[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480035171.2

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100566664C

[22] 申请日 2004.11.24
[21] 申请号 200480035171.2
[30] 优先权
[32] 2003.11.26 [33] US [31] 60/525,330
[86] 国际申请 PCT/US2004/039696 2004.11.24
[87] 国际公布 WO2005/053541 英 2005.6.16
[85] 进入国家阶段日期 2006.5.26
[73] 专利权人 普瑞斯玛医药技术有限责任公司
地址 美国纽约
[72] 发明人 斯科特·L.·罗森
哈罗德·M.·黑斯廷斯
[56] 参考文献
US5417215A 1995.5.23
US5291893A 1994.3.8
CN1422599A 2003.6.11
EP0248623A2 1987.12.9
EP0749723A1 1996.12.27
US2001/0029336A1 2001.10.11
审查员 陈 响
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 蒋世迅

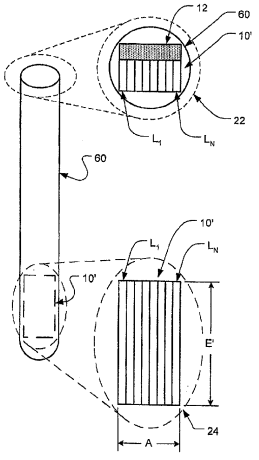
权利要求书 3 页 说明书 22 页 附图 14 页

[54] 发明名称

使用窄探针的经食管的超声波

[57] 摘要

通过使用小型的横向取向的换能器实现经食管的超声波成像，该换能器最好足够小以适合直径为 7.5mm 的探针，更可取地，该换能器最好足够小以适合直径为 5mm 的探针。信号处理技术改善透深，以至可以获得左心室的完整的经胃短轴图，尽管该换能器是那么小。通过缩减探针的直径(与现有技术的探针相比)，可以降低患者的风险，减少或消除需要麻醉，并且能够长期之间观察监控患者的心脏功能。



1. 一种与超声波系统一起使用的超声波探针，包括

具有软轴和远端的外壳；

安装在该外壳的远端内的超声波换能器，其中相对于该外壳的近远轴，该换能器的方位是横向的；以及

接口，它允许超声波系统驱动该换能器，

其中近远方向上换能器的大小和横向方向上的换能器的大小的比率至少为 1:1，并且仰角方向上的所述换能器的大小大于或等于方位方向上的所述换能器的大小。

2. 权利要求 1 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 7.5 mm，远端的外径小于 7.5 mm。

3. 权利要求 2 的超声波探针，其中该换能器有 32 到 40 个有源元件。

4. 权利要求 2 的超声波探针，其中该换能器有 36 个有源元件。

5. 权利要求 2 的超声波探针，其中该换能器有 32 到 40 个有源元件，该元件的间距为 125-128 微米。

6. 权利要求 2 的超声波探针，其中该换能器有 24 到 48 个有源元件，该元件的间距为 100-150 微米。

7. 权利要求 2 的超声波探针，其中该接口包括位于该探针的近端的连接器，以及能够连接该换能器和该连接器的线路。

8. 权利要求 2 的超声波探针，进一步包括允许操纵远端的手柄。

9. 权利要求 1 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 6 mm，并且远端的外径小于 6 mm。

10. 权利要求 1 的超声波探针，其中远端的外径约为 5 mm。

11. 权利要求 1 的超声波探针，其中该换能器为相控阵换能器。

12. 权利要求 1 的超声波探针，其中近远端方向的换能器的大小和横向方向的换能器的大小的比率至少为 1.5:1。

13. 权利要求 12 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 7.5 mm，

远端的外径小于 7.5 mm。

14. 权利要求 12 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 6 mm，远端的外径小于 6 mm。

15. 权利要求 12 的超声波探针，其中远端的外径约为 5 mm。

16. 权利要求 12 的超声波探针，其中该换能器为相控阵换能器。

17. 权利要求 1 的超声波探针，其中近远方向上的换能器的大小和横向方向上的换能器的大小的比率大致为 2:1。

18. 权利要求 17 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 7.5 mm，远端的外径小于 7.5 mm。

19. 权利要求 17 的超声波探针，其中该软轴的外径小于 6 mm，远端的外径小于 6 mm。

20. 权利要求 17 的超声波探针，其中远端的外径约为 5 mm。

21. 权利要求 17 的超声波探针，其中该换能器为相控阵换能器。

22. 一种超声波换能器，包括:

多个压电元件，每个元件在仰角方向上有高度，在方位方向上有厚度，

其中该元件在方位方向上以线性阵列方式堆叠，以形成相控阵超声波换能器，以使最后得到的线性阵列在仰角方向上有高度，在方位方向上有宽度，以及

其中该线性阵列的高宽比至少为 1:1。

23. 权利要求 22 的超声波换能器，其中在仰角方向上该换能器的大小至少为 4 mm。

24. 权利要求 22 的超声波换能器，其中在仰角方向上该换能器的大小至少为 6 mm。

25. 权利要求 22 的超声波换能器，其中在仰角方向上该换能器的大小至少为 8 mm。

26. 权利要求 22 的超声波换能器，其中在仰角方向上该换能器的大小约为 10 mm。

27. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该线性阵列的高宽比至

少为 1.5:1。

28. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该线性阵列的高宽比约为 2:1。

29. 权利要求 28 的超声波换能器，其中该换能器为相控阵换能器。

30. 权利要求 28 的超声波换能器，其中在仰角方向上该换能器的大小约为 10 mm。

31. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该换能器为相控阵换能器。

32. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该换能器有 32 到 40 个有源元件。

33. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该换能器有 32 到 40 个有源元件，该元件的间距为 125-128 微米。

34. 权利要求 22 的超声波换能器，其中该换能器有 24 到 48 个有源元件，该元件的间距为 100-150 微米。

使用窄探针的经食管的超声波

背景技术

在医学界，监控心脏功能影响与患者护理有关的关键决策。一种类型的现有心脏监护是血管内的/心脏内的超声波换能器（如 Accunav™ 换能器）。然而，这种类型的换能器不能很好地适合经食管超声波心动图，因为换能器元件的方位是纵向的而不是横向的，这限制能够获得的图像的类型。第二种类型的现有心脏监护是经食管超声波心动图(TEE)换能器，其方位是横向的。然而，为了反复生成可使用的图像，这些换能器的方位孔径必须相当大（例如，对于成人其直径为 10-15 mm），这需要比较大的探针。由于大探针的缘故，常规 TEE 通常需要麻醉，这会严重威胁导气管，并且不适合心脏的长期监控。

发明内容

通过使用小型的横向取向换能器实现经食管的超声波成像，该换能器最好足够小以适合直径为 7.5 mm 的探针，更可取地，该换能器最好足够小以适合直径为 5 mm 的探针。信号处理技术提供改进的透深，尽管该换能器是那么小。

附图说明

图 1 是利用心脏的直接可视化监控心脏功能的系统的总框图；

图 2 是图 1 的实施方式显示的探针的详细视图；

图 3 是左心室的经胃短轴图(TGSAV)的显示图像的示意图；

图 4 刻画获取 TGSAV 时换能器相对于心脏的定位；

图 5 表示把心脏的经胃短轴切成薄片的平面；

图 6A 表示可选探针接口配置；

图 6B 是 TGC 放大器的增益特性的图形；

图 7A、7B 和 7C 表示第一优选换能器配置；

图 8A 和 8B 表示第二优选换能器配置；

图 9 表示空间分辨率的分量；

图 10 表示分辨三维象素的形状和边界之间的相互作用；

图 11 表示扇区宽度；

图 12 是超声波射束掠过扇区时超声波射束的路径的示意图；

图 13 是与图 12 的某一射束的一部分相对应的采样的示意图；

图 14 是使用反馈信号的频率特性的处理算法的流程图；

图 15 是把增益系数映射到能量比上的函数的图形；以及

图 16A 和 16B 表示两种可供选择的换能器设计。

具体实施方式

图 1 是利用心脏的直接可视化连续不断地长期监控心脏功能的系统的总框图。使用超声波系统 200 来监控患者 100 的心脏 10，其方法是，向探针 50 发送驱动信号，然后通过使用下面描述的图像处理算法，把从探针那里接收的反馈信号处理成图像。接着，采用任何常规方式，在监视器 210 上显示那些算法生成的图像。

图 2 表示与超声波系统 200 相连的探针 50 的详细视图。在探针 50 的远端是一个外壳 60，超声波换能器 10 位于外壳 60 的远端 64 之内。下一部分是软轴 62，它处于远端 64 和手柄 56 之间。轴 62 应该足够软，从而远端 64 可以通过有关解剖结构到达所需位置，并且操作员利用手柄 56 来协助远端 64 的定位。作为选择，手柄 56 可以包含触发机制 58，操作员使用该机制按以下方式弯曲外壳 60 的末端以到达所需解剖位置。

在手柄 56 的另一端是一条电缆 54，它在探针 50 的近端与连接器 52 相连。利用连接器 52 来连接探针 50 和超声波系统 200，从而超声波系统 200 可以操纵探针。用于驱动换能器 10 的超声波系统 200 的信号经由适当线路和中间电路（未示出）通过探针 50 以驱动换能

器 10， 同样，来自换能器 10 的反馈信号沿相反方向通过探针 50 到达超声波系统 200，最终把它们处理成图像。接着，以有关技术领域中的技术人员熟知的方式，在监视器 210 上显示该图像。

在优选实施方式种，外壳 60 的外径小于 7.5 mm。探针包含超声波换能器 10 和引线，并且外壳 60 可以经由嘴或鼻子进入食管和胃。

在超声波系统 200 中处理反射的超声波信号，以生成心脏的图像。更可取地，正如下面描述的那样，利用附加信号处理来显著改进图像生成。图 3 表示左心室(LV)的经胃短轴图(TGSAV)的显示图像，它是通过使用优选实施方式成像的优选视图。所示的 TGSAV 图像以扇区方式出现，它包括围绕 LV 内的血液区域 130 的 LV 的心肌 120。可以实时查看该图像，或进行记录以便稍后进行检查、分析和比较。作为选择，可以对心脏功能进行定量分析，包括但不限于心室和脉管尺寸和容积，心室功能，血流，充盈，瓣膜结构和功能以及心包病理学。

与常规 TEE 系统不同，优选实施方式中使用的比较窄的外壳能够长时间把探针放在患者体内。

正如在图 4 和 5 中看到的那样，利用探针 50 把换能器 10 引入并定位到患者体内的所需位置。胸腔内的心脏的方位是这样的，使左心室的顶点向下并在左边。此种方位导致左心室的下（底）壁刚好在左偏侧膈的上方，左偏侧膈刚好在胃的底部。手术时，换能器 10 发射扇型射束 90。因此，通过把换能器 10 放置在胃的底部，同时使得扇型射束 90 穿过左心室对准心脏，可以提供心脏 110 的经胃短轴视图。扇型射束 90 的平面定义图 5 所示的图像平面 95。该图对监控心脏手术特别有用，因为医务人员可以直接查看左心室，即，心脏的主增压室。请注意，在图 4 和 5 中，AO 代表主动脉，IVC 代表下腔静脉，SVC 代表上腔静脉，PA 代表肺动脉，LV 代表左心室。

