线。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述模块(110)为所述控制单元(104)的一部分。

9. 根据权利要求1所述的设备,其中所述发生器(116)工作于脉冲模式。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中所述模块(110)在电源开启时将换能器耦合到所述发生器,在电源关闭时将所述换能器耦合到所述数据处理器(118)。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述回声信号包括血液灌注、心跳、血管壁移动以及胶体溶液或乳液溶液的流动中至少一个的测量或探测数据。

12. 根据权利要求1所述的设备,其中依次时分复用所有发送器的时间间隔持续时间包括心动周期持续时间的约1至10%。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述模块时分复用所述发送器的时间的持续时间等于或大于心动周期的持续时间。

14. 一种超声诊断方法,包括:

(a) 形成超声换能器阵列(108);

(b) 周期性地时分复用所述阵列(108)的换能器,使得所述换能器在一个时间周期内产生的信号以及所述换能器响应于在所述一个时间周期内产生的信号而接收的信号与在其他时间周期内产生或接收的信号不相交叠;以及

(c) 处理从所述换能器获得的数据。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中使用所述发送器和激励源之间以及所述接收器和回声信号处理器之间的并发间歇耦合来执行对包括发送器和接收器的换能器的时分复用。

16. 根据权利要求14所述的方法,其中使用一种方法来执行对包含作为发送器和接收器工作的元件的换能器的时分复用,所述方法包括:

在第一时间间隔内提供所述换能器和激励源之间的耦合;以及

在第二时间间隔内提供所述换能器和回声信号处理器之间的耦合,所述第二时间间隔在第一时间间隔后,

其中所激励源在所述第一时间间隔内处于开启状态,在所述第二时间间隔内处于关闭状态。

17. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中在步骤(c)期间, 所述处理器处理从各个换能器依次获得的数据。

18. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中所述数据包括血液灌注、心跳、血管壁移动以及胶体溶液或乳液溶液的流动中至少一个的测量或探测结果。

19. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中在步骤(b)期间, 依次时分复用所有发送器的时间间隔持续时间包括心动周期持续时间的约 1 至 10 %。

20. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中步骤(b)的持续时间等于或大于心动周期的持续时间。

## 用于医学超声诊断的方法和设备

本发明一般而言涉及超声诊断医学领域，更具体地涉及用于简化基于超声灌注探测系统的方法和设备。

超声系统已经成为实时提供有关病人状况关键信息（例如灌注（即，血流）、心跳、组织移动等）的有用诊断工具。这种诊断系统通常使用基于多普勒效应的非侵入性方法，并将测量的高精确度与诊断程序的简化相组合。

为了降低测量对超声换能器相对于病人身体内部感兴趣体积（例如血管）的位置的敏感度，超声诊断系统通常采用同时激活的换能器阵列。该阵列可形成在应用平台(application pad)上或嵌入其中，该应用平台调整成定位并保持在身体上。该应用平台使用包含多条电线(导体)的电缆与系统的电子控制单元互连，这些电线在工作中促进了该诊断系统激励换能器以及收集回声信号。

先进的超声诊断系统采用同时工作的大换能器阵列。在测量期间，用于激励多个超声发送器的高水平射频(RF)功率会导致换能器之间的寄生串扰(即，电磁干扰)。此外，随着与这些阵列的互连电缆中的电学导体的数目增大，电缆的可靠性和机械柔韧性降低。工作中，互连电缆的刚度会对该应用平台的定位和保持在病人身体上产生负面影响。

因此，本技术领域需要一种用于超声诊断的改进的方法和设备。

本发明通常是用于使用时分复用超声换能器的医学超声诊断的方法和设备。在示范性应用中，本发明促进了探测和/或测量灌注、心跳、组织移动、胶体溶液或乳液溶液的流动等中的一个或多个。

在本发明一个方面中，用于医学超声诊断的该方法包括以下连续步骤：形成超声换能器阵列；周期性时分复用该换能器；以及处理从各个换能器获得的数据。

在本发明另一个方面中，用于医学超声诊断的设备包括：置于应用平台上/内的超声换能器阵列；用于周期性时分复用该换能器的模块；控制单元，包括该模块的控制器、用于激励该换能器发生器和回声信号的数据处理器；以及到该控制单元的互连电缆。

通过结合附图考虑下述详细描述,本发明的教导将变得更加显而易见,附图中:

图 1 至 4 分别描述了可用于根据本发明实施方案的超声诊断类型的示范性设备的方框图;

图 5 示出了图 1 和 3 的设备中超声换能器的时分复用的示范性时序图,;

图 6 示出了图 2 和 4 的设备中超声换能器的时分复用的示范性时序图;以及

图 7 描述了可在探测和/或测量灌注的说明性过程期间使用的本发明超声诊断方法的一个示范性实施方案的流程图。

这里,尽可能使用相同的附图标记表示各图中共有的相同元件。

附图示出了本发明的示范性实施方案,因此不应理解为限制了本发明的范围,本发明的范围承认其他等效实施方案。

本发明有利地提供了用于医学超声诊断的方法和设备。本发明的实施方案使用了超声换能器的时分复用,从而促进了换能器的低导线数目和低激励功率的电学接口,以及应用平台与设备控制单元之间的柔性机械接口。

图 1 描述了可用于根据本发明一个实施方案的超声诊断类型的示范性设备 100 的方框图。在一个示范性应用中,设备 100 可执行对灌注的评估(例如探测和/或测量)。这里,术语“灌注”是指血管或组织内的血流。在其他应用中,设备 100 可用作心脏复苏系统和除颤器、微弱心跳(例如胎儿心跳)或血管壁移动的监视器和探测器以及同类诊断系统中的元件。此外,设备 100 还可用于非医学装置,例如用于测量胶体溶液和乳液溶液的流动。

