

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580029250.7

[45] 授权公告日 2009 年 10 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 100548224C

[22] 申请日 2005.8.31

[21] 申请号 200580029250.7

[30] 优先权

[32] 2004.8.31 [33] US [31] 60/606,162

[86] 国际申请 PCT/US2005/031135 2005.8.31

[87] 国际公布 WO2007/001352 英 2007.1.4

[85] 进入国家阶段日期 2007.2.28

[73] 专利权人 华盛顿州大学

地址 美国华盛顿州

[72] 发明人 K·比奇 Y·金 S·西克达

[56] 参考文献

WO02/069805A1 2002.9.12

US5638823A 1997.6.17

US2004/0002654A1 2004.1.1

审查员 马 薇

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 卢 江 张志醒

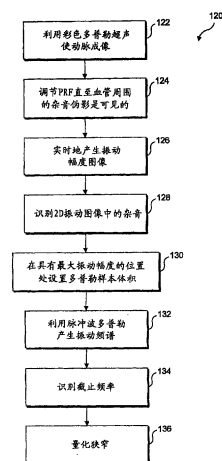
权利要求书 3 页 说明书 38 页 附图 30 页

[54] 发明名称

利用超声检测内部狭窄以识别由其引起的组织振动的设备

[57] 摘要

实时信号处理技术用于组织振动的超声成像，而组织振动的超声成像用于相对于解剖结构定位 2D 图像中的杂音的源和/或用于获得关于振动和基础血流的同时信息。可以利用超声回波的集合来定量地评估杂音。信号处理器允许壁位移的估计和时间分辨振动频谱的显示。振动被检测，并且根据幅度和频率被彩色编码，并且实时地重叠于 B 模式和/或彩色血流图像上。所提出的振动成像算法利用在传统的超声彩色血流成像过程中所获取的数据以及通常在彩色血流成像中被抑制的杂波信号，以便检测和表征组织振动。基于振动的参数建模和其它标准的三种振动成像算法区分杂波、血流和振动。这些技术可被用于检测、定位血管中的狭窄，使该狭窄成像并且定量地对其进行分级。



1、用于利用超声来检测内部部位处的狭窄的设备，包括：

(a) 超声换能器；

(b) 耦合至该超声换能器以控制该超声换能器的操作的控制系
统；以及

(c) 组织振动处理器，该组织振动处理器处理超声以识别由狭窄引起的组织振动，该狭窄引起围绕狭窄的组织以可区别于由其他源引起的振动的频率而振动，该组织振动处理器分析在超声数据中的组织运动的不同分量的频率来区别是由狭窄引起的组织振动还是由其他源引起的组织振动，所述组织振动处理器通过最小化由换能器运动、呼吸和心脏搏动引起的分量来从所述超声数据提取狭窄引起的组织振动数据，所述组织振动处理器因而产生过滤过的指示出由狭窄引起的组织振动的信号。

2、权利要求1的设备，其中通过确定组织振动的位置，由组织振动处理器产生的信号定位狭窄。

3、权利要求1的设备，其中由该组织振动处理器产生的信号能够用于产生图像，在该图像中组织振动指示狭窄的位置。

4、权利要求3的设备，进一步包括提供振动图像的显示器，该图像指示狭窄的位置。

5、权利要求1的设备，其中该组织振动处理器包括专用集成电路和执行软件以识别组织振动并产生信号的通用处理器中的至少一个。

6、权利要求1的设备，其中该组织振动处理器确定狭窄处的剩余内腔直径。

7、权利要求1的设备，其中该组织振动处理器通过以下步骤确定内部部位处的组织振动：

(a) 根据彩色血流信号估计相关矩阵；

(b) 实施该相关矩阵的特征值分解，以便识别信号子空间和噪声子空间；

(c) 估计该信号子空间和该噪声子空间中的优势振动分量的频率；以及

(d) 根据该优势振动分量的频率的估计，确定振动幅度估计和振动频率估计，该振动幅度估计和该振动频率估计中的至少一个包括组

织振动信号。

8、权利要求 1 的设备，其中该组织振动处理器通过以下步骤来确定内部部位处的组织振动：

(a) 利用自相关，根据彩色血流信号估计平均杂波速度；

(b) 向下混合该彩色血流信号与该平均杂波速度，从而产生向下混合的信号；

(c) 计算该向下混合的信号的相位和该向下混合的信号的相位；

(d) 从该向下混合的信号的相位中减去该平均相位，从而产生剩余相位；

(e) 将该剩余相位分解成该剩余相位的优势分量；以及

(f) 应用能量和频率阈值，以便基本上抑制由于噪声和血流而对组织振动的任何贡献，从而产生组织的振动幅度和振动频率的估计。

9、权利要求 8 的设备，其中该组织振动处理器通过以下步骤来分解该剩余相位：

(a) 根据该剩余相位估计相关矩阵；以及

(b) 执行该相关矩阵的特征值分解，以便确定优势分量。

10、权利要求 1 的设备，其中该组织振动处理器通过滤去在低于对应于所述部位处的狭窄的组织振动的预期频率范围的频率处的杂波和噪声来对组织振动信号进行滤波。

11、权利要求 1 的设备，其中该组织振动处理器通过滤去在高于对应于所述部位处的狭窄的组织振动的预期频率范围的频率处的杂波和噪声来对组织振动信号进行滤波。

12、权利要求 1 设备，其中该组织振动处理器通过在组织振动的位置处设置测距选通门来进一步确认振动图像中所显示的振动对应于所述部位处的狭窄，从而产生组织振动频谱。

13、权利要求 1 的设备，其中该组织振动处理器利用心电图描记器信号来确定心动周期中振动的定时。

14、权利要求 1 的设备，其中该组织振动处理器利用由于心脏搏动而产生的组织运动的周期性来确定心动周期中振动的定时。

15、权利要求 4 的设备，其中所述显示器提供内部部位的振动幅度图像和振动频率图像中的至少一个。

16、权利要求 4 的设备，进一步包括产生显示内部部位的基础解剖结构的灰度级图像的 B 模式处理器，以便所述显示器实时地选择性地提供内部部位的 B 模式图像和响应于组织振动所产生的内部部位的图像中的至少一个。

17、权利要求 4 的设备，进一步包括彩色血流处理器，以便所述显示器选择性地提供内部部位的彩色血流图像和响应于组织振动所产生的内部部位的图像中的至少一个。

18、权利要求 1 的设备，进一步包括多普勒处理器，用于产生内部部位的多普勒图像。

利用超声检测内部狭窄以识别由其引起的组织振动的设备

政府权利

本发明至少部分地在美国海军研究局许可的情况下得到资助（授予编号N00014-01-G-0460），并且美国政府对本发明可以具有某些权利。

技术领域

本发明的主题总体上涉及血管健康的分析，尤其涉及使用超声数据来检测和定位由狭窄引起的组织振动，这样的振动指示出狭窄的存在以及血管的健康受到威胁。

背景技术

两个多世纪以来，动脉狭窄已经与利用听诊器听得见的称为杂音的声音相关。听诊（利用听诊器的无源监听）常规地被用于定性地评估许多血管病、例如肾血管高血压、冠状动脉疾病、外围动脉疾病和内出血的杂音和沙沙声的响度和音高。

已经确定由当血液通过狭窄的孔从高压区域流向低压区域时所产生的涡流施加于管壁上的力产生与狭窄、动脉瘤、动静脉瘘和假动脉瘤相关的血管声音。内腔面积由于狭窄而减小；因此狭窄的入口的流速增大。如果后狭窄宽阔区域不是充分地流线化以防止流分离（也就是狭窄不是“文丘里管”），这种流速的局部增大产生后狭窄喷射。由于横跨喷射的边界的速度差异而产生具有高流体剪切的区域。这些剪切力产生血流中的涡流，该涡流又产生对分层流体流的阻力。涡流的存在引起后狭窄区域中的流速和压力的波动，该波动引起管壁的相应运动。由狭窄两端的压力降所产生的能量因此通过管壁的这些机械振动以及血液的微小加热被耗散。管壁和周围组织的局部振动在它们到达皮肤表面时显现为听得到的“杂音”和“沙沙声”或可触知的“震颤”。动脉壁的弹性也引入进入电路中的电容。该后狭窄电容在心脏收缩期间引起狭窄远端的压力上升。对于不太严重的狭窄来说，仅在峰值收缩压阶段期间狭窄两端的压力降是显著的，因此杂音仅在心脏收缩阶段期间持续。然而，对于更严重的狭窄来说，狭窄远端的压力降是低的，因此甚至在心脏舒张阶段期间显著的压力梯度跨越狭窄存在，从而引起杂音延伸到早期心脏舒张阶段中。

振动的功率谱显示出被称为“截止频率”的频率峰值，该“截止频率”通过斯德鲁哈尔数与孔的直径和局部流速直接相关。换句话说，截止频率与在狭窄处的剩余内腔直径成反比。声血管造影术和心音描

记术被研发用于量化利用灵敏的传声器所记录的杂音和沙沙声的内容，并且在多个临床试验中，颈动脉音描记术已经被成功地用于估计颈动脉狭窄的程度。然而，听诊和声血管造影术缺乏灵敏度和特异性，因为它们局限于诊断到达皮肤表面的高强度振动并且振动的起源不能被清楚地解析。当前，不存在用于定量地成像与振动的起源处的杂音相关的振动的诊断工具。因此，尽管组织振动已证明在诊断中是重要的，但它们的临床使用当前是受限的。提供用于分析与狭窄血管相关的杂音和壁振动并且不局限于分析到达皮肤表面的振动的非侵入式技术将是理想的。

最近二十年中双工和彩色血流超声的发展在实时解剖和血流图像同时可用的情况下已经对血管诊断产生显著的临床影响。超声组织多普勒成像（TDI）已经被用于心脏壁以及动脉中的异常壁运动的评估。在传统的彩色血流超声图像中，来自异常血流的组织振动产生周围组织的特征斑点伪影。这些伪影指示组织振动，并且对识别狭窄来说是有用的。然而，它们难以解释并且不是定量的。

随着双工超声的引入，根据流速来研发用于狭窄严重程度的非侵入性评估的标准。尽管这些标准已经是相当有用的，但这种技术不能分析存在于壁振动频谱中的扰动信息。将是理想的是，提供用于评估狭窄严重程度的基于超声的非侵入性技术以便实现增强的诊断工具，其中这些技术把壁振动以及流速计算在内。

因此，研发超声仪器的新的组织振动检测和成像模式将是理想的，其中由狭窄血管产生的振动可被检测并且根据它们的幅度和频率被彩色编码，并且实时地重叠于B模式和/或彩色血流图像上。组织振动成像模式于是可被用于相对于病人的解剖结构更精确地定位振动的起源和/或获得关于振动和潜在的狭窄的同时信息。

发明内容

于此所公开的原理被研发用于通过使与动脉狭窄相关的组织振动成像来检测、定位和量化这种狭窄。由这些振动（杂音或沙沙声）引起的声音有时利用听诊器是听得见的或在皮肤表面上可触知，并且指示各种生理情况，包括内出血和动脉狭窄。于此所公开的技术采用处理所接收的超声回波的集合的算法，以便检测组织振动，使相对大的感兴趣区域中的组织振动成像，并且根据组织振动的测量特性量化狭

窄的血液动力特性。在可编程超声系统中已经实施了于此所公开的算法，以便研究在人体外围动脉和冠状动脉中的狭窄的实时定位方面组织振动的有用性。

通常，于此公开的振动成像算法利用在传统的超声成像期间所获取的2D超声数据的集合和与这种数据相关的杂波信号（该杂波信号通常在传统的彩色血流成像中被抑制）来检测和表征组织振动。已经研发了适用于该目的的各种信号处理算法，包括基于振动的参数建模以及用于区分杂波、血流和振动的标准的三种主要算法。第一主要算法基于相位分解，第二主要算法基于利用噪声的复指数的估计，并且第三主要算法基于自回归建模。

另一组算法采用来自狭窄的部位附近的小的兴趣区域（例如多普勒测距选通门）的、接收超声回波（典型地64-512个）的较大集合来确认组织振动的存在并且以提高的精度测量组织振动的特性。已经研发了适用于该目的的各种信号处理算法，包括利用作为运动结果的接收超声回波的缓慢时间变化以及在沿着超声束的方向的邻近位置处组织运动的变化的二维（2D）傅立叶变换。用于识别振动的第一算法基于经正交解调的接收回波的2D傅立叶变换并采用Radon变换来识别对应于振动的频谱峰值。用于识别振动的第二算法利用多频率平均来识别对应于振动的频谱峰值并抑制其它噪声源。于此进一步公开用于利用这种算法来定位动脉狭窄并对动脉狭窄进行分级的方法。

于此也公开了一种用于超声仪器的新的组织振动成像模式，其中由于血流涡流的影响而产生的软组织振动被检测并根据它们的幅度和频率被彩色编码，并实时地重叠于B模式和/或彩色血流图像上。组织振动成像模式可以被用于相对于解剖结构更精确地定位振动的起源和/或获得关于振动和基础血流的同时信息。

已经在具有软件可编程的信号和图像处理后端上以例如10帧/秒的帧速率实施了实时组织振动成像。初步结果确证作为动脉狭窄的结果而产生的振动可以被检测到并利用这种技术来成像。预期振动幅度在狭窄的下游部位附近最大，并且该事实可以被用于快速且非侵入式地定位狭窄。来自组织振动的强反向散射的超声回波可以改善否则由于来自血液的弱散射而利用基于多普勒血流速度的方法难以检测的狭窄的检测。

潜在地，这种新的组织振动成像技术可以用于多种装置和临床装置。例如，具有组织振动检测功能的低成本便携式筛选装置可以有利地被普通从业者用于诊断和/或筛选具有冠状动脉疾病和外围动脉疾病的病人或被护理人员或创伤中心用于评估具有胸痛的病人。此外，高端超声系统上的组织振动成像模式可以为了增强诊断能力而增加双工超声，该双工超声可以有利地被成像中心、心脏病诊所和医院用于诊断病人中的狭窄。指示狭窄的被检测到的组织振动可以作为听得到的信号以对于被训练利用听诊器来监听杂音的人员来说可识别的方式被提供，或者作为对于被训练检测可触知的震颤的人员来说可识别的可触知的信号被提供。

于此所公开的原理的一个方面涉及一种用于通过检测和表征由狭窄下游的血流涡流所引起的组织振动来利用2D超声数据的集合检测和定位动脉狭窄的方法。该方法包括处理2D超声数据的集合以便产生被成像的部位的组织运动频谱信号的步骤。然后处理该组织运动频谱信号，以便产生组织振动信号，从该组织振动信号中对来自除了狭窄处的振动之外的源的组织运动的任何贡献已经基本上被最小化。振动图像利用组织振动信号来显示并指示所述部位处的狭窄的位置。

一种用于处理2D超声数据的集合的方法包括以下步骤：根据超声数据估计相关矩阵，并且实施该相关矩阵的特征值分解以便识别信号子空间和噪声子空间。然后估计该信号子空间和噪声子空间中的优势振动分量的频率，并且根据该估计确定振动幅度估计和振动频率估计。振动幅度估计和振动频率估计中的至少一个包括组织振动信号。

用于处理2D超声数据的集合以便使与狭窄相关的振动成像的第二方法包括计算接收超声回波的集合的自回归模型的反射系数的步骤。根据该反射系数计算线性预测滤波器系数。估计功率谱，并且检测该功率谱中的峰值。根据功率谱和峰值的估计，确定振动幅度估计和振动频率估计。振动幅度估计和振动频率估计中的至少一个又包括组织振动信号。

在用于处理2D超声数据的集合的又一方法中，利用自相关根据超声数据估计平均杂波速度。向下混合2D超声数据的集合与平均杂波速度，从而产生向下混合的信号。确定向下混合的信号的相位和向下混合的信号的相位，并且从向下混合的信号的相位中减去平均相

位，从而产生剩余相位。然后将剩余相位分解成它的优势分量。通过应用能量和频率阈值，基本上抑制对由于噪声和血流而产生的组织振动的任何贡献，从而产生某一部位处的组织的振动幅度和振动频率的估计。

分解剩余相位的步骤优选地包括以下步骤：根据剩余相位估计相关矩阵，并且执行该相关矩阵的特征值分解，以便确定优势分量。

滤波步骤优选地包括滤去在基本上低于对应于所述部位处的狭窄的组织振动的预期频率范围的频率处的杂波和噪声的步骤，并且也优选地包括滤去在基本上高于对应于所述部位处的狭窄的组织振动的预期频率范围的频率处的噪声的步骤。该步骤也包括通过利用信号的统计特性来区分血流和组织振动。

此外，该方法可以包括通过在根据组织振动图像所确定的组织振动的位置处设置多普勒样本体积来确认在振动图像中所显示的振动对应于所述部位处的狭窄。在该步骤中，根据相对较大的集合（典型地，包括64-512个脉冲的集合）所确定的组织振动频谱能够被用于确认根据2D超声数据的相对较小的集合（典型地，包括6-16个脉冲的集合）所检测的组织振动。

显示振动图像的步骤优选地包括显示所述部位处的振动幅度图像和振动频率图像中的至少一个的步骤。由于该方法的效率，该方法可以包括基本上实时地显示与所述部位的基础解剖结构有关的振动图像（也就是B模式灰度级图像）的步骤。

本发明的另一方面涉及用于利用超声数据集合来检测和定位动脉狭窄的设备。该设备包括用于朝内部部位发射超声脉冲并接收来自内部部位处的散射体的超声数据的超声换能器，该内部部位包括由于狭窄而振动的组织。在一个实施例中，前端系统控制由超声换能器产生的超声脉冲并且对由超声换能器所接收的回波进行解调，从而产生具有同相和正交分量的信号。该设备也包括用于接收来自前端系统和组织振动处理器的后端系统。前端和后端系统可以可选地被组合成单个单元，或者可以从这些系统的其它部分远程操作这些系统的一个或多个部分。组织振动处理器处理超声信号，以便估计由狭窄引起的组织振动，从而产生组织振动信号。在一个实施例中，由后端系统将组织振动信号转换成图像信号。显示器耦合至后端系统以接收图像数据，

