

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03809676.5

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009年8月19日

[11] 授权公告号 CN 100528089C

[22] 申请日 2003.4.22 [21] 申请号 03809676.5

[30] 优先权

[32] 2002. 4. 30 [33] US [31] 10/136,880

[86] 国际申请 PCT/IB2003/001669 2003. 4. 22

[87] 国际公布 WO2003/093863 英 2003. 11. 13

[85] 进入国家阶段日期 2004. 10. 29

[73] 专利权人 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·S·罗宾森 C·R·库利

[56] 参考文献

WO9855882 A1 1998. 12. 10

EP0535962 A1 1992. 10. 1

CN1257694 A 2000. 6. 28

US5718229 A 1998. 2. 17

CN1207889 A 1999. 2. 17

EP0582462 A2 1993. 8. 3

Adaptive Multi - element Synthetic Aperture Imaging with Motion and Phase Aberration Correction. Karaman et al. IEEE Trans. on Ultras, Vol. 45 No. 4. 1998

审查员 张亚玲

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 龚海军 陈景峻

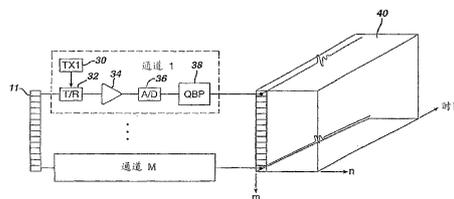
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 10 页

[54] 发明名称

用于组织和血流成像的合成聚焦的超声诊断成像系统

[57] 摘要

描述了一种合成聚焦超声系统，其中激励单个换能器元件以使超声穿透图像场，并且通过阵列的多个元件接收产生的回声。存储回声信号，并且使用完整的回声组在图像场上产生用于不同速度矢量的运动图。使用各个运动图产生大量不同的超声图像模式，其中包括灰度图像、彩色血流图像、和血流频谱显示。



1. 一种合成聚焦超声系统，包括：
换能器元件阵列；
发送器，耦合到所述换能器，用于通过单个元件或元件组在全图像场上进行发送而产生发送事件；
接收器，耦合到所述换能器，用于响应发送事件而从所述阵列中的元件接收回声信号；
多个延迟组，用于从所述回声信号产生多个运动图，所述运动图为所述图像场中各点的离散运动特性的运动图；
检测器；
运动分析器，响应于所述运动图，选择一个或多个所述运动图以产生超声图像；和
显示器，用于显示所述超声图像。
2. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：每个延迟组都产生目标在图像场中沿特定方向并且以特定速度运动的图。
3. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：所述运动分析器响应于所述运动图，以产生 B 模式图像、彩色血流图像、血流频谱显示、功率运动显示、矢量血流图像、和组织运动图像之一。
4. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：所述接收器响应于发送事件而从所有的阵列元件接收回声信号。
5. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：所述接收器响应于发送事件而从所述阵列中少于所有阵列元件数的阵列元件接收回声信号。
6. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：所述阵列包括单行换能器元件，并且其中所述图像场包括大体上为平面的图像场。
7. 根据权利要求 1 所述的合成聚焦超声系统，其中：所述阵列包括换能器元件的 2 维阵列，并且其中所述图像场包括 3 维的图像场。
8. 一种使用阵列换能器的合成聚焦超声成像的方法，包括：
从所述阵列中的元件发送未经聚焦和未经控制、但可穿透图像场的超声波；
在多个阵列元件处接收回声信号，所述多个阵列元件被指定用于

响应于所述发送而接收回声信号；

对于多个预定用于发送的元件重复所述发送和接收；

通过组合所接收的回声信号和作为运动函数而选择的延迟来处理所接收的回声信号以揭示目标在所述图像场中的运动特性；以及
显示表示所述运动特性的超声图像。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其中：所述组合步骤还包括：
向所接收的回声信号施加多个延迟组以产生图像场中各点的多个运动图。

10. 根据权利要求 9 所述的方法，还包括：处理所选的一些运动图，以产生 B 模式图像、彩色血流图像、血流频谱显示、功率运动显示、矢量血流图像、和组织运动图像之一。

11. 根据权利要求 8 所述的方法，其中：所述接收步骤包括：响应于所述发送，在阵列的所有元件上接收回声信号。

12. 根据权利要求 8 所述的方法，其中：所述发送步骤包括从单行换能器元件中的元件或元件组发送未经聚焦和未经控制的超声波，所述超声波穿透 2 维图像场。

13. 根据权利要求 8 所述的方法，其中：所述发送步骤包括从换能器元件的 2 维阵列中的元件发送未经聚焦和未经控制的超声波，所述超声波穿透 3 维图像场。

14. 根据权利要求 8 所述的方法，其中：所述接收步骤还包括：
响应于所述发送，在所述阵列的多个元件上接收回声信号，并且其中：
至少一个接收元件不用作为发送元件。

用于组织和血流成像的 合成聚焦的超声诊断成像系统

技术领域

本发明涉及超声诊断成像系统，具体来说涉及使组织、血流、和血流谱成像的合成聚焦的超声诊断成像系统。

背景技术

今天的常规超声系统通过利用超声束扫描人体的一个区域产生图像，所说的超声束是通过换能器阵列按照电的方式形成的。加到阵列元件的信号的时序确定了超声束发送的方向以及超声束的焦点深度。发送多个相邻的超声束以便在空间上充分地采样目标区。按照已知的方式处理沿超声束方向的回声，从而形成通过超声束扫描得到的平面或体积图像，并且描述在所说的平面或体积内组织或血流的特征。

当发送超声束时，可以设置由换能器元件定时而确定的束轮廓，以便在所选的焦点周围并在期望的深度产生最佳的聚焦。所发送的超声束可以只有一个这样的焦点；一旦发出超声束，就不可改变或扩大聚焦特性。临床医师通常将焦点设置在可找到感兴趣的解剖位置的深度。如果临床医师希望最佳的焦点在两个或多个深度或者在深度的一个范围，就必须使用多区焦点，借此可朝相同方向发送两个或多个超声束，每个超声束聚焦在不同的深度。在每个方向上由多个超声束扫描整个图像平面或体积，并且将超声束组的最佳聚焦部分拼接在一起，从而可以产生能够展示在多个深度的最佳聚焦的一个合成图像。然而，每个聚焦不同的超声束组延长了获得图像信息所需的时间，这使帧显示速率下降。例如，从一个焦点区前进到两个焦点区，将使帧速率大致减半。

在接收期间，在整个成像深度上可动态地获得最佳焦点。这是因为，当在整个深度范围内接收到回声的时候，通过连续调节接收束成形器中的延迟，可按照电子学方法动态地调节接收焦点。由于发送焦点是用声学的方法而不是用电子学的方法实现的，所以发送的超声束仅限于单个焦点或区域。

克服这种发送焦点限制的一种技术称之为合成聚焦。例如，在美

国专利 4604697 中描述了这种合成聚焦。在合成聚焦系统中，依次驱动每个换能器元件或换能器元件的子组。来自每个元件或元件组的发送不是按照声学方法被聚焦，而是覆盖整个图像区。通过所有的元件同时接收来自每次发送的回声，并且进行存储。然后，在具有不同的有效延迟的不同组合中，组合这些回声，借此形成在所有点上有效聚焦的图像区内的这些点上的相干回声。这种技术产生的图像数据有效地按最佳的方式聚焦在发送和接收这两个区上，从而提供在整个景深聚焦最佳的图像。在这样的处理方法中，没有必要首先在清晰的 A 线上进行束成形，当然这样作也是可以的。相反，可以直接在图像像素上重构回声数据。

虽然美国专利 4604697 公开的合成聚焦技术仅限于使静止的组织成像，然而，还期望将这种技术扩展到血流成像。美国专利 5349960 就表示出合成聚焦体系结构向多谱勒效应的扩充。在这个专利中，使用一个合成聚焦获取子系统产生一个复数信号的实数部分和虚数部分。不使用整个合成聚焦数据组。相反，接收只发生在发送元件上。因此期望有一个合成聚焦的体系结构，它利用不止一个接收元件，并且产生用于所有超声模式包括 B 模式、彩色血流、和血流谱的数据，而不需要专用于一种特定操作模式的硬件或软件。

发明内容

按照本发明的原理，操作一维或两维的换能器阵列，以便通过激励所述换能器阵列的元件之一或者元件的一个子组并且响应一个发送事件在所有的阵列元件上接收回声信号，而获得合成聚焦超声信号。将接收的信号数字化并将其存储在一个存储器内。向存储的信号的组合施加多组延迟，以产生用于多个不同速度的运动图 (motion map)。使用一个或多个运动图来产生 B 模式、彩色血流、谱、和通过常规的超声系统不可能产生的其它超声图像模式。在整个图像平面或体积中，两维或三维的图像都在最佳的聚焦状态，并且能以高的帧显示速率产生这些图像。可以利用各个换能器元件的排列顺序来提高帧显示速率。