也可以使用其它换能器位置来获取心脏的不同视图，代表性地从食管中部到胃部，从而手术者能够直接查看大部分有关心脏解剖。例如，换能器 10 可以位于食管的下部，以获取常规四室图。通常无需

充分弯曲探针尖，就能把换能器放置到食管中，然后前进到胃中。在食管之内，手术者通过使用有关探针的以下动作的某些或全部动作的组合可以获得心脏的所需视图：前进，后退，旋转和轻微弯曲。

为了在成人中使用，外壳 60 的外径最好小于 7.5 mm，更可取地，小于 6 mm，最好约为 5 mm。这大大小于常规 TEE 探针。尺寸缩减可以降低或消除需要麻醉，并且有助于把 TEE 的用途扩展到心脏监控，超出其先前的专用的短期放置。当使用 5 mm 外壳时，外壳足够窄了，可以通过患者的鼻子，其优点是可以消除患者偶然咬一口探针的危险。作为选择，可以像常规 TEE 探针一样通过嘴。请注意，5 mm 直径的外壳类似于例如典型 NG（鼻饲）管，目前无需在相同解剖位置进行麻醉，就可以长期使用 NG 管。因此，可以把探针放在适当位置达 1 小时，2 小时，甚至 6 小时或更长时间。

外壳壁最好是用与常规 TEE 探针壁所用的材料相同的材料制成的，因此，能够经得住胃分泌物。连接换能器和系统的其余部分的探针内的线路类似于常规 TEE 探针的线路（当然，需要针对元件的数目进行调整）。外壳最好是可操纵的，从而可以用比较直的位置插入，在进入胃之后弯曲进入到适当位置。可以利用各种机制，包括但不限于转向或拉线，使探针尖偏转。在选择性实施方式中，探针可以使用本征偏转机制，如预制元件，包括但不限于预成形材料。作为选择，探针（包括其内的换能器）可以是可置换件。

为了形成 LV 的 TGSAV 图像，探针尖最好最终“前屈”（朝患者的正面弯曲）约 70-110 度。例如，其实现方式是，通过组合预制元件，即，防止在插入时弯曲的设备以及在探针进入所需解剖位置后使预制元件免于插入限制的触发器，把可触发的前屈（例如，约为 70 度）制成探针。作为选择，可以使用拉线进行操纵，以便在换能器下降到适合深度后提供另外的 0-40 度弯曲。最好设计可触发的前屈组件，从而在移除探针期间，要回到非弯曲位置时几乎没有阻力。

图 6A 表示与图 1 的实施方式类似的可选配置，只是与探针 50 相连的电路被安置到接口盒 203 内。超声波系统的其余部分仍然在主

处理部件 201 内，主处理部件 201 经由合适电缆 205 与接口盒 203 通信。接口盒 203 包括对换能器 10 的信号进行放大和/或对这些信号进行数字化的电路。使用此种接口盒的优点是，为对电噪声非常敏感的电路的那些部分（亦即，信号弱的那些部分）提供比较短的信号通道。如果需要，也可以在接口盒 203 内生成用于驱动换能器 10 的发射信号。

通过使用多种技术，可以进一步降低电噪声。例如，在一种实施方式中，接口盒 203 包含前置放大器和独立电源，前置放大器充当放大/处理链中的第一级，独立电路用于接口盒和主处理部件 201，目的是减少电噪声通过。在另一个实施方式中，接口盒 203 包含前置放大器，后者充当放大/处理链中的第一级，并且该前置放大器用电池供电。对于两种实施方式，时间增益补偿(TGC)最好是在前置放大器中实现的。TGC 补偿以下事实，来自远处的散射体的反馈信号比来自附近的散射体的信号要弱，其实现方式是，增加具有较长传播时间的信号的增益。通过使用有关技术领域中熟练技术人员熟知的常规技术，可以实现 TGC。图 6B 表示用于 TGC 的适合的增益对延迟特性的一个例子，其中 x 轴表示超声波脉冲的传输和反馈信号的检测之间的延迟，与深度的对应关系如下：

深度（单位 cm）=0.077 cm/μs×延迟（单位μs）。

在前置放大器中实现 TGC 便于有效数字化。前置放大器也可以提供振幅压扩处理（一种压缩形式），以便进一步便于有效数字化。作为选择，可以在接口盒中对前置放大器的输入进行数字化，此时，接口盒仅仅向主处理部件发送数字信号，以便进一步降低电噪声。这些数字信号甚至可以是光绝缘的，以消除反射通道上的所有可能的电气连接，以便进一步降低电噪声通过。

此处描述的优选实施方式提供来自换能器的 LV 的 TGSAV 的高质量图像，其中换能器足够小以适合上面描述的狭窄外壳。图 7A-7C 刻画第一种优选换能器 10。图 7A 表示位于外壳 60 的远端的换能器 10 的位置，该图还包括被外壳 60 的器壁围绕的换能器 10 的顶视图

22 和换能器 10 的正面剖视图 24。

正如在图 7B 中看到的那样，方位轴（Y 轴）是水平的，仰角轴（Z 轴）是垂直的，X 轴朝读者方向投射到页面外。当通过给换能器中的适当元件加电使其一直向前时，射束将沿 X 轴离开。采用有关领域中的熟练技术人员熟知的方式，控制信号也可以以某个角度（相对于 X 轴而言）发出射束。

换能器 10 最好是用有关领域中的熟练技术人员熟知的方式，用 N 个压电元件 $L_1 \ldots L_N$ 的堆叠、吸声衬垫 12 和前面的匹配层（未示出）制成的相控阵换能器。正如有关领域中的熟练技术人员理解的那样，最好能够单独地、独立地驱动相控阵换能器的元件，由于声或电耦合的缘故，不会在附近的元件中产生额外振动。另外，每个元件的性能最好尽可能相同，以形成更均匀的射束。作为选择，可以把切趾法集成到换能器中（亦即，在方位方向上，用于驱动换能器元件的功率从中部的最大值逐渐缩减到两端附近的最小值，对接收增益进行类似处理）。

优选换能器使用与常规 TEE 换能器相同的基本工作原理向患者发射声能量射束，并接收反馈信号。然而，尽管图 7A-7C 所示的第一优选换能器 10 与常规 TEE 换能器有许多共同特性，但是第一优选换能器 10 与常规换能器有以下不同：

特征	常规 TEE 换能器	第一优选换能器
横向（方位方向）的大小	10-15 mm	约 4-5 mm
元件数	64	约 32-40
仰角方向的大小	2 mm	约 4-5 mm
正面纵横比（仰角：横向）	约 1:5	约 1:1
工作频率	5 MHz	约 6-7.2 MHz

表 1

在图 7A 中，在换能器 10 的正面剖视图 24 上，把仰角标记为 E，把横向孔径标记为 A。在顶视图 22 中，可以看到外壳 60 的器壁相对于换能器 10 的位置。

图 7C 表示第一优选换能器 10 的更多细节。请注意，尽管附图中仅仅示出 8 个元件，但是优选换能器实际上有 32-40 个元件，间距 P 约为 130μm。详细地，两个优选间距约为 125μm（便于生产加工）和 128μm（0.6 倍的波长，当频率为 7.2 MHz 时）。当 32-40 个元件的间距为 125μm 时，换能器 10 的合成方位孔径 A（有时简称为孔径）在 4-5 mm 之间。元件数的减少能够有利地减少连线数（与常规 TEE 换能器相比），从而更容易把所需的全部连线装配到狭窄的外壳内。截口 K（亦即，元件之间的间隔）最好尽可能的小（例如，约 25-30μm 或更小）。作为选择，优选换能器可以有 24-48 个元件，其间距约为 100-150 μm。

图 8A-8B 表示第二优选换能器 10'。换能器 10'与连同图 7A-7C 描述的第一优选换能器 10 类似，只是它在仰角方向上更高。在两组附图中，使用相似的参考号数表示两个换能器的相应特征。数字上，第二换能器与常规换能器有以下不同：

特征	常规 TEE 换能器	第一优选换能器
横向（方位方向）的大小	10-15 mm	约 4-5 mm
元件数	64	约 32-40
仰角方向的大小	2 mm	约 8-10 mm
正面纵横比（仰角：横向）	约 1:5	约 2:1
工作频率	5 MHz	约 6-7.2 MHz

表 2

在选择性实施方式中，可以构建其仰角方向的大小介于第一和第二优选换能器之间的换能器 10。例如，其仰角方向的大小约为 7.5 mm，相应的仰角：横向纵横比约为 1.5:1。

换能器 10 的横向取向（相对于外壳 60 的轴线）最好与常规 TEE 换能器相同。当把换能器放在胃部（如图 4 所示）时，该换能器生成的图像平面（方位/径向平面）与常规短轴截面中的心脏相交，从而提供心脏的经胃短轴图，如图 3 和 5 所示。在外壳的边界内，换能器在横向方向上最好尽可能的宽。现在参照图 7A 中的顶视图 22，下表提

供了能够装配在 5 mm 外壳内的换能器的两个例子，以及能够装配在略大于 5 mm 的外壳内的第三个例子：

参数	第一个例子	第二个例子	第三个例子
换能器中的元件数	38	36	40
a（方位孔径）	4.75 mm	4.50 mm	5.00 mm
b（厚度）	1.25 mm	2.00 mm	2.00 mm
c（换能器处的外壳的内径）	4.91 mm	4.92 mm	5.39 mm
外壳壁厚度	0.04 mm	0.04 mm	0.04 mm
外壳的外径	4.99 mm	5.00 mm	5.47 mm

表 3

现在参照图 8A 中的顶视图 22，表 3 中的 3 个例子同样适合把第二优选换能器 10'装配到 5-5.5 mm 的外壳内。

上述实施方式假定外壳是圆筒形的。然而，也可以使用其它形状的外壳来放置换能器，包括但不限于椭圆、卵形等。此时，正如本文使用的那样，所提及的外壳的直径系指该外壳的最小外接圆的直径。为解决此类形状变化，可以利用其外周长来表示外壳。例如，5 mm 的圆筒形外壳的周长为 5π mm（亦即，约 16 mm）。当涉及长方形换能器时，与圆筒形外壳相比，使用卵形或椭圆形外壳可以降低外壳的外周长。例如，受一个 6 mm×2 mm 的矩形（其角被弄成半径为 0.5 mm 的圆角）限制的卵形可以包含一个 5 mm×2 mm 的矩形区域，这可以容纳表 3 中的第三个例子的换能器。考虑到 0.04 mm 的外壳器壁厚度，得到的外周长为 15.4 mm，这与直径为 4.9 mm 的圆的外周长相同。下表给出与此处讨论的某些直径相对应的外周长：

外径	外周长
2.5 mm	8 mm
4	13
5	16
6	19
7.5	24

表 4

因为位于换能器的每端的最后一个或两个元件的特性可能与其余元件的特性不同（由于其环境差异的缘故），所以每端的最后两个元件可以是“哑”元件。此时，被驱动的并且用来接收的有效元件数将是元件的总数（表 3 所示）减去 4。可选地，可以省略到达这些哑元件的连线，因为信号不会传播到哑元件，哑元件也不会传播信号。作为选择，可以包含其连线，并驱动最后两个元件，由于它们位于换能器的末端，这些元件的接收增益必须进行严格的切趾处理以进行部分补偿。