以便显示组织振动图像，在该组织振动图像中指示了内部部位处的狭窄。可选地，显示器可以远离组织振动检测和识别设备。例如，显示器可以物理地位于医院中，而组织振动检测和识别设备物理地位于另一位置处、例如在运载病人的救护车中，其中该设备正被用于该病人。此外，代替可见显示，组织振动检测和识别的结果可以作为指示组织振动的听得见的或可触知的输出被提供。也可以通过自动算法来解释组织振动信号，以便指示狭窄，并且自动解释的结果可以作为电子读出被提供。通常，由该设备执行的功能与上面描述的方法的步骤一致。

已经提供该概要，以便以简化形式引入一些原理，这些原理在说明书中在下面进一步被详细描述。然而，该概要并不意图确定所要求保护的主题的关键或基本特征，也并不意图被用作确定所要求保护的主题的范围的帮助。

附图说明

一个或多个示范性的实施例和其修改的各个方面和附带优点将变得更容易理解，因为在结合附图时，通过参考下面的详细说明，所述各个方面和附带优点变得更好理解，其中：

图1是适于实现组织振动成像的示范性超声系统的功能框图；

图2是来自振动样本体积的预期多普勒频谱（也就是频率对功率）的图示；

图3A是示出用于产生振动组织图像的示范性的、基于子空间的算法的逻辑步骤的流程图，在该振动组织图像中狭窄是明显的；

图3B是示出替代的示范性算法的逻辑步骤的流程图，该算法利用用于产生狭窄明显的振动组织图像的自回归；

图3C是示出另一替代的示范性算法的逻辑步骤的流程图，该算法利用用于产生狭窄明显的振动组织图像的相位分解；

图4是示出用于使用利用超声所产生的振动组织图像来定位动脉狭窄并对动脉狭窄进行分级的方法的逻辑步骤的流程图；

图5A用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D快速傅立叶变换（FFT）频谱和传统的多普勒频谱，散射体运动沿着超声束的轴，其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图5B用图形示出当造成回波的散射体沿着超声束的轴以20mm/s的

恒定速度运动并且也以300Hz的频率和 $5\mu\text{m}$ 的幅度振动时所仿真的接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图6A用图形示出当造成回波的散射体沿着超声束的轴以200mm/s的恒定速度运动并且也以300Hz的频率和 $5\mu\text{m}$ 的幅度振动时接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱（其中所发射的超声信号的中心频率是5MHz），其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图6B用图形示出当造成回波的散射体以200mm/s的恒定速度运动并且也以300Hz的频率和 $5\mu\text{m}$ 的幅度振动时接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱（其中所发射的超声信号的中心频率是2MHz），其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图7A用图形示出所仿真的从一组散射体接收的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，其中这些散射体以 5m/s^2 的加速度从10mm/s加速到30mm/s，多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图7B用图形示出所仿真的从一组散射体接收的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，其中当这些散射体也以300Hz的频率和 $5\mu\text{m}$ 的幅度振动时以 5m/s^2 的加速度从10mm/s加速到30mm/s，多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图8A用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，散射体运动垂直于超声束的轴，多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图8B用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，散射体运动垂直于超声束的轴，其中散射体也以300Hz的频率和 $5\mu\text{m}$ 的幅度振动，多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧；

图9A用图形示出图5A的2D FFT频谱的Radon变换；

图9B用图形示出图5B的2D FFT频谱的Radon变换；

图9C用图形示出根据图9A的Radon变换所计算的频谱估计;

图9D用图形示出根据图9B的Radon变换所计算的多普勒频谱估计;

图10A用图形示出根据图5A的2D FFT频谱所计算的多频率频谱估计;

图10B用图形示出根据图5B的2D FFT频谱所计算的多频率频谱估计;

图11A示意性地示出如于此所描述的、用于验证超声的使用的散射体分布的3D仿真模型,其中超声用于使与狭窄相关的振动成像;

图11B用图形示出所建模的具有用框中区域表示的振动的杂波运动;

图11C用图形示出所建模的血流轮廓;

图12A是用于验证于此所公开的振动成像技术的仿真模型的振动幅度图像;

图12B示意性地示出用于计算振动检测的灵敏度和特异性的标记;

图13A用图形示出基于相位分解的振动检测的灵敏度对阈值曲线;

图13B用图形示出基于相位分解的振动检测的特异性对阈值曲线;

图13C用图形示出基于相位分解的振动检测的接收器工作特征曲线;

图13D用图形示出基于root-MUSIC的振动检测的灵敏度对阈值曲线;

图13E用图形示出基于root-MUSIC的振动检测的特异性对阈值曲线;

图13F用图形示出基于root-MUSIC的振动检测的示范性的接收器工作特征曲线;

图14用图形示出于此所公开的相位分解和root-MUSIC算法的用于增大振动带宽的灵敏度的稳健性;

图15示意性地示出实验装置,其中超声探头被用于使板的振动成像,这种装置已经被用于产生支持利用超声来使组织振动成像的实验

证据，如于此所公开的；

图16A是与振动幅度重叠的图15的振动体模(phantom)的B模式超声图像；

图16B是与振动频率重叠的图15的振动体模的B模式超声图像；

图16C用图形示出从图16B的超声图像的一部分提取的I-Q集合数据的MUSIC伪频谱；

图17A用图形示出利用超声和光纤测微器所获得的、来自图15的实验装置的板的振动幅度；

图17B用图形示出利用超声和光纤测微器所获得的、来自图15的实验装置的板的振动频率；

图17C用图形示出利用超声和光纤测微器所获得的、来自图15的实验装置的板的振动幅度之间的差；

图17D用图形示出利用超声和光纤测微器所获得的、来自图15的实验装置的板的振动频率之间的差；

图18示意性地示出实验装置，其中超声探头被用于使体外动脉中的狭窄成像，这种装置已经被用于产生支持利用超声来使与狭窄相关的组织振动成像的实验证据，如于此所公开的；

图19是图18的体外动脉中的流的图像；

图20A和20B分别是利用图18的实验装置所获得的体外动脉的振动幅度图像，其中图20A表示所仿真的30%的狭窄，并且图20B表示所仿真的42%的狭窄；

图21用图形示出利用图18的实验装置所仿真的狭窄的振动频谱，该振动频谱利用脉冲波多普勒超声和光纤测微器来产生；

图22A是人体中狭窄静脉移植的彩色多普勒图像；

图22B是图9A的狭窄静脉移植的振动幅度图像；

图23A是包括血管周围的伪影的狭窄股静脉移植的彩色功率超声图像；

图23B是图23A的狭窄股静脉移植的振动幅度图像；

图23C是图23A的狭窄股静脉移植的振动频率图像；

图24A用图形示出利用来自狭窄股静脉移植的脉冲波多普勒数据的相位分解所估计的瞬时管壁位置；

图24B是用于产生图24A的信号的运动周期图；

图24C用图形示出在特定时间点图24B的频谱的横截面轮廓；以及
图24D用图形示出针对在相同位置处的彩色血流超声数据的10个集合利用MUSIC算法所计算的运动伪频谱；

图25A用图形示出利用于此所公开的技术在体内获得的正常股动脉的动脉壁位移谱；

图25B用图形示出利用于此所公开的技术在体内获得的狭窄股旁路静脉移植的动脉壁位移谱；

图25C用图形示出如图25B中所表示的狭窄的、存在于相同病人中的不同狭窄的动脉壁位移谱；

图25D用图形示出存在于另一个病人中的狭窄的动脉壁位移谱；

图26A用图形示出利用于此所公开的技术获得的正常动脉的随时间变化的壁振动频谱；

图26B-D用图形示出利用于此所公开的技术获得的狭窄血管的随时间变化的壁振动频谱；

图27A是根据具有冠状动脉疾病的病人的心肌的超声图像利用2D FFT方法计算的多普勒频谱，对称的双边峰值表示在后心室射血阶段中所观测到的振动；

图27B用图形示出在心室射血过程中壁速度的时间过程，框中区域表示似乎包括谐波分量的高频振动；

图28A是以具有尾部回转的左前倾斜投影获取的、具有冠状动脉疾病的病人的血管造影术图像；

图28B是重叠于图28A的病人的心尖两腔图上的振动幅度图像；

图29A是以具有尾部回转的右前倾斜投影获取的、具有冠状动脉疾病的病人的血管造影术图像；

图29B是重叠于图29A的病人的心尖两腔图上的振动幅度图像；

具体实施方式

图和所公开的实施例是非限制性的

在附图的参考图中示出了示范性实施例。意图是于此所公开的实施例和图应被认为是说明性的，而非限制性的。

组织振动成像系统

图1是示出超声系统10的框图，该超声系统通常类似于传统的超声系统，但该超声系统已被修改以包括组织振动成像并因此可用于实

践于此所公开的原理。超声系统 10 包括发射信号的超声换能器 12, 该信号利用多个周期 (也就是 2-20 个周期) 以典型地 1MHz-15MHz 的载波频率来调制。所发射的信号通过沿着束路径的 (未示出的) 散射体被反射, 并在时间延迟之后被接收, 该时间延迟的持续时间取决于从换能器散射的距离。在获取阶段中, 通过换能器将从组织接收的声音回波转换成电信号, 并通过 (没有单独示出的) 模数转换器将这些信号数字化。前端子系统 14 包括束形成器 16, 该束形成器执行所发射的和所接收的超声波形的动态聚焦、变迹和控制。时间增益补偿 (TGC) 电路 18 以及射频 (RF) 解调器和抽取器 20 也被包括在前端系统 14 中, 该时间增益补偿 (TGC) 电路以与在组织中的深度成比例的可变增益放大信号, 该射频 (RF) 解调器和抽取器通过正交解调和抽取以数字方式去除高频载波, 从而提供同相 (I) 和正交 (Q) 样本, 该样本可被表示为复量 $I(t) + jQ(t)$ 。然后, 根据所选择的一个 (或多个) 超声模式、例如 B 模式、彩色血流模式、组织振动模式以及多普勒模式, 在后端子系统 22 中处理所获取的正交集 (或彩色血流)。

为了产生组织的解剖图像, 感兴趣的信号是 $I(t) + jQ(t)$ 的包络。B 模式处理器 24 计算回波的幅度 $B_e(t) = \sqrt{I^2(t) + Q^2(t)}$, 并压缩动态范围以便使其适于作为灰度级图像显示在监控器上。以复量 $I(t) + jQ(t)$ 的相位反射由散射体引入的时间延迟。因此, 复接收信号的相位提供散射体的瞬时位置的估计。通过监控相位在时间上的变化, 可以估计散射体的位移和速度。在彩色血流成像中, 以称为脉冲重复频率 (PRF) 的速率沿着每一条扫描线发射和接收多个脉冲 (通常从 6 至 16 个脉冲)。从每一个空间位置接收的时间样本的汇集因此被称作 “集合 (ensemble)”。彩色血流处理器 26 通过典型地利用自相关算法估计相邻时间样本之间的相位差来估计数据集合的血流速度。通过获取来自不同空间位置的多个样本来产生 2D 图像。在利用多普勒处理器 30 实现的多普勒模式中, 沿着单个扫描线执行扫描, 并且根据基本上较大的数据集合 (典型地来自 64-512 个脉冲的数据) 估计来自单个空间位置的血流速度的频谱。在光栅监控器或显示器 36 上显示所处理的图像帧之前, 通过扫描转换器电路 32 执行扫描转换, 该扫描转换器电路将所获取的超声数据从极坐标转换为光栅显示器所使用的笛卡尔坐标。可以可选地通过后处理电路 34 来施加后处理, 以便改进所显示的

图像的质量以及组合显示器上的解剖和血流图像。

在图 1 中示出了在一个示范性实施例中用于处理超声数据的组织振动处理器 28。正交数据集合被输入到组织振动处理器中。然而，代替根据这些数据估计血流速度，组织振动处理器根据接收信号的相位估计散射组织的瞬时位移。这种组织运动被称作传统彩色血流成像中的杂波，并且利用杂波滤波器来抑制。典型地，心脏搏动、呼吸和换能器运动各自都有助于所观测到的组织的位移或运动。这种运动在几赫兹或更少的低频处。当存在狭窄时，围绕狭窄的组织以范围从几十赫兹到大于 1000 赫兹的频率局部振动。通过分析组织运动的不同分量的频率，由狭窄血管引起的振动可以与由其它运动源引起的杂波区分开。组织振动处理器通过将组织运动分解为优势运动分量并且识别可认为是在比心脏搏动的频率更高的频率处的任何运动分量来执行该分析。

设想组织振动处理器 28 可被实施为用于传统超声设备中的附加的固定功能电路板或专用集成电路 (ASIC)。可选地，组织振动处理器可以与彩色血流处理器 26 组合，因为它们都处理相同的数据集合。可以利用前端子系统 14、B 模式处理器 24、组织振动处理器 28 和扫描转换器 32 来实施独立的组织振动成像装置。本领域的普通技术人员应理解的是，可以利用一个或多个数字信号处理器 (DSP) 以软件/硬件来实施组织振动处理器，或者替代地在 ASIC 中或甚至在传统通用处理器芯片上实施组织振动处理器，其中该传统通用处理器芯片存取存储于处理器所访问的存储器中的设备语言指令以便执行组织振动处理器的处理步骤。

受益于处理器技术的进步，超声设备的计算能力近年来显著提高。因此，在现代超声设备中可以合理地支持由于执行下面所讨论的组织振动成像算法而产生的附加计算负担。先前，研发了适于用作组织振动处理器的可编程超声信号和图像处理系统，该系统使用新一代高性能多媒体处理器以便以软件支持所有的传统处理模式、例如 B、M、彩色血流和多普勒模式 (Sikdar S、Shamdasani V、Gong L、Managuli R、Hayashi T、Mitake T、Kim Y 的 “*A single media processor-based programmable ultrasound system*”, IEEE Trans Inf. Tech. Biomed 2003; 7: 64-70)，并且随后，该系统显示出可用于实施于此所公开的

组织振动处理。可编程系统的主要优点是易于研发新的模式和应用、例如组织振动成像，而不需要传统超声设备可能需要的硬件修改。因此，利用软件可编程超声系统的集成组织振动成像已经被有效且有益地用于 2D 超声扫描中振动的实时可视化。

在传统的彩色血流成像中，通过计算从样本体积接收的多个超声回波（典型地 6-16 个脉冲）之间的平均相位差来估计血流速度。与来自血液的弱散射相比，从运动组织反向散射的回波趋向于具有显著更高的信号强度（典型地 40dB-60dB 或更高），并且也具有更低的速度。这种高幅度和低频率组织信号通常被称作杂波，并且趋向于偏置所估计的血流速度。因此，在传统的彩色血流成像中利用合适的滤波器来抑制杂波。杂波的主要分量是心脏搏动、呼吸和换能器运动。当存在血流涡流时，任何局部组织振动、例如由狭窄血管中的血流涡流引起的那些局部组织振动也将是这种杂波的一部分，并且通常将在传统的超声处理系统中被抑制。

根据于此所公开的原理，组织振动与剩余的杂波和血流信号分离。在实现这种功能时，已认识到：组织振动和杂波在统计上产生具有不同频率内容的独立信号。由于心脏搏动和呼吸而产生的杂波典型地出现在 1Hz 或更低处，而组织振动典型地出现在 50Hz 或更高处。其它噪声源在基本上更高的频率处。与来自血液的散射相比较，来自组织的散射典型地更相干，因为组织散射体被更紧密地束缚在一起，并且趋向于作为组来运动。因此，与来自其它源的杂波和组织振动信号相比较，血流信号典型地具有大得多的频率带宽。与用于该方法的更强和更相干的组织振动信号相比较，血流信号由于它的弱信号强度和更大的带宽而可被认为是噪声。因此，可以基于频谱分析区分组织振动与杂波和血流。所接收的超声回波的相位的频谱分析可以被用于分离散射运动的分量，忽略被散射的信号强度，而复超声回波的频谱分析考虑信号强度和运动分量。

由于优选地用于实施本原理的有限数量的时间超声样本（6-16 个脉冲），传统的杂波滤波和频谱估计技术缺乏足以根据这种短时间记录区分组织振动和正常杂波的分辨率。因此，高分辨率频谱估计技术被研发以便实现该功能。

就与狭窄血管相关的成像振动而言，两种高分辨率频谱估计技术

被确定为适合于该目的，这两种技术包括将信号建模为最佳正交分量集的基于特征值分解的频谱估计以及将信号建模为通过高斯白噪声驱动的回归线性预测滤波器的输出的自回归频谱估计。因此，为了隔离与狭窄相关的组织振动而研发了三种信号处理算法（两种算法基于特征值分解，并且一种算法基于自回归）。第一算法以所接收的超声回波的相位的基于特征值分解的频谱分析为基础；第二算法以复超声回波的基于特征值分解的频谱分析为基础；并且第三算法以复超声回波的自回归频谱分析为基础。由于特征值分解是计算密集的操作，利用迭代的 QR 因式分解的近似特征值分解被用作计算有效的算法。

被研发用于使与狭窄血管相关的振动成像的信号模型

为了对所接收的来自振动组织的信号进行建模，用具有均匀运动并且随机分布在样本体积中的位置 $(\vec{r}_s = [r_s]\hat{e}_r + [\psi_s]\hat{e}_\psi + [\phi_s]\hat{e}_\phi)$, $s=1 \dots S$ 处的 S 点散射体来近似正被成像的组织，其中 $(\hat{e}_r, \hat{e}_\psi, \hat{e}_\phi)$ 表示球面坐标形式的单位方向矢量。通过下式给出散射体的瞬时位置 $v(\vec{r}, t)$:

$$v(\vec{r}, t) = \sum_s \delta(\vec{r} - \vec{r}_s(t))$$

$$\vec{r}_s(t) = [r_s - d_r(t)]\hat{e}_r + [\psi_s - d_\psi]\hat{e}_\psi + [\phi_s - d_\phi]\hat{e}_\phi \quad (1)$$