附图说明

图 1 用方块图形式表示现有技术的典型超声系统的主要功能部件；

图 2 表示在合成聚焦的换能器阵列的场中存在两个静止目标；

图 3 表示在合成聚焦的换能器阵列的场中存在一个静止目标和一个活动目标；

图 4a-4e 表示通过扫描图 2 的两个静止目标获得的原始数据；

图 5a-5f 表示图 4a-4e 的原始数据的具有延迟的合成聚焦处理过程，其中的延迟是针对在目标之一的位置处无运动的情况选择的；

图 6a-6f 表示图 4a-4e 的原始数据的具有延迟的合成聚焦处理过程，其中的延迟是针对在目标之一的位置处有运动的情况选择的；

图 7a-7f 表示通过扫描图 3 的两个目标获得的原始数据；

图 8a-8f 表示图 7a-7e 的原始数据的合成聚焦处理过程，其中的延迟是针对在目标之一的位置处无运动的情况选择的；

图 9a-9f 表示图 7a-7e 的原始数据的合成聚焦处理过程，其中的延迟是针对在目标之一的位置处有运动的情况选择的；

图 10 以方块图形式表示适用于获得如图 4-9 所示的数据的合成聚焦数据获取系统；

图 11 表示按照本发明的原理构成的超声系统；

图 12 表示获得合成聚焦超声数据的直线阵列换能器的操作；

图 13 表示用于操作直线阵列换能器以获得合成聚焦超声数据的第二种技术；和

图 14 表示二维阵列换能器的操作，所说换能器用于获得高的帧显示速率的合成聚焦的超声数据，其中的瞬时人为干预减小了。

具体实施方式

可将当前的诊断超声系统描述为具有 3 种不同的操作模式：B 模式回声（即，灰度）、频谱多谱勒（即，单选通多谱勒，只在单个样本体积中具有高的频谱分辨率），和彩色多谱勒（即，多选通多谱勒，其中在多个样本体积中评估单个标量，如平均多谱勒频率或总多谱勒功率，但基本上没有频谱分辨率）。这种划分既反映在系统的体系结构中又反映在系统的功能上。在一般情况下，需要有专用的硬件来实施每一种模式，并且一次只能操作一种模式。在图 1 中表示出这种标准的超声系统体系结构的一个例子。探头 10 具有一个阵列的换能器 11，换能器 11 在超声束成形器 12 的控制下沿着所选的穿过图像场的线路发送超声束。通过超声束成形器 12 在相干回声信号的线路内形

成沿所说线路的回声。回声被加到信号处理器 14，信号处理器 14 具有用于各种操作模式的专用硬件和软件。B 模式处理器 14a 将处理用于灰度显示的回声，多谱勒处理器 14b 将处理彩色血流或频谱多谱勒显示的回声。单独的处理器经常被用于彩色血流和频谱多谱勒处理。经过处理的回声信息然后要经受图像处理 16，并且在图像显示器 18 上显示最终的图像。所谓的“同时”操作实际上涉及在这些模式中的不同模式之间的快速瞬时多路复用。在常规系统中，这样的划分是必要的，以使每种模式的性能都是最佳的，同时还可以维持可接受的帧速率。例如，典型的频谱多谱勒处理器运行速度太慢，以致于不能处理用于实时彩色血流显示的所有像素。

然而，这样的划分既不是功能上必要的又不是人们所期望的。在理想情况下，超声系统会同时地并且以足以跟踪瞬时变化的帧速率估算在图像内所有点上在所有的速度增量或者“速度增加范围 (bin)”内的反散射功率的数量。从这个针对目标场性质的通用解决方案出发，可以导出常规的操作模式。例如，从零速度增量的功率数量获得标准的 B 模式图像，通过对非零速度增量求积分可以计算出彩色多谱勒图像以估算平均速度或总功率，频谱多谱勒显示将显示在所有的速度增量内的离散数值，如此等等。本发明所采用的正是这种方法。

图 2-9 表示合成聚焦的实例，利用合成聚焦获得用于按照本发明的原理进行处理的原始回声信息。图 2 表示出一个换能器阵列 11，为了便于说明，所示的阵列 11 只有 5 个换能器元件 1-5。图像场的中心轴 6 从中央元件 3 开始延伸。一个静止目标 7 定位在图像场中央的空间位置 (43, 0)。另一个静止目标 8 定位在从阵列 11 观察时中心轴 6 的左边的空间位置 (45, 10)。

获得如图 4 所示的一个合成聚焦数据组。回声 4a、4b、4c、4d、4e 的每一组线都表示在响应单个元件的发送时由所有的换能器元件 1-5 获得的回声。线组 4a 表示在响应元件 1 的发送时从图 2 中的目标 7 和 8 接收的回声。在每条线上最左边的回声是来自中央目标 7 的回声。这组回声 20 的对称分布表明：目标 7 在图像场的中心，并且在时间上目标 7 接收的时间较早，这表明目标 7 的空间位置比目标 8 的空间位置更近些（具有较短的往返的回声路径）。第二组回声（在时间上较晚）的非对称的时间分布表明：目标 8 是离轴的并且比目标 7

的深度更大。在元件 1 处回声 22 的出现时间比在元件 5 处回声 24 的出现时间更早，这表明：目标 8 距元件 1 比距元件 5 更近。即，目标 8 在图像场的左侧。这一事实还由当使用相继的元件 2 - 5 作为回声组 4b、4c、4d、4e 中的发送元件时第二组回声出现地较晚所证实，这是因为当利用每个相继的发送元件 2 - 5 从目标 8 中扣除发送的元件时每个回声路径的往返距离增加了的缘故。

对于图像场中的任何位置，从任何发送元件到任何接收元件的往返距离是事前已知的。如果在介质中各处的声速已知，或者像通常的情况，声速可近似为一个常数，则可以对如图 4 所示的原始回声数据应用多组延迟，以揭示目标在图像场中的前述的特征。而且，还可以对于目标的运动的不同假设应用这些延迟。图 5 表示的是当假设是一个静止目标、即假定目标 8 在发送程序期间不活动时对于图像场中的位置 (45, 10) 应用一组延迟时得到的结果。当这些延迟加到回声数据上时，可以看出，来自不同发送的所有的回声都排成直线，并能相干地求和，如在线 5f 上的相干回声 26 所示。适用于排齐来自位置 (45, 10) 处的静止目标的回声的这些延迟对于目标 (43, 0) 却是不适合的，因此增加了来自目标 7 的组 20 中的回声的不相干性。这些回声的相加只在线 5f 上产生微小的纹波，这在回声组 20 下方的线 5f 上可以看到。在线 5f 上画出的回声的幅度通过在相加中所用的信号的数目（在这个例中是 25）归一化。然后，按照已知的用于 B 模式回声的检测方式 5f 的波形，以揭示目标 8 的散射强度。

图 6 表示对于原始回声数据应用第二延迟组，这个延迟组适合于以下的假定：在发送程序期间，目标 8 从位置 (45, 10) 移动到位置 (49, 0)，如图 3 所示。当使用这个阵列中的每个相继的元件作为发送元件时，这个延迟组假定：目标 8 处在它移动到位置 (49, 0) 的路径中的不同位置上，如图 3 中的开圆所示。然而，在这种情况下目标 8 不移动。这个延迟组的结果是，对于这组回声线 6a 将产生相干性，因为这时假定目标 8 在它的起始位置 (45, 10)。然而，用于回声线组 6b、6c、6d、6e 的每个延迟组假定：目标 8 已经移动到越来越靠近最终位置 (49, 0) 的位置。事实上，目标 8 是静止的，还没有移动。结果，在每一线组中的第二组回声越来越不相干，如图 6 所示。还可以看出，在回声线组 6e 中的第一组回声 20 在时间上几乎是

重合的，这是因为目标 7 处在中心轴上，并且用于线组 6e 的延迟组假定：目标 8 已经移动到一个轴上位置但目标 8 的深度比目标 7 的深度略大。由于目标 8 正在移动的这一假设是不正确的，所以求和线 6f 对于这一假设以及对于该延迟组揭示了不相干的回声。

图 7 表示对于在图 3 所示的发送程序间隔期间目标 7 是静止的、但目标 8 从位置 (45, 10) 移动到位置 (49, 0) 的情况的原始回声数据组。如图 4 的情况，回声线组 7a 描述了当元件 1 是发送元件时由所有的元件 1-5 (a-e) 接收的回声；回声线组 7b 描述了当元件 2 是发送元件时由所有的元件接收的回声；回声线组 7c 描述了当元件 3 是发送元件时由所有的元件接收的回声；如此等等。在每个发送事件时，目标 8 处在包括位置 (45, 10) 和 (49, 0) 在内的或者在位置 (45, 10) 和 (49, 0) 之间的相继用圆形表示的位置之一，如图 3 所示。

图 8 表示当一个延迟组加到适用于在位置 (45, 10) 处的静止目标的原始数据上时获得的结果，这个延迟组与图 5 中施加的延迟组相同。对于这个延迟组来说，如在回声线组 8a 中所示，来自目标 8 的第二回声在时间上是相干的，这是因为在这时目标 8 处在所假定的位置 (45, 10)。但是，对于相继的回声线组 8b-8c，第二组回声 26 变得越来越不相干，因为在每个相继的发送时间，目标 8 都处在距假定位置较大的距离。来自静止目标 7 的回声总是表现出非相干性，如图 5 所示的情况。因此，求和线 8f 对于这个延迟组和无运动的假设来说表示的是非相干的回声信号。

最后，图 9 表示当所选的延迟组是匹配或跟踪目标 8 的运动的延迟组时获得的结果，所说的目标 8 在 5 个脉冲的发送间隔内从位置 (45, 10) 运动到位置 (43, 0)。对于这个延迟组，来自目标 8 的所有第二组回声 26 全都如图 9 所示相干地排齐，并且通过在求和线 9f 上的相干回声排齐。来自目标 7 的回声仍旧是不相干的，并且除了回声线组 9e (这里，两个目标全在中心线 6 上) 以外，在线 9f 上不产生重要的信号内容。

如从以上可以看出，一个延迟组是有效地用于匹配的滤波器的系数组，所说的系数组将揭示当图像场中的目标具有与系数组的特性匹配的特性时图像场的特性。当目标以产生有效的延迟组的方向和速度