可取地，使用常规聚束技术来形成声能量束并对准所需方向。例如，利用相位调整（亦即，安排相控阵中的各元件的 $L_1 \ldots L_N$ 激励时间，并且在各元件的反射中使用合适的时间延迟，然后通过计算各反射得到超声波反馈信号），把焦点集中到方位方向上。把焦点集中到仰角方向上基于声音信号的近场和远场性质，并且取决于仰角方向上的元件的实际高度和可选的声透镜。

适合确定 LV 大小和功能的分辨率依赖于方位、仰角和轴分辨率的组合。该组合称为“空间分辨率”，并且用图 9 表示。图 9 表示图像平面 320 和落在图像平面 320 上的扫描线 310。轴向 AX 是用扫描线 310 定义的，并且换能器（未示出）远远位于沿 AX 轴方向的后面。在所成像的三维象素的外面，方位方向 AZ 垂直于图像平面 320 内的 AX 轴，仰角轴 EL 垂直于图像平面 320。在理想系统中，每个三维象素是一个点。然而，在真实系统中，三维象素具有容积，容积是由三个方向 AX、AZ 和 EL 上的分辨率定义的，如三维象素 330 所示。同样地，尽管把图像平面 320 刻画成一个薄平面，但是真实图像平面在仰角方向 EL 上是有厚度的，其厚度等于仰角方向上的三维象素 330 的厚度。

用于方位和仰角分辨率的通式为：

$$\Delta\theta \approx 1.22\,\lambda/d,$$

其中Δθ表示波束宽度，单位为弧度，λ表示波长（对应于换能器

的中心频率），d 表示指定方向（方位或仰角）上的孔径。波长λ和孔径 d 是用相同单位（如μm）测量的。

轴分辨率与波长λ成正比。尽管发明人不知道轴分辨率的任何具体计算规则，但是它通常为波长的 16-64 倍。因此，增加中心频率将增加空间分辨率的所有三个分量。5-10 MHz 的中心频率足以提供合适的分辨率。

图 10 说明在确定分辨三维象素的形状和检测并确定边界时的边界方位之间的交互作用时三个分量之间的相互影响。它表示与图 9 中出现的三维象素相同的三维象素 330，同时表示与那个三维象素重合的正在成像的边界的一个示例块 340。如果边界方位对于分辨三维象素是随机的，则一个适合方法是尽可能使分辨三维象素为立方体。为了获得那种形状，给定三维象素的方位和仰角分辨率应大致相等，当换能器的正面大致为正方形时出现此种情况，正如连同图 7A-7C 讨论的第一优选换能器那样。

对于第一优选换能器，仰角孔径大约与方位孔径相同。换句话说，换能器的正面的仰角:横向纵横比大致为 1:1（亦即，大致为正方形）。因此，其横向宽度为 4-5 mm 的方形换能器的面积大约为 16-25 mm^2。

用于方位和仰角分辨率的公式为:

$$\Delta\theta_{AZ}=1.22\times\lambda/d_{AZ}$$

和

$$\Delta\theta_{EL}=1.22\times\lambda/d_{EL}$$

其中$\Delta\theta_{AZ}$和$\Delta\theta_{EL}$分别为方位和仰角分辨率，（都是用弧度测量的）；而 d_{AZ} 和 d_{EL}分别为方位和仰角孔径。可以按以下方式把这些分量组合成用于总分辨率的一个方程，作为面积和频率的函数:

$$\Delta\theta_{OVERALL}=1.5\times\lambda^2/(d_{AZ}\times d_{EL})$$

如上所述，增加中心频率会增加分辨率。然而，由于与频率有关的衰减，增加中心频率也会降低透深，衰减符合以下近似公式:

$$a\approx 0.5f\times r$$

其中 a 表示单向衰减，单位为 dB，f 是中心频率，单位为 MHz，

r 是深度，单位为 cm。因此，与频率有关的单向衰减通常约为 0.5 dB MHz^{-1} cm^{-1}，典型的与频率有关的往返衰减通常约为 1 dB MHz^{-1} cm^{-1}。

发明人已经测定，对于使用其方位孔径为 4.75 mm 的换能器的 TEE 而言，中心频率在 6 和 7.2 MHz 之间的换能器提供分辨率和透深之间的良好折衷。在此处描述的实施方式中，上述频率范围通常可以提供足够透深以便对左心室的远端器壁成像（在 TGSAV 中），从而可以计算左心室的内部容积。（在大多数受检者中，12 cm 的透深足以对远端器壁成像。对于许多受检者，9-10 cm 的透深就足够了。）

当换能器元件的间距为 125 μm 时，使用 6.16 MHz 的换能器中心频率是特别有利的，因为它相当于波长λ=250 μm。当处于该波长时，元件的间距为 0.5λ，有时称为“半波长间距”。正如有关领域的熟练技术人员熟知的那样对于给定的方位孔径，半波长间距能够很好地消除光栅叶，同时能够把元件数降到最低程度。就消除光栅叶来说，稍微大一点的间距，如 0.6λ，仍然能很好地工作。因此，对于能够在中心频率范围内工作的换能器，即使频率增加 20%（亦即，间距约为 0.6λ 时），仍然可以保持可接受的性能。

如上所述，用于角分辨率的公式是θ≈λ/d。参考上面的表格，第一优选换能器的第一个例子是一个 38 个元件的换能器，其间距为 125 μm，导致 4.75 mm 的换能器宽度(d=4750 μm)。它大致为正方形，中心频率为 6.16 MHz (λ=250 μm)。当把 d 和λ的那些值代入分辨率方程时，结果为θ≈0.053 弧度，换算成方位和仰角方向上的大约 3 度的分辨率。

在仰角方向上增加换能器的大小有助于改善仰角方向上的系统的角分辨率（与具有 2 mm 仰角的常规 TEE 换能器相比）。增加仰角方向上的分辨率有助于补偿方位方向上的角分辨率损耗，该损耗是由于把方位孔径缩小到约 4-5 mm 造成的。

发明人已经注意到，进一步在仰角方向上增加换能器的大小，从而它大于方位方向上的换能器的大小，这会在 TGSAV 中对心脏的远端器壁成像时提供改进的性能。在换能器仰角方向上的增加使得分辨

三维象素在仰角方向上收缩，收缩距离对应于 LV 的远端器壁，导致仰角方向上的分辨率增加。发明人相信，增加该方向上的分辨率至少在某种程度上是有益的，因为相对于换能器的正面，远端器壁向 Y 轴倾斜。（Y 轴如图 8B 所示。）因此，通过在仰角方向上使三维象素的大小收缩，可以把落在单个三维象素内的镜面反射引起的反馈信号的分量的变化降到最低程度。

发明人已经测定，当换能器在仰角方向上的大小是横向方向上的大小的 1.5 倍以上时，TGSAV 的图像更好，当换能器在仰角方向上的大小约为横向方向上的大小的两倍时，获得 TGSAV 的最好图像，正如连同图 8A 和 8B 以及表 2 描述的第二优选换能器 10'那样。

优选实施方式使用比较小的扇区宽度（如 60°），代替常规 TEE 系统通常使用的 90°扇区宽度。现在参照图 11，该图表示从换能器 10 的正面 14 发出的 60°扇区 92。通过用（标称）方位孔径（θ=0 时）乘以 cos(θ)，可以获得与中心线 CL 的夹角为θ的有效方位孔径。因为 cos(30°)=0.866 和 cos(45°)=0.707，所以把扇区宽度限制为 60°（亦即，距离中心线 CL 的两边各 30°）在最坏情况的方位孔径中引起比较小的降级：相比在 90°扇区宽度的情况中下降 26.8%，方位孔径仅仅下降 13.4%。例如，对于宽度为 4.75 mm 的换能器（5 mm 外壳直径）的最坏情况下的孔径，在 60°扇区中将是 4.11 mm。该结果是改进的有效方位孔径，由此改善可以用小换能器获得的总分辨率。如果使用常规的 90°扇区，为了预防相同的最坏情况下的孔径，需要宽度为 5.82 mm 的换能器（6.1 mm 外壳直径）。

在使用上面描述的换能器把超声波能量射束发送到患者体内之后，接收超声波反馈信号，最好用同一换能器接收。换能器把超声波反馈信号转换为电反馈信号。当射束掠过成像扇区时，该过程继续。图 12 是超声波射束掠过该扇区时的射束通路的示意图，首先通过线路 B_1，然后通过线路 B_2，直至通过线路 B_M。这些扫描线 $B_1 \ldots B_M$ 与扇型射束 90（图 4 所示）以及扇区 92（图 11 所示）相对应。尽管该图仅仅包括少数(M)扫描线，但是实际系统可以有许多条非常稠密的

扫描线，从而不会对方位分辨率造成不利影响。

可以把电反馈信号模拟成调幅信号，载波频率为中心频率，从散射体间距和诸如心脏肌束周围存在结缔组织的其它组织特性部分引起调制。对电反馈信号进行解调和数字化（亦即，采样）以形成解调数字化反馈信号(DDRS)。可以使用有关领域的熟练技术人员熟知的各种常规技术来形成 DDRS。一个例子是数字化电反馈信号，然后对结果进行整流（亦即，取绝对值）以形成整流数字化超声波反馈信号。另一个例子是用模拟形式对电反馈信号进行整流，然后对结果进行数字化以形成 DDRS。也可以使用选择性解调方法从电反馈信号中抽取调制信息，包括但不限于相干解调、Hilbert 变换以及有关领域的熟练技术人员熟知的其它解调技术。

图 13 是与图 12 的超声波射束 $B_1 \ldots B_M$ 的一个射束的一部分相对应的 DDRS 的示意图。利用点 S0...S143 表示每个采样。每个采样对应于 2D 空间中的一个点，它以射束的方向以及信号从换能器传播到正在谈论的点并从该点返回所花费的时间为基础。例如，如果反馈信号是以 50 MHz 的频率数字化的，则采样之间的时间将是 0.02 μs，相当于 0.015 mm 的距离（基于声音在体内的速度）。尽管该图仅仅包括 144 个采样，但实际系统在每条扫描线上可以有更多采样以提供所需分辨率。例如，在采样间隔为 0.015 mm 的情况下，为了获得 12 cm 的透深，将需要 8000 个采样。因为超声波能量射束从中心点掠过，所以极坐标对组织采样是有用的，至少在该阶段的处理中。在某些实施方式中，所有采样都是在极坐标中分析的，只有在常规计算机监视器上查看时才转换为直角坐标。在其它实施方式中，可以在早期处理中把样本空间转换成直角坐标。剩余解释考虑沿每条扫描线的坐标((r, θ) 极坐标系统中的常数θ，其中 r 随扫描线变化），以及与沿扫描线的象素的中心点关联的象素数据。在超声波成像领域中，转换成扇形图是众所周知的。

最好用两种不同算法处理每条扫描线的采样：分析采样的强度特性的一个算法和分析采样的频率特性的一个算法。

对于第一个算法（亦即，强度算法），把扫描线的采样分成许多象素，每个象素包含许多采样。在图 13 的例子中，每个象素包含 16 个采样，正如在相应采样下出现的标记为“WIAP j”（代表象素 j 的强度算法的窗口，其中 j 是 0-8 的整数）的盒子指示的那样。把信号处理生成的象素数据和相应象素的中心位置联系起来。当然，也可以使用每个象素其它数目的采样代替 16 个采样。例如，在一个优选实施方式中，每个象素包含 8 个采样。强度算法最好为把采样转换成常规图像的常规图像处理算法。给定象素的强度是根据与该象素相对应的采样的振幅确定的，比较高的强度对应于比较大的振幅。在 16 个采样象素的情况中，利用 16 采样的平均值来确定该象素的强度（比较高的平均强度值比较亮，比较低的平均强度值比较暗）。可选地，可以使用诸如对数压缩之类的常规过程压缩象素的强度级（或组成该象素的采样）。