其中 $(d_r(t), d_\psi(t), d_\phi(t))$ 表示作为时间的函数的位移。如果来自样本体积的散射与作为平均散射系数的 α 一致，于是样本体积的散射函数是 $\alpha v(\vec{r}, t)$ 。来自样本体积的复接收信号 $y(\tau, t)$ 于是可被建模为单点散射体的脉冲回波空间脉冲响应 $h_{pe}(\vec{r}, \tau)$ 、换能器的时间响应 $x(\tau)$ 、以及散射函数 $\alpha v(\vec{r}, t)$ 的卷积。

$$y(\tau, t) = h_{pe}(\vec{r}, \tau) *_{\tau} x(\tau) *_{\tau} \alpha v(\vec{r}, t) + n(\tau, t)$$

$$x(\tau) = x_0(\tau) e^{j2\pi f_0 \tau} \quad (2)$$

其中时间索引 τ 和 t 分别涉及“快”时间和“慢”时间， f_0 是换能器的中心频率，并且 $n(\tau, t)$ 是热白噪声。组合方程 (1) 和方程 (2) 得到:

$$y(\tau, t) = \alpha \sum_s h_{pe} \left(\vec{r}_s(t), \tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c} \right) x_0 \left(\tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c} \right) e^{j2\pi f_0 \left(\tau - \frac{2(r_s - d_r(t))}{c} \right)} + n(\tau, t) \quad (3)$$

其中 c 是声速，并且 $\frac{2(r_s - d_r(t))}{c}$ 是换能器和每一点散射体之间的双向脉冲传播时间。与脉冲回波空间脉冲响应的空间尺寸和换能器响应的包络相比较，振动的散射体位移是小的。因此，可以忽略前两项中的“慢”

时间变化, 并将方程 (3) 简化成:

$$\begin{aligned} y(\tau, t) &= \left\{ \alpha \sum_j h_{pe} \left(\vec{r}_j, \tau - \frac{2r_j}{c} \right) x_0 \left(\tau - \frac{2r_j}{c} \right) e^{j2\pi f_0 \left(\tau - \frac{2r_j}{c} \right)} \right\} e^{j2\pi f_0 \frac{2d_r(t)}{c}} + n(\tau, t) \\ &= A(\tau) e^{j2\pi f_0 \frac{2d_r(t)}{c}} + n(\tau, t) \end{aligned} \quad (4)$$

其中 $A(\tau)$ 是散射信号的复幅度。显而易见的是, 复接收信号利用瞬时径向位移来进行相位调制。

如果样本体积中的散射体都以具有峰值位移 a_0 的简单谐波形式并以频率 f_{vb} 在径向上振动, 相对于换能器的由于心脏搏动、呼吸而产生的组织位移和其它组织运动 (也就是杂波或噪声) 是 $d_{tiss}(t)$ 。该运动在下文中将被称作“杂波运动”。于是, 可以认为组合位移是叠加, 如下:

$$d_r(t) = d_{tiss}(t) + a_0 \sin(2\pi f_{vb} t) \quad (5)$$

以称为脉冲重复频率 (PRF) 的速率在相同的方向上发射超声脉冲集合。于是, 来自第 m 次脉冲发射的复接收信号 $y(\tau, m)$ 是:

$$y(\tau, m) = A(\tau) e^{j2\pi f_0 \left(\frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c} + \frac{2a_0 \sin(2\pi m T_{PRF} f_{vb})}{c} \right)} + n(\tau, m) \quad (6)$$

其中 T_{PRF} 是脉冲重复间隔。经相位调制的复接收信号的傅立叶变换是贝塞尔级数:

$$\begin{aligned} Y(\tau, f) &= A(\tau) \left\{ \mathfrak{F} \left(e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{tiss}(mT_{PRF})}{c}} \right) * \mathfrak{F} \left(e^{j2\pi f_0 \frac{2a_0 \sin(2\pi m T_{PRF} f_{vb})}{c}} \right) \right\} + N(\tau, f) \\ &= A(\tau) \left\{ c(f) * \sum_{n=-\infty}^{\infty} j^n J_n(\beta) \delta(f - 2\pi m T_{PRF} f_{vb}) \right\} + N(\tau, f) \\ &= A(\tau) \sum_{n=-\infty}^{\infty} j^n J_n(\beta) c(f - 2\pi m T_{PRF} f_{vb}) + N(\tau, f) \end{aligned} \quad (7)$$

其中 J_1 是第一类贝塞尔函数 $\beta = \frac{4\pi f_0 a_0}{c}$, δ 是迪拉克 δ 函数, 并且 $c(f)$ 是杂波运动的频谱 (杂波频谱), 并且 $N(\tau, f)$ 是噪声频谱。

图 2 示出当存在组织振动时超声信号的典型功率谱 40。该功率谱包括被如下述方程 (8) 所示的振动频率分开的杂波频谱的多个拷贝。 f_{tiss} 处的低频峰值 42 对应于杂波频谱, 而分别用参考数字 44 和 46 表示的对称峰值 f_- 和 f_+ 对应于振动, 并且 P_{tiss} 、 P_+ 和 P_- 是对应的峰值功率。在 f_+ 和 f_- 处的频率峰值于此被称作“匹配对”。对于小幅度振动来说, 可以忽略较高阶项; 因此, 大部分频谱能量将分别存在于三个频率峰值

f_- 、 f_{tiss} 和 f_+ 中。由于 $\left| \frac{J_1(\beta)}{J_0(\beta)} \right| \approx \frac{\beta}{2}$ ，频率峰值的功率比可以提供振动幅度的估计。因此，可以如下根据功率谱来估计振动频率和幅度：

$$\begin{aligned}\hat{f}_{\text{vib}}^{\text{power}} &= \left| \frac{f_+ - f_-}{2} \right|; \\ \hat{a}_{\text{vib}}^{\text{power}} &= \frac{c}{4\pi f_0} \sqrt{\frac{p_+ + p_-}{2p_{\text{tiss}}}}\end{aligned}\quad (8)$$

这些估计量于此分别被称作“频谱频率估计量”和“功率比幅度估计量”。替代地，可以在抑制杂波运动的效应之后根据超声信号的剩余相位 $\{\phi(k)\}_{k=1}^K$ 来估计振动频率和幅度。通过对剩余相位的过零进行计数 N_{zero} ，可以获得优势分量的频率的粗略的计算有效估计 $\hat{f}_{\text{vib}}$ 。可以通过对剩余相位进行内插以计算振动的平均周期来进一步细化该估计。可以通过剩余相位的方差来估计振动幅度。这些估计量如下来定义：

$$\begin{aligned}\hat{f}_{\text{vib}}^{\text{phase}} &= \left| \frac{f_+ - f_-}{2} \right|; \\ \hat{a}_{\text{vib}}^{\text{phase}} &= \frac{c}{4\pi f_0} \text{var}(\phi(k))\end{aligned}\quad (9)$$

并且于此分别被称作“过零频率估计量”和“相位方差幅度估计量”。

对于实时组织振动成像来说，仅仅来自感兴趣区域中的每一个样本体积的短的超声数据集（典型地，6-16 个脉冲或回波）可用于处理。传统的彩色血流成像系统利用杂波滤波来抑制杂波，同时保留血流。然而，由于小时间样本数，传统的基于杂波滤波的方法或基于傅立叶的方法缺乏足以区分组织振动、血流和杂波的分辨率。利用振动信号的特性的参数方法显得更好地适于进行该区分。基于方程（6）和（7）中的超声信号的模型，可以采取三种参数方法，包括（a）噪声的一对复指数的估计；（b）自回归建模；以及（c）超声信号的相位的分解。在下面的部分中，更加详细地描述基于这三种参数方法的示范性振动检测算法。一种产生方程（4）中的复超声信号的方法是所接收的超声信号的正交解调。替代的方法是通过利用互相关技术处理所接收的 RF 超声数据来计算产生方程（4）中的相位变化的时间延迟。

利用噪声的复指数的估计的振动成像

利用方程（7）中的贝塞尔展开的傅立叶逆变换，如下展开方程

(6) :

$$\begin{aligned}
 y(\tau, m) &= A(\tau) \left\{ e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{\text{im}}(mT_{PRF})}{c}} \left\{ \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n(\beta) e^{j2\pi f_{\text{vb}} T_{PRF} + jn\pi} \right\} + n(\tau, m) \right\} \\
 &= A(\tau) e^{j2\pi f_0 \frac{2d_{\text{im}}(mT_{PRF})}{c}} \left\{ \sum_{n=0}^{\infty} J_n(\beta) [e^{j2\pi f_{\text{vb}} T_{PRF}} - e^{-j2\pi f_{\text{vb}} T_{PRF}}] \right\} + n(\tau, m)
 \end{aligned} \quad (10)$$

因此, 超声信号可被建模为噪声中所嵌入的复指数的和。如可以从方程(10)中的方括号所包围的表达式看出, 振动对应于复指数匹配对。相反, 对应于杂波运动的复指数典型地将不具有这种频率匹配对。可以利用(由 P. Stoica 和 R. Moses 在“*Introduction to Spectral Analysis*” (Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1997 年)中公开的) root-MUSIC 和 ESPRIT 算法来估计频率 (f_{vib} , f_+ , f_-)。然后, 可以利用匹配峰值标准 $|f_+ + f_- - 2f_{\text{tiss}}| < F_{\text{threshold}}$ 来检测振动, 并且可以利用上述方程(9)来估计振动幅度和频率。关于图 3A, 在下面更详细地描述算法的步骤。根据该标准, 振动可以被检测出并与杂波运动区分开。任何血流信号可被认为是噪声频谱的一部分。

图 3A 示出流程图 50, 该流程图 50 示出包括在第一算法中的逻辑步骤, 该逻辑步骤用于根据杂波或噪声的一对复指数来估计组织振动, 这些组织振动通常从彩色血流处理中被排除。该程序以经正交解调的 2D 超声数据集开始 52。

在步骤 53 中, 抑制由于心脏搏动、脉动血管壁运动和呼吸而产生的低频杂波。在一个实施例中, 该步骤可以包括与利用自相关方法所估计的平均杂波速度的向下混合。在另一实施例中, 可以通过滤波来抑制低频运动。在又一实施例中, 周围组织的运动可以被用于通过分析主运动分量来形成低频组织运动的估计。

在步骤 54 中, 根据彩色血流数据估计相关矩阵。在步骤 56 中, 相关矩阵被用于实现特征值分解, 从而产生信号子空间 58 和噪声子空间 60。在步骤 62 中, 利用该信号子空间和噪声子空间, 通过采用如上面所指出的 root-MUSIC 和 ESPRIT 算法来估计优势分量的频率。然后, 判定步骤 64 确定每一个优势分量是否是双边的, 同时步骤 66 利用方程(8)估计每一个优势分量的振动幅度和频率。如果优势分量不是双边的(即不是潜在的组织振动分量), 判定步骤 64 返回“0”, 而如果优势分量是双边的, 判定步骤返回 1。然后乘法器 68 使判定步骤 64

的输出乘以优势分量的振动幅度和频率估计，从而如果优势分量不是组织振动分量，则产生 0，否则返回优势分量的振动幅度和频率估计。然后，中值滤波器 70 对结果中的隔离的错误地检测到的振动和其它不期望的噪声进行滤波，以便在步骤 72 中显示指示狭窄部位的剩余振动图像。

利用自回归信号模型的振动成像

利用作为输入的具有方差 σ^2 的高斯白噪声，来自振动的超声信号可以如下被建模为第 p 阶自回归线性预测滤波器的输出：

$$y(\tau, m) = \sum_{k=1}^p a_{m-k}(\tau) y(\tau, m-k) + n(\tau, m) \quad (11)$$

可以利用预测误差的最小平方最小化或利用计算有效的 Burg 算法来计算线性预测系数 $a_k(\tau)$ ，如 Stoica 和 Moses 在上面所引用的论文中所解释的。然后可以根据该自回归模型如下获得高分辨率频谱估计：

$$\|Y(\tau, f)\|^2 = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k(\tau) e^{-j2\pi k f} \right|^2} \quad (12)$$

根据方程 (8)，杂波运动峰值周围的功率谱中对称的频率峰值匹配的配对的存在可被检测为振动。如之前那样，任何血流信号可被看作噪声。对于来自振动的超声信号，方程 (13) 中的功率谱在多项式 $A(\tau, f) = \left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k(\tau) e^{-j2\pi k f} \right|$ 的局部最小值处将具有频率峰值 (f_{tiss} , f_+ 和 f_-)，可以利用匹配峰值标准 $|f_+ + f_- - 2f_{\text{tiss}}| < F_{\text{threshold}}$ 来检测振动，并且可以利用方程 (9) 来估计振动幅度和频率。下面结合图 3B 更详细地描述该算法的步骤。

如图 3B 中的流程图 80 中所示，第二替代算法也以经正交解调的集合数据集开始 52。再次，在步骤 53 中，抑制由于心脏搏动、脉动血管壁运动和呼吸而产生的低频杂波。在一个实施例中，该步骤可以包括与利用自相关方法所估计的平均杂波速度的向下混合。在另一个实施例中，可以通过滤波来抑制低频运动。在又一实施例中，周围组织的运动可以被用于通过分析主运动分量来形成低频组织运动的估计。

在步骤 82 中，针对正交解调数据的每一个集合计算反射系数。在

步骤 84 中, 利用该反射系数, 确定线性预测系数。在步骤 86 中, 根据线性预测系数估计功率谱, 并且检测功率谱中的峰值。再次, 判定步骤 64 通过确定因此所识别出的峰值是否是双边的来确定它们是否代表组织振动, 并且如果不是, 则返回 0, 如果是, 返回 1。此外, 步骤 66 提供估计在这些峰值中的每一个峰值处的振动幅度和频率, 并且在乘法器 68 中来自判定步骤 64 的结果与所估计的幅度和频率相乘。然后, 在步骤 72 中, 中值滤波器 70 被应用于结果, 并且滤波后的图像数据作为振动图像被显示。

基于相位分解的振动成像

用于振动的检测和成像的第三算法可以基于相位超声信号。如方程 (7) 中所示, 振动将产生相位的振荡标记, 在杂波运动的情况下该振荡标记典型地将不存在。尽管血流信号可能具有振荡相位, 但预期来自振动组织的回波比来自血流的那些回波更相干。因此, 可以用更小数量的优势分量对它们的相位进行建模。因此, 振动检测算法也可以基于超声信号的相位被分解为其优势分量以及检验振荡相位。替代地, 代替利用经正交解调的超声数据, 可以通过估计一对 RF 超声数据之间的时间延迟来根据 RF 超声数据估计相位。

首先通过向下混合 2D 超声数据集合与利用传统的自相关方法所估计的平均杂波速度来抑制任何线性的随时间变化的运动。然后计算 2D 超声数据集合的相位, 并且减去平均相位以抑制稳定回波的效应。然后, 利用类似于主分量分析的方法将剩余相位分解成该相位的优势分量。分解的第一步包括利用改进的协方差方法 (Marple, 1987) 的剩余相位的相关矩阵的估计。然后, 可以利用相关矩阵的迭代的 QR 因式分解来执行近似特征值分解。可以通过在第 k 次迭代之后的上三角矩阵 R_k 的对角元素来估计近似特征值 λ_k 。按减小特征值的顺序设置特征向量。特征值是由对应的特征向量所贡献的信号能量的量度。因此, 可

$$E_p = \frac{\sum_{i=1}^p \lambda_i^2}{\sum_{i=1}^{N+1} \lambda_i^2}$$

以利用 E_p 来估计包含在 p 个优势分量中的总信号能量的分数。因此, 可以通过仅采用超过阈值标准的 E_p 的值 $E_p > E_{threshold}$ 来抑制噪声和血流。为了进一步分离组织振动和杂波运动, 应用组织振动具有与杂波运动相比较更高的频率的事实。于是, 可以利用频率阈值标准

$\hat{f}_{vib} > F_{threshold}$ 来分离振动和杂波, 其中这样选择 $F_{threshold}$ 以便使振动的一个周期的至少一半被包括在集合中。可以利用方程 (10) 来估计振动频率和幅度。下面结合图 3C 更详细地描述该算法的步骤。虽然被研发用于使与内出血相关的振动成像, 如详细论述的那样, 该示范性的算法也已经证明在使与狭窄血管相关的振动成像方面是有效的。

流程图 90 示出第三算法的逻辑步骤。再次, 以正交集合数据开始 52, 步骤 53 抑制由于心脏搏动、脉动血管壁运动和呼吸而产生的低频杂波。在一个实施例中, 该步骤可以包括与利用自相关方法所估计的平均杂波速度向下混合。在另一实施例中, 可以通过滤波来抑制低频运动。在又一实施例中, 周围组织的运动可以被用于通过分析主运动分量来形成低频组织运动的估计。

步骤 94 提供计算正交集合或彩色血流数据的展开相位并且然后从展开相位减去平均杂波速度, 从而得到剩余相位。如上面所解释的, 代替根据正交解调数据确定相位, 可以通过估计一对 RF 超声数据之间的时间延迟来根据 RF 超声数据确定相位。利用剩余相位, 步骤 96 估计相关矩阵, 然后该相关矩阵被用于在步骤 98 中实现 QR 因式分解, 从而产生利用方程 (10) 确定的特征值估计 100、特征向量估计 102 以及振动幅度和频率估计 104, 如上面所指出的。利用特征值估计, 判定步骤 106 确定包含在 p 个优势分量中的总能量是否大于预定阈值 T 。如果不是, 判定步骤 106 返回 0, 并且如果是这样, 返回 1。类似地, 判定步骤 108 确定估计特征向量是否具有大于预定阈值 F 的频率。如果是这样, 判定步骤 108 返回 1, 如果不是, 返回 0。然后通过乘法器 110 将判定步骤 106 和 108 的结果以及优势分量的所估计的振动幅度和频率乘在一起, 以便如果任一判定块已经返回 0, 则结果是 0, 但是如果都没有返回 0, 则返回来自步骤 104 的所估计的振动幅度和频率。再次, 在步骤 72 中, 将中值滤波器 70 应用于所估计的幅度和频率, 从而提供作为振动图像被显示的滤波结果, 指示狭窄部位。

将上述算法用于使狭窄成像并分析狭窄

图 4 示出流程图 120, 该流程图示出在利用超声来定位和量化动脉狭窄时所包括的逻辑步骤。该程序以步骤 122 开始, 其中利用彩色多普勒超声使血管成像。在步骤 124 中, 调节脉冲重复频率 (PRF), 直至杂音的血管周围伪影是可见的。在步骤 126 中, 实时地产生振动幅度图