运动的时候，就可以揭示出这个运动。此外，还可以看出，延迟组在速度和方向方面具有唯一的运动特性。每个匹配的滤波器都具有一个特征速度和方向，即为矢量特性；这样，就可以使用匹配的滤波器检测图像场中具有这些矢量特性的运动。在图 9 所示的例中，运动的方向既不是纯轴向的也不是纯横向的。相反，速度具有倾斜的特性。

在图 10 中表示的是用于获得如以上所述的回声线组的超声系统的获取子系统。由 M 个元件构成的换能器阵列 11 具有与阵列的元件相连的 M 个通道 1-M。在所示的实施例中，每个通道包括一个发送器，如通过用于第一个元件的通道 1 中 TX1 所示。然而，由于在任何时间只激励一个元件或元件的子组，因此当每个元件要发送的时候，对于这个元件可以多路复用一或几个发送器。来自发送器的发送脉冲耦合到将要借助于发送/接收开关 32 进行发送的元件，所说的开关 32 用于保护接收电路不受发送器能量的影响。发送之后由这个元件接收的回声信号通过发送/接收开关耦合到增益可控的放大器 34 以便对接收的回声信号施加时间增益补偿。回声信号通过 A/D 转换器被数字化，然后可任选地通过正交带通滤波器 (QBP) 38 将其解调成同相的正交信号分量，该正交带通滤波器还可以在接收的信号上加一个期望的通带。在美国专利 6050942 中更加详细地描述了正交带通滤波器 (QBP)。

在存储器 40 中存储在由阵列的一个元件发送后的回声线组。对于在 2 维 (平面) 成像中使用的一维阵列的情况，存储器具有 3 维： m 、 n 、和时间。在所示的实施例中，每一列有 M 行，对于接收一个发送事件后的回声的每个元件都有一行。存储器有 N 列，对于 N 个发送事件中的每一个事件都有一列。维数 n 也可以被认为是“慢时间”维。如果每个元件都用于发送，则 N 等于 M 。然而，发送的数目可能比所有的元件数少，这将提供减小的信噪比，并且，按照元件的选择，可以减小横向空间分辨率但提高帧速率，因为在较少的时间就可获得用于产生图像的整个数据组。没有必要按照任何特定的程序驱动发送元件。可以相继地、沿阵列来回跳动地驱动沿着阵列处在分开位置的元件。一旦已获得回声线组中预定的一组时，就使用这个数据来产生图像，如以下所述。

现在考虑一个常规的多谱勒系统的情况，它使用 64 个元件的相

位阵列换能器 ($M=N=64$), 中心频率 $f_0=3\text{MHz}$ 。按照多谱勒方程:

$$\Delta v = (c\Delta f) / (2f_0)$$

速度分辨率与频率分辨率 Δf 是相关联的, 其中 Δf 是由 FFT 窗口长度 (假定是一个矩形窗口) 的倒数, 即 $1 / (L\Delta T)$ 确定的, 这里, L 是在 FFT 窗口中的采样 (发送脉冲) 数, ΔT 是脉冲之间的周期。典型的值可以是 $\Delta T = 200$ 微秒, 这将产生 5kHz 的脉冲重复频率 (PRF)。 L 的典型值是 64, 因此常规的多谱勒系统的速度分辨率为:

$$C / (2f_0L\Delta T) = 2.0\text{cm/秒}。$$

现在考虑同样的 64 个元件的换能器在合成聚焦系统中的操作, 其中的每个元件都是脉冲式的。整个观察间隔是 $N\Delta T$ 。进一步假定运动是轴向的。如果匹配的滤波器正在跟踪的速度和实际的目标速度之间的差 Δv 使得在观察间隔期间目标移动的增量为 $\lambda / 2$, 则来自目标的回声经过相移的一个整周期, 并且使匹配的滤波器的输出最小。因此, Δv 代表了速度分辨率, 并且等于:

$$\begin{aligned} \Delta v &= (\lambda / 2) (N\Delta T) \\ &= c / (2f_0N\Delta T) \\ &= 2.0\text{cm/秒}。 \end{aligned}$$

这与常规的多谱勒系统的情况是一样的。因此, 在合成聚焦处理方法中, 要求速度分辨率没有任何损失。

以上的讨论考虑的是轴向速度分辨率。横向速度分辨率通常没有那么大, 因为在横向平面中相位随位置的变化速率通常较小。通过使用较大的发送和接收孔径可以增加横向的速度分辨率。在合成聚焦中可能出现的动态发送焦点允许使用大的发送孔径而没有焦点深度的问题。

当然, 只通过延长观察间隔就可以提高合成聚焦系统的速度分辨率。为此目的, 可以通过增加 ΔT , 或者优选地, 通过在观察间隔期间使每个元件产生多次脉动。虽然这降低了帧速率, 但其结果是只把极高的帧速率降低到完全可以接受的帧速率。常规的 B 模式图像通常使用沿 100 条不同的线的 100 次左右的发送。对于在这个例子中使用的 ΔT 的值, 每一帧将需要 20 毫秒 (或帧速率为 50Hz)。在彩色血流模式下, 可以使用附加的 30 条多谱勒线。每条多谱勒线一般可能需要 10 次发送, 这使总的获取时间增加 60 毫秒, 并使总的帧速率减小至

12.5Hz。对比之下，对于这个例子，将通过 $N=64$ 次发送来设置合成聚焦的帧速率，并且这个帧速率是 78.1Hz，而不管输出模式是 B 模式还是彩色血流模式。

另一方面，如果降低的速度分辨率是可以接受的，则可以使用较少的脉冲（以及因此使用较少的发送元件）。这将导致甚至于更高的帧速率，从而使合成聚焦处理方法成为值得考虑用于实时 3 维成像的一种处理方法。

在进行频谱分析的模拟方式中，可以穿过观察窗口应用变迹功能，以衰减速度响应中的旁瓣。如果获取的顺序相对于发送元件位置是单一的（即，程序步骤从发送孔径的一侧穿到另一侧），则变迹功能有两项职责 - 它还要衰减空间（超声束）响应的旁瓣。

“频谱展宽”的各种原因可以减小超过由上述的窄带分析预测的速度分辨率的速度分辨率。在常规的多谱勒系统中频谱展宽的一个主要的原因是“发送时间的展宽”。利用短脉冲或窄束（大的孔径），目标在采样体积中只保持有限的周期，因而减小了观察间隔。一个解决方案是延长脉冲和 / 或加宽所说的束（减小孔径），但这减小了空间分辨率。本发明避开了这个问题，因为本发明本身就在“跟踪”所说的目标，即，采样体积与目标一起移动。因此，有可能实现高空间分辨率和大大地降低频谱展宽。

频谱展宽的其余的原因还包括在提高维数当中（当使用一维阵列时）的发送时间，以及影响程度较小的在 RF 中点扩展功能随位置变化的二次效果。然而，由于跟踪目标的距离可能相当小，所以后一种效果不是主要问题。

虽然在彩色多谱勒中“壁滤波”是至关重要的（因为短的集合体的速度分辨率很差，并且因为彩色多谱勒测量值是平均速度估算值），但“壁滤波”在频谱多谱勒（具有好得多的速度分辨率）中的功能在很大程度上是减小流的动态范围要求和允许使用基于 FFT 的频谱分析。因此得到的情况就是：如果仔细地控制速度旁瓣响应并具有足够的处理动态范围，则壁滤波对于本发明的实施基本上是不必要的。然而，如果期望有某种程度的壁滤波，通过从每个元件进行不止一次地发送，就可以很简单地实现壁滤波。于是可以估算出壁信号，并且在应用延迟组之前将壁信号从每个单个的发送元件的返程中扣除。通过

适当选择发送事件和滤波器权重之间的间隔可以得到这个过程的速度响应，且这个过程的速度响应对于不同的运动图可能是不同的。例如，当根据静止目标或缓慢运动的目标计算运动图时，将不使用任何壁滤波。

在本发明的一个实施例中，空间分辨率至少和常规的 B 模式和多谱勒成像的空间分辨率一样好，理由如下：1) 合成聚焦允许进行动态地发送聚焦；2) 不必使用窄带宽脉冲串（轴向分辨率很差）来减小频谱展宽；3) 不必使用宽束（横向分辨率很差）来减小频谱展宽。

帧速率是通过发送脉冲数确定的。合成聚焦允许从这些脉冲重构整个帧（不是仅仅一条直线）。因此，可以实现极高的帧速率。这对于彩色血流成像和如以上所述的对于从 2 维阵列进行 3 维成像来说，具有特别重大的意义。这里要强调的是，不必在系统性能的其它方面（如视场或空间分辨率）进行折衷就可以实现高的帧速率。只有速度分辨率对帧速率有直接的影响，然而，如以上的实例表示的，可以实现的帧速率比常规的彩色血流要高得多，同时还可以实现高得多的速度分辨率。

在多谱勒研究中，灵敏度是主要的问题，因为来自红细胞的散射是微弱的。灵敏度的基本限制是发送的能量的数量以及换能器元件和接收放大器造成的热噪声的数量。如果加到发送元件上的电压相对于常规的发送超声束成形器来说是不变的，这将使合成聚焦处在不利地位，大约是 M (用电压信号与噪声之比表示) 的平方根。然而，当我们回忆：合成聚焦发送并不聚焦而且每个元件的占空比很低时，很显然，加到每个发送元件上的电压就可显著增加而超过在达到任何限制因素（如：SPTA、最大 MI、扫描头温度、饱和、等）之前在常规的超声束成形发送中用于这个元件的电压。于是基于峰值压力水平的分析预测 M 的平方根，其在合成聚焦的灵敏度方面优于常规的超声束成形。为了提高灵敏度还可以使用具有大的时间和带宽乘积的编码波形。