在一个实施方案中,设备 100 包括测量模块 102、控制单元 104、以及将该测量模块和控制单元互连的接口 106。

测量模块 102 通常包括超声换能器阵列 108 和多路复用单元 110。在一个实施方案中,阵列 108 包括分别具有发送器  $T_1-T_N$  和接收器  $R_1-R_N$  的  $N$  个换能器  $D_1-D_N$  的构件。这里, $N$  为通常介于 2 至 16 之间的整数,例如  $N=4$ 。备选地,阵列 108 可包括少于或者多个四个的换能器。在共同受让给 Rock 等人的美国专利 No. 6,575,914 B2,

"Integrated cardiac resuscitation system with ability to detect perfusion"中公开了一个这样的阵列，其内容于此引入作为参考。

在一个实施方案中，阵列 108 和多路复用单元 110 置于应用平台上或嵌入其中(未示出)。可以调整该应用平台以将换能器定位和保持在靠近病人身体内部感兴趣的体积(例如颈动脉)的位置。设备 100 可包括多个这种贴附应用平台，分别调整成用于执行身体特殊区域内的测量。在设备 100 用于探测和/或测量颈动脉内灌注的示范性应用中，该应用平台可置于靠近颈动脉的颈部皮肤上。

多路复用单元 110 促进了换能器  $D_1-D_N$  和控制单元 104 的元件之间的选择性耦合。在所描述的实施方案中，单元 110 包括多路复用器 112 和 114。工作中，多路复用器 112 和 114 分别时分复用换能器  $D_1-D_N$  的发送器  $T_1-T_N$ (多路复用器 112)和接收器  $R_1-R_N$ (多路复用器 114)。在备选实施方案中，多路复用器 112 和 114 可集成于单个电子装置内，该电子装置按照参考多路复用器 112、114 所述的方式提供对发送器  $T_1-T_N$  和接收器  $R_1-R_N$  的多路复用。多路复用单元 110 和多路复用器 112 及 114 可以以例如电子装置或集成电路(IC)电子装置实现。备选地，多路复用单元 110 可以专用 IC(ASIC)实现。

控制单元 104 示意性地包括发生器 116、数据处理器 118、以及多路复用器 110 的控制器 120。在所述实施方案中，控制器 120 为独立装置。备选地，控制器 120 可以为数据处理器 118 的一部分，还可以以数据处理器或远程处理器(未示出)执行的软件程序的形式实现。

在一个实施方案中，发生器 116 通常为连续波(CW)射频(RF)信号(例如 1 至 10MHz)源。工作中，发生器 116 用于激活(或激励)换能器  $D_1-D_N$  的发送器  $T_1-T_N$ 。在受到激励时，发送器产生传播到应用平台下方的身体内的超声。

数据处理器 118 依次分析来自换能器  $D_1-D_N$  的接收器  $R_1-R_N$  的输出电学信号，并定义例如暴露于发送器  $T_1-T_N$  所产生超声的血管内的灌注。数据处理器 118 通常包括信号转换器、模拟和数字滤波器、存储器装置、计算机处理器、以及通常用于数据采集以及数字信号处理的其他装置。备选地，可以使用外部处理器(未示出)执行部分该数字信号处理。

控制器 120 定义多路复用器 112 和 114 的开关状态, 由此提供换能器  $D_1-D_N$  的时分复用。工作中, 控制器 120 产生并输出控制信号, 该控制信号确定多路复用单元 110 内的导电路径的配置。在一个实施方案中, 控制信号为数字代码组合, 其配置多路复用模块 110 以提供控制单元 104 和选定换能器之间的选择性耦合。当控制器 120 改变输出的代码组合时, 阵列 108 的另一个换能器被选择。工作中, 在任一时刻阵列 108 仅一个换能器耦合到控制单元 104。具体而言, 在设备 100 中, 控制器 120 分别促进了发生器 116 和选定换能器的发送器之间的这种选择性耦合以及数据处理器 118 和相同换能器的接收器之间的这种选择性耦合。在优选实施方案中, 并发地(即, 同时)或者基本上并发地为选定换能器的发送器和接收器提供选择性耦合。

在所描述实施方案中, 换能器  $D_1-D_N$  的发送器  $T_1-T_N$  和接收器  $R_1-R_N$  分别耦合到多路复用器 112 和 114 的可配置(或可选择)端口  $L_1-L_N$  和  $M_1-M_N$ 。为了选择端口, 可以将来自控制器 120 的相应输出信号(例如数字代码组合)施加至多路复用器 112 的选择端口 111(端口  $L_1-L_N$ )或施加至多路复用器 114、117 的选择端口(端口  $M_1-M_N$ )。工作中, 控制器 120 配置多路复用器 112、114 以建立选定换能器的发送器(多路复用器 112)和接收器(多路复用器 114)与这些多路复用器的各个公共(即, 不可选择的)端口 113 和 115 之间的电学耦合。

工作中, 多路复用器 112 和 114 并发地将选定换能器的发送器和接收器分别耦合到发生器 116 和数据处理器 118。周期性地提供这种并发耦合一个预定时间间隔(例如约 1 至 50 毫秒)且随后终止, 并为阵列 108 的其他换能器依次提供这种并发耦合, 且每次为一个换能器提供这种并发耦合。间歇地激活该阵列的所有换能器之后, 换能器  $T_1-T_N$  的另一个时分复用周期开始, 且重复这些周期直至测量完成。具体而言, 这种周期可周期性地继续, 例如持续一个预定时间间隔(例如 2 至 10 秒)、心动周期的持续时间的若干倍或者备选地直至已经以预定精确程度定义了感兴趣的参数(例如灌注)。

当被耦合至发生器 116 时, 选定换能器的发送器产生超声。因此, 将选定换能器的接收器耦合到数据处理器 118 促进了采集电学域内例如来自流过颈动脉的血液内红血球的超声回声信号。在一个示范性实施方案中, 各个换能器  $D_1-D_N$  的这种间歇耦合(即, 时分复用)的持续时



间约为 10 毫秒。在本实施方案中，可以以不超过大约 100Hz 的误差在频率域内分解该时分复用换能器的接收器探测到的超声回声。在大多数诊断测量中，这种精确度是足够和充分的。