像，通常如上面所述。在步骤128中，识别2D振动图像中杂音的位置。在步骤130中，在最接近最大振动幅度的杂音处放置多普勒样本体积。在步骤132中，根据脉冲波多普勒数据产生振动频谱（再次，利用上面所述的技术）。在步骤134中，记录振动频谱的“截止”频率，而在步骤136中量化狭窄。

可检测的振动幅度和频率

在利用物理体模的实验中，已经精确地检测到具有大约 $1\text{ }\mu\text{m}$ 的峰值幅度的组织振动。最小的可检测的振动幅度取决于噪声电平和所接收的超声回波的相位的动态范围。在现代超声设备中，（对于16位正交解调数据来说）相位可以具有96dB或更大的动态范围，并且信号典型地超过电和热噪声电平80dB或更多。因此，根据方程（4），理论上可以利用5MHz超声换能器来检测小如50nm的振动。实际上，超声信号的衰减将减小动态范围，并将深组织中的最小可检测幅度限制于 $\sim 0.5\text{ }\mu\text{m}$ 。

可检测的振动频率取决于PRF的选择、即取决于 F_{PRF} 。与振动频率比较而言太低的PRF将导致混叠，而选择太高的PRF将不能检测低频振动。只有当在对应于集合的时间窗中捕获一个振动周期的至少一半时，才能够检测到振动。因此，理论上对于集合尺寸 E 来说可以在没有混叠的情况下检测具有 $\frac{F_{\text{PRF}}}{2 \cdot E}$ 和 $\frac{F_{\text{PRF}}}{2}$ 之间的频率的所有振动。由于振动可以是宽带的，所以利用该算法，可能将在低PRF值处被询问的高频振动误认为噪声。因此，为了更好的灵敏度，理想的是选择PRF和集合尺寸，以便只有振动的少数周期被包括在该集合中。因此，当振动的 k 个周期被包括在该集合中时，最大可检测频率是 $\frac{kF_{\text{PRF}}}{E}$ 。在询问周期期间，可以仅利用六个振动周期的一半来执行所实现的指示可靠检测的仿真和体模实验。例如，利用1kHz的PRF以及16个周期/脉冲的集合尺寸，可以可靠地检测具有在31.3Hz和375Hz之间的频率的振动。

剩余内腔直径的量化

由于由血流涡流产生组织振动，所以组织振动的频率与涡流的频率相同。振动的频谱取决于湍流的有效直径，因此，杂音频谱涉及狭窄的严重程度。杂音频谱显示出峰值频率，超过该峰值频率，能量随着频率增大而快速下降。根据下式，斯德鲁哈尔数(S)使湍流波动(f_{vib})

与湍流的长度标尺（狭窄（D）处的剩余内腔直径和无阻碍的血管中的平均下游血流速度（U））相关：

$$S = \frac{f_{vib} \times D}{U} \quad (13a)$$

已经在颈动脉狭窄中基于实验观察到，在截止频率处，在大多个体中颈动脉血流速度和斯德鲁哈尔数的乘积以大约500mm/s保持相对恒定。因此，在截止频率和剩余内腔直径之间存在简单的关系：

$$d = \frac{500}{f_b} \quad (13b)$$

在除了颈动脉之外的动脉中，可以利用脉冲波多普勒来估计血流速度。假定斯德鲁哈尔数在值1处保持恒定，截止频率于是可以被用于量化狭窄处的剩余内腔直径。

此外，用于直接测量振动的幅度的能力允许狭窄被分级。涡流的能量（E）并且因此组织振动的幅度（ a_{vib} ）直接与流率成比例，如下：

$$E \propto a_{vib}^2 \propto U^2 \quad (14)$$

迄今，分析杂音的其它技术（例如听诊、声血管造影术、心音描记法）还不能够直接测量与狭窄相关的壁振动的幅度。用于直接测量振动的幅度的能力允许与狭窄和对应的振动相关的其它参数、例如声功率、狭窄两端（例如冠状动脉中）的压力降以及血流功率耗散的量化。利用这种技术从狭窄血管收集的实验数据可被分析，以便识别指示在血液动力学上有意义的狭窄的狭窄轮廓。还应认识到，3D超声成像将有助于提供狭窄的精确定位。例如，这种成像将有助于确定狭窄与三个主要冠状动脉中的哪一个相关。

伪影的源

在彩色血流数据获取中，仅在一段短暂的时间内执行沿着每一个扫描线的询问。振动是瞬时的，具有10ms-100ms的典型的持续时间。因此，存在一些振动可能不被询问的可能性。由于振动典型地具有相对大的空间范围并且每一个心动周期都重复，因此振动将完全被丢失是不太可能的，然而，在图像中可见的振动的空间范围可以仅仅是实际空间范围的一部分。通过适当地选择PRF和感兴趣区域，可以最小化这种差异。

其它伪影可能被错误地检测为振动。换能器运动可能在杂波频谱

中引入附加的频率峰值，并且可能引起错误的检测；然而，利用受过训练的声谱仪技师来执行扫描可以最小化这些错误的检测。声谱仪技师的拉紧的骨骼肌的振动以及任何周围振动可以在振动图像中被检测到。此外，高分辨率频谱估计方法可以产生可被错误地检测为振动的伪峰值。这种伪影可以容易地与病理振动区分开，这些病理振动被预期与解剖结构相关并且以每一心动周期循环。如果附加的时间样本是可用的，则也可以避免这些伪影。因此，应通过在峰值强度的位置处设置多普勒样本体积来利用振动频谱确定在振动图像中所显示的任何振动。

从建模获得的算法的比较

利用仿真模型评价了所提出的用于检测振动的算法的能力。仿真表明例如MUSIC和ESPRIT的基于子空间的算法具有在存在杂波以及血流时用于检测窄带振动的高灵敏度（96%）和特异性（98%），并且甚至在存在宽带振动时也是稳健的。对于窄带振动来说，基于自回归模型的算法具有稍微提高的特异性（99%）、可比较的灵敏度，并且对宽带振动是稳健的。基于相位分解的算法具有稍微更低的灵敏度（96%）和特异性（98%），但对宽带振动更稳健。

下面在表2中示出了所提出的算法的计算需求。基于子空间的算法（MUSIC/ESPRIT）具有大大取决于模型阶数的选择的计算需求。在这些算法中，特征值分解是最计算密集的任务。基于自回归的算法计算不太密集，并且计算需求不太取决于模型阶数。在这种情况下，用于频谱估计的FFT的计算是计算最密集的任务。相位分解方法是计算最不密集的，因为它仅仅包括对实信号的操作。因此，相位分解算法最适合于实时实施。

表1-Field II 仿真参数

中心频率	5MHz
PRF	500水平
换能器激励	5周期正弦曲线
换能器脉冲响应	汉明加权的2周期正弦曲线
f数	2
元素的数量	192

换能器高度	15mm
元素间距	0.4mm
元素切口 (kerf)	0.03mm
发射孔径	25.6mm
接收孔径	25.6mm
发射焦点	40mm
接收焦点	在10mm的步长时30mm至100mm
标高焦点	20mm
数学元素尺寸	0.37mm × 1.5mm
采样频率	105MHz
声速	1540m/s
扫描线的数量	32
集合的数量	10

表2-在32个扫描线、256个样本/扫描线和10个集合的情况下以10帧/秒进行实时成像的计算需求（百万操作/秒）

算法	模型阶数		
	p=2	p=3	p=4
MUSIC	—	3631	7653
ESPRIT	—	2218	6455
AR	—	1606	1630
相位分解	181	489	1107
彩色血流	89		

改进的组织运动频谱的2D傅立叶变换处理

图5A用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D傅立叶（2D FFT）频谱和传统的多普勒频谱，其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。这里所表示的散射体的运动在轴向上沿着超声束的方向。注意接收脉冲的频谱位于具有以下斜率的通过原点的线上：

$$\frac{f_{dop}}{f_{RF}} = \frac{2v_{tbs}}{c} = 2.59 \times 10^{-5}$$

(15)

(在垂直轴的左侧的)多普勒频谱中的峰值对应于 $\frac{2f_0 v_{\text{Dop}}}{c} = 129\text{Hz}$ 的多普勒偏移,如线21所示。

图5b用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动并且也以频率300Hz和5 μm 的幅度振动时所仿真的接收到的超声回波的2D傅立叶(2D FFT)频谱和传统的多普勒频谱,其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧,并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。根据方程(8),振动的存在引起接收信号的贝塞尔调制,该贝塞尔调制在与通过原点的线平行并且相对于彼此偏移 f_{vib} 的线上产生图5A中所示的频谱的多个拷贝。传统的多普勒频谱(也就是在图5B中的垂直轴的左侧)示出分别在129+300=429Hz(如线23所示)和129-300=-171Hz(如箭头25所示)的频率处的对应峰值。

可以从所仿真的接收回波的该2D频谱公式获得一些见识。第一观测结论是多普勒频谱的频谱展开取决于多普勒偏移。这一点可以在200mm/s的高散射体速度的情况下根据2D FFT来进一步理解,如在图6A中用图形示出的,图6A包括当造成回波的散射体以200mm/s的恒定速度运动并且也以频率300Hz、以5 μm 的幅度振动时接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱(其中所发射的超声信号的中心频率是5MHz)。在这种情况下,多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧,并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。对于该例子,尽管平行的谐波频带在2D FFT频谱中是可见的,但多普勒频谱的大的展开几乎完全遮掩振动图案。图6B描绘当2MHz的较低超声中心频率被用于询问(也就是用于接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱)时以及当造成回波的散射体以200mm/s的恒定速度运动并且也以频率300Hz、以5 μm 的幅度振动时的相同情况。多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧,并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。需要指出的是由于图6B的2MHz超声频率的多普勒偏移是较低的,与图6A的多普勒频谱的展开相比,图6B中的多普勒频谱的展开被减小,并且对称振动标记部分可见。因此,为了分析快速移动的组织、例如心脏壁的振动,应为询问超声波的发射脉冲选择较低的频率。

另一见识涉及认识到组织加速度引起2D FFT频谱的加宽。在心脏组织中,加速度的范围可以从0到10m/s²。图7A用图形示出所仿真的从

询问窗内从10mm/s加速至30mm/s（也就是具有 5 m/s^2 的加速度）的一组散射体接收的超声回波的2D傅立叶（2D FFT）频谱和传统的多普勒频谱，其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。传统的多普勒频谱（也就是在垂直轴的左侧的频谱）示出有意义的频谱加宽，甚至具有2MHz发射脉冲。此外，图7B用图形示出所仿真的从询问窗内的一组散射体接收的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，其中当这些散射体也以300Hz的频率和 $5 \mu\text{m}$ 的幅度振动时从10mm/s加速到30mm/s（也就是具有 5 m/s^2 的加速度），多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。图7B表示当振动存在于加速组织中时高的加速度可能显著遮掩（obscure）振动频谱。因此，对接收到的超声数据进行预处理以抑制组织加速度的效应是重要的。

如方程（5）中所描述的接收超声信号的相位主要受位移的轴向分量影响。如果组织完全均匀，则对于垂直于轴向的任何运动来说相位将保持不变。然而，由于许多组织的不均匀的特性，甚至对于运动的横向以及高度分量来说，也存在相位以及接收信号的幅度的变化。因此，离轴运动分量影响接收信号。横向速度分量的存在将导致频谱的加宽，该加宽与横向速度分量的幅度成比例。横向振动分量将引起频谱的类似加宽。特别地，该加宽暗示即使在垂直于束轴的方向上出现振动，表示振动的谐波贝塞尔频带仍将存在于多普勒频谱中。图8A用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，散射体运动垂直于超声束的轴，其中多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。需要指出多普勒频谱不显示多普勒偏移，但显示出与散射体速度成比例的加宽。图8B用图形示出当造成回波的散射体以20mm/s的恒定速度运动时所仿真的接收到的超声回波的2D FFT频谱和传统的多普勒频谱，散射体运动垂直于超声束的轴，其中散射体也以300Hz的频率、以 $5 \mu\text{m}$ 的幅度振动。在该图中，多普勒频谱被设置在垂直轴的左侧，并且2D FFT频谱被设置在垂直轴的右侧。需要指出，如箭头27所示，在297Hz的频率处可以清楚地看到振动的谐波频带特性。因此，不仅可以检测垂直于束轴的振动，也可以精确估计振动频率。振动的这种重要特性提供优于传统的双工超声的显著优

点，其中精确的速度估计大大取决于超声束相对于移动的血液的速度的定向。

如图5A-7B中所示，传统的多普勒频谱可以具有取决于多普勒偏移和组织加速度的大的频谱方差。传统多普勒处理中的另一伪影是由于随机相位偏移而产生的粒状斑点图案，该随机相位偏移是由来自样本体积中多个散射体的散射的建设性和破坏性干扰产生的。斑点伪影和大的方差可能掩盖与振动相关的潜在谐波频谱标记。当组织运动和加速度是大的时，例如在心脏壁运动的情况下，这种效应更显著，这是传统的多普勒处理关于分析心脏壁的振动的重要限制。

宽带多普勒估计技术可以减小由传统的多普勒频谱处理引入的固有的频谱加宽。如图7A和7B中所示，频谱方差主要是由于发射信号的带宽。宽带估计技术利用发射信号的带宽来估计多普勒偏移，并且因此可以减小频谱加宽。这种宽带估计也可以减小斑点噪声，因为单独地分析来自样本体积的贡献。已经提出几种宽带估计技术，例如宽带最大似然估计量(WMLE)(Ferrara和Algazi的“*A new wideband spread target maximum likelihood estimator for blood velocity estimation*”，IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr.1991; 38:1-16)和宽带互相关估计量(WCCE)(Bonnetfous和Pesque的“*Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation*”，Ultrason Imaging, 1986; 8:73-85)以及2D FFT估计量(Wilson的“*Description of broad-band pulsed Doppler ultrasound processing using the two-dimensional Fourier transform*”，Ultrason Imaging, 1991; 13:301-15)。2D傅立叶变换是特别感兴趣的，因为振动在2D频谱中具有独特的标记。

为了估计血流速度，已经提出Radon变换，以便估计2D傅立叶变换域中线的斜率(Munk和Jensen的“*A new approach for the estimation of axial velocity using ultrasound*”，Ultrasonics, 2000; 37:661-5)。可以通过在Radon变换($\rho-\theta$ 域)中考虑 $\rho=0$ 轴来获得速度展开。在当前方法中，该方法适于识别围绕狭窄血管的组织的振动。根据图5A-5B，Radon变换域可被解释为标准

化的多普勒偏移 f_{RF} 和频率偏移 f_{vib} 之间的映射。

图9A用图形示出图5A的2D FFT频谱的Radon变换。在零频率偏移时，在 2.59×10^{-5} 的标准化多普勒偏移处看到峰值。图9B用图形示出图5B的2D FFT频谱的Radon变换。现在可以在不同的频率偏移处看到 2.59×10^{-5} 处的峰值的多个拷贝。通过测绘对应于峰值多普勒偏移处的所有频率偏移的强度，可以从Radon变换提取对应的多普勒频谱。图9C和9D用图形示出根据图9A和9B的Radon变换所计算的对应的多普勒频谱。与图5A和5B中的多普勒频谱相比较，频谱展开显著减小。在 $\pm 278\text{Hz}$ （与 300Hz 的实际值相比较有 7.3% 误差）的频率处出现振动峰值，如图9D中的箭头29所示。组织运动峰值（箭头31所示的）和第一振动峰值（箭头29）之间的差值是 4.9dB ，该差值对应于 $7.9\mu\text{m}$ 的所估计的振动幅度（与 $5\mu\text{m}$ 的实际值相比较有 58% 误差）。

通过组合对应于发射带宽中的频率的整个范围的、适当缩放的多普勒频谱，可以从2D FFT 频谱获得替代的血流速度估计量（Loupas 和 Gill 的 “Multifrequency Doppler: Improving the quality of spectral estimation by making full use of the information present in the backscattered RF echoes”, IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr., 1994; 42: 672-88）。通过下式给出根据该方法所估计的速度频谱：

$$P_{MF}(f_{DOP}) = \frac{\int_{f_0-BW/2}^{f_0+BW/2} |Y(f_{RF}, f_{DOP})|^2 df_{RF}}{\int_{f_0-BW/2}^{f_0+BW/2} |Y_0(f_{RF} - f_0)|^2 df_{RF}} \quad (16)$$

其中 f_0 是中心频率， BW 是发射脉冲的带宽， f_{RF} 和 f_{DOP} 分别是2D FFT域中的空间和时间频率，并且 $Y(f_{RF}, f_{DOP})$ 和 $Y_0(f_{RF})$ 是方程（7）中所定义的傅立叶变换。该估计被称作“多频率估计”。多频率估计提高速度分辨率，因为避免了由样本体积上的积分引入的大的统计波动。在本公开内容中，这些技术已经适于识别围绕狭窄血管的组织振动。在图10A和10B中分别示出了利用 1MHz 带宽根据图5A和5B所计算的多频率估计。组织运动峰值在 125Hz 处，如（图10A和10B中的）箭头33所示，其与 129Hz 的预期多普勒偏移很好地一致。根据方程（13），第一振动峰值分别

在-172Hz和422Hz处（如图10b中的箭头35所示），得到297Hz的所估计的振动频率（与300Hz的实际值相比较有1%误差）。低频峰值和第一振动峰值之间的差值是6.5dB，该差值对应于5.48 μm 的所估计的振动幅度（与5 μm 的实际值相比较有9.6%误差）。

如上所示，与Radom变换相比较，多频率估计提供振动幅度和频率的更精确的估计。Radom变换估计自动地校正由于平均组织运动所产生的多普勒偏移，而该多普勒偏移被保持在多频率估计中。多频率估计的频谱展开类似于Radom变换估计的频谱展开。然而，计算Radom变换的附加计算负担使基于Radom变换的估计比多频率估计更不理想。