按照本发明的另一方面，通过 K 个延迟组（系数组）处理来自如图 10 所示的合成聚焦获取系统的原始回声数据，以形成 K 个运动图，每个运动图用于一个不同的运动特征。然后，单独地或者组合地使用所选的这些运动图中运动图来产生所有的标准超声成像模式以及在常规的系统不可能实现的那些模式。在数学上，这个过程是从获得一

组波形 $f_{n,m}(t)$ 开始的, 这里, 下标 n 和 m 标识在整个数据组中的一个特定的发送/接收元件对。构成一组形式为 $g_k(\vec{u})$ 的 K 个图像, 其中的 \vec{u} 是 2 维图像的超声图像 $\vec{u} = (x, y)$ 以及 3 维图像的超声图像 $\vec{u} = (x, y, z)$ 中的位置矢量, k 规定了第 k 个运动特性。使用运动分析器来处理 K 个图像, 运动分析器提取运动的类型和/或要显示的图像格式。然后显示单个图像, 或者对于组合显示格式、如彩色血流, 同时显示一系列图像。可获得一组全新的图像以产生实时序列中的下一个图像, 或者获得这个组中的一部分并利用先前获得的波形进行处理以便以提高的帧速率产生图像, 但图像从一帧到另一帧还有某种程度的暂时停留。在后一个实施方案中, 必须以未检测的格式存储图 11 的运动图 60。然而, 存储器 40 的容量可以减小, 甚至于可以删除。

在这个过程中的图像可以表示为:

$$g_k(\vec{u}) = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M W_{n,m} f_{n,m}(T_{n,m,k}(\vec{u}))$$

这里, $W_{n,m}$ 是变迹加权函数, $T_{n,m,k}$ 是延迟权重, 延迟权重是运动的函数, 并且对于恒定的速度来说可以表示为:

$$T_{n,m,k} = \frac{\left| \vec{A}_{T,n} - \vec{u} - (n-1)PRI\vec{v}_k \right| + \left| \vec{A}_{R,m} - \vec{u} - (n-1)PRI\vec{v}_k \right|}{c}$$

这里, $\vec{A}_{T,n}$ 是用于第 n 个发送事件的发送元件的位置, $\vec{A}_{R,m}$ 是第 m 个接收元件的位置。PRI 是脉冲重复间隔, 运动图的速度是 \vec{v}_k 。如果速度不是常数但是却是加速的, 则线性位置项 $(n-1)PRI\vec{v}_k$ 必须由更加一般的函数 $\vec{a}(n, k)$ 代替以便描述所说的运动。

以上所述的 $T_{n,m,k}$ 延迟权重的简单表达式的一个问题是, 在第 n 个发送事件发生的时间和目标实际截取并散射来自发送的能量的时间之间, 目标略有移动。这导致轻微的聚焦误差 (因为目标从它的假定位置的位移对于不同的发送和接收元件对来说是不同的)。这个误差随着目标速度的增加变得越来越明显。对于延迟的更加精确的计算要将这一结果考虑在内。

图 11 表示按照本发明的原理构成的超声系统的功能方块图。换能器阵列可以是一维阵列或 2 维阵列，换能器阵列的元件耦合到 M 个发送/接收通道（见图 10），这些通道使这些元件中的单个元件进行发送以便通过选择的一组接收元件进行接收。在一般情况下，所有的阵列元件都将响应每个发送事件而接收回声。发送/接收通道耦合到存储器 40，在这里如上所述存储多个回声波形组。通过 K 个延迟组或系数组 50 操作存储的回声信息并且按照传统方式进行检测以产生 K 个运动图 60，每个运动图用于一个不同的速度矢量。运动分析器 70 随后选择运动图中的不同运动图，以产生期望的（一种或多种）超声显示模式。例如，可以使用 $\bar{v}_k = 0$ 时的运动图来产生灰度（B 模式）图像 84。然而，在存在运动时，与常规的合成聚焦成像一样，对比度将减小。优选的作法是，或者从所有的运动图上的像素峰值构成 B 模式图像 84，或者最好从所有运动图上每个像素的幅度或功率的积分构成 B 模式图像 84，从而可以避免对比度因为运动而减小。然后使 B 模式组织图像与一个彩色的运动图像叠加，其结果就是彩色血流图像 86；所说的这个彩色的运动图像是通过超过一定速度的非零速度图像进行适当地积分从而可以计算出平均速度（归一化的第一动量）产生的，这个一定速度是通过期望的壁滤波器截止频率确定的。可以画出任何像素或像素组的速度数据的曲线图，从而可以产生血流频谱显示 82，或者在这个图像中的所选点上产生一组这样的显示 96。本发明的一个实施例可以从单个获取序列产生在图像中的任何一点或者在图像的所有点上的多选通频谱多谱勒显示的等效显示。速度值可从非零的运动图累加得到，从而可以产生一个总功率显示 95，它是功率多谱勒图像的等效图像。通过使用传递低速度（零速度是可能的例外）的壁滤波器设定值对组织的速度信息进行空间显示，可以产生组织的运动图像 92。从来自连续获取的静止的运动图可以产生一个功率运动图像 91（参见美国专利 5718229，题目为“MEDICAL ULTRASONIC POWER MOTION IMAGING”）。由于在运动图像中存在每个像素的运动矢量，所以可以产生矢量血流图像 93。如果期望，可以产生表示具有最大功率的血流速度的图像 94。对于本领域的普通技术人员来说，其它的显示格式都是轻而易举的事情。

在所构成的实施例中，系统分辨率是通过在指定方向上每个像素

的速度增量 (bin) (对于离散的运动图) 的数目以及产生速度增量的方向的方向的数目确定的。例如, 在轴向方向上, 接近换能器和离开换能器的速度增量可以有 ± 64 个, 总共有 128 个速度增量。在横向方向上, 分辨率本来就很差, 可能只有 ± 16 或 32 个速度增量。在这些正交的方向之间评估速度的方向的方向的数目也是要选择性的变量, 可以是 4、8、16 个方向, 这取决于期望的方向分辨率。在图像的每一点上都要求解矢量速度的 2 维成像系统中, 每个像素可能需要 32000 或更多个速度增量。一个 3 维系统将会使这个数增加到几百万个速度增量。

如以上所述, 通过利用小于元件总数的元件进行发送, 可以提高获取速率。例如, 图 12 表示一个一维的阵列 111, 其中只有两端的元件 112 和 114 用于发送。对于每个发送事件, 最好使用阵列的所有元件进行接收, 当然也可以使用较少的元件。可以使用阵列中央的附加元件进行期望的发送, 或者可以使用任何其它的稀疏阵列组合。

由图 12 实施的获取程序可能具有与使用所有的元件进行发送的程序相同的高空间分辨率。然而, 当不同的目标具有不同的速度的时候, 可能会在空间响应和速度响应之间存在不期望的串扰或者模糊性。换句话说, 系统在位于第一位置以第一速度移动的第一目标或目标组和位于第二位置以第二速度移动的第二目标或目标组之间进行区分的能力下降削弱了。

这种模糊性可以通过选择使用哪个发送和接收元件以及以哪种顺序使用进行控制。例如, 通过使用如图 13 所示的那种类型的获取程序可使模糊性减至最小。这里, 使用内部的一对元件 102 和 104 依次进行发送。当从元件 102 发送时使用元件组 106 进行接收, 当从元件 104 发送时使用元件组 108 进行接收。这一程序具有如下的性质: 在发送元件 102 和在接收孔径 106 中的所有元件之间的中点与在发送元件 104 和在接收孔径 108 中的所有元件之间的中点位于同一点。保持发送/接收中点的共性的其它程序也是可能的。例如, 当适当地减少 (或增加) 接收孔径中的元件数目时, 有可能增加 (或减小) 成对的发送元件之间的间距, 同时适当地减小 (或增加) 接收孔径中元件的数目。

如图 13 所示类型的程序以减小空间分辨率为代价减小了范围和速度之间的模糊性, 而如图 12 所示的程序以增加模糊性为代价使空

间分辨率最大。其它的存在中点共性的居中程度的折衷方案也是可能的。例如，可以使图 13 的发送元件对的间距与图 12 的全接收孔径一起使用。或者，发送程序可以使用多于两个的元件。

在一般情况下，如果接收的数据被保存在存储器中，则本发明就允许在数据获取发生后产生这种折衷方案。这种折衷方案可以是极其灵活的。例如，利用不同的发送和接收元件的数目和位置可以构成不同的运动图。在一般情况下优选的作法是，使用较多的元件，并且因此对于低速度具有较高的空间分辨率。对于较高的速度，例如当成像相对较弱的散射体、如血液时碰到的那些速度，在一般情况下期望减小来自移动较慢但散射较强的目标、如组织的串扰。这里，优选的作法是，通过使用增加中点的共性的程序，为减小串扰来折衷处理某些空间分辨率。这种折衷处理可以根据特定目标情况的空间和速度特性的分析自适应地进行。此外，可以检测对于指定的速度从多个不同的获取程序得到的结果，然后对它们进行非线性的组合。这样的组合也可以是自适应的。