第二个算法（亦即，频率算法）分析样本空间的频率特性，并且确定散射体间距中的空间频率。美国专利号 5,417,215（以下称为“'215 专利”）描述了合适算法的例子，此处引用该专利作为参考。同时，此处引用以下论文作为参考：**Spectral Analysis of Demodulated Ultrasound Returns: Detection of Scatterer Periodicity and Application to Tissue Classification, S. Roth, H. M. Hastings, et al., Ultrasonic Imaging 19 (1997), pp. 266-277。**

频率算法提供图像中的每个象素的第二个结果（亦即，除强度算法生成的结果之外）。因为大部分频率分析算法在使用很多数据采样时提供比较好的结果，并且因为每个象素只有少数采样，所以最好组合正在考虑的象素的两边的采样和该象素本身中的采样，以增加采样数。在所示例子中，每个象素包含 16 个采样，但是给定象素的频率算法处理最好是以该象素为中心的 64 个采样，正如该采样下出现的标记为“象素 k 的频率算法的窗口”（其中 k 是 2-6 的整数）的盒子指示的那样。在此种情况中，例如，使用象素 2-4 的所有采样以及象素 1 和 5 的一半采样执行象素 3 的频率分析。当然，可以使用其它数目

的采样进行频率分析，以取代 64 个采样。然而，当使用快速傅立叶变换(FFT)算法时，最好使用 2 的幂。可选地，可以使用窗口技术（如汉明窗口）对采样进行加权处理，中心采样的权重大于靠近两端的采样的权重。

图 14 是合适频率算法的流程图。在该算法中，步骤 1 和 2 是一并考虑的，它们根据象素中的采样以及相邻象素中的采样的频率特性，鉴别正在考虑的象素的组成材料（更具体地，该象素是血液还是肌肉）。

在步骤 1 中，对采样进行傅立叶分析以确定每个象素的各种频带内的功率分布。步骤 1 的傅立叶分析的最终结果是每个象素的众多不同频率的每个频率的振幅系数的集合（亦即，第一象素的系数的第一个集合，第二象素的系数的第二个集合，等等）。通过使用有关领域的熟练技术人员熟知的各种算法中的任意一种算法（例如，常规 FFT 算法），可以实现傅立叶分析。选择性实施方式可以使用其它频率分析工具以获得类似结果，此类工具如带通技术(最好是基于整数的 FIR 递归），小波技术等。在步骤 2 中，计算每个象素的选定频带内的功率与整个频谱内的功率的比率。因此，对于每个象素，应用以下公式：

$$R=E_{BAND}/E_{TOTAL}$$

其中 E_{BAND} 是选定频带内的功率，E_{TOTAL} 是该部分频谱内的总功率，R 是两个功率的比率。当使用傅立叶分析时，给定频带内的功率等于该频带内的傅立叶系数的振幅的平方和。该步骤中的“选定频带”最好是挑选出来的，从而使比率 R 的变化和正在成像的材料的差异（例如，血液对肌肉）相互关联。作为选择，可以进行选择，以使比率 R 的变化和 S/N 比率的差异相互关联，使比较大的 R 和信号相互关联，使比较小的 R 和小斑点或电噪声相互关联。可选地，近处的反馈和远处的反馈可以使用不同的“选定频带”。例如，与远处结构相对应的信号可以使用更宽的频带。换句话说，频带选择可以是深度的函数。

现在讨论能够导致 R 和正在成像的材料之间的相互关联的数值

的一个合适集合。首先考虑从深度为 r mm 的一个散射体反射的超声波。来自该散射体的反射在 t μs 的时延后到达，时延的计算公式为

$t=r/v=r/(0.77\ mm/\mu s)=1.30\ r\ \mu s$，

其中定标因子 0.77 mm/μs 表示从换能器到散射体并返回的往返（假定组织中的声音的速度为 1.54 mm/μs）。

在间距足够大以至超声波反射不重叠（亦即，间距Δr 大于 $\Delta r_0=0.77\ mm/\mu s\times \Delta t$）的情况中，可以计算散射体周期对解调超声波反射的频谱的作用。例如，在理想单周期脉冲，5 MHz 中心频率，以及理想宽带宽换能器的情况中，

$\Delta t=1/f_c=1/(5\ MHz)=0.200\ \mu s$，

因此，

$\Delta r_0=0.77\ mm/\mu s\times 0.200\ \mu s=0.154\ mm$。

心肌的内部结构在该比例和更大的空间比例上显示变化。相反，利用完全的小斑点，包括全部特别是更小的空间比例上的变化，刻画来自血液的散射的特性。因此，低频表示肌肉，高频表示血液。建议低频带的上限小于 4 MHz，相当于最小空间比例Δr_{MIN}为

$\Delta r_{MIN}=0.77\ mm/\mu s\times 1/(4\ MHz)=0.77\ mm/\mu s\times 250\ \mu s=0.193\ mm$。

发明人已经完成组织实验，该实验使用用 50 MHz 的频率（相当于采样间隔为 0.02 μs）进行数字化的信号，并且在 64 点窗口（相当于 64×0.02 μs=1.28 μs，或 0.986 mm）中计算 FFT。借助上述大小的窗口，发明人选择低频带，该频带包括每窗口 2 到 5 周期（包含）的傅立叶频率，相当于 2/1.28 MHz=1.56 MHz 和 5/1.28 MHz=3.91 MHz 之间的频率。

对于上述低频带，通过使用上面阐述的公式 R ($R=E_{BAND}/E_{TOTAL}$)，计算每个象素的低频带内的傅立叶功率和总傅立叶功率的比率。对于每个象素，图 14 中的步骤 2 的最终结果是 R 的一个值。

发明人已经查明，对于本例中使用的参数值而言，0.45 附近的 R 值主要与感兴趣的象素位置存在的肌肉组织相互关联，而 0.20 附近的

R 值主要与血液或电噪声占支配地位的区域相互关联。该算法的剩余部分使用该信息改善图像，其实现方法是，增加与肌肉相对应的图像部分的强度，降低与血液相对应的图像部分的强度。因为血液的反射不及肌肉，所以该差异可以增强血液和肌肉之间的对比度。

发明人已经测定，当把其 R 值与肌肉相对应的区域的强度增加到其原始值的 120%时，并且把其 R 值与血液相对应的区域的强度降低到其原始值的 20%到 50%之间时，能够显著改善心脏超声波图像。因此，在图 14 的步骤 3 中，把增益系数 1.2 指派给其 R 值约为 0.45 的那部分图像，把 0.2 到 0.5 之间的增益系数指派给其 R 值约为 0.20 的那部分图像。此处把该增益系数称为“特征增益系数”或 FGF，因为该增益是依赖于特征的。

尽管大部分图像中的大部分象素的 R 值允许把该象素分类为肌肉或血液，但是在某些情况中，分类不大清楚。例如，不好预测处在肌肉和血液之间的边界上的象素的 R 值。另外，尽管来自血液的 R 值的平均数达到 0.20，但是由于随机统计偏差，血液的给定象素的 R 值的差别会很大。因此，在某些实施方式中，利用单调函数最好是光滑函数把 R 映射到 FGF。图 15 是用于此目的的适合函数的一个例子。可选地，可以基于其它组织特性，在该映射函数中增加附加限制。

最后，在图 14 的步骤 4 中，通过用每个象素的强度值（由强度算法获得的）乘以该象素的 FGF 值（由频率算法获得的），组合强度算法和频率算法的结果。该结果是一幅增强图像，其中可能为肌肉的象素已经变亮，而可能为血液的象素已经变暗。接着，通过使用常规硬件和软件技术（包括例如使用插值把极坐标转换成直角坐标），显示该增强图像。

实际选择的傅立叶频带、R 值以及对应的 FGF 值取决于多种因素，包括但不限于，换能器中心频率、采样率、信号处理使用的窗口大小和所有可选窗口技术、换能器带宽、询问脉冲的宽度等。在一种实施方式中，例如，在使用 7.5 MHz 的换能器中心频率时，扫描线是用中心频率的 4 倍（亦即，约为 30 MHz）进行数字化的，并且采样

之间的距离约为 0.026 mm。

在选择性实施方式中，可以使用其它归一化（亦即，与振幅无关的度量）代替 E_{BAND}/E_{TOTAL}。例如，利用第一频带内的功率和第二频带内的功率的比率来计算 R，正如在'215 专利中描述的那样（例如，E_{BAND1}/E_{BAND2}）。在选择性实施方式中，通过使用相应数目的采样线，为每个象素执行两次或更多次傅立叶分析，其中每条线的中心包含在该象素中。例如，在每个象素两条线的排列中，在径向方向上沿一条采样线进行第一个 1D 傅立叶分析，然后在切线方向上沿第二条采样线进行第二个 1D 傅立叶分析。然后合并（例如，通过计算平均值）两条采样线的结果。仍然在其它实施方式中，可以使用 2D 傅立叶算法代替上面描述的 1D 算法。

通常，上述操作是在非压缩图像数据上进行的。然而，在某些情况中，可以直接在该图像数据的压缩版本上执行相应操作。

在生成增强图像之后，可以使用常规硬件进行显示。在探针到达适当位置后的全部时间内，可以连续不断地更新和显示图像，从而医师可以实时查看患者的心脏的图像。在选择性实施方式中，可以获取图像并且可以选择周期性地存储（例如，每两分钟捕获一个或多个完整的心跳）。可选地，可以提供比较先前心跳和当前心跳的能力，例如，通过在一个窗口中重放存储的以前的心跳的视频剪辑（或“循环”），并且在第二个窗口中显示当前的图像。

和使用方位孔径为 10-15 mm 的换能器的常规延期 TEE 形成对比，常规延期 TEE 通常只能在室内的严密监控环境中在全身麻醉的情况下进行，而此处描述的优选实施方式的比较小的直径允许在不进行全身麻醉的情况下使用该优选实施方式，并且可以在不太严密的监控环境中使用。可选地，可以在镇静状态或局部麻醉的情况下使用优选实施方式，以代替在全身麻醉下使用的常规延期 TEE。甚至可以完全放弃使用镇静或麻醉。此时，患者可以选择使用止痛药。

可选地，可以突出显示特征增益系数检测的高关联区域，通常使其变成彩色，同时保持灰度图像的强度，正如'215 专利说明的那样。

可以在申请日期为 2003 年 8 月 4 日，题目为“Method and Apparatus for Ultrasonic Imaging”的申请号 10/633,949 中找到用于图像增强的附加技术，本文引用该申请作为参考。