利用仿真模型的狭窄的超声振动成像的验证

为了评价所提出的狭窄振动检测算法，研发了血管壁的振动的仿真模型。图11A示意性地示出用于验证的仿真模型（也就是散射体分布的3D模型）。该超声仿真器Field II（Jensen 1996）被用于计算脉冲回波空间脉冲响应 $h_{pe}(\cdot)$ 以及换能器时间响应 $x_0(\cdot)$ 。根据高斯分布随机地指定散射幅度 α_s 和平均位置 $r \rightarrow s$ ，其中来自管壁的散射强度比来自血液的散射强度高40dB。利用来自正常人股动脉的管壁的多普勒超声信号的相位来估计瞬时散射体位置 $r(r \rightarrow, t)$ ，如图11B中用图形所示的。该运动被定义为在垂直于管壁的方向上具有0.08mm的峰值位移。在具有在垂直于管壁的方向上的运动的管壁的一个区域中产生振动，该振动具有5 μm 的峰值幅度和100Hz的频率。在图11B的框180中用图形示出了具有振动的杂波运动。振动 $d_r^{vib}(t)$ 如下被建模为在不同信噪比（SNR）时具有加性高斯白噪声的高斯加权的正弦曲线：

$$d_r^{vib}(t) = a_0 \sin(2\pi f_{vib} t) e^{A_5 \left(\frac{1 + \beta_{SNR} n(t)}{1 + \beta_{SNR}} \right)}, \quad (17a)$$

$$A_5 = \frac{(t - t_{position})^2}{2t_{duration}^2} \quad (17b)$$

其中 $t_{position}$ 和 $t_{duration}$ 是心动周期中振动的位置和持续时间， β_{SNR} 是高斯白噪声 $n(t)$ 的SNR。高斯噪声的添加仿真预期由血流涡流和湍流产生的宽带振动。振动频率是100Hz，并且 β_{SNR} 从0变化到2。

来自血液的信号在主要算法中被认为是噪声频谱的一部分。为了进一步验证来自血液的信号不会被错误地检测为振动，也在图11A中的验证模型中仿真血流。利用由Jensen（1996）提出的人股动脉中的血

流的模型产生对应于血液的散射体的运动。被引入到模型中的血流是具有50cm/s的峰值速度的抛物线。在图11C中用图形示出了所仿真的血流的随时间变化的速度轮廓。

已在上面对表1中记录了Field II仿真参数。所获得的仿真射频(RF)线被解调以获得同相(I)和正交(Q)数据,并且这些数据被抽取以获得原始彩色血流数据。利用不同的阈值评价了振动检测性能,以便测量灵敏度和特异性。对于相位分解算法来说,阈值 E_{thresh} 表示应被认为是振动的信号的优势分量中的能量的百分比。对于基于root-MUSIC算法(也就是基于估计噪声的复指数的算法)来说,阈值 F_{thresh} 表示复指数匹配对的最大频率差。利用不同的阈值和不同的模型阶数来执行仿真,并且产生接收器工作特征(ROC)曲线,以便评价检测器性能。该ROC曲线然后可被用作用于选择合适的阈值设置和模型阶数的准则。对于相位分解算法来说,p阶模型具有 $2(p+1) \times 2(p+1)$ 相关矩阵,其中对于集合尺寸E来说, $2 \leq p < E/2$ 。为了振动检测而考虑两个优势分量。对于root-MUSIC算法来说,这样选择模型阶数p,使得 $3 \leq p < E/2$,以便允许指数匹配对的检测,并且所估计的相关矩阵尺寸是 $2p \times 2p$ (Stoica和Moses 1997)。

图12A是利用黑-绿彩色图重叠于B模式图像之上的振动幅度图像。根据所估计的幅度的值来校准彩色图。为了定量地评价所提出的算法,产生两个掩模(在图12B中用图形示出的),V对应于振动被仿真的区域,并且NV对应于不存在振动的区域。由于散射体具有随时间变化的运动,所以在空间上适当地产生掩模,以便确保在区域NV中不存在振动散射体。将被正确地检测为区域V中的振动的像素的百分数被计数为真阳性,并且将被检测为区域NV中的振动的像素的百分数计数为假阳性。

在图13A-13F中用图形示出了利用不同模型阶数的上述两种主要算法(相位分解算法和基于估计噪声的复指数的算法)的灵敏度、特异性和ROC曲线。图13A表示对于图3A中示出的相位分解算法来说灵敏度随着所有模型阶数的阈值的增大而减小,因为利用更大的阈值来拒绝更真实的振动。较低的模型阶数具有较高的灵敏度,因为相关矩阵更小;因此,利用有限数量的时间样本可以获得更好的估计。

图13B示出特异性对于所有模型阶数来说是十分相似的,并随着阈

值的增大而增大，因为更大的阈值导致更好的噪声抑制。根据最近的研究，已确定当血流速度是低的并且杂波对血液信号比是高的时出现大多数错误检测。在这种情况下，来自血液的I-Q多普勒信号几乎不能与小幅度组织振动的那些信号区分开。在图13C中用图形示出了不同模型阶数的ROC曲线，图13C表示可以利用二阶模型来实现96%的灵敏度和98%的特异性。为了选择合适的阈值，在ROC曲线中选择工作点。然后可以从图13A或13B中找到对应的阈值。

图13D示出：对于图3A中示出的基于root-MUSIC的算法来说，对于所有模型阶数，灵敏度随着频率阈值的增大而增大，因为如果频率阈值增大，则更真实的振动可被检测到。

图13E示出特异性随着阈值的增大而减小，因为随着频率阈值的增大出现更错误的检测。四阶模型由于杂波空间的更好的建模而具有稍微更好的灵敏度和特异性。

在图13F中用图形示出了基于root-MUSIC的算法的ROC曲线。对于三阶算法来说，可实现97%的灵敏度和98%的特异性，而对于四阶算法来说，灵敏度可增大至98%，同时特异性为99%。

在图14中用图形示出了灵敏度随着增大的振动带宽的变化，图14表示当振动是窄带的（ $\beta_{SNR} = 0$ ）时（通过线200示出的）图3C的相位分解算法和（通过线202示出的）图3A的root-MUSIC算法可以实现类似的灵敏度。当振动带宽增大时，对于root-MUSIC算法（线202）来说灵敏度减小，因为该算法基于将振动建模为具有窄带的复指数。另一方面，相位分解算法（线200）对振动带宽更稳健，因为它不进行关于振动带宽特性的先验假设。

组织振动成像系统

为了使组织振动成像在临床上有用，振动的实时可视化是非常期望的。以软件可获得利用高性能多媒体处理器来支持例如B、M、彩色血流和多普勒的所有传统处理模式的可编程超声信号和图像处理系统。可编程系统的主要优点是易于研发新模式和应用，而不需要新的硬件或对传统超声设备进行硬件修改。这种可编程超声设备允许对内部原始彩色血流和脉冲波（PW）多普勒正交数据进行访问和处理，并且有助于为了实时的组织振动成像而执行上面所论述的相位分解算法。

已经在用于在2D超声扫描期间在线可视化振动的软件可编程超声系统中通过实验测试了相位分解算法。当前，在集合尺寸为10以及每一扫描线256个样本的情况下，针对32个扫描线，能够以9.1帧/秒实现组织振动成像。受益于处理器技术的进步，超声设备的计算能力近年来已经显著增大，并且预期该趋势在将来将继续。许多针对多媒体应用的现代处理器具有可以执行具有与实数乘法和加法相同的计算开销的复数乘法和加法的专门指令。利用这种处理器，用于支持于此所公开的算法的计算负担可被减少2/3或3/4。因此，在现代超声设备中可以合理地支持于此所公开的组织振动成像算法的附加计算负担。

实验验证

图15示意性地示出测试系统，该测试系统包括用于验证上面所论述的振动成像算法的物理体模（也就是振动板）。压电板181被结合到包括壁183和塑料底板181的测试管中。压电板与函数发生器194逻辑耦合。测试管装满水184。在最接近压电板的水槽中（也就是在装满水的测试管中）设置超声探头190（逻辑耦合至超声设备190）和光纤微测器188（逻辑耦合至示波器192），利用来自函数发生器194的正弦信号使压电板以100Hz和800Hz之间的频率振动。针对对应于1至7 μm 的峰值板位移的不同驱动电压利用光纤微测器188来校准振动板的幅度。然后利用具有5MHz线性换能器和在不同PFR时具有集合尺寸10的可编程超声系统使压电板181成像。也利用光纤测微器测量板的位置，从而允许与利用超声所获得的数据进行比较。

图16A是板体模（即图18）的振动幅度图像，而图16B是板体模的振动频率图像，表示在压电板的位置处已经正确检测到振动。由于板的边缘连接至底板，在板的中心处预期有最大振动幅度，在边缘处具有零位移，这实际上对应于图16A中所示的。在板的中心处所估计的振动频率在450和500Hz之间。在图16C中示出了MUSIC伪频谱，该MUSIC伪频谱表示零频率峰值对应于稳定回波。在 $\pm 500\text{Hz}$ 处观察到显著的双边峰值，对应于板的振动频率。

图17A用图形示出利用超声估计的振动幅度（y轴）对针对用于移动压电板的不同驱动电压利用图15的光纤测微器独立测量的值（x轴）。利用在方程（8）和（9）中所定义的估计量来估计幅度和频率。在板的中心处进行光纤幅度测量。图17B用图形示出利用超声估计的频

率(y轴)对函数发生器频率(y轴)。在两幅图中都示出了具有单位斜率的实线204。在图17C中针对幅度以及在图17D中针对频率相对于对应的测量值绘制了估计值和测量值之间的差值。如可从图中看出的,针对两个估计量,对于幅度来说,检测值和测量值之间的最大差值小于 $1\mu\text{m}$,对于频率来说,小于50Hz。一些幅度差值可以有助于进行光纤测量的板上的位置的可变性。

为了验证用于可视化由狭窄引起的壁振动并且估计振动频谱的能力,利用脉动血流体模进行研究。对体外(ex vivo)羔羊动脉进行实验。图18示意性地示出实验装置,该实验装置包括与示波器142和光纤测微器148逻辑耦合的基于计算机的控制器140、有多普勒能力的超声成像设备144和成像探头146。在最接近设置在水槽150中的体内动脉样本处定位光纤测微器148和成像探头146。利用脉动泵154,通过动脉样本产生模拟人动脉流的脉动血流。脉动泵154(Pulsatron™泵,可从Pulsafeeder Inc, Punta Gorda, FL获得)的输出通过阻尼柱156连接至体内动脉样本。阻尼柱中的流体的高度的调节控制总血流阻抗,以便能够使动脉中的多普勒血流轮廓在视觉上看来类似于人动脉血流的轮廓,如图19中所示。

利用超声以及光纤测微器来测量随时间变化的壁位移。利用示波器使测微器的输出数字化,并且利用基于计算机的控制器获取数据。从超声设备内数字获取原始超声数据。然后可以比较利用两种方法所确定的壁位移的功率谱。通过部分结扎动脉的一部分以减小有效内腔直径来仿真狭窄。然后利用超声和光纤方法重复功率谱测量。

图20A和20B是来自两个具有仿真狭窄的不同体外动脉的振动幅度图像。在图20A中,在3.4mm直径动脉中仿真30%狭窄。在近似四个动脉直径的距离处,在下游出现壁振动。在图20B中,在3.1mm直径动脉中仿真42%狭窄,并且在近似三个直径的更近处在下游出现壁振动。图20A和20B表示利用上面描述的技术可以使动脉壁振动的位置(并且因此狭窄的位置)清楚地成像。在每一个图像中,用实箭头141表示狭窄部位,而虚箭头143表示血流的方向。用框145来表示每一个图像中的感兴趣区域。

图21用图形示出在峰值血流加速过程中用箭头147表示的利用超声所确定的平均振动频谱以及用箭头149表示的利用光纤测微器所确

定的平均振动频谱（见上述图18）。垂直线表示标准偏差。两个频谱具有类似的形状，并且可以观察到截止频率，超过该截止频率，能量快速下降。该结果表示可以利用超声评估壁振动频谱。

人旁路静脉移植中的体内振动

为了研究体内病态组织振动的特征，从在股动脉中具有狭窄旁路静脉移植的病人收集数据。可编程超声设备被用于实时成像和数据收集，5MHz的线性探头被用于在彩色血流模式中利用500Hz的PRF和10个脉冲的集合尺寸并且在PW多普勒模式中利用4-8kHz的PRF进行成像和数据收集。

在可编程超声设备、由Hitachi Medical Systems America, Twinsburg, OH制造的Hitachi HiVision 5500™上实施上述的与图3A有关的（优选地采用ESPRIT方法的）振动成像算法。通过软件执行在该设备上的所有信号和图像处理，从而提供用于容易结合新算法的灵活性。被编程用于使用上面所公开的算法的该系统允许实时地可视化振动，从而有助于在体内手术过程中评价上面描述的技术。

从具有狭窄旁路静脉移植的病人收集数据，该病人具有听得见的杂音。首先利用彩色多普勒超声来可视化静脉移植。调节PRF，直至杂音的血管周围的伪影可见。然后实时地产生振动幅度图像。一旦杂音在2D振动图像中可见，就在具有最大振动幅度的位置处设置多普勒样本体积。然后利用上面所描述的技术（见图3A）根据脉冲波多普勒数据产生振动频谱。记录振动频谱中的“截止”频率。

图23A是狭窄静脉移植的彩色功率图像，图23B是相同的狭窄静脉移植的振动幅度图像，并且图23C是相同的狭窄静脉移植的振动频率图像。箭头206表示狭窄的位置。血管周围的伪影在彩色功率图像中可见，如箭头208所示，而振动幅度图像清楚地显示出杂音在狭窄下游的起源，如箭头210所示。振动幅度最接近于管壁，并且随着更远离管壁而减小。

为了更详细地评估管壁位移，在峰值振动幅度的位置处设置测距选通门（range gate），并且（通常如上面结合图5所述）根据多普勒信号的相位估计该位移。在图24A和24B中作为时间的函数示出管壁的瞬时位置和对应的频谱。图24A用图形示出利用来自狭窄股静脉移植的脉冲波多普勒数据的相位所估计的瞬时管壁位置，其中在框212中表示

振动。图24B是来自图24A的信号的周期运动图。图24B中的位移频谱示出直至200Hz的有效能量，并且以每一个心动周期重复。

在图24C中用图形示出了在1.25秒的时间处图24B中的频谱的横截面。在大约90Hz的截止频率处观察到峰值，如箭头214所示，超过该峰值，能量随着频率的增大而衰减。图24D用图形示出利用通常如结合图3A所描述的MUSIC算法根据相同位置处的仅仅10个彩色血流数据集所估计的伪频谱。在截止频率处观察到显著的频谱峰值，如箭头216所示。应指出的是，MUSIC伪频谱并不反映全部频谱特征，而是可以被用于估计频谱峰值。这种情况的研究表明能够仅仅利用短的时间记录来检测由血流涡流引起的体内组织振动，从而证明实时振动成像的可行性。

图25A用图形示出利用根据脉冲波多普勒数据所估计的位移所计算的正常股动脉的壁位移频谱。频谱能量在几十赫兹内快速地衰减，并且超过100Hz的频谱能量可与噪声电平相比较。图25B用图形示出来自狭窄旁路静脉移植的频谱。频谱能量更加逐渐衰减，并且甚至在几百赫兹处存在有效能量。箭头160表示截止频率，超过该截止频率，能量随着频率的增大而衰减。图25C用图形示出来自相同病人的第二狭窄的频谱。在截止频率处能够观察到频谱中的峰值，如箭头162所示。频谱的整个形状类似于图25B中的形状。

图25D用图形示出来自不同病人的静脉移植狭窄的频谱。再次，在截止频率处可以观察到显著的频谱峰值，如箭头164所示。

为了振动频谱的实时定量评估，可以实施滚动显示技术，其中水平轴表示时间，垂直轴表示对数标度上的频率，并且像素强度表示振动强度。图26A-26D用图形示出这种随时间变化的壁振动频谱。在用图26A表示的正常股动脉中，超过45Hz的频谱能量可与噪声电平相比较。在狭窄的情况下，有效的频谱能量存在于更高的频率中，如在图26B-26D中用图形所示。在所有三个狭窄（也就是如图26B-26D中所示）中，刚好在峰值收缩壁运动之后出现振动。在视觉上可以根据该随时间变化的振动频谱显示来确定截止频率，如箭头166、168和170所示。也可以实时地执行这些截止频率的自动检测。

人冠状动脉中的体内振动

图27A是根据病人的心肌壁上所设置的测距利用上面描述的2D

FFT方法所计算的多普勒频谱，该病人在左前下降（LAD）动脉和右冠状动脉（RCA）中具有利用血管造影术确认的冠状动脉疾病。在RCA附近设置测距选通门。示出对应于等容收缩（IVC）、心室射血（VE）、等容舒张（IVR）、心室充盈（VR）的心肌壁运动的四个阶段。在心室射血阶段的后面部分期间可以观察到表示高频窄带振动的清楚的谐波频谱。振动具有连续减小的频率，并表现为倾斜带，并以两个连续的心动周期重复。对称双边峰值表示在后心室射血阶段中所观察到的振动。

图27B用图形示出利用上面详细讨论的自相关方法所估计的在心室射血过程中壁速度的详细时间过程。速度示出表示振动的振荡分量，如被框包围的区域中所示。振荡的持续时间为大约85ms，并且振荡表现为具有谐波分量。

图28A是以具有尾部回转的左前倾斜投影获取的、在图27A和27B中所成像的病人的右冠状动脉的血管造影术图像。可以确定在最接近的RCA中的扩散20%狭窄、在中间RCA中的管状20%狭窄、以及在远端RCA中的40%狭窄。

图28B是在图27A、27B和28A的病人心脏舒张时重叠于心尖两腔图上的振动幅度图像。在RCA的中间和远端部分附近可以看到后部左心室壁的振动。振动表现为被定位在两个区域中，这两个区域可以对应于远端RCA中的两个不同病变。

图29A是以具有尾部回转的右前倾斜投影获取的、图27A、27B、28A和28B中所成像的病人的血管造影术图像。最接近的LAD被适度钙化。在中间LAD中存在50%管状病变。

图29B是重叠于图29A的病人心尖两腔图上的振动幅度图像。在中间LAD截面中可以观察到心肌振动。

区分源于狭窄和其它源的组织振动

由于横跨孔的压力差而产生振动。狭窄表示相对普通的生理学特征，包括存在这种压力差的孔。然而，其它生理学特征、例如被刺穿的血管也包括具有可以产生振动的压力差的孔。下面提供于此所公开的振动成像技术如何可以区分狭窄与其它组织振动源的描述。