图 14 表示用于 3 维成像的一个 2 维阵列。图中只详细地表示出阵列周边的元件；在附图的中央用十字形的圆点表示出这个 2 维阵列周边内部的元件。从用于合成聚焦成像的 2 维阵列 121 的发送可以这样进行：从周边元件中的一些元件连续地发送，并且在每个发送事件之后由所有的阵列元件进行接收。例如，首先可以激励角落元件 122，接着连续地从其它的角落元件 124、126、128 进行发送。这 4 次发送提供足够多的数据以产生具有全空间分辨率的运动图。然而，必须使用所有的接收元件，它的数目一般上千。作为替代方案，如果通过激励元件 132、134、136、138、... 使发送元件围绕周边前进，一直到每个周边元件都产生一个发送事件，那么接收只需要发生在阵列周边的那些元件上，就可产生全空间分辨率运动图。然后为下一组全回声数据重复这个程序。帧速率可以从所有的周边元件的发送获得全数据组所需的时间的倒数，或者可以在已经获得一部分新的序列时通过更新图像来提高所说的帧速率。

总之，本发明的实施例可以提供下述优点中的一个或多个：

- 在所有的模式下回声的良好空间分辨率，这是由动态发送聚焦产生的改进；

-
- 即使在彩色血流模式下，也有高的帧速率；
 - 减小的频谱展宽；
 - 高的速度分辨率；
 - 改进了用于彩色血流成像的壁滤波（或者减小了对壁滤波的要求）；
 - 对于血流的新的显示模式；
 - 无角度校正的矢量速度的估算，各向同性的彩色显示；
 - 统一的系统体系结构，不对每个模式进行划分。