上面描述的优选实施方式的优势在于，通过使用能够装配在其直径约为 5 mm 的外壳内的小换能器，允许非侵入的、中期和长期监控心脏功能，进而降低或消除需要麻醉。上面描述的优选实施方式组合了多种技术，以生成能够比得上通常用更大的换能器获得的图像或比其更好的图像。可以反复地、可靠地使用上面描述的优选实施方式生成的图像来监控心脏功能，该图像具有足够的透深以查看左心室的远端器壁(10-12 cm)，并且具有足够的分辨率以便根据心脏内壁的图像实时确定 LV 的大小和机能，尽管使用比较小的换能器。因此，与所提供的透深小于换能器的方位孔径的 15 倍（例如，通过使用 10 mm 的换能器获得 10 cm 的透深）的现有系统不同，优选实施方式提供的透深大于换能器的方位孔径的 15 倍，甚至大于换能器的方位孔径的 20 倍（例如，通过使用 4.75 mm 的换能器获得 10 cm 的透深）。

上面描述的优选实施方式使用比常规 TEE 探针更窄的探针，可以长期监控心脏功能，并且可以了解患者的血液动力状态。此类信息对选择治疗和改善许多情境下的结果是有用的（包括但不限于诸如低血压、肺水肿和心力衰竭之类的危急医疗问题）。

上面描述的实施方式允许直接观察心脏功能，允许评估患者的血液动力状态，包括血管内的容积（正常，低或高），心脏收缩力（左心室的泵送是否合适），心脏缺血（到达心肌的血流量不足）以及心包填塞（围心囊中的液体限制心脏功能）。例如，通过直接观察左心室的大小并且随时监控治疗过程中的大小变化，可以得出有关血管内的容积状态的信息。通过直接观察左心室的收缩（泵送），或者通过使用定性目测或者通过定量分析，可以获得有关收缩力的信息。通过直接观察左心室可以获得有关局部缺血的信息，这是因为局部缺血导致左心室器壁的不正常运动（器壁运动异常）。通过使用超声波直接观察心脏，可以获得潜在的心包填塞或心包积液（心囊中的液体）的

信息。

狭窄探针可以使上面描述的实施方式在更长时段内，在手术室外和/或在不进行麻醉的情况下提供该信息。上面描述的实施方式同样适合于把它们用在诸如心导管插入和电生理学实验之类的需要执行介入心脏过程的装置中，心导管插入和电生理学实验用于监控医师对心脏的介入效果和血液动力功能，并且用于引导设备的放置。例如，可以使用它们来帮助医师正确放置起搏器电极线以获得所需结果。上面描述的实施方式也可以用在需要窄探针或窄探针更有利的非心脏应用中。

上面描述的实施方式并不限于超声波成像模式，可以用在选择性的超声波模式中（例如，脉波多普勒，连续波多普勒，和彩色流动成像多普勒模式）。通过使用与上面描述的成像模式相同的换能器，可以完成这些选择性模式，并且可以生成可以与图像组合的信息，可选地，可以用实时方式。例如，当保持换能器位置处于食管中部和底部之间时，在生成二尖瓣（在左心房和左心室之间）的图像期间，可以获得彩色流动多普勒信息。此类应用将允许评估二尖瓣的渗漏（二尖瓣回流或功能不全）。

如果需要，可以按比例缩小上面描述的优选实施方式，以供初生儿或儿科使用。此时，在方位方向上换能器最好在 **2.5** 到 **4 mm** 之间，并且按比例缩小仰角方向上的尺寸。因为新生儿和儿科患者需要比较少的透深，所以可以降低工作频率。这使得λ比较小，从而允许使用比较小的换能器元件间隔（间距），相应地，在该换能器中，每 **mm** 上可以有更多元件。在组合此类换能器和上述技术时，其性能应该满足或超过用于新生儿和儿科的常规 **7.5 mm TEE** 探针的性能。

此处描述的实施方式也可以用在非心脏应用中。例如，可以把探针插入到食管中以监控食管本身、淋巴结、肺、主动脉或患者的其它解剖组织。作为选择，可以把探针插入到另一个管口（或甚至是切口）中以监控患者的解剖组织的其它部分。

如果需要，可以降低中心频率（例如，降到 **4.5 MHz**），以便在

需要时（例如，对于体型很大的患者）提供附加透深。尽管这会降低分辨率，但是在生成非常大的结构的图像时，结果是可以接受的。作为选择，可以按比例增加换能器的大小和外壳直径（例如，增加到 7 mm），如果分辨率降低导致图像不可用的话。

可以用许多选择方案和可选特征替换上述实施方式或添加到上述实施方式中。一个可选特征是使用有意义的过采样的数字聚束。例如，如果换能器在 7 MHz 频率上运行，并且用 30 倍的频率对反射进行数字化，则需要 30×7 MHz=210 MHz 的数字化。然后用系数 5 缩减该数据的采样，以便把数据点的数目减少到 42 MHz 采样。该缩减采样把前端噪声引起的噪声最低限度减少到原来的 $1/\sqrt{5}$（亦即，功率超过 2 位）。同样，系数 7 的缩减采样把噪声最低限度减少到原来的 $1/\sqrt{7}$。

图 16A 刻画选择性的 2D 换能器 500 的正面，该换能器包括一个 2D 阵列的有源元件 510。正如有关领域的熟练技术人员熟知的那样，通过适当调整，使用此种类型的换能器也能实现此处描述的概念。

图 16B 刻画称为“稀疏 2D 换能器”的另一个选择性的 2D 换能器设计的正面。稀疏 2D 换能器 600 有一列 610“发射”元件 611，用于发射超声波，以及一行 620 接收元件 621，用于接收超声波信号。如图所示，该列 610 发射元件和该行 620 接收元件有一个公用元件 630。公用元件 630 可以用发射、接收或二者。通过使用独立的发射和接收元件，该换能器设计可以降低电噪声，由于使用独立的发射和接收元件，这些元件无需电子发射/接收开关。正如有关领域的熟练技术人员熟知的那样，通过适当调整，使用此种类型的换能器也能实现此处描述的概念。

本发明的选择性实施方式可以使用比较少的技术和/或在比较低的程度上实现这些技术，并且仍然保持生成可接受的图像的能力。例如，取决于该系统中的其它组件，使用 75°的扇区宽度，甚至使用 90°的扇区宽度，能够获得可接受的图像。通过使用其仰角:横向纵横比为 2:3 而非优选纵横比 1:1 或 2:1 的换能器，也能获得可接受的图像。另一个选择方案是使用上述技术中的某些或全部，其换能器稍稍大于上