在一个实施方案中，数据处理器 118 实时采集来自当前所选择换能器(例如换能器  $D_1$ )的接收器的数据，并随后在其他换能器(例如换能器  $D_2$ - $D_N$  中的至少一个)正被时分复用的时间间隔内处理回声数据。随后对阵列 108 的所有换能器依次重复这种过程。备选地，数据处理器 118 可实时处理数据，也可以在采集预定时间(例如心动周期的一部分的数据之后)处理数据。示意性地，可对各个选定换能器分别执行计算，并使用传统数据处理技术作进一步处理(例如求平均)。为了计算灌注和/或相关诊断参数(例如心跳频率)，数据处理器 118 还可执行通常用于超声处理系统中的任何其他算法。

通常选择周期性时分复用阵列 108 的周期时间使得所有换能器  $D_1$ - $D_N$  可以在等于约 1 至 10% 心动周期持续时间的时间间隔内被多路复用，而灌注测量可持续至少一个心动周期的持续时间，或者优选地更长(例如 2 至 10 或更多个心动周期)。在一个示范性实施方案中，阵列 108 包括四个换能器(即，换能器  $D_1$ - $D_4$ )，且周期性多路复用该换能器的周期时间为约 40 毫秒。这种周期占人心脏的典型心动周期持续时间(约 800 毫秒)大约 5%。

工作中，换能器  $D_1$ - $D_N$  的时分复用可以将发生器 116 的输出 RF 功率降低到激活单个换能器所需的 RF 功率与多路复用单元 110 内的小功率损耗之和。通过消除来自另外同步工作换能器的声学噪声以及换能器之间的可能串扰(即，寄生电学耦合)，对换能器  $D_1$ - $D_N$  的时分复用还增加了回声测量的精确度。此外，低水平的 RF 输出功率使得抑制了设备 100 内以及该设备与其他电子装置之间的电磁干扰。

图 2 描述了本发明的备选实施方案，其中示范性设备 200 包括集成的超声发送器/接收器  $T_1/R_1$ - $T_N/R_N$  的阵列 108。各个发送器/接收器为超声换能器，包括能够作为发送器或接收器工作的单个元件。在本实施方案中，发生器 116 产生脉冲 RF 功率，其占空比(duty cycle)范围为约 0.2 至 20%，开启时间间隔(ON time interval)的持续时间(对应于用于产生超声的时间间隔  $t_{TX}$ )为约 0.2 至 20 微秒。在设备 200 中，控制器 120 操作多路复用单元 110，使得在至少部分开启时间间隔

内,将选定换能器耦合到发生器 116,且在该占空比的至少部分关闭时间间隔(OFF time interval)(对应于用于探测超声回声的时间间隔  $t_{RX}$ )内,将该选定换能器耦合到数据处理器 118。与设备 100 相似,为阵列 108 的所有换能器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  周期性地提供这种间歇耦合。例如可以使用数字链路 132 提供发生器 116、数据处理器 118 和控制器 120 的工作同步。

在所描述实施方案中,多路复用器 112 和 114 将选定换能器分别耦合到发生器 116 和数据处理器 118。当在时间间隔  $t_{TX}$  内被耦合到发生器 116 时,选定发送器/接收器执行超声发生器的功能。相应地,当在时间间隔  $t_{RX}$  内被耦合到数据处理器 118 时,选定发送器/接收器执行超声回声信号接收器的功能。在一个示范性实施方案中,在设备 100 和 200 内,控制单元 104 和各个相应换能器  $D_1-D_N$  及发送器/接收器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  之间的周期性间歇耦合的持续时间与换能器  $D_1-D_N$  及发送器/接收器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  阵列的时分复用的持续时间通常可以相似或相同。在另一个实施方案中,在发生器 116 的数个脉冲周期( $t_{TX}+t_{RX}$ )内,各个选定发送器/接收器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  可耦合到控制单元 104。

接口 106 通常为将测量模块 102 连接到控制单元 104 的电缆。在所描述实施方案中,电缆 106 包括分支 106A-106C,并分别终止于该测量模块和控制单元的连接器的 122 和 124。从测量模块 102 内的连接器 122,分支 106A 和 106B 延伸到公共端口 113 和 115,分支 106C 分别延伸到多路复用器 112 和 114 选择端口 111 和 117。相应地,从控制单元 104 内的连接器 124,分支 106A 至 106C 可延伸到发生器 116 的输出端子、数据处理器 118 的输入端子以及控制器 120 的输出端子。在备选实施方案中,电缆 106 的至少一个分支可直接终止于各个装置(例如发生器 116)。

参考图 1 和 2,各个分支 106A 和 106B 可以单传输线(transmission line)实现,例如屏蔽线、双绞线、同轴电缆等。分支 106C 也可包括单传输线(即,串行数字总线、并行数字总线等),且另外通常包含用于多路复用单元 110 的电源接口装置。在图 1 和 2 所示实施方案中,这种单传输线提供了控制单元 104 和测量模块 102 之间的电学接口,其中该测量模块 102 具有任意数目  $N$ (例如 2 至 16 或更多)个换能器  $D_1-D_N$ (设备 100)或  $T_1/R_1-T_N/R_N$ (设备 200)。

由于分支 106A 至 106C 内电学导体(即, 导线)的数目少, 因此电缆 106 起着高可靠性电学接口的功能, 还起着控制单元 104 和应用平台之间柔性机械接口的功能。此外, 工作中, 换能器  $D_1-D_N$  或  $T_1/R_1-T_N/R_N$  的时分复用消除了电缆 106 内串扰(即, 寄生电学耦合)的风险, 因此使得抑制了换能器之间电磁干扰。

在图 3 和 4 所示的又一个备选实施方案中, 多路复用单元 110 以控制单元 104 的一部分实现。

参考图 3 所示实施方案, 在设备 300 内, 测量模块 102 包括换能器  $D_1-D_N$  阵列 108, 发生器 116 工作于 CW 模式。控制单元 104 和测量单元 102 之间的互连电缆 306 包括将多路复用器 112 和 114 分别耦合到发送器  $T_1-T_N$  和接收器  $R_1-R_N$  的分支 306A 和 306B。在一个实施方案中, 分支 306A 和 306B 中的每个都包括  $N$  条传输线, 例如屏蔽线、双绞线、同轴电缆等。