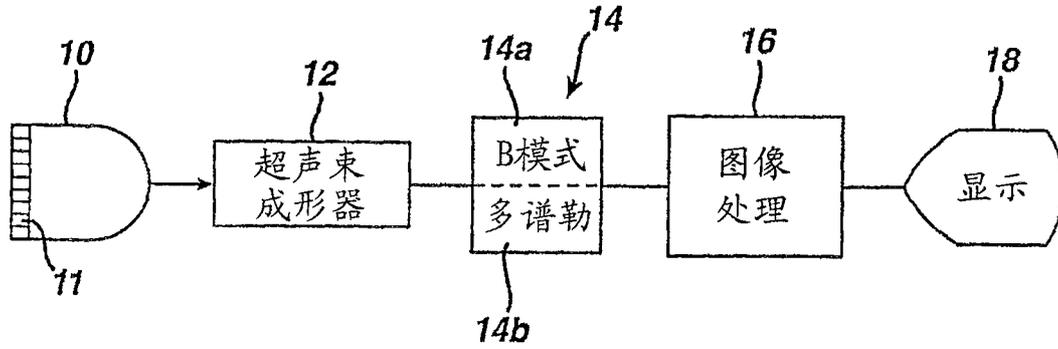


图 1 现有技术

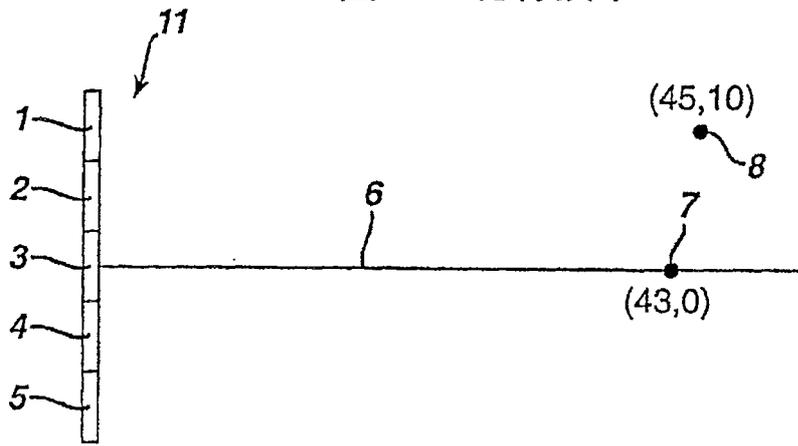


图 2

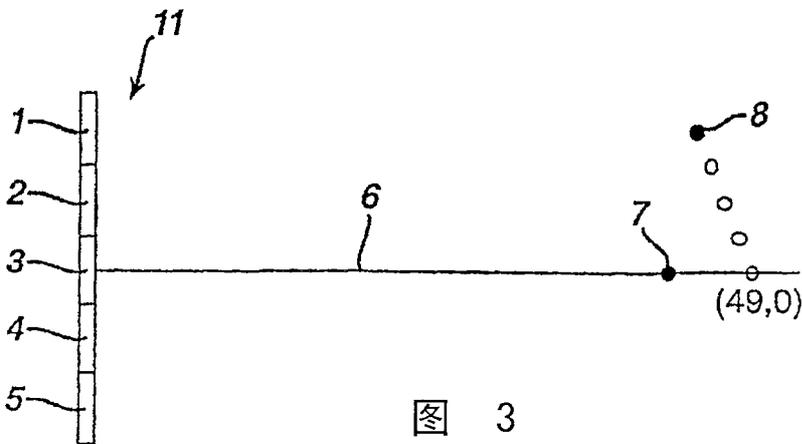


图 3

图 4

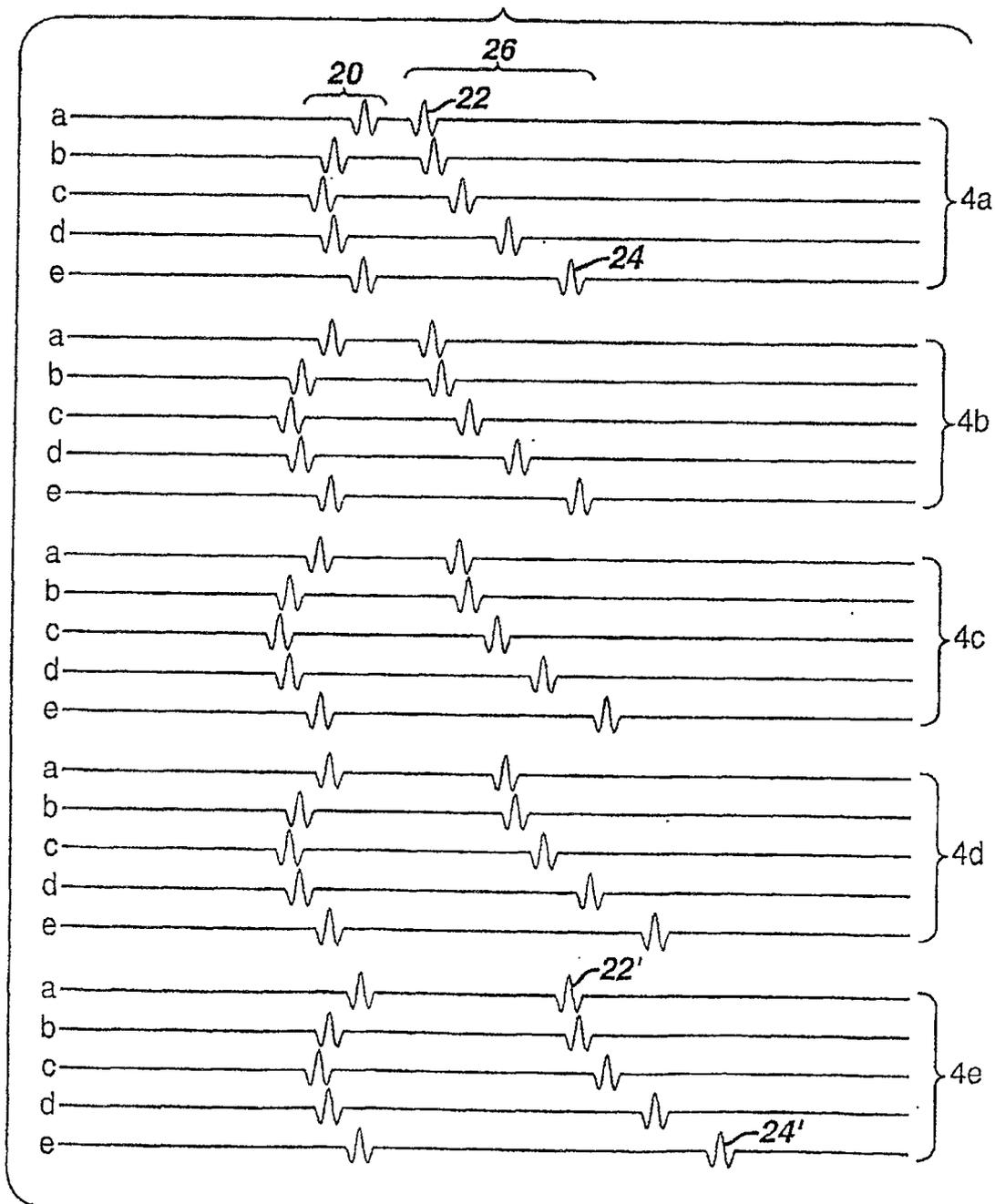


图 5