面描述的优选实施方式，但是仍然小于常规的 10 mm TEE 换能器。上述实施方式的许多其它修改对该领域的熟练技术人员是显而易见的，并且也包含在本发明的权限内。

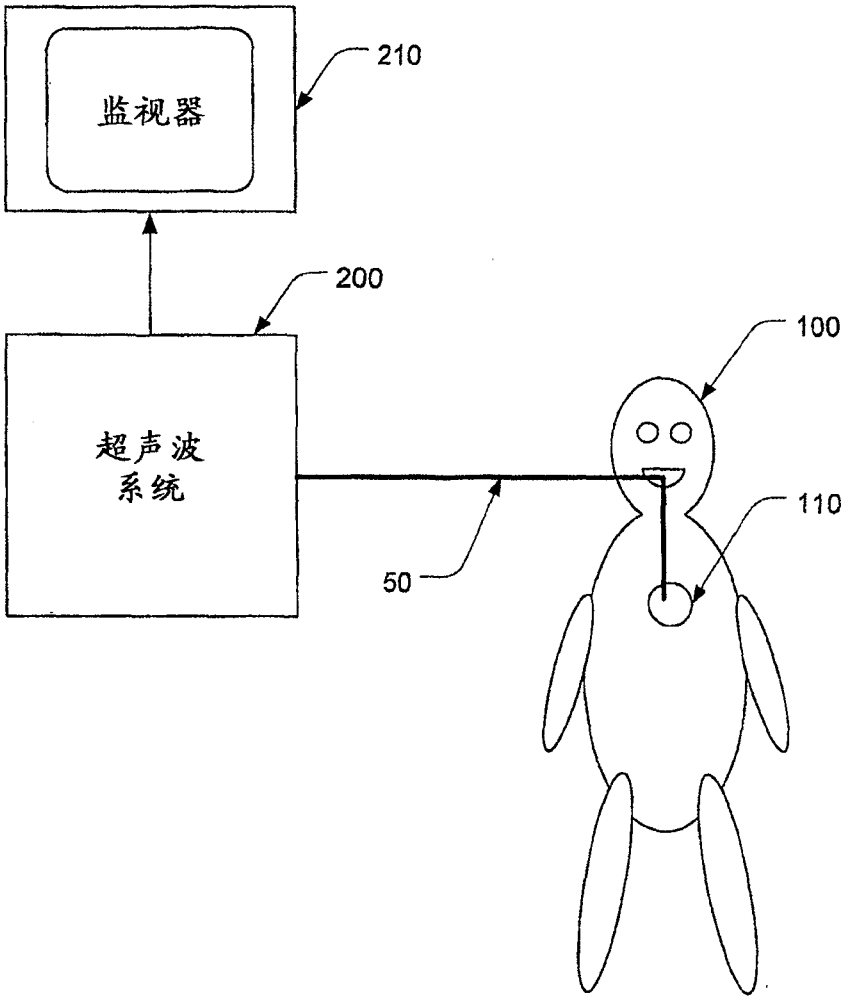


图 1

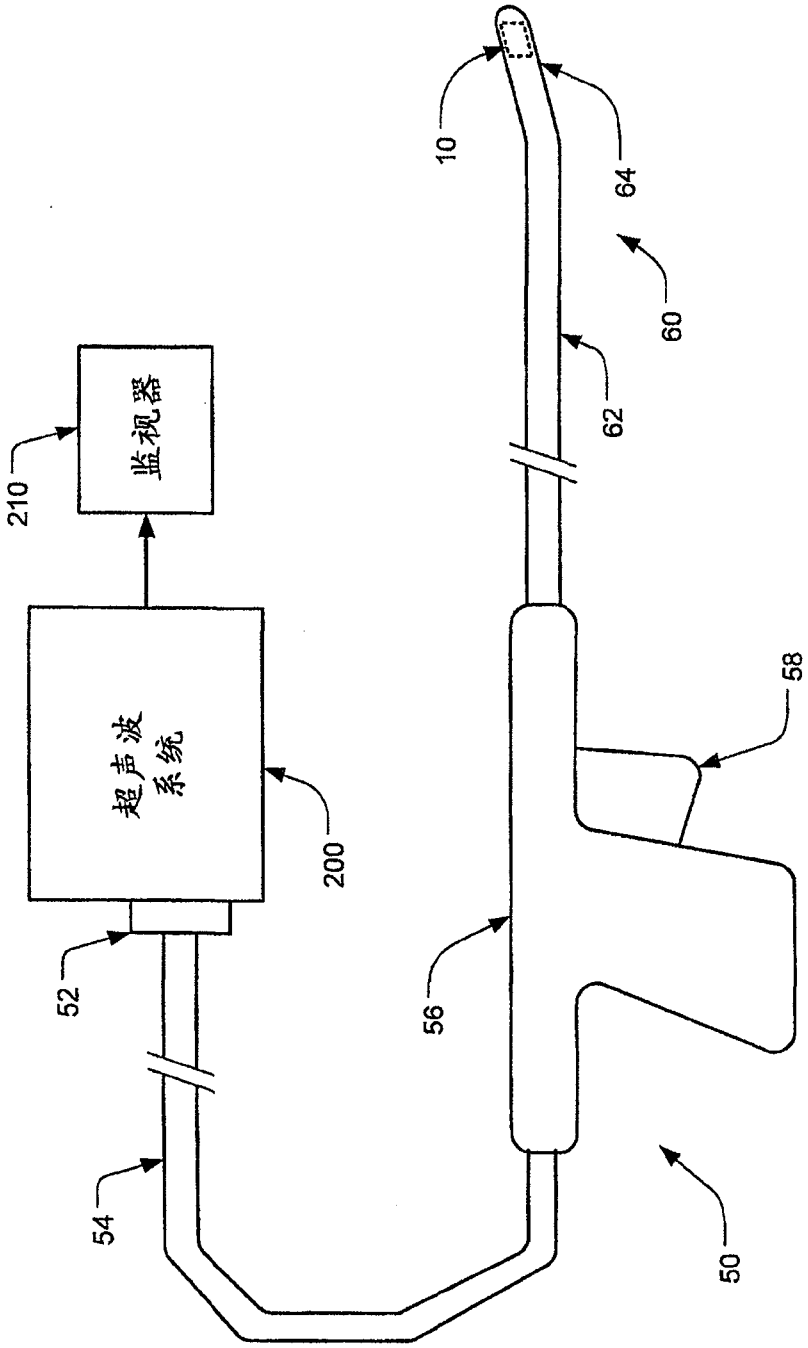


图 2

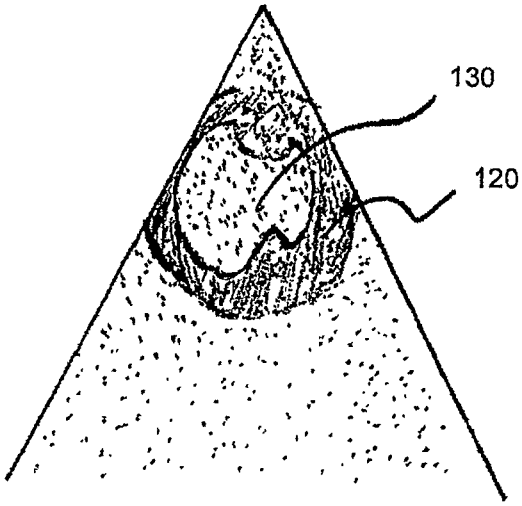


图 3

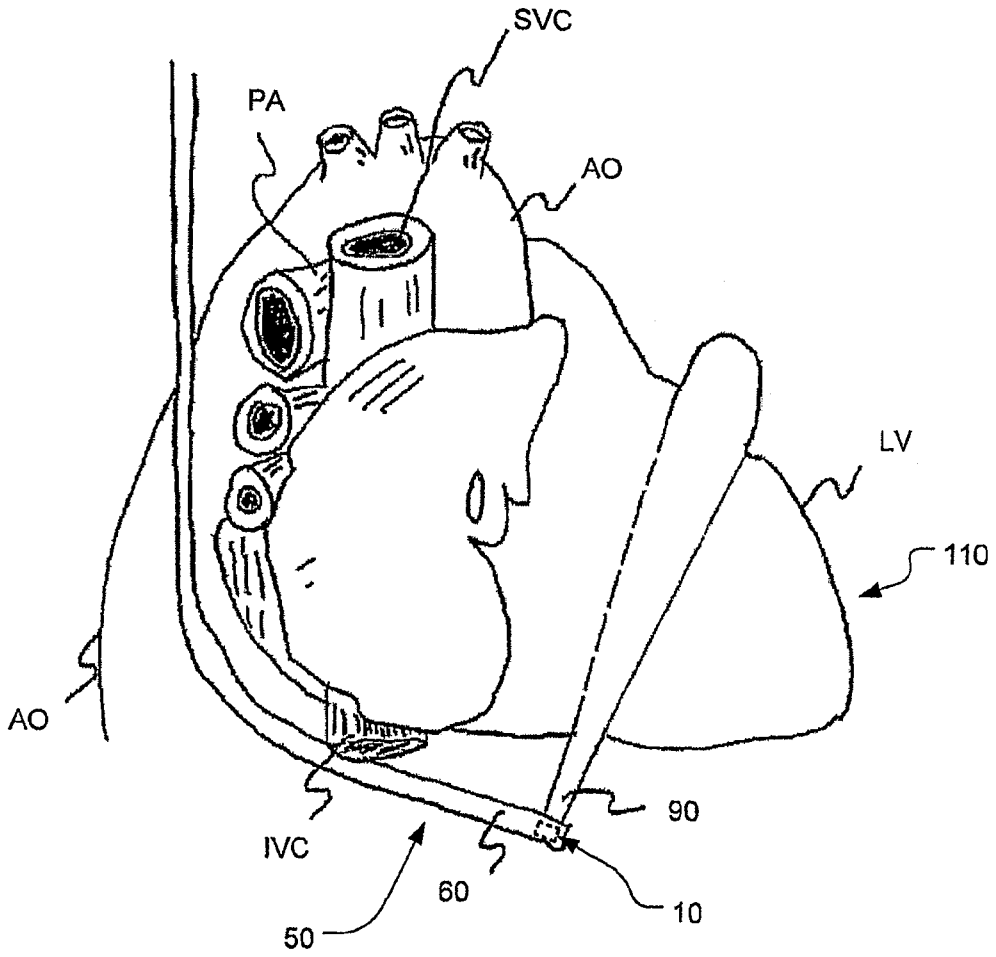


图4

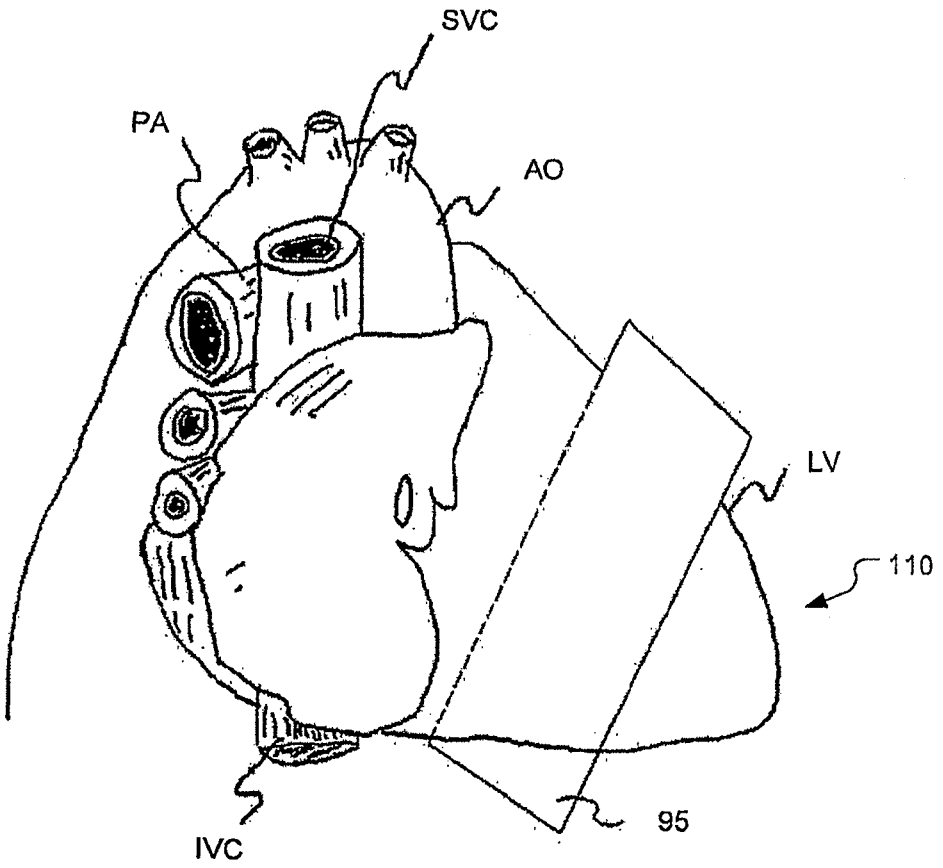


图5

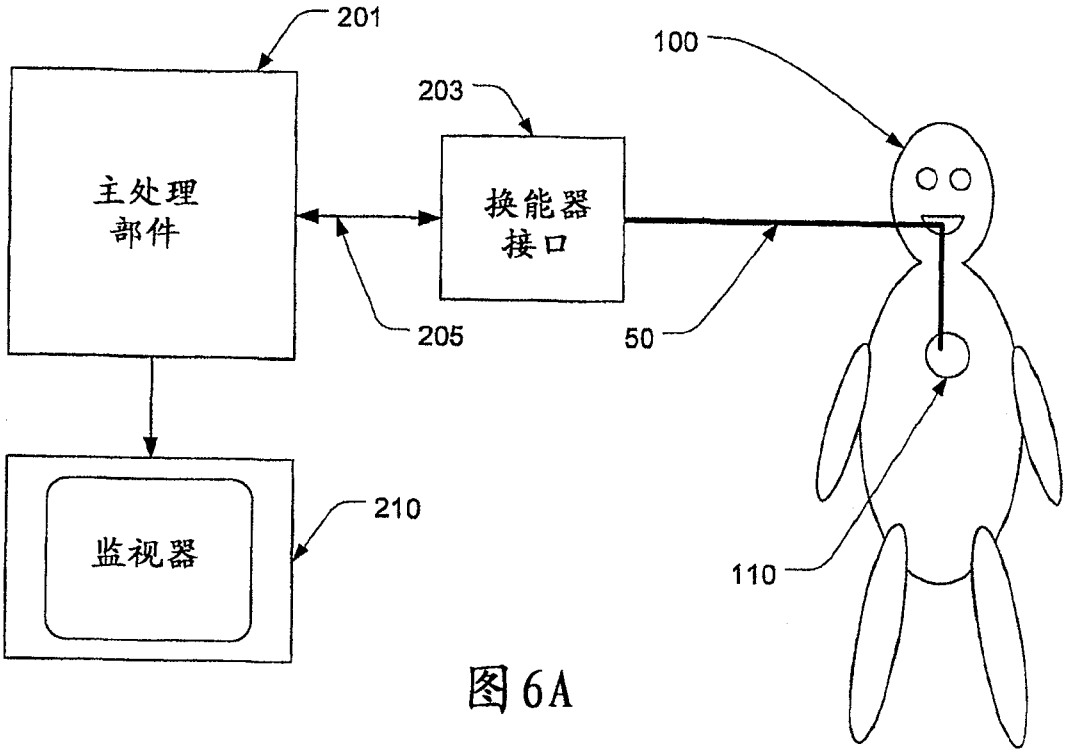

201
主处理
部件
203
换能器
接口
205
100
50
210
监视器
110

图6A

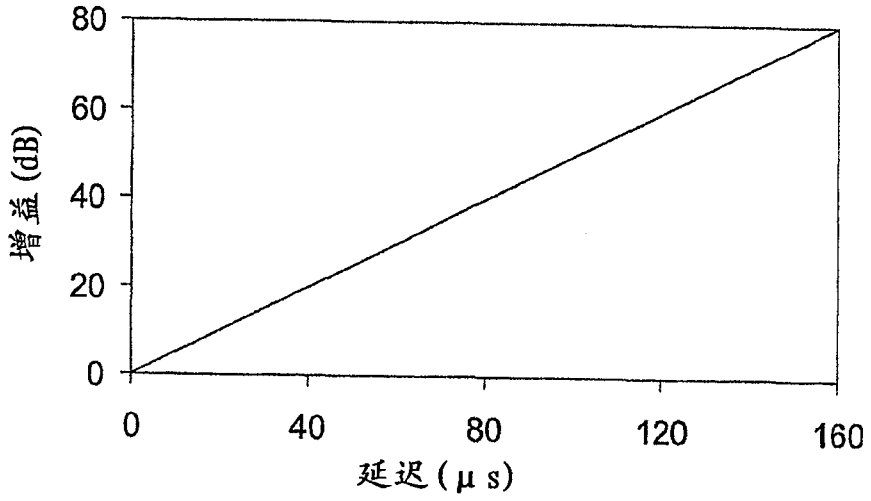

80
60
40
20
0
增益(dB)
0
40
80
120
160
延迟(μs)