在狭窄中，在心脏收缩过程中，压力差典型地更显著，而在出血血管中，压力差在狭窄中也可以是显著的。因此，根据振动在心动周

期中出现的时间来分析振动将提供可用于区分与狭窄相关的振动和与出血相关的振动的数据。

参照图1,可将组织振动处理器28配置用于利用心电图描记器信号来确定心动周期中振动的定时。在另一实施例中,组织振动处理器可被配置用于利用由于心脏搏动而产生的组织运动的周期性来确定在心动周期过程中振动的定时。

概要

实验证据证明管壁和与狭窄血管相关的周围组织的低强度局部振动的实时超声成像的可行性。几种基于参数信号分解和频谱估计的算法已经被研发用于利用少如10个的时间样本使小幅度组织振动成像。仿真表明,对于在存在杂波以及血流时检测振动来说,这些算法具有高灵敏度(96至98%)和特异性(98至99%),并且甚至当存在宽带振动时也是稳健的。可以精确地估计振动幅度和频率,并且已经在具有软件可编程子系统的超声设备上实现了实时组织振动成像。在狭窄旁路静脉移植中以及从人体中的冠状动脉中观察到振动。

组织振动成像可以提供对于临床医生来说当前利用传统工具不能获得的附加的诊断信息。具有组织振动成像能力的超声装置能够成为用于评估传统上与杂音有关的狭窄和其它血管异常的有用的筛选和诊断工具,否则利用传统的双工超声难以诊断所述杂音。于此所公开的超声振动成像技术由于其在小幅度振动的起源处可视化小幅度振动的潜力而是具有吸引力的。振动频谱可以被用于计算截止频率,该截止频率直接涉及狭窄处的剩余内腔直径。组织振动成像的重要应用将很可能是冠状动脉狭窄的非侵入式诊断。传统的双工超声由于可视化冠状动脉的困难和来自冠状血流的弱散射强度而受限。具有冠状动脉狭窄的病人具有频率在300Hz和800Hz之间的舒张杂音。因此,临床上显著的冠状动脉狭窄预期产生具有取决于冠状流率和最小剩余内腔直径的幅度和频率的振动。由冠状动脉疾病产生的心脏壁振动的经胸廓的评估可以成为用于临床诊断显著的冠状动脉狭窄的廉价和有效的方法。

尽管已结合实践本发明的优选形式及其修改描述了本发明,但本领域的普通技术人员应理解的是,可以在随后的权利要求的范围内对本发明进行许多其它修改。因此,并不意图通过上面的描述以任何方