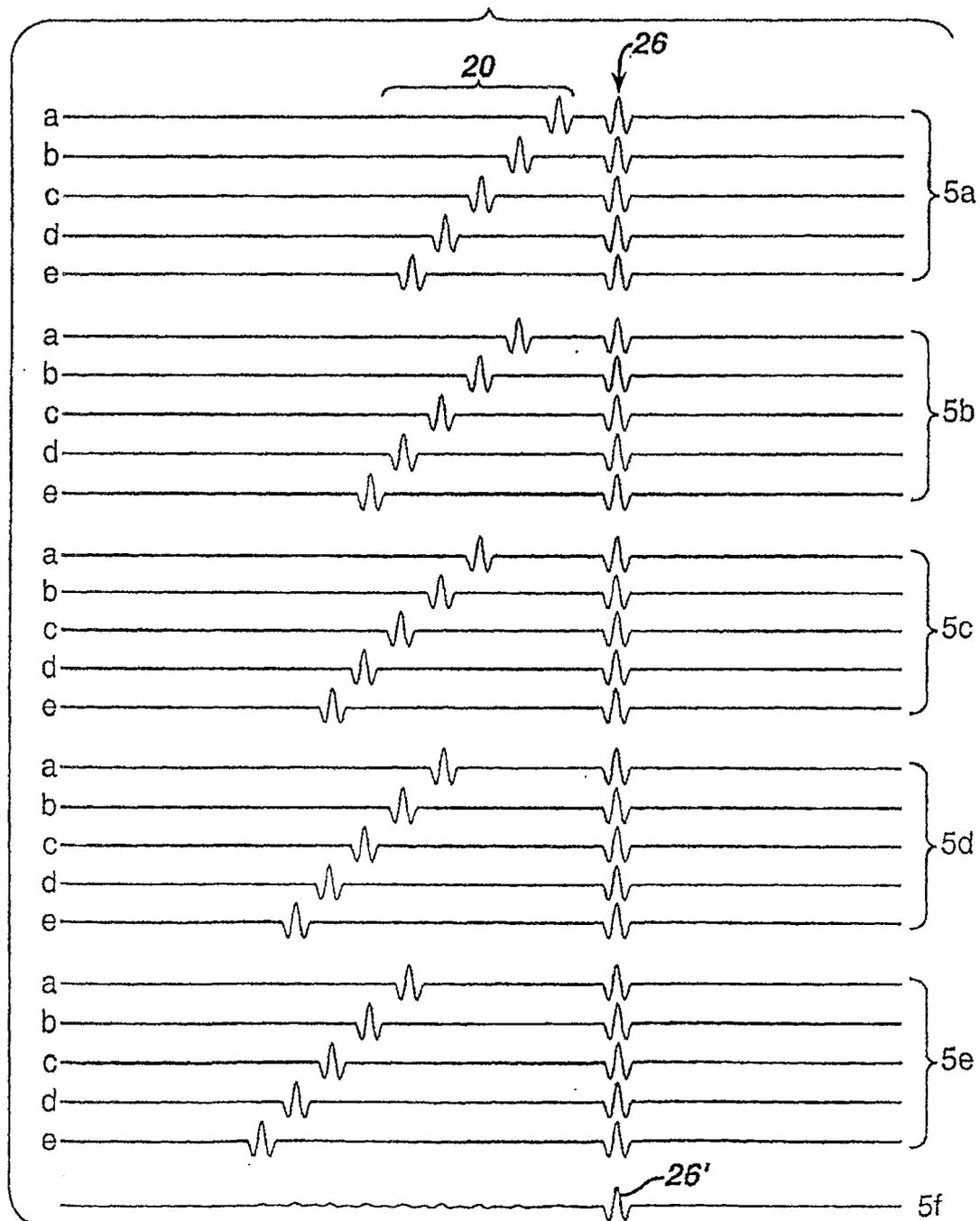


图 6

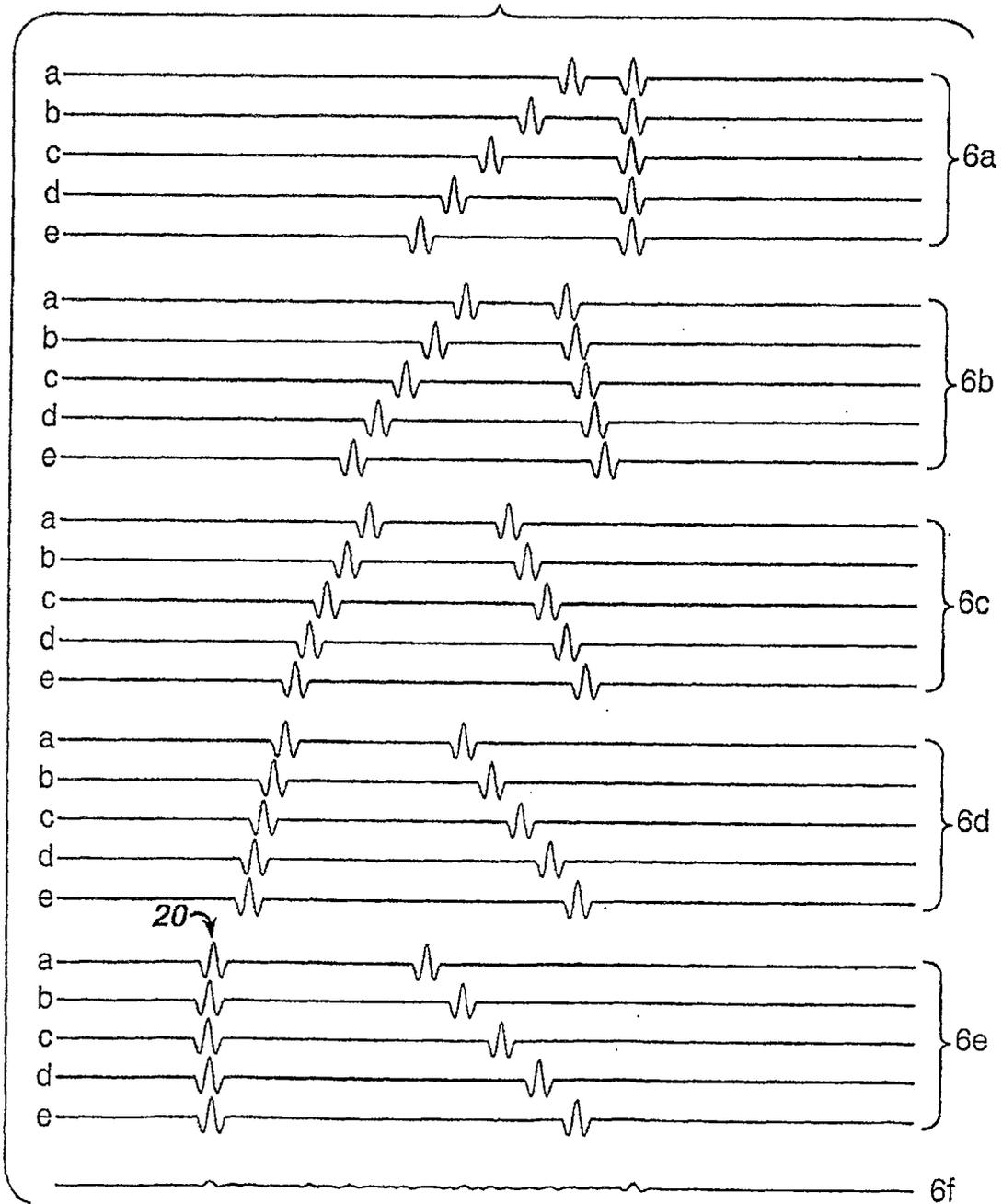


图 7

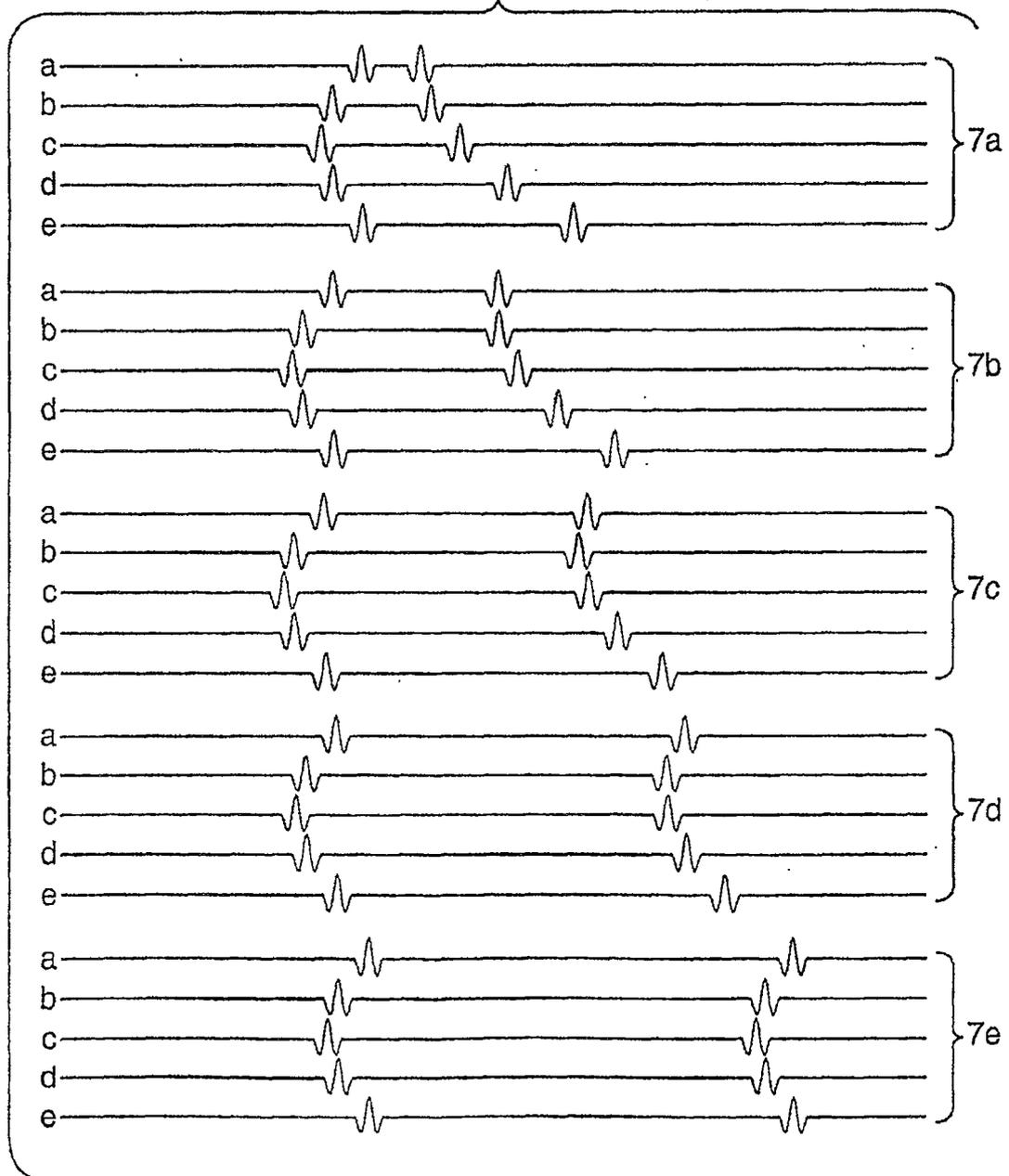


图 8

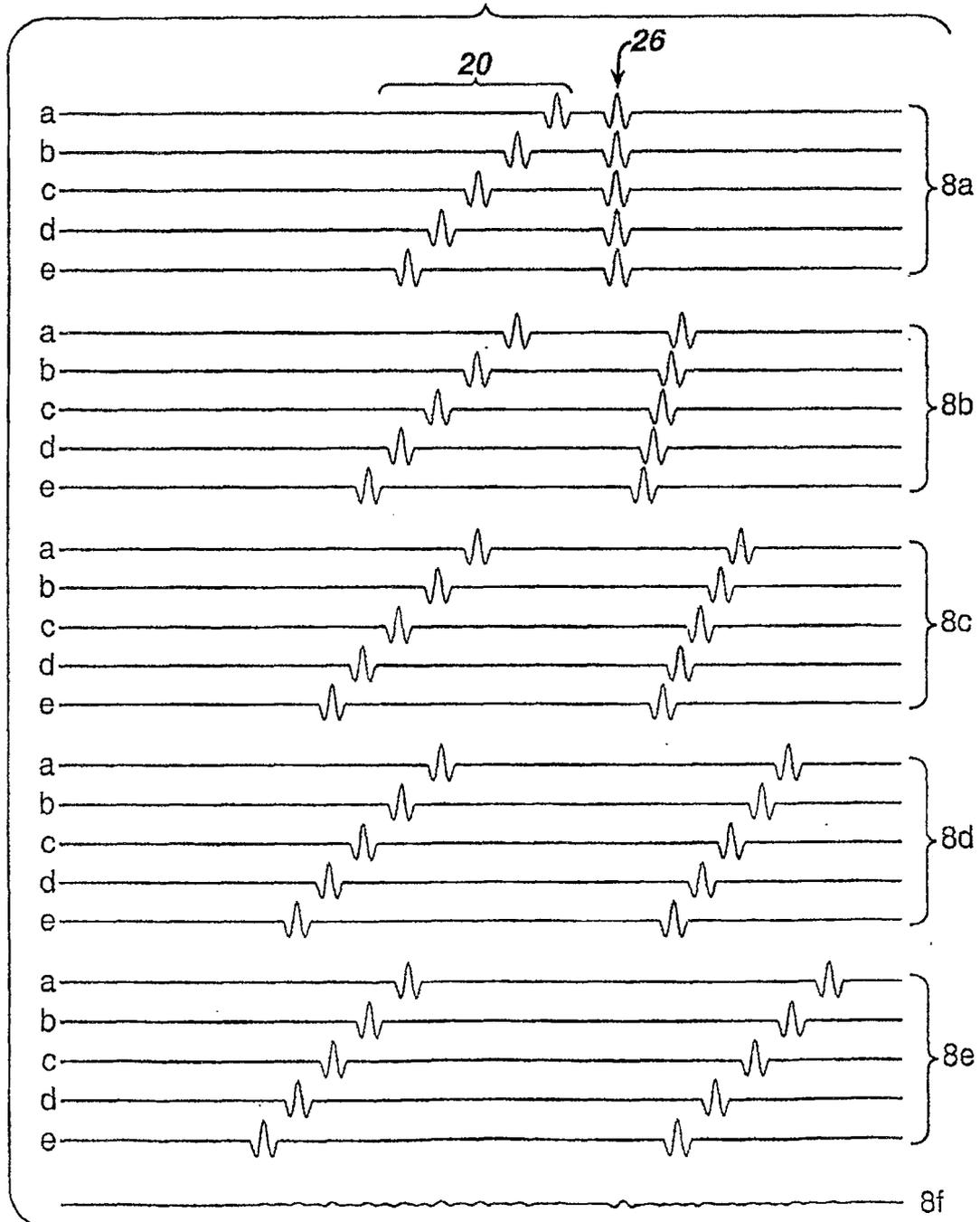
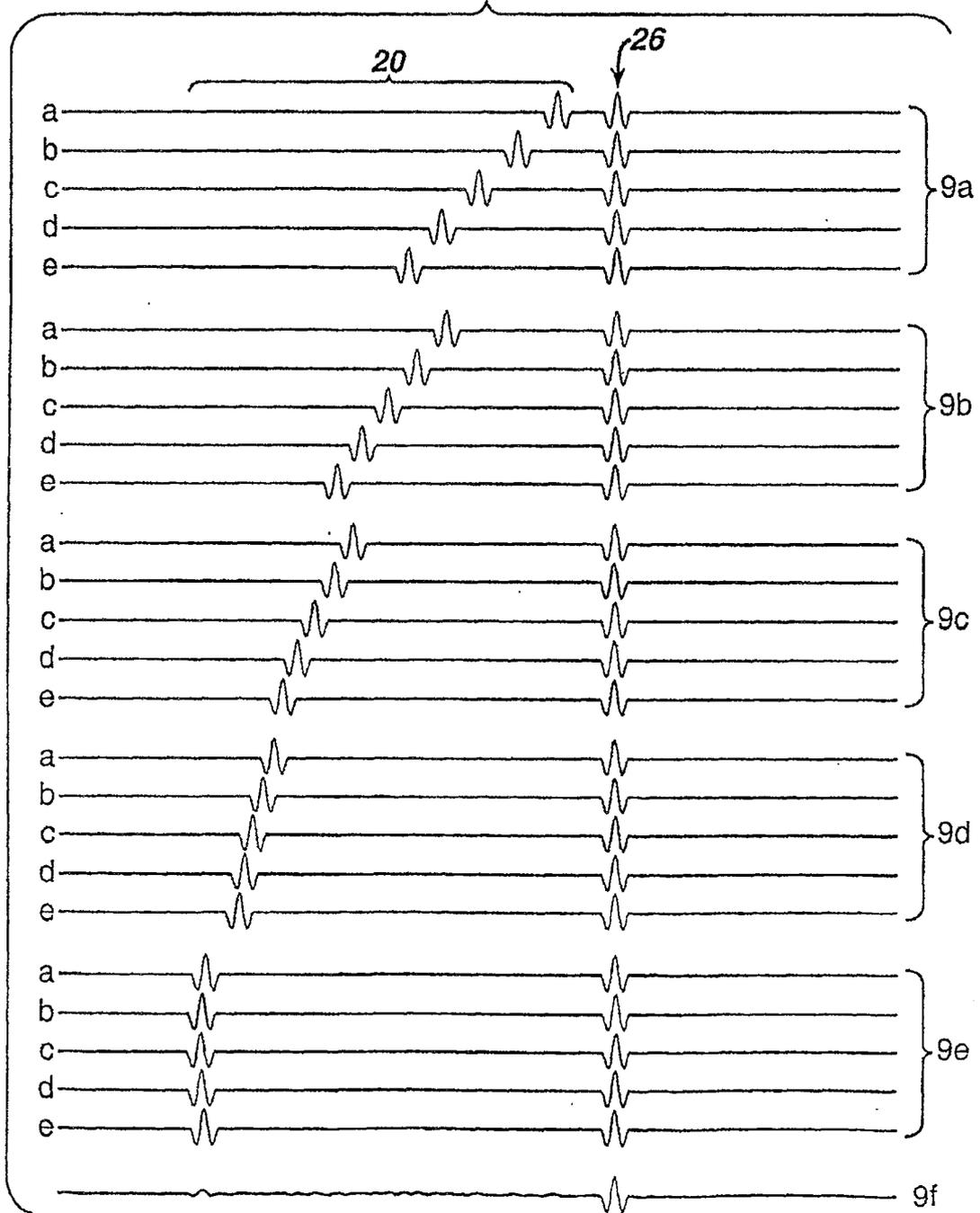