图6B

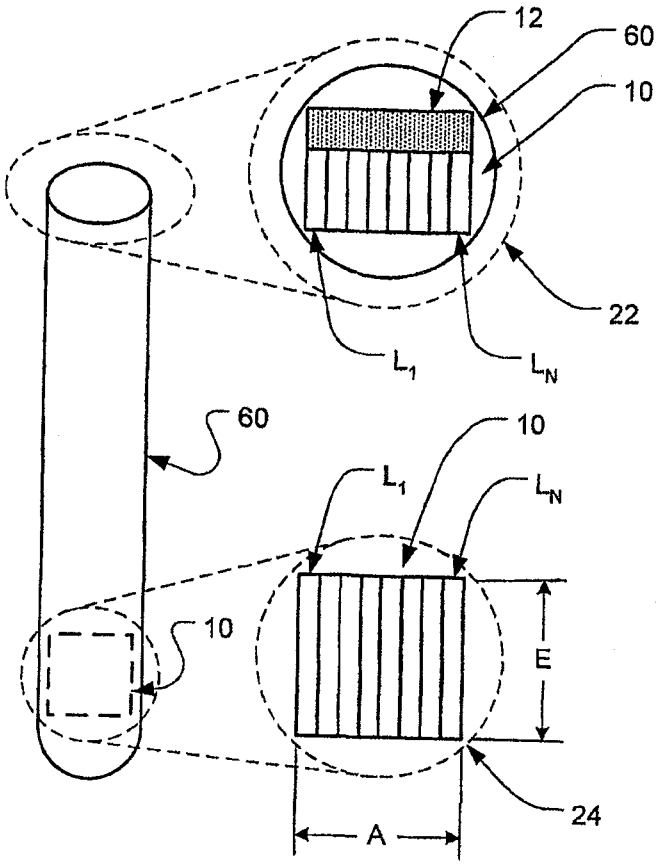


图 7A

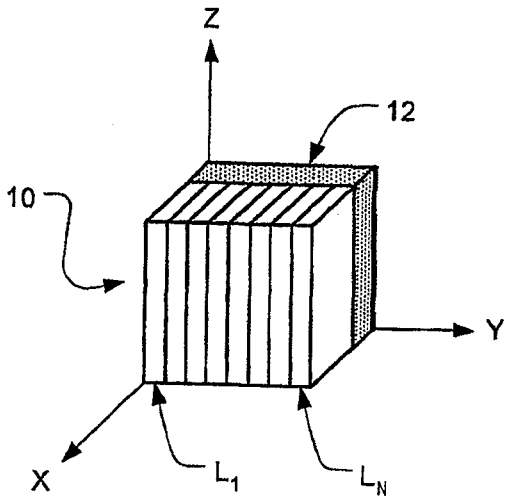


图 7B

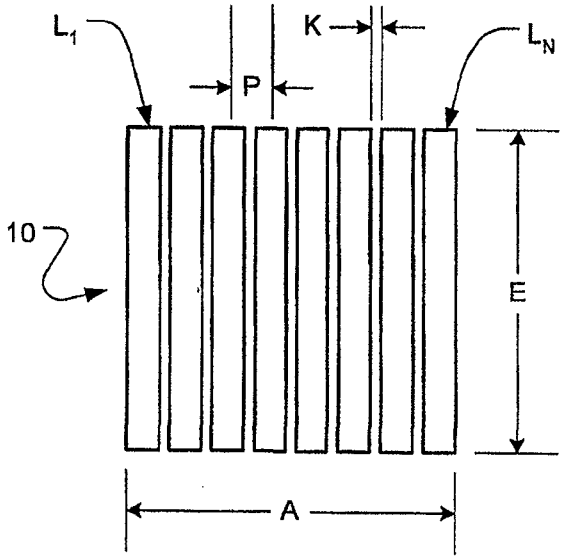


图7C

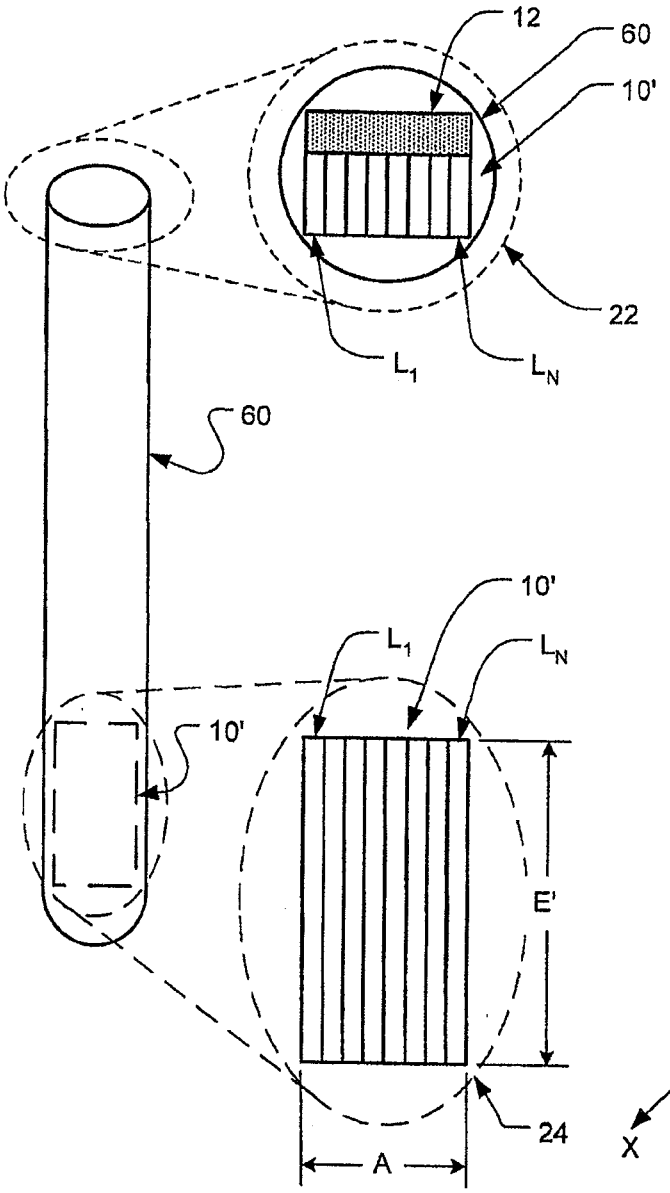


图8A

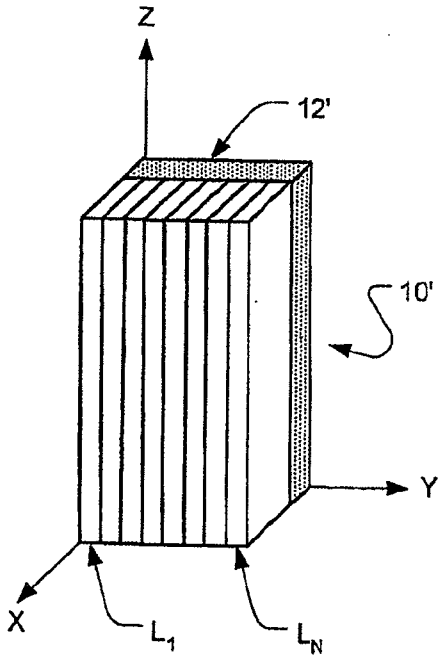


图8B

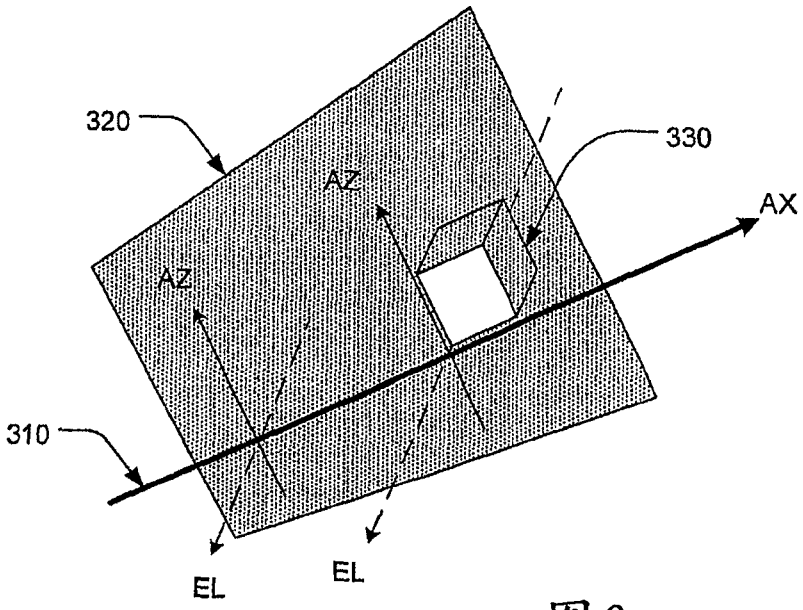


图9

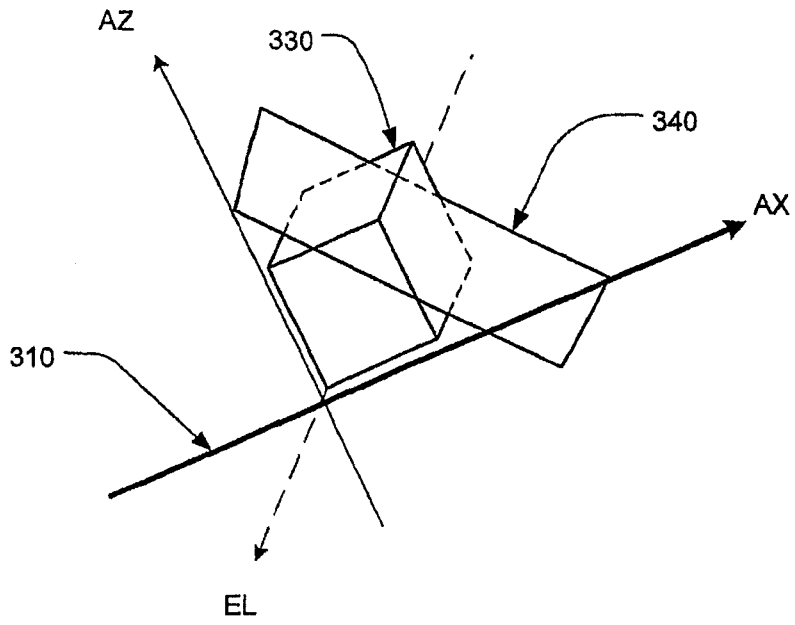


图10

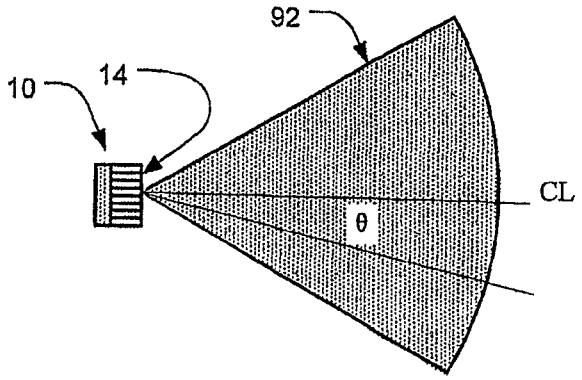


图11

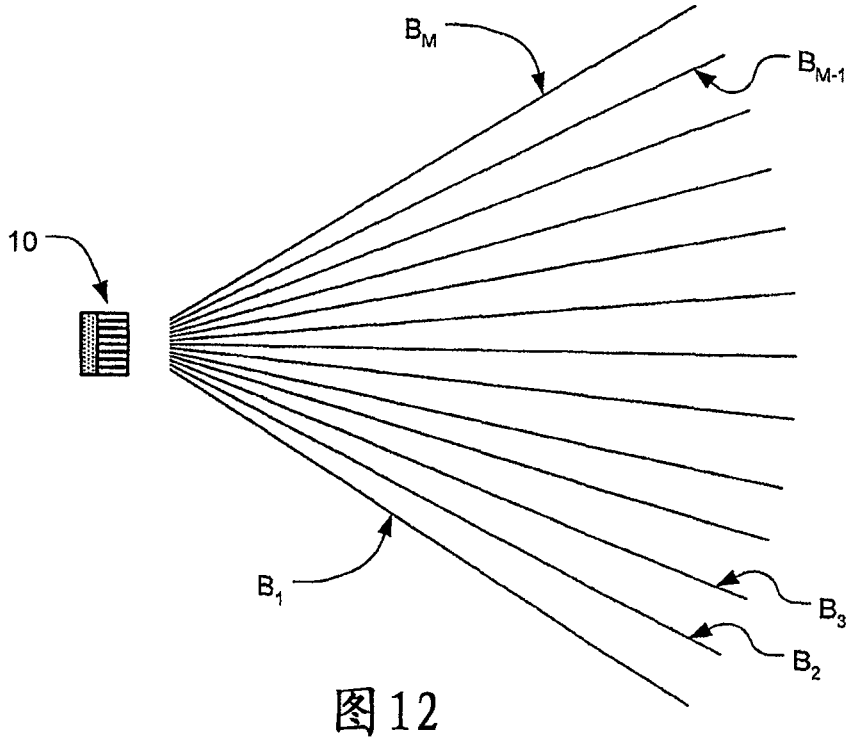


图12

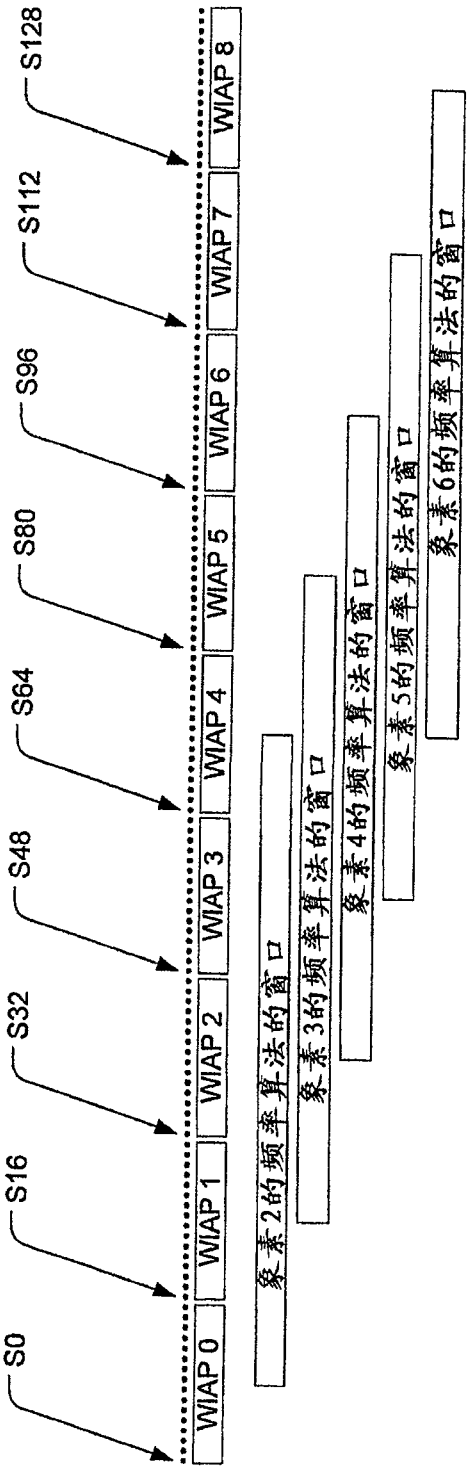

S0