参考图 4 所示实施方案, 在设备 400 内, 测量模块 102 包括发送器/接收器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  阵列 108, 发生器 116 工作于脉冲模式。在所描述实施方案中, 控制单元 104 和测量单元 102 之间的互连电缆 406 包括将多路复用器 112 和 114 耦合到发送器/接收器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  的分支 406A。分支 406A 可包括与分支 306A 或分支 306B 相同的传输线(参考以上图 3 所述)。

在图 3 和 4 所示实施方案中, 对换能器  $D_1-D_N$  及  $T_1/R_1-T_N/R_N$  的时分复用可以将发生器 116 的输出 RF 功率降低到激活单个换能器所需的 RF 功率与多路复用单元 110 内的小功率损耗的总和, 并且通过消除来自另外同步工作换能器的声学噪声而增加了测量精确度。

在所示实施方案中, 图 1 至 4 所示设备包括医学超声系统部分和多路复用单元, 其中该医学超声系统可从荷兰的 Koninklijke Philips Electronics N.V. 获得, 该多路复用单元包括多路复用专用集成电路(ASIC)或可从 Maxim Integrated Products, Inc. of Sunnyvale, CA(例如型号 MAX4708)或其他供应商处商业获得。

图 5 描述了示范性时序图, 其示出了图 1 和 3 所示实施方案中对超声换能器  $D_1-D_N$  的时分复用。更具体而言, 附图标记 500 描述包括时间间隔  $t_1-t_N$  的周期 504 序列与时间(x轴 502)关系。各个时间间隔  $t_1-t_N$  对应于相应换能器  $D_1-D_N$  的多路复用的持续时间(例如约 10 毫秒)。时

间间隔  $t_1-t_N$  还可包括(未示出)可选的一个或多个空闲时间周期。在所描述实施方案中,在时间间隔  $t_1-t_N$  内,多路复用器 112 和 114 将间歇选定换能器的发送器和接收器分别并发地耦合到发生器 116 和数据处理器 118。在各个时间间隔  $t_1-t_N$  内,发送超声到病人身体,接收回声信号并传送到数据处理器。周期 504 对应于该阵列的换能器多路复用周期的持续时间(例如,  $N=4$  时约为 40 毫秒)。合起来,多个周期 504 代表阵列 108 的换能器的连续多路复用的时间间隔 506 的持续时间。通常,时间间隔 506 与测量灌注的持续时间和/或病人心跳有关。时间间隔 506 可等于例如心动周期持续时间的若干倍、预定时间间隔等。

图 6 描述了示范性时序图,其示出了图 2 和 4 所示实施方案中超声换能器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  的时分复用。具体而言,附图标记 600 描述时间间隔 506 和周期 504(参考上文图 5 所述)与时间(x 轴 602)关系。这里,各个时间间隔  $t_1-t_N$  对应于相应换能器  $T_1/R_1-T_N/R_N$  的时分复用的持续时间(例如约 10 毫秒)。在所描述实施方案中,各个时间间隔  $t_1-t_N$  包括至少一个 RF 功率脉冲周期,所述 RF 功率脉冲周期包括用于产生超声的时间间隔  $t_{TX}$  和用于从病人身体接收超声回声的时间间隔  $t_{RX}$ 。这里,为了图示简化,仅对时间间隔  $t_1$  示出了时间间隔  $t_{TX}$  和  $t_{RX}$ ,且时间间隔  $t_1$  示意性地仅包含一个这种脉冲周期。时间间隔  $t_{TX}$  和时间间隔  $t_{RX}$  分别对应于发生器 116 占空比的开启和关闭时间间隔。在时间间隔  $t_{TX}$  和  $t_{RX}$  内,多路复用单元 110 将选定换能器分别耦合到发生器 116 和数据处理器 118。时间间隔  $t_1-t_N$  可以可选地被空闲时间周期(未示出)分开。

图 7 描述了本发明超声诊断方法的一个示范性实施方案的流程图。该方法可用于探测和/或测量灌注的示意性过程中。为了最佳地理解本发明,读者应同时参考图 1 至 4 和 5 至 6。

该方法开始于步骤 702 并进行到步骤 704。在步骤 704,包括换能器  $D_1-D_N$ (设备 100 和 300)或换能器  $T_1/R_1-T_N/R_N$ (设备 200 和 400)阵列的应用平台置于靠近病人身体上的血管(例如颈动脉)的位置,随后 RF 发生器 116、数据处理器 118 和控制器 120 被激活。

在步骤 706,控制器 120 开始按照上文图 5(设备 100 和 300)或图 6(设备 200 和 400)所示方式操作多路复用器 112 和 114。多路复用器促进了该阵列的各个换能器与发生器 116 及数据处理器 118 之间的周

期性间歇耦合。在步骤 706, 换能器被选择性激活, 且每次激活一个。在选定换能器中, 发生器 116 的 RF 输出信号被转换成传播到血管内的超声。换能器探测例如来自血管内红血球的超声回声信号, 并将该回声信号转换成电学格式以由数据处理器 118 采集。

在步骤 708, 数据处理器 118 确定例如入射超声和回声信号或该信号的功率之间的频移, 从而计算该灌注。通常对与时间间隔  $t_1-t_n$  有关的各个时分复用换能器进行这种计算, 且随后对时间间隔 506 的各个周期 504 重复该计算(上文中参考图 5 和 6 所述)。在一个实施方案中, 数据处理器 118 基于在各个连续周期 504 期间采集的数据而对灌注计算结果求平均。备选地, 数据处理器 118 可使用其他传统技术来提高灌注计算的精确度。