式来限制本发明的范围，而是参考随后的权利要求来完全确定本发明的范围。

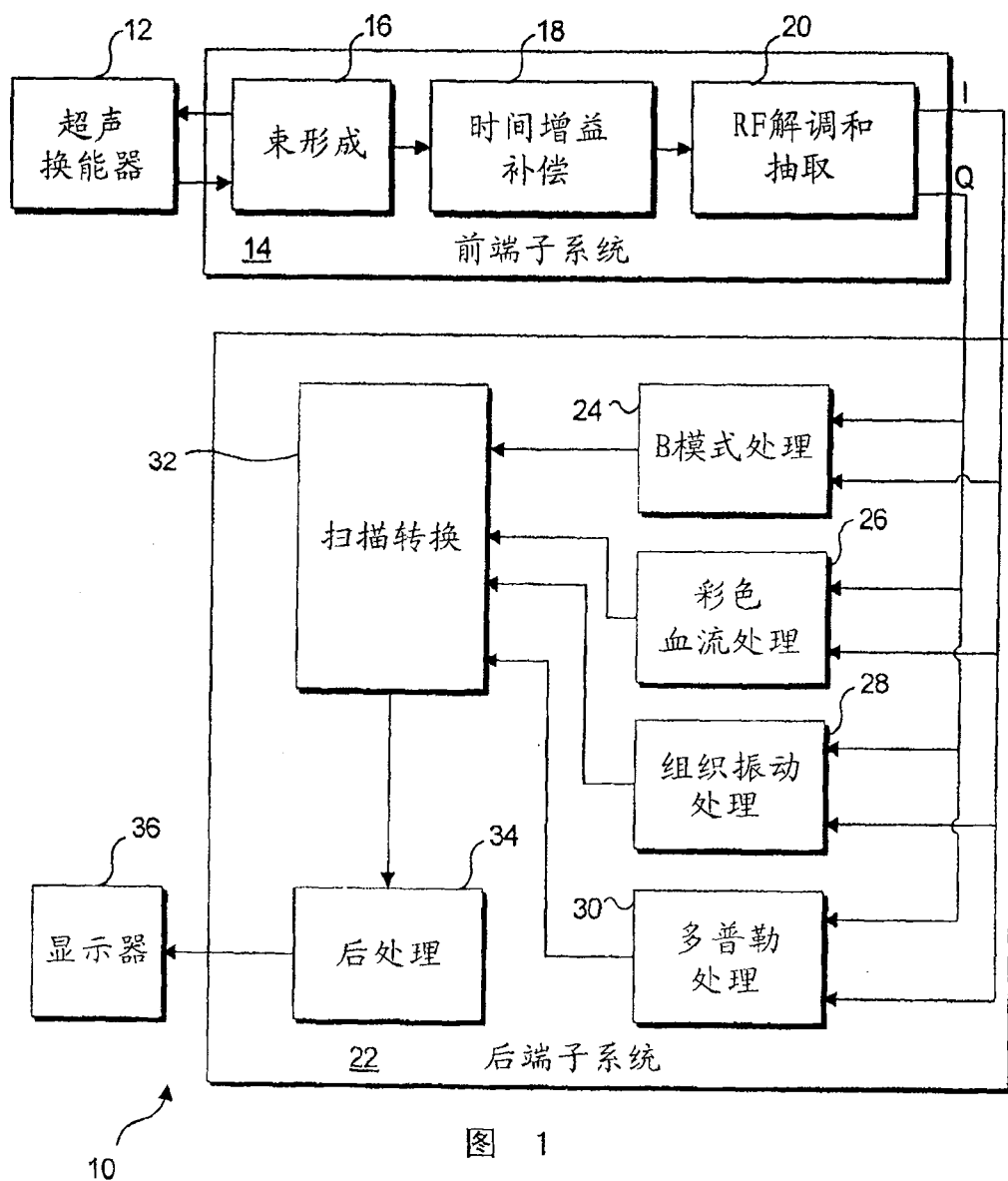


图 1

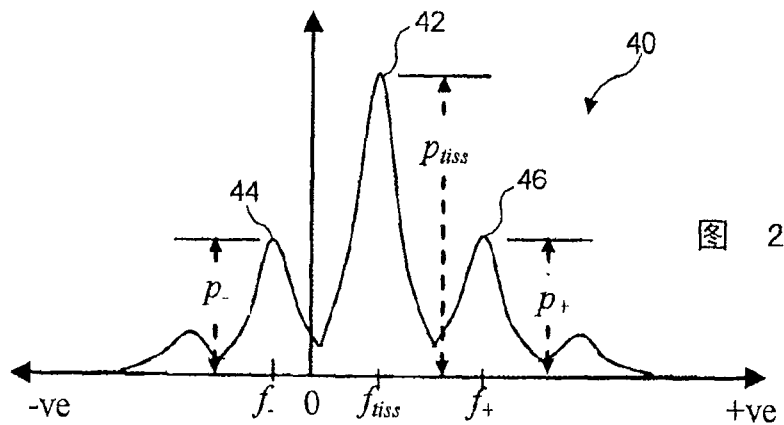


图 2

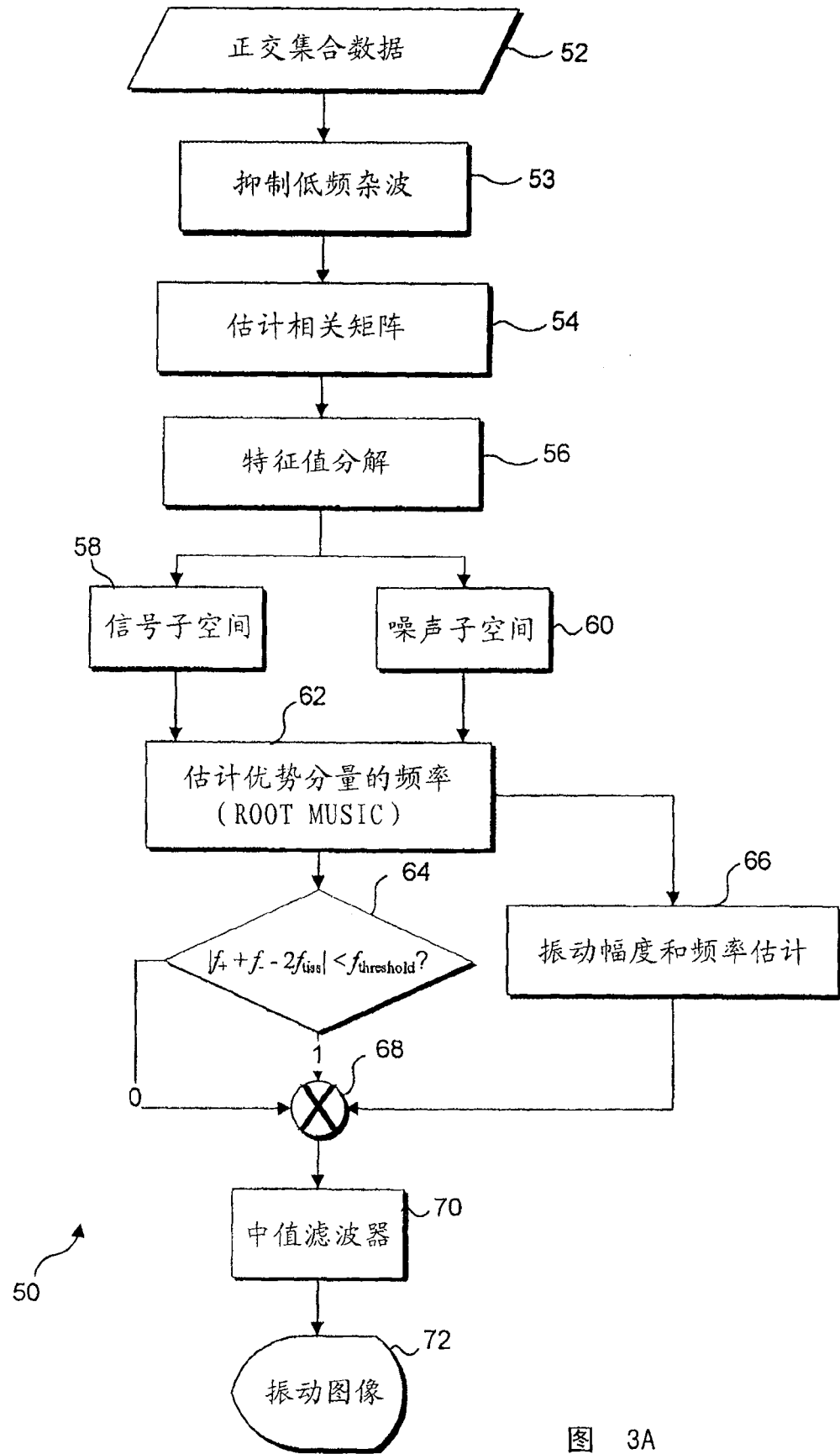


图 3A

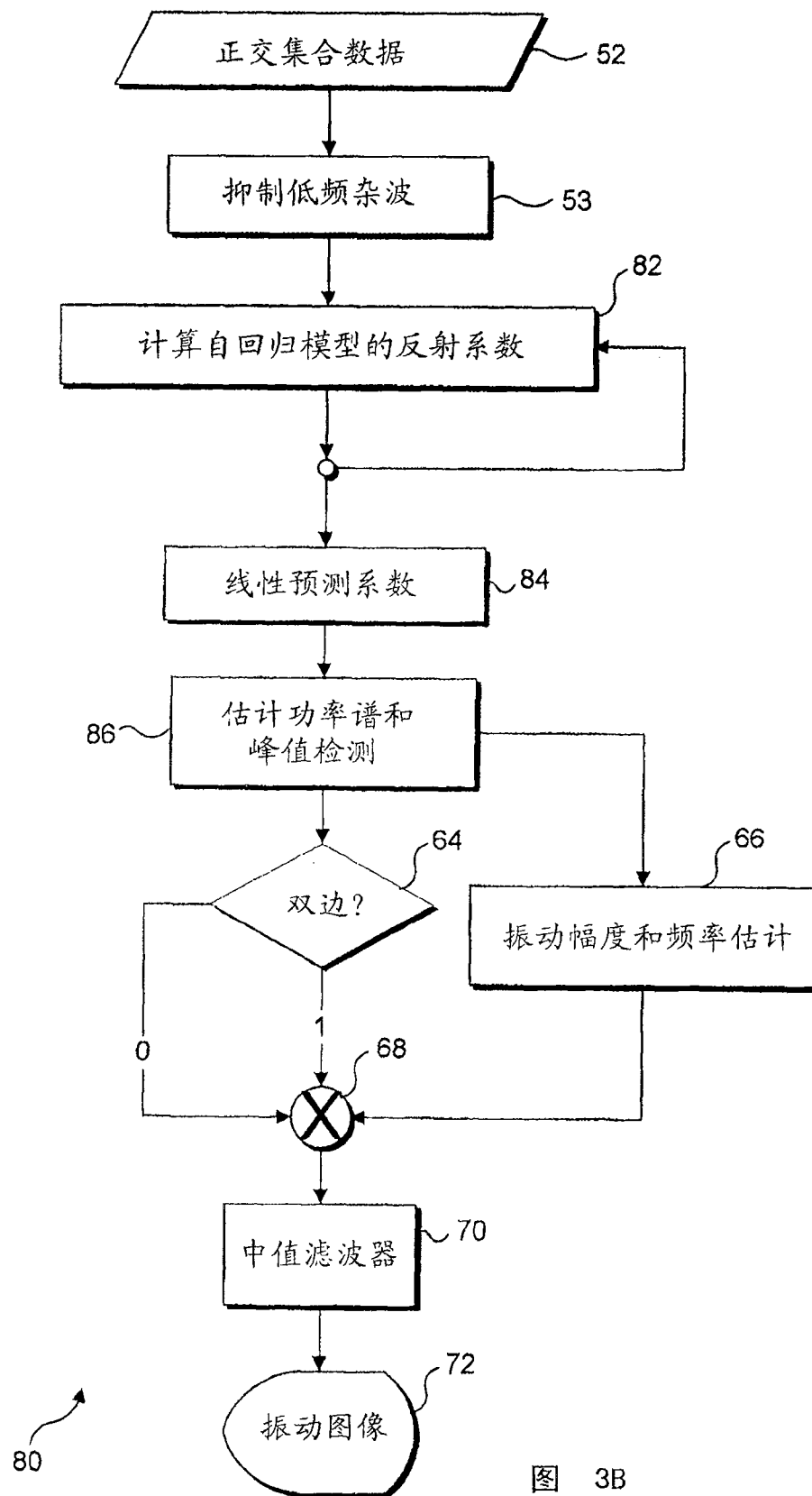


图 3B

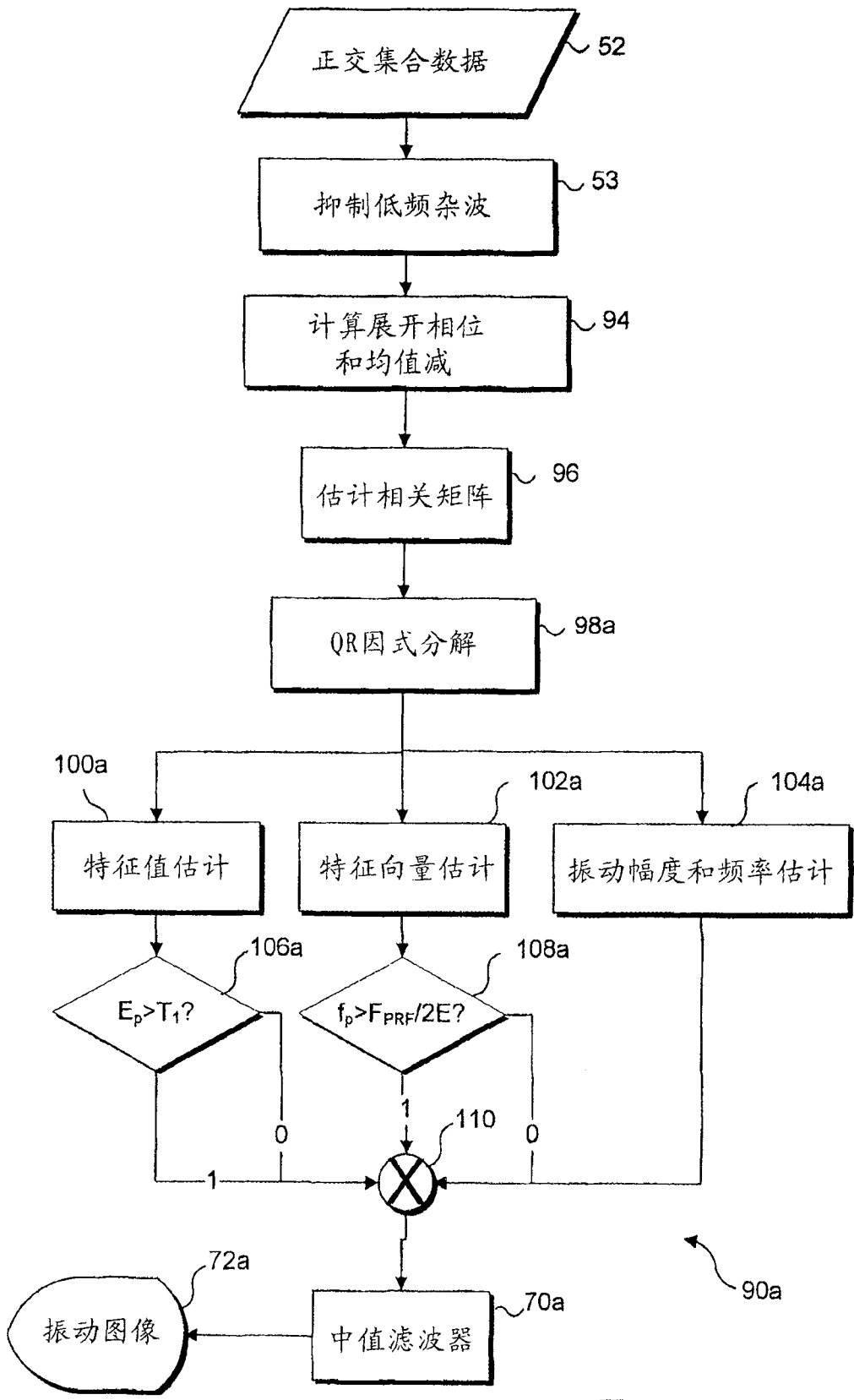


图 30

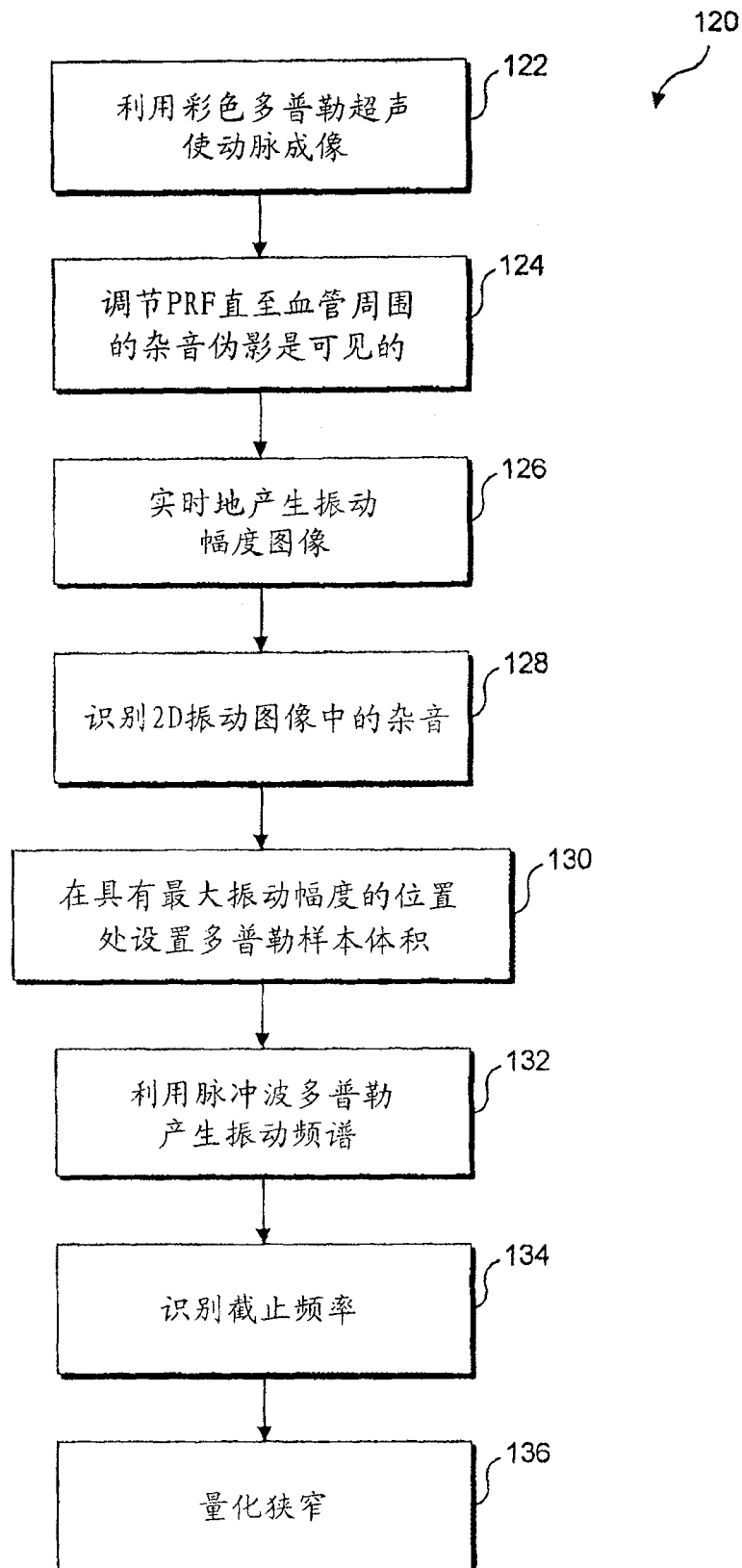


图 4

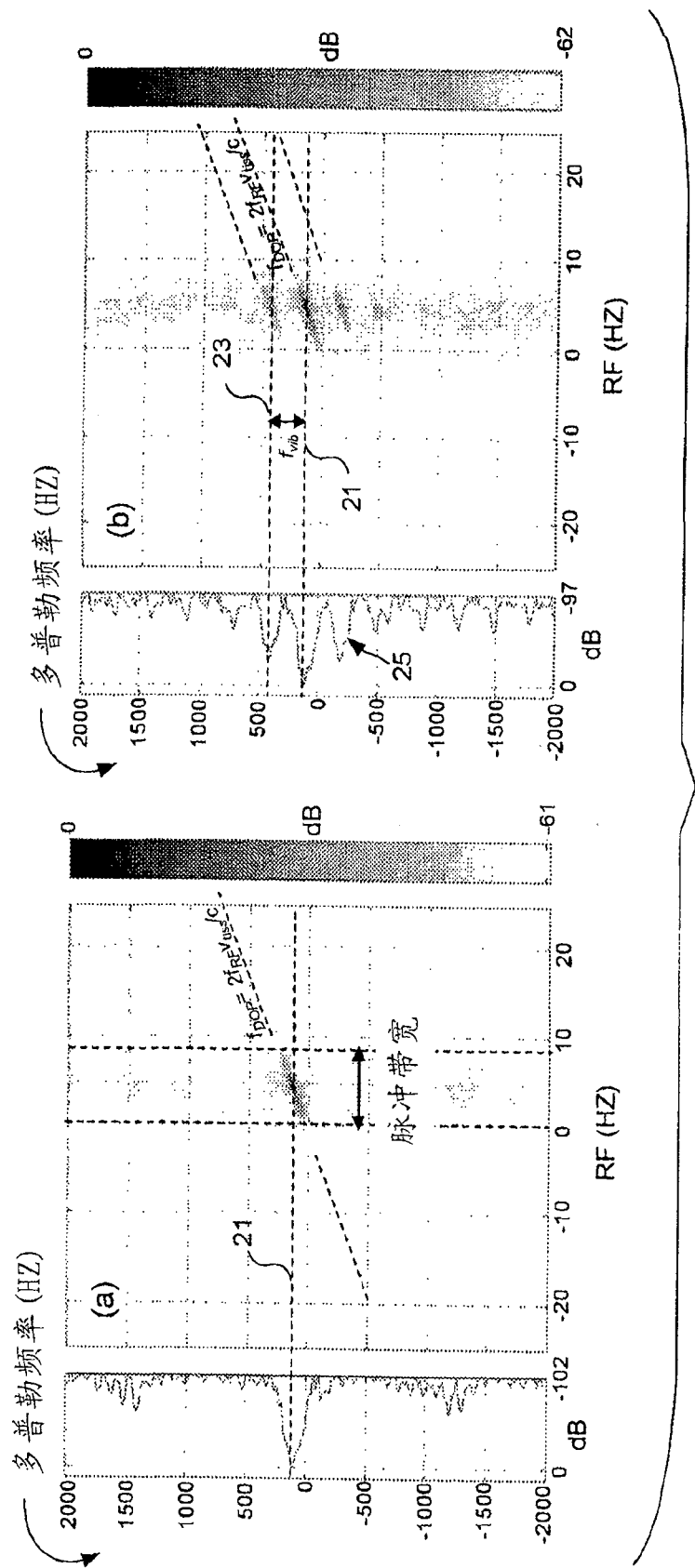


图 5A-5B

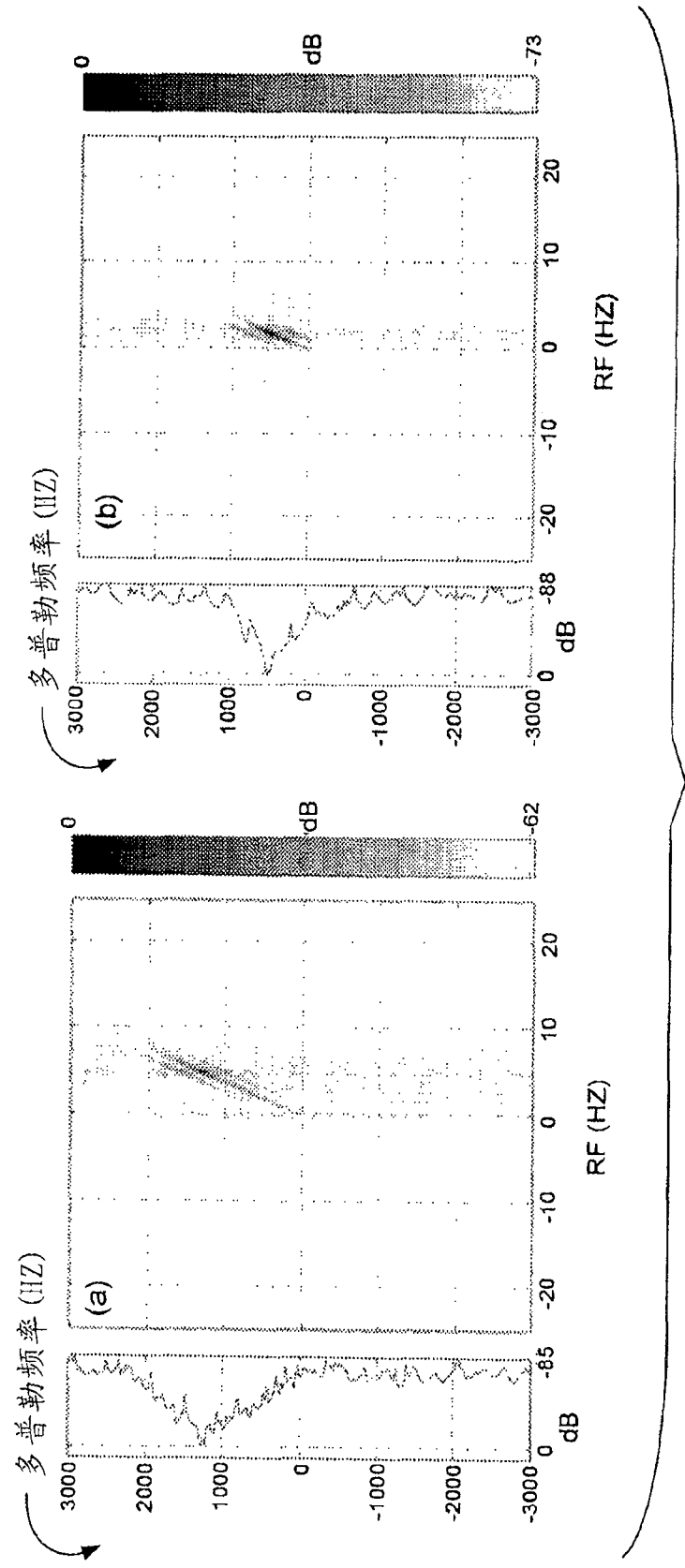


图 6A-6B

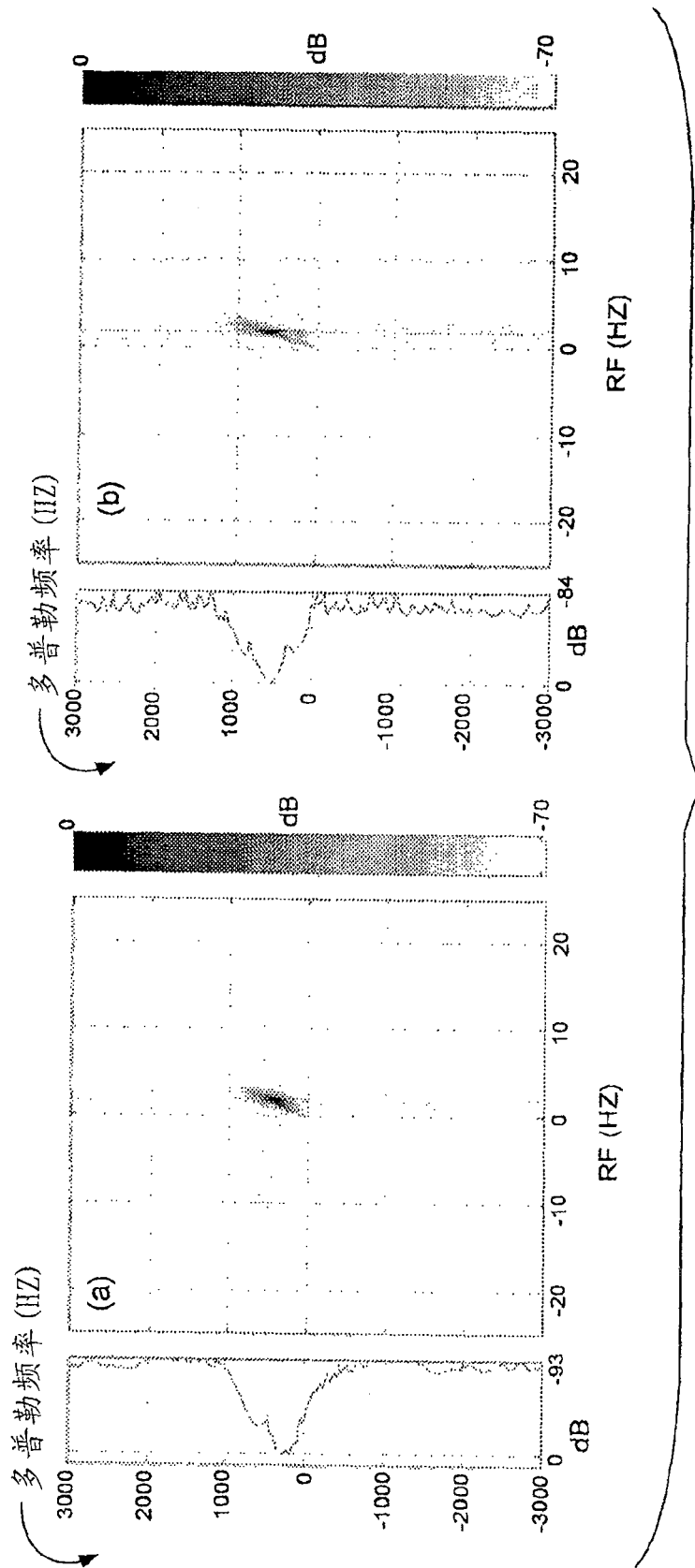
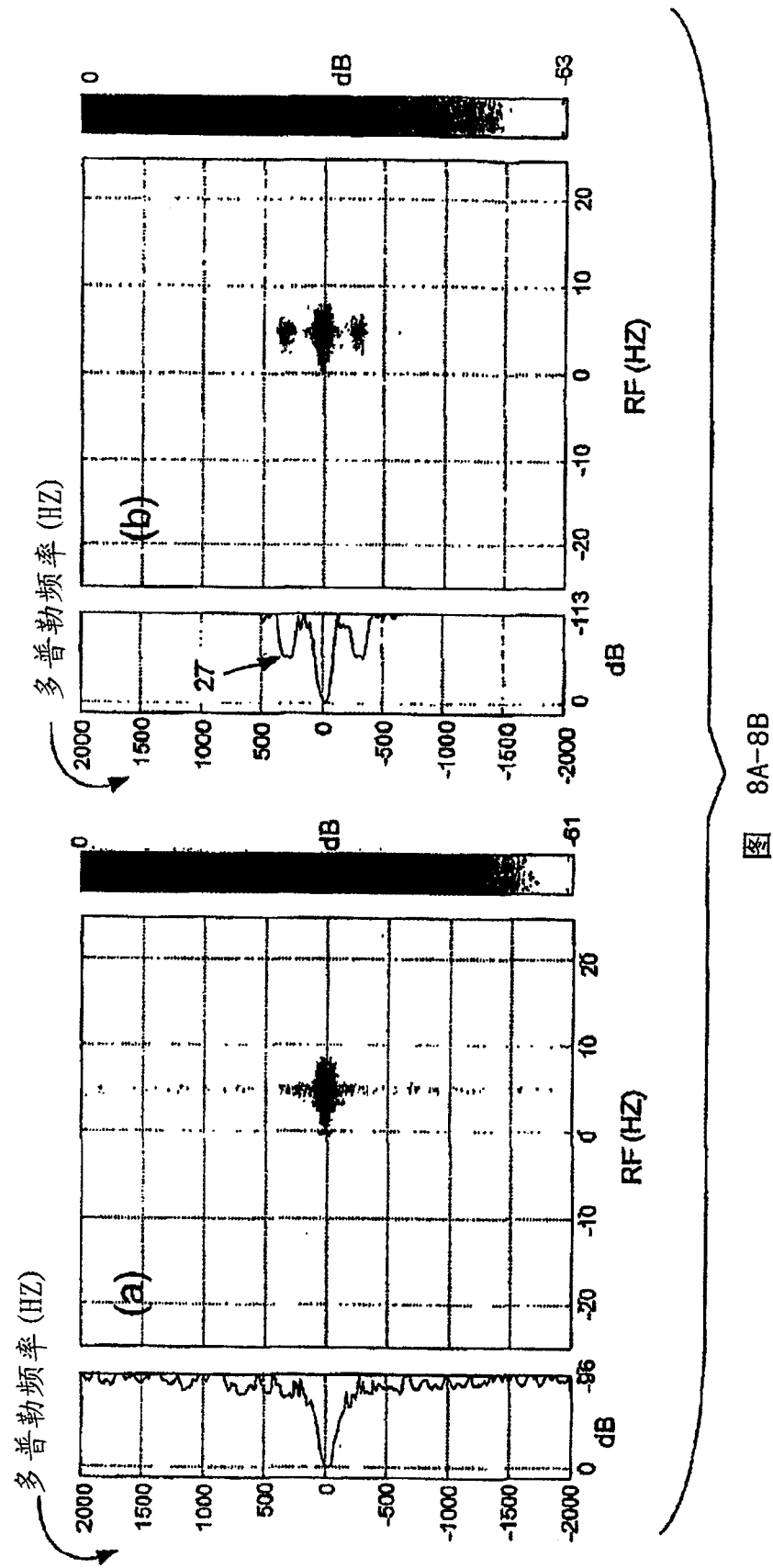