图 9



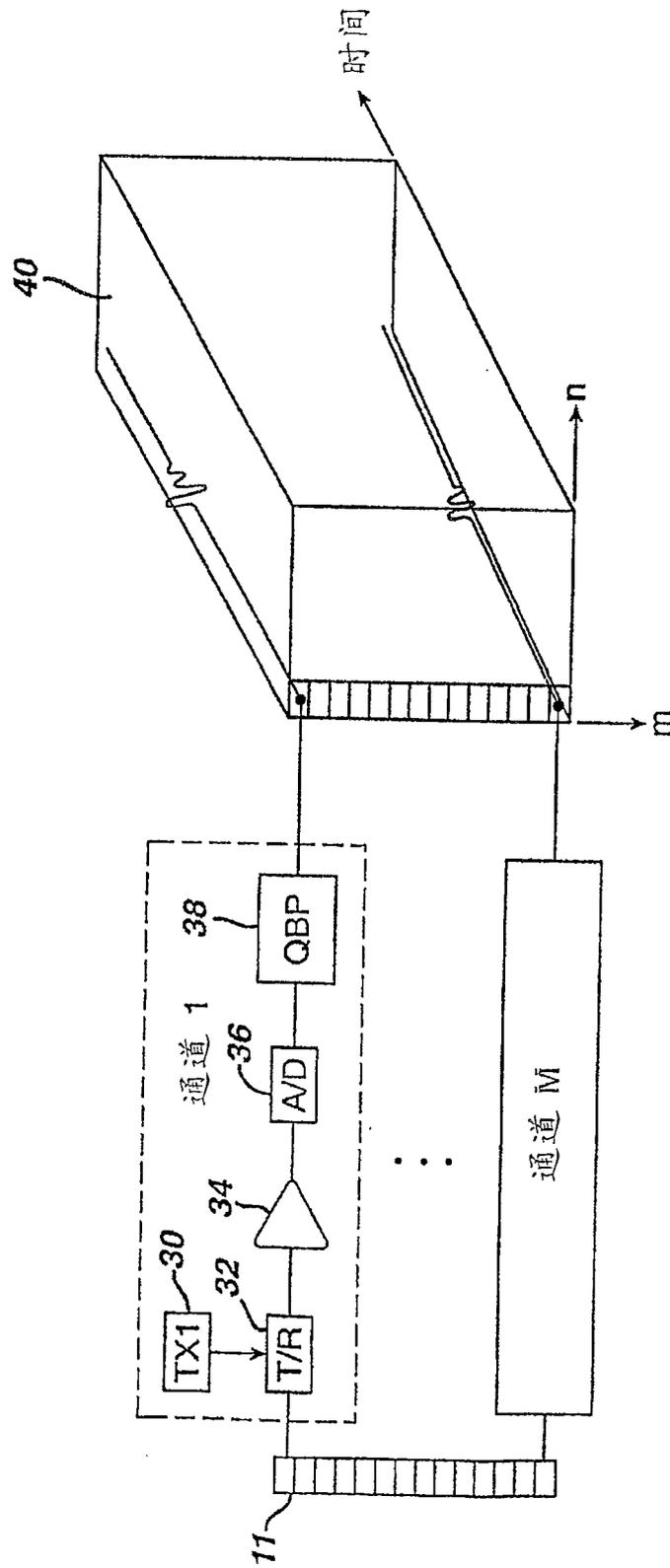
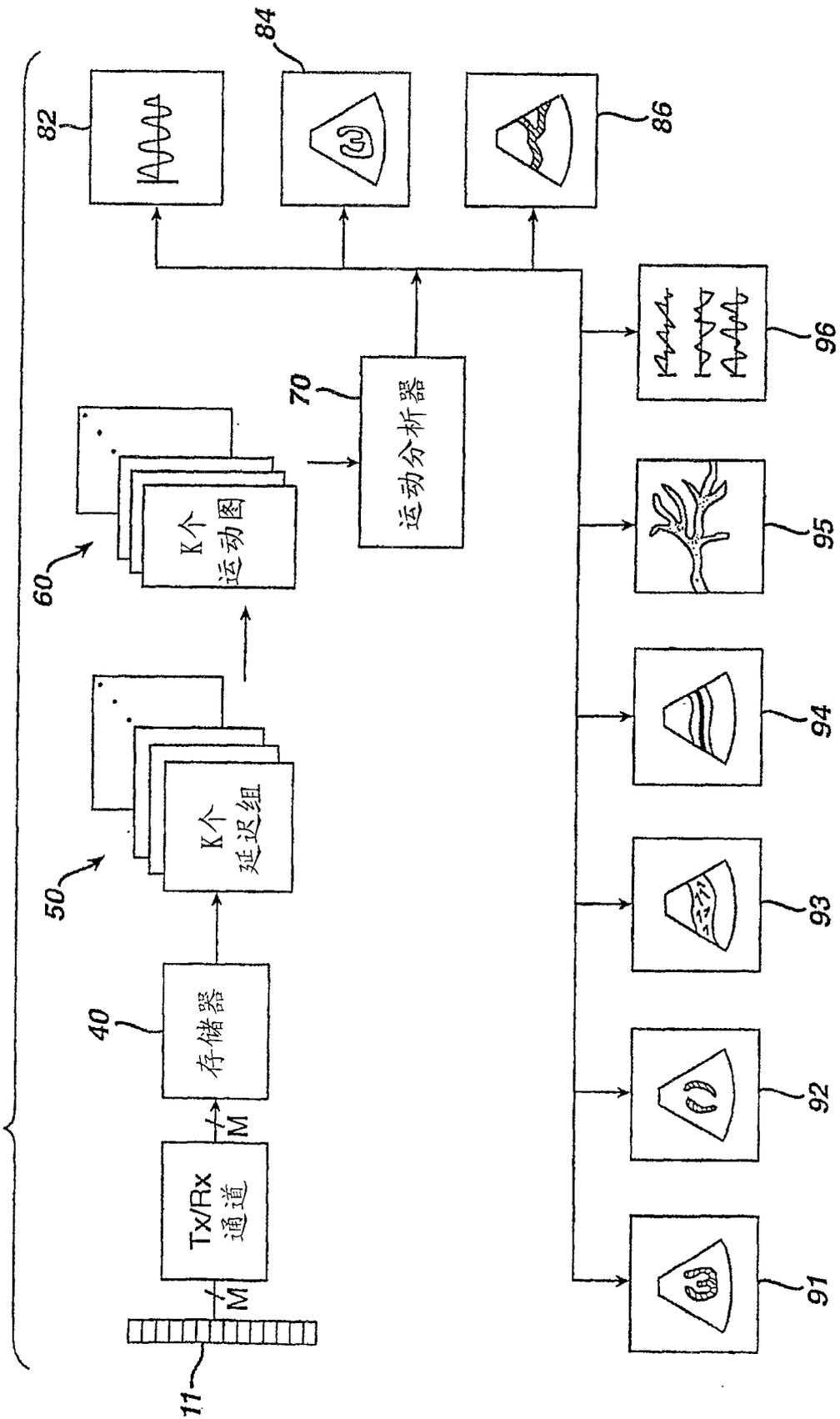


图 10

图 11



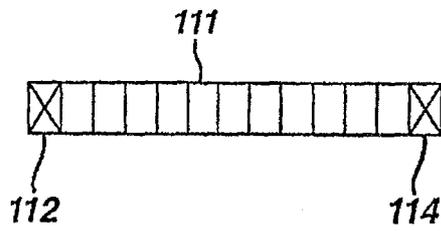


图 12

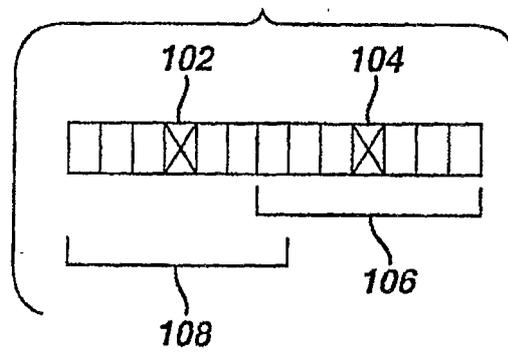


图 13

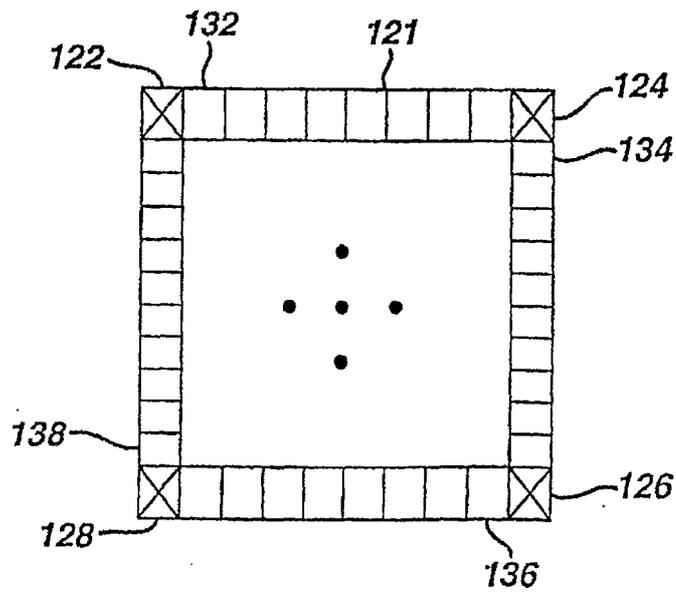


图 14

专利名称(译)	用于组织和血流成像的合成聚焦的超声诊断成像系统		
公开(公告)号	CN100528089C	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	CN03809676.5	申请日	2003-04-22
[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	BS罗宾森 CR库利		
发明人	B·S·罗宾森 C·R·库利		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S15/8927 G01S15/8918 G01S7/52028 G01S15/8977 G01S15/8925		
代理人(译)	龚海军		
审查员(译)	张亚玲		
优先权	10/136880 2002-04-30 US		
其他公开文献	CN1650190A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种合成聚焦超声系统，其中激励单个换能器元件以使超声穿透图像场，并且通过阵列的多个元件接收产生的回声。存储回声信号，并且使用完整的回声组在图像场上产生用于不同速度矢量的运动图。使用各个运动图产生大量不同的超声图像模式，其中包括灰度图像、彩色血流图像、和血流频谱显示。