S16
S32
S48
S64
S80
S96
S112
S128
WIAP 0
WIAP 1
WIAP 2
WIAP 3
WIAP 4
WIAP 5
WIAP 6
WIAP 7
WIAP 8
象素2的频率算法的窗口
象素3的频率算法的窗口
象素4的频率算法的窗口
象素5的频率算法的窗口
象素6的频率算法的窗口
沿扫描线的用于强度算法和频率算法的窗口

图13

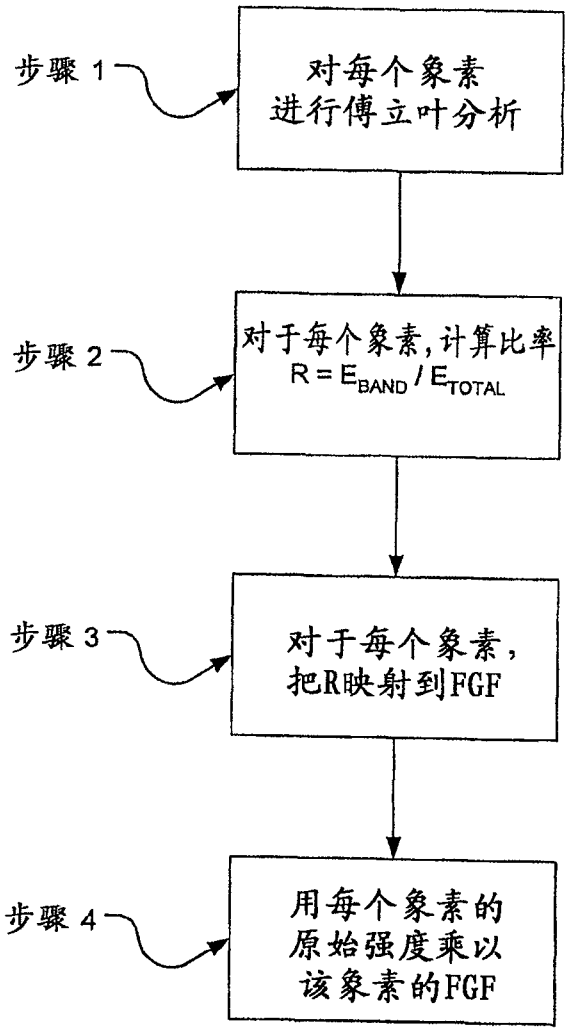

步骤 1
对每个象素
进行傅立叶分析
步骤 2
对于每个象素,计算比率
R = E_BAND / E_TOTAL
步骤 3
对于每个象素,
把R映射到FGF
步骤 4
用每个象素的
原始强度乘以
该象素的FGF

图14

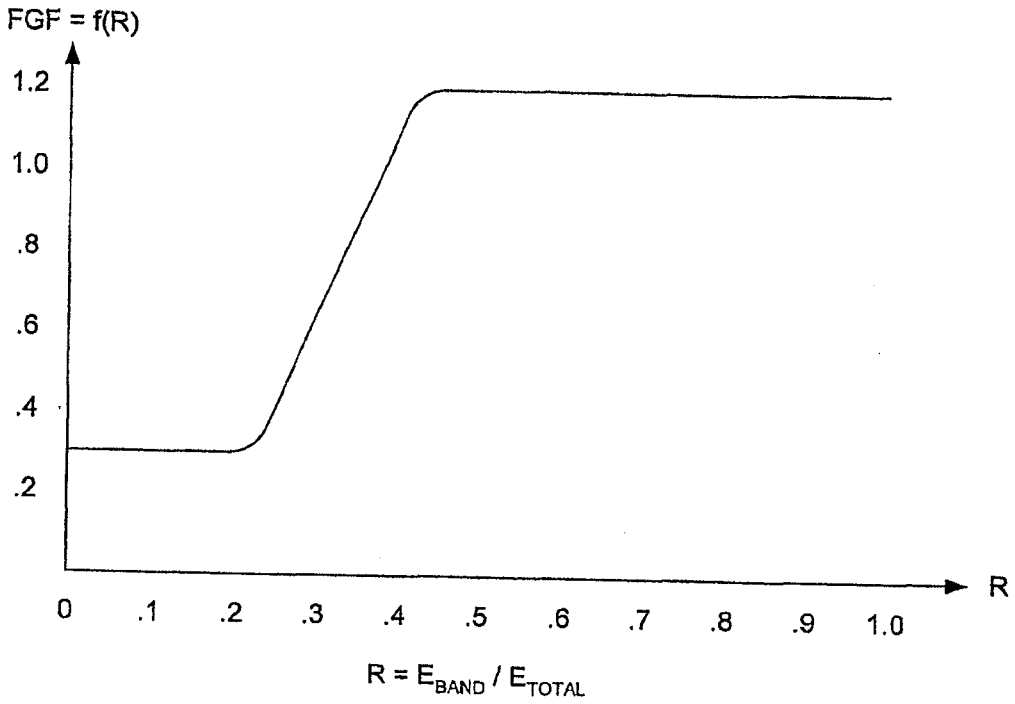


图15

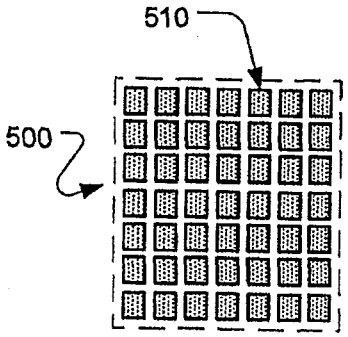


图16A

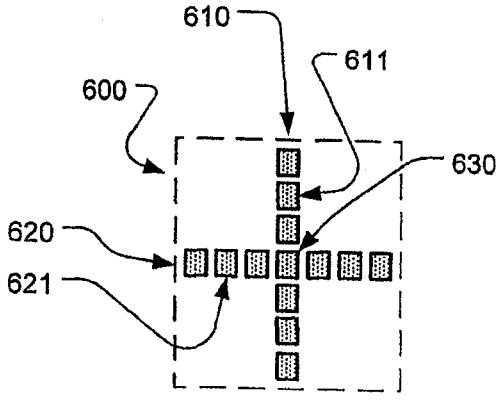


图16B