在步骤 710, 该方法询问数据处理器 110 是否已经采集足够的回声数据以及是否已经完成灌注的计算。如果对步骤 710 询问的回答是否定的, 则该方法进行到步骤 708 以如上所述继续测量灌注。如果对步骤 710 询问的回答是肯定的, 则该方法进行到步骤 712。

在步骤 712, 终止换能器的激活以及时分复用, 并可选地终止数据处理器 118 的操作, 随后可将应用平台从病人身体移去。一旦步骤 712 完成时, 该方法进行到步骤 714, 该方法由此结束。

因此, 尽管已经示出和描述并指出本发明应用于其优选实施方案的基本新颖特征, 但是可以理解, 在并不背离本发明的精神的情况下, 本领域技术人员可以对所描述和示出装置的形式及细节、所述装置的工作以及所述方法进行各种省略和替换及改变。例如, 以基本上相同的方式执行基本上相同的功能以实现相同结果的元件和/或方法步骤的所有组合明确地落在本发明的范围内。将一个实施方案中的元件替换到其他实施方案中也是完全期望且可以预料的。因此本发明仅由所述权利要求的范围界定。

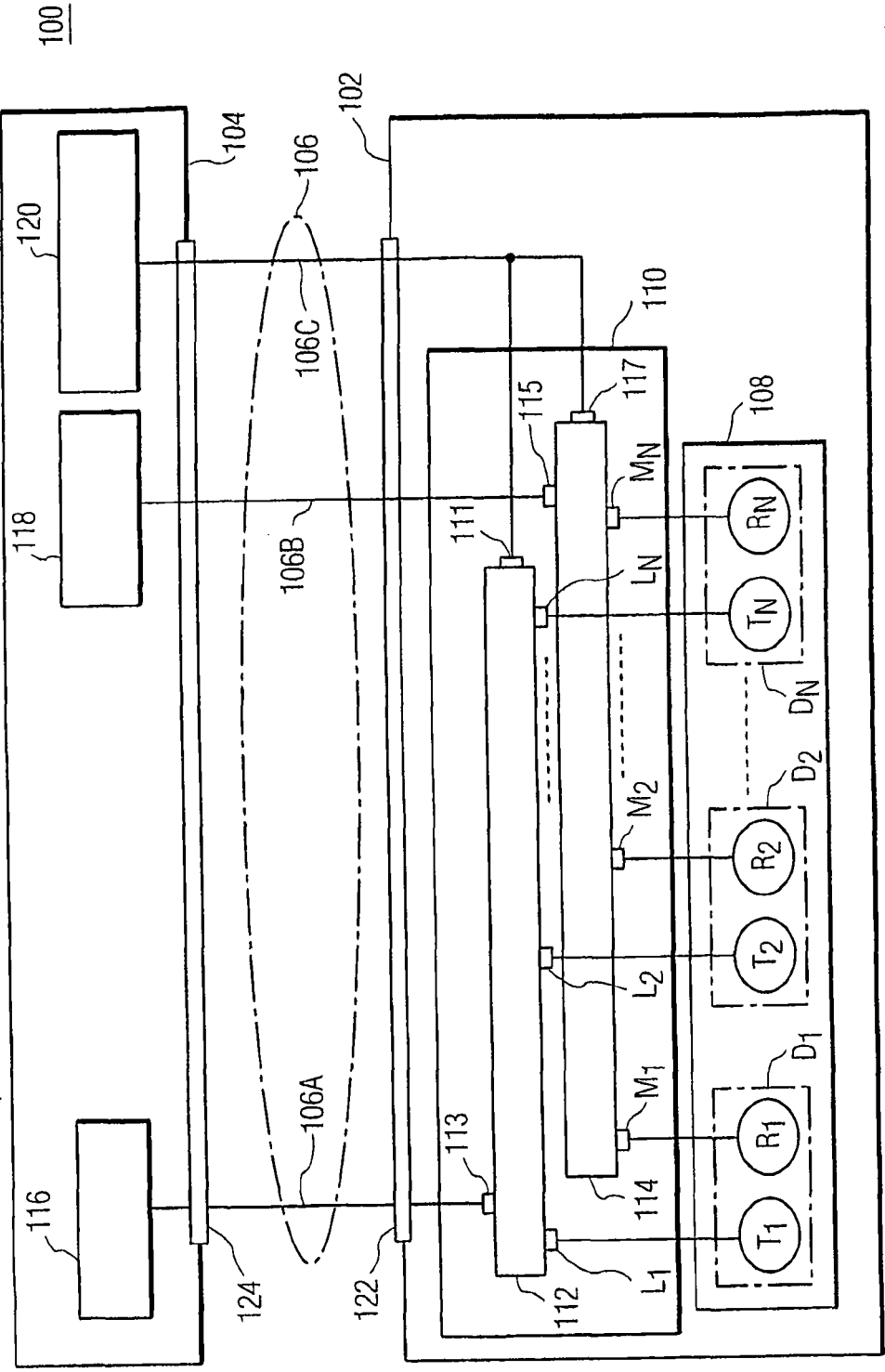


图 1

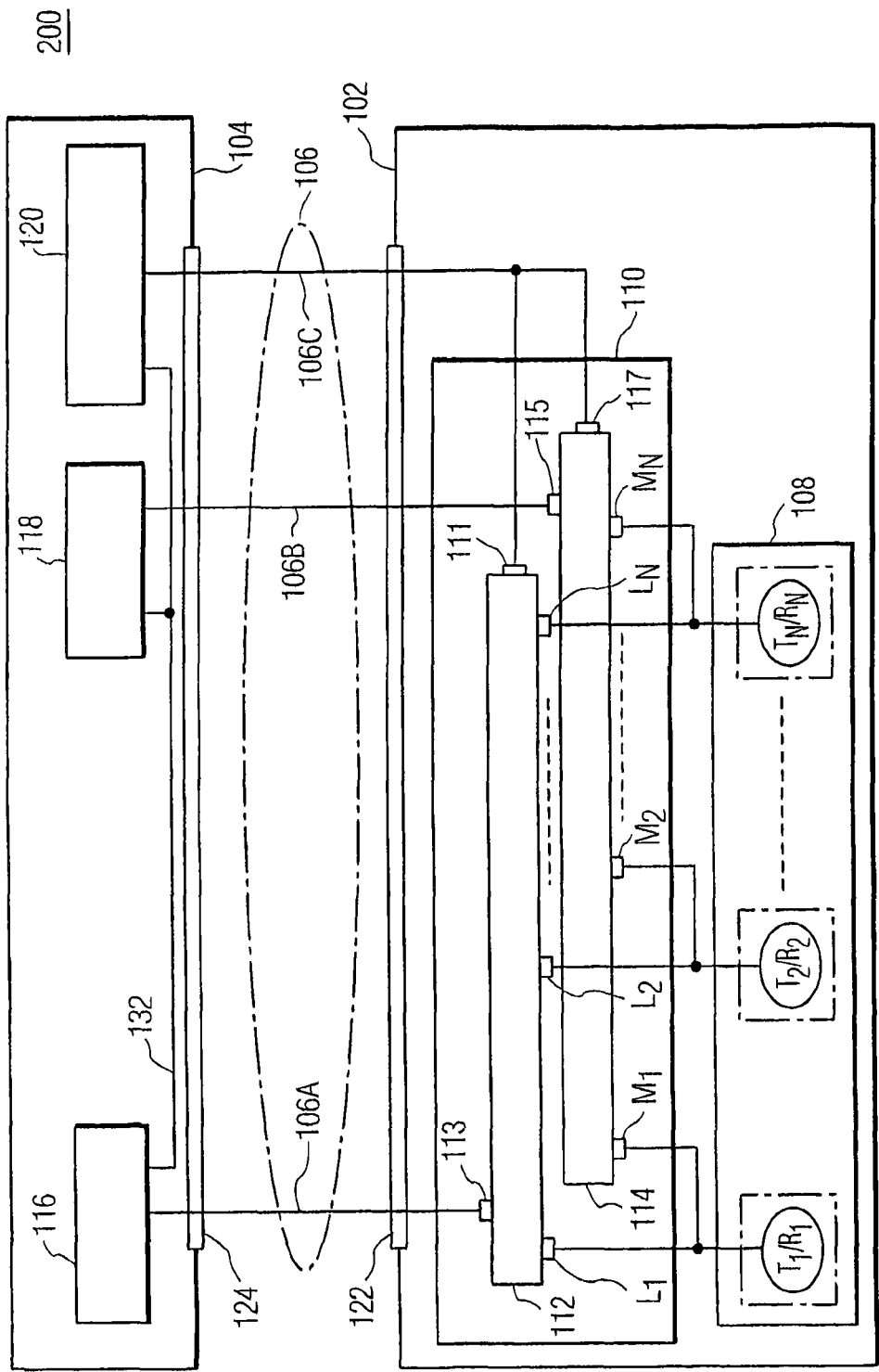
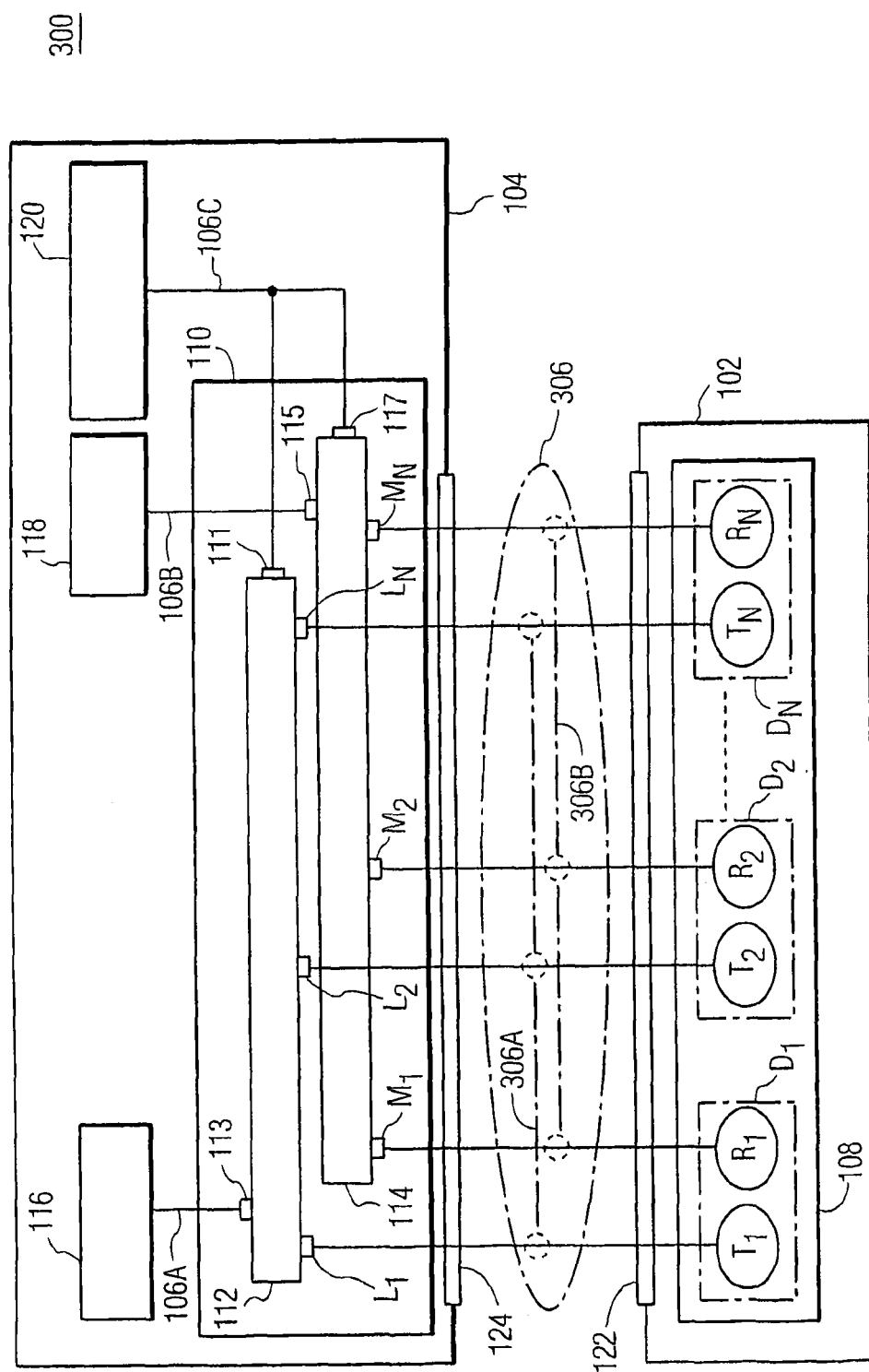