图 7A-7B



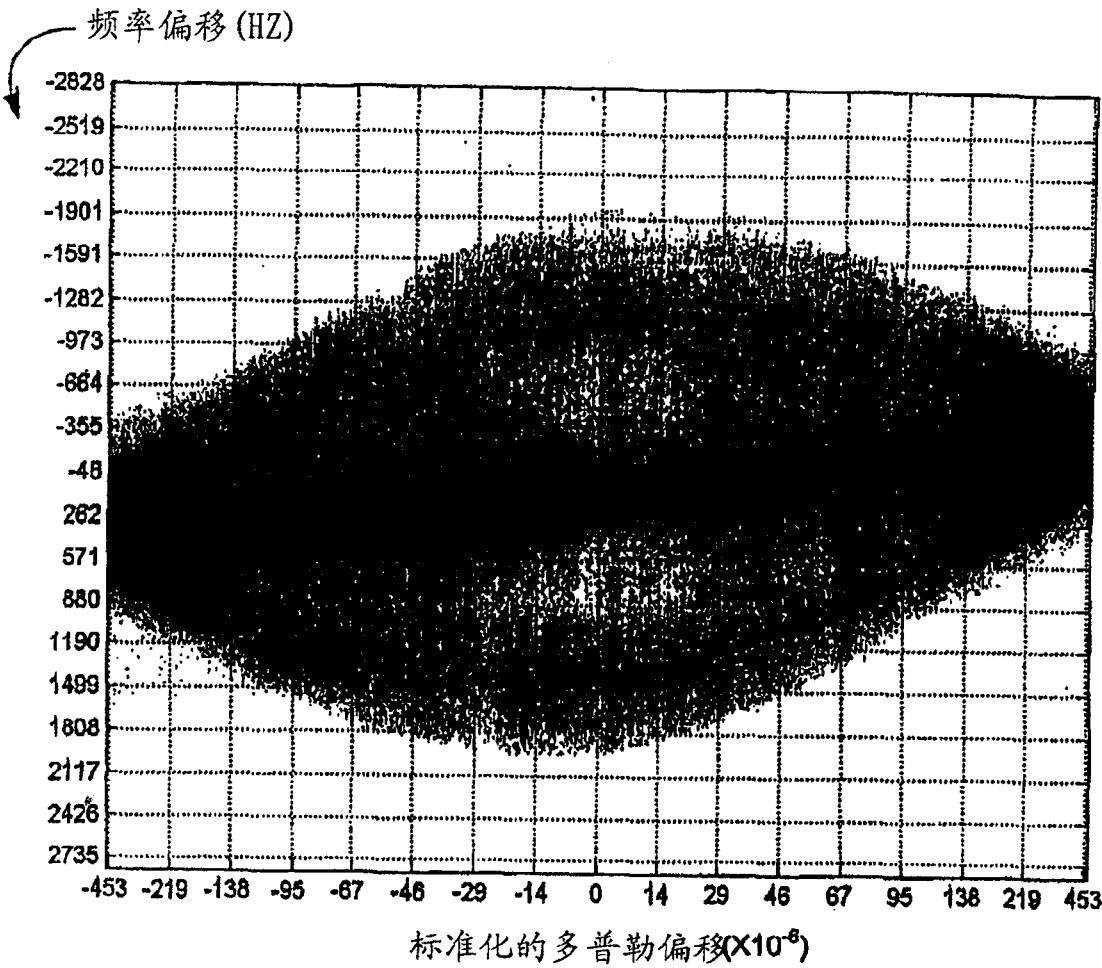


图 9A

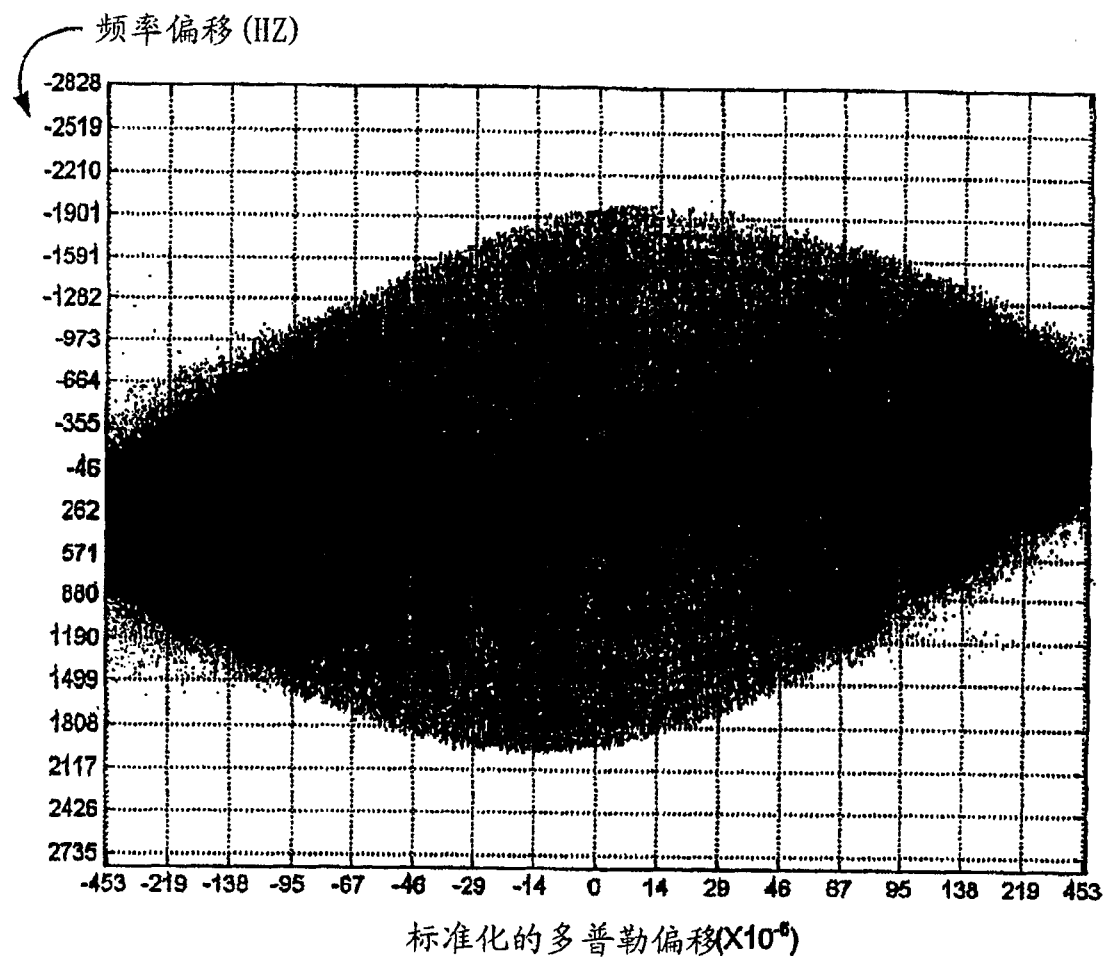


图 9B

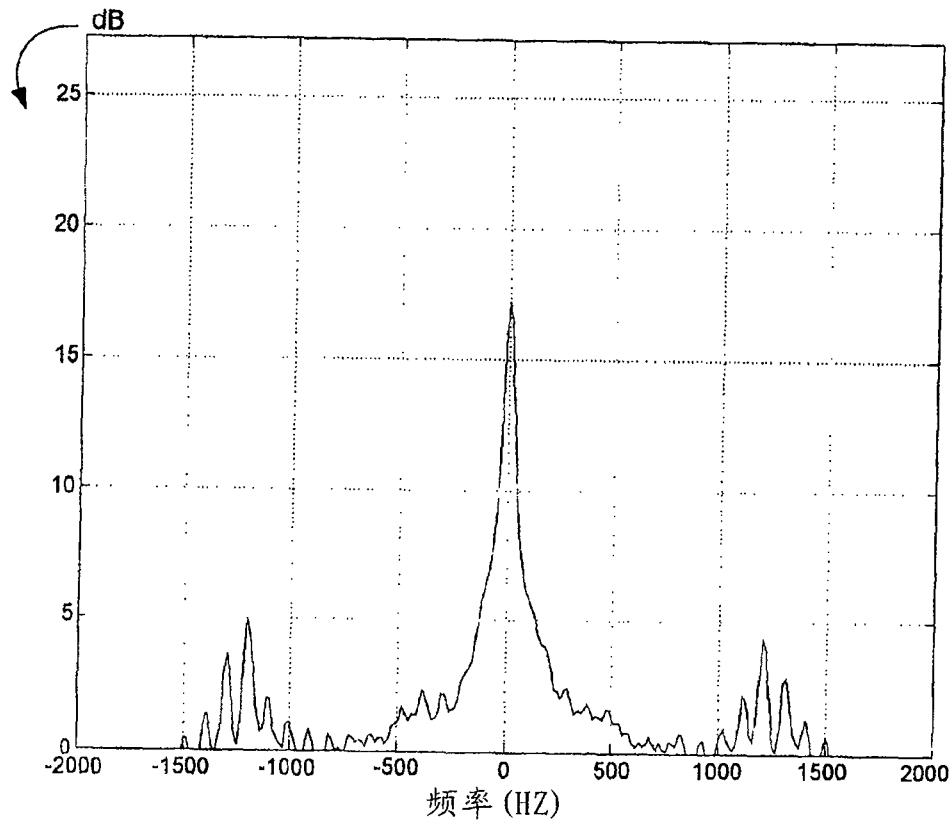


图 9C

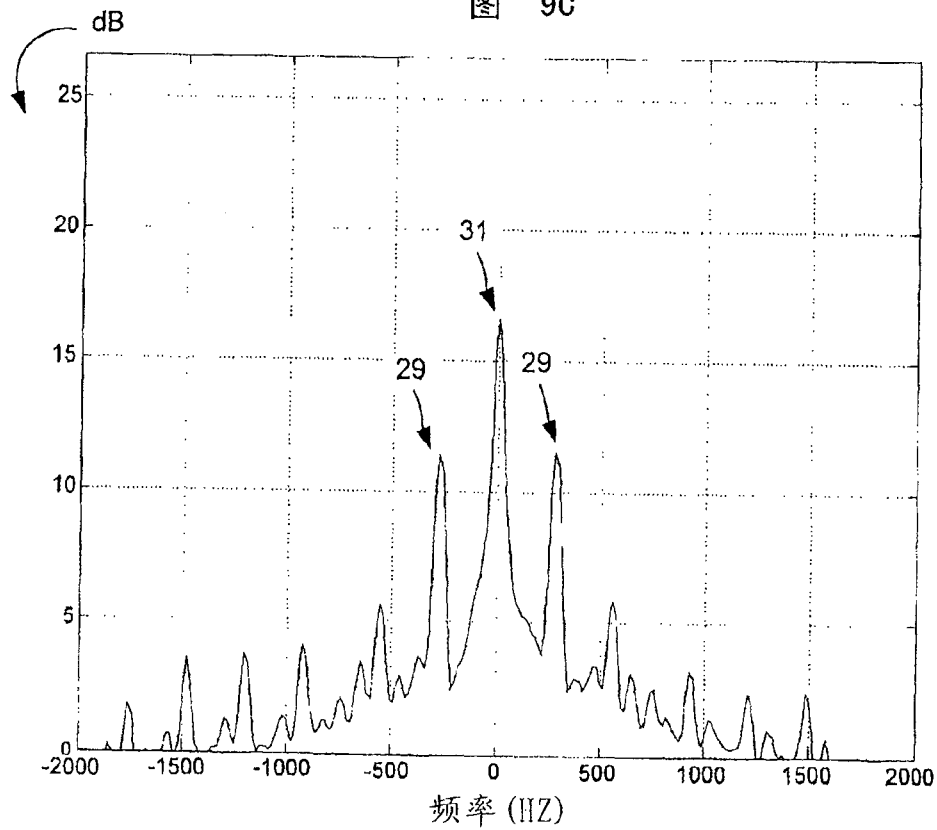


图 9D

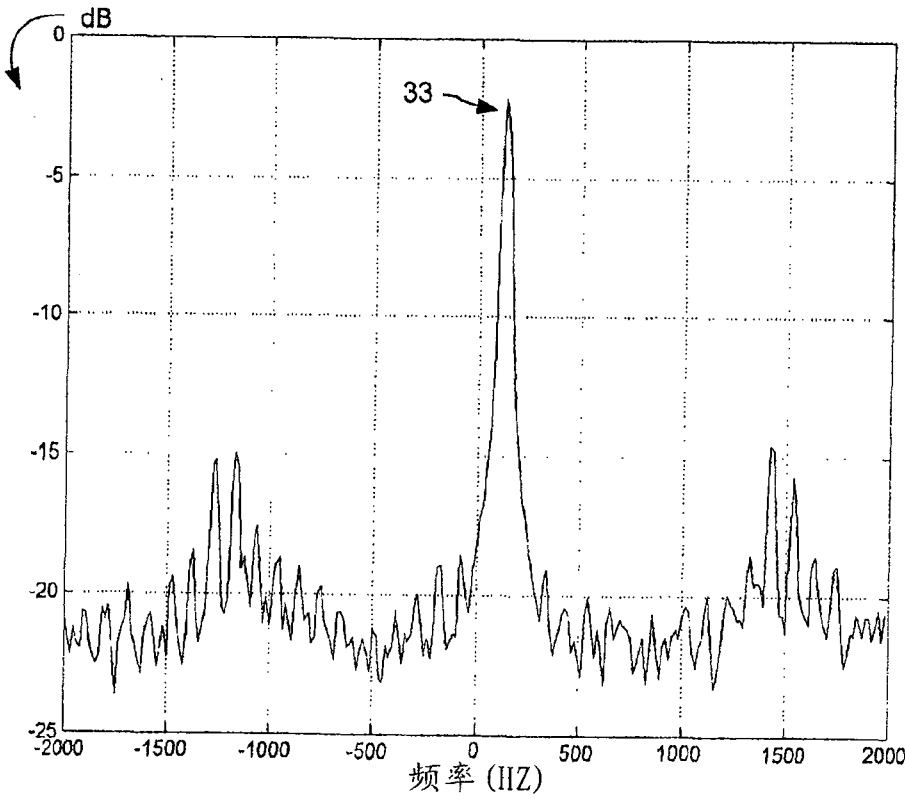


图 10A

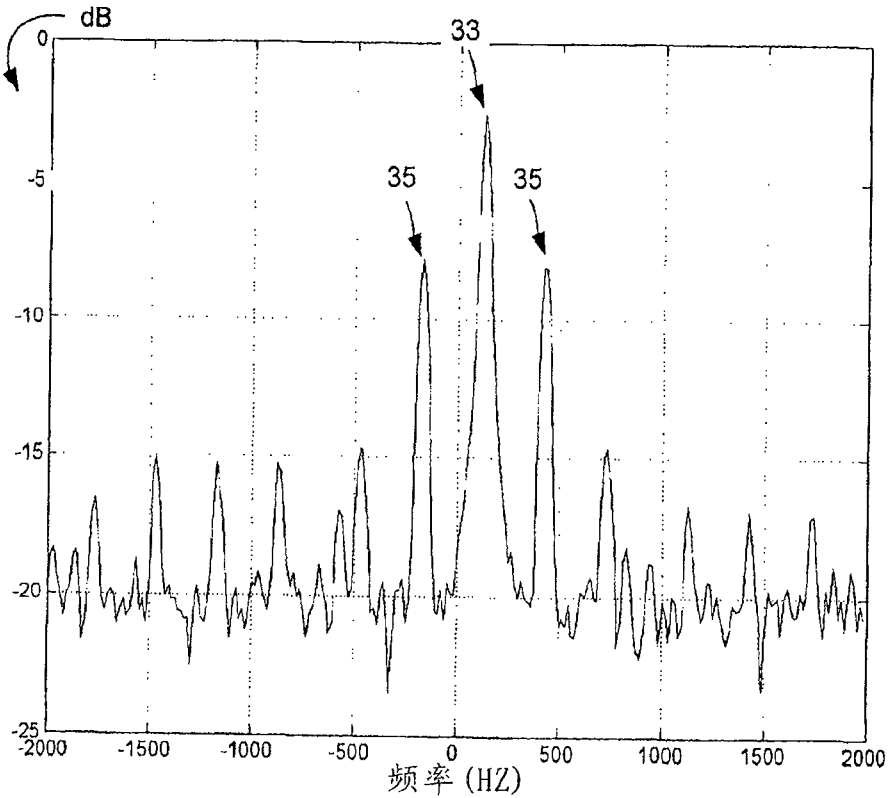
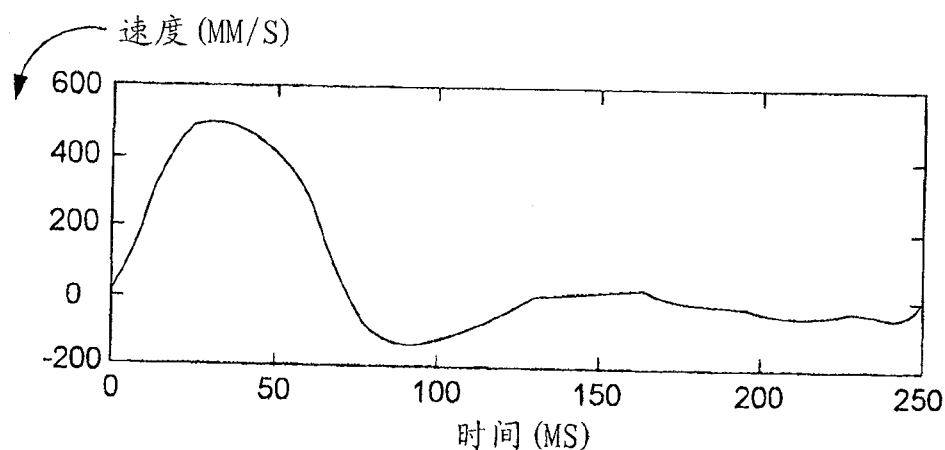