图 2





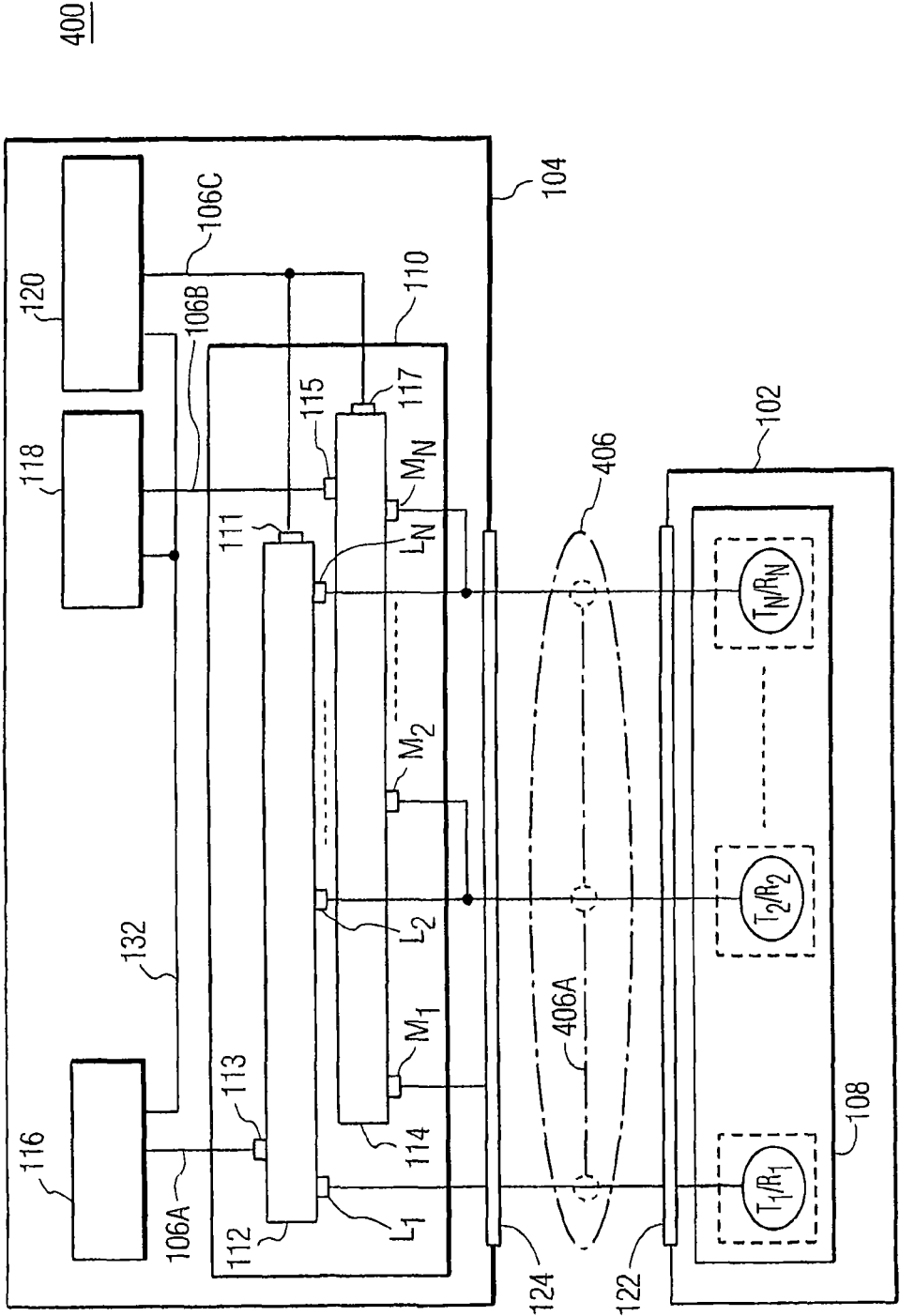



图 4

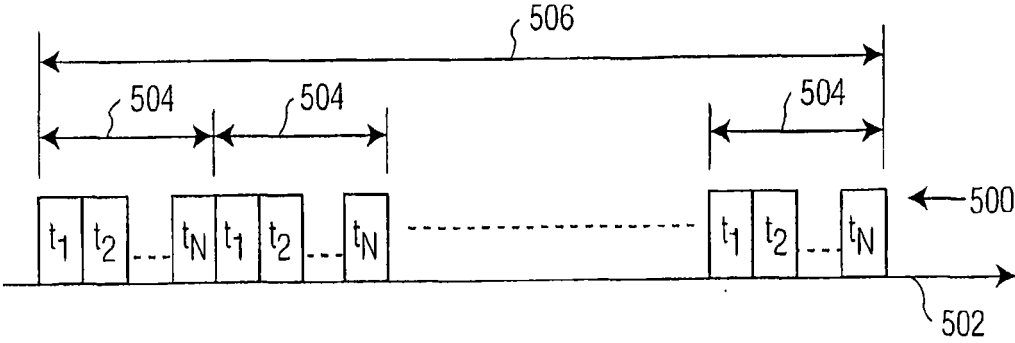


图 5

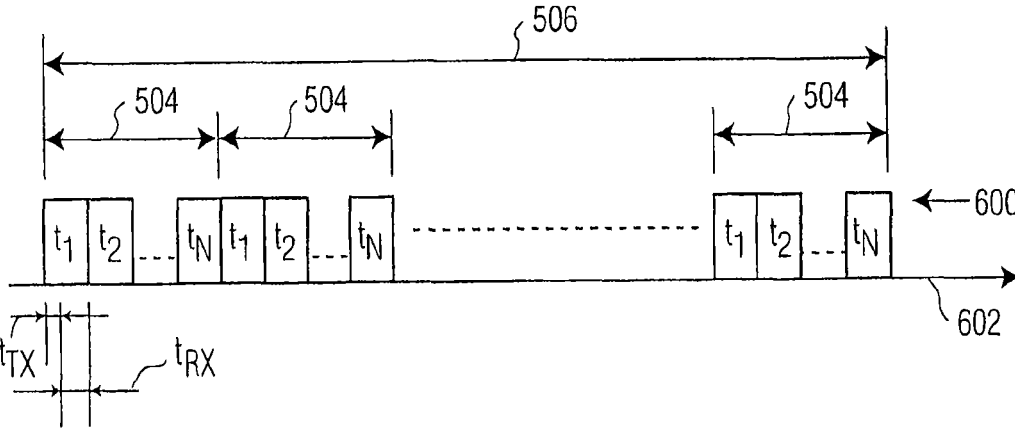


图 6

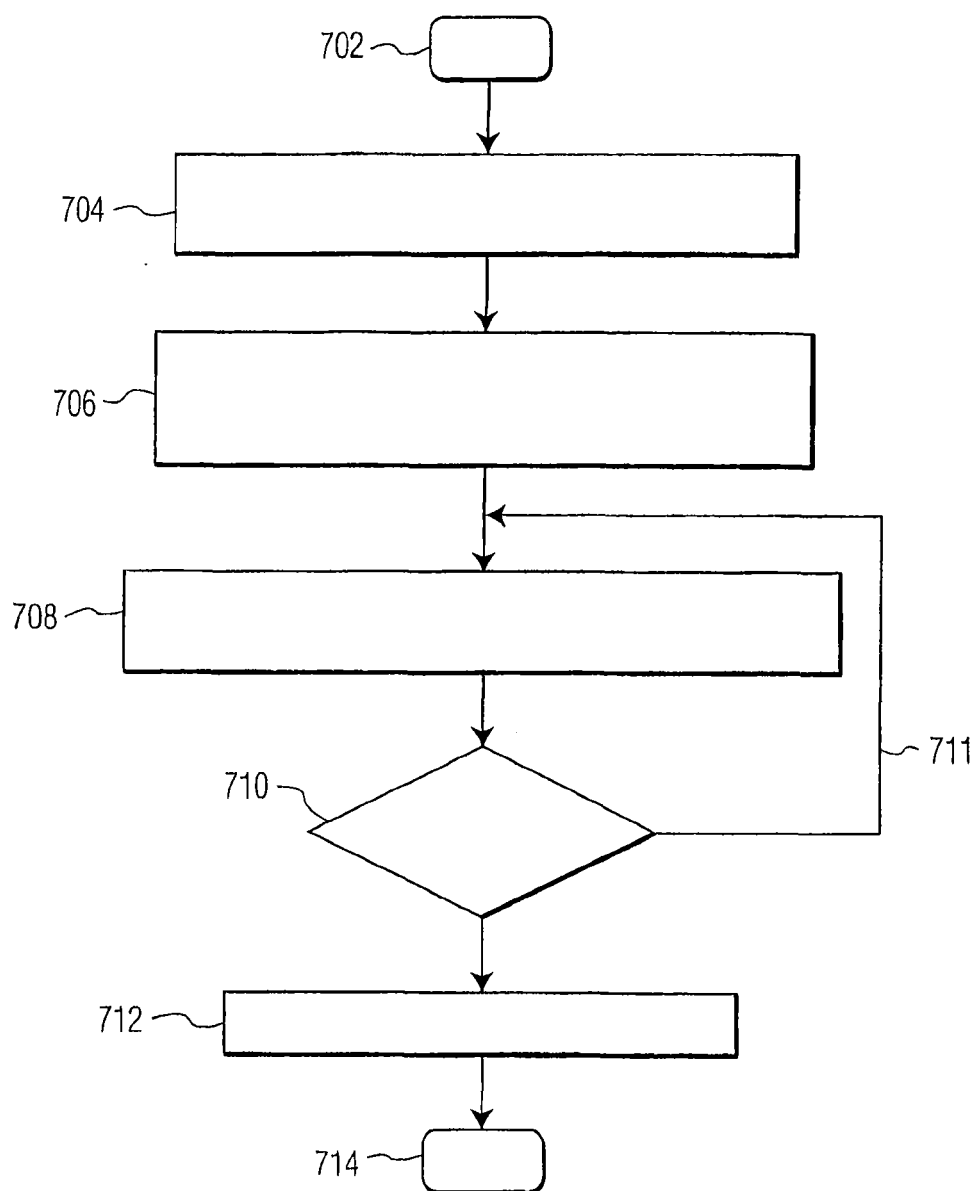


图 7

专利名称(译)	用于医学超声诊断的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN1997913A</a>	公开(公告)日	2007-07-11
申请号	CN200580021748.9	申请日	2005-06-27
[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	B拉于 S阿亚蒂 E科亨 索拉尔		
发明人	B·拉于 S·阿亚蒂 E·科亨 - 索拉尔		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 G01S15/8927 G01S15/8909 G01S7/52085		
代理人(译)	刘红		
优先权	60/583966 2004-06-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种医学超声诊断方法和设备，利用了置于应用平台上或内的多换能器阵列(108)的超声换能器的时分复用。本发明的实施方案促进了了换能器的低激励功率和低导线数目的电学接口(106, 306, 406)，并降低了换能器之间的电磁干扰，同时增大将应用平台定位于病人身体上的可靠性和精确度。在一个示范性应用中，本发明促进了血液灌注的评估。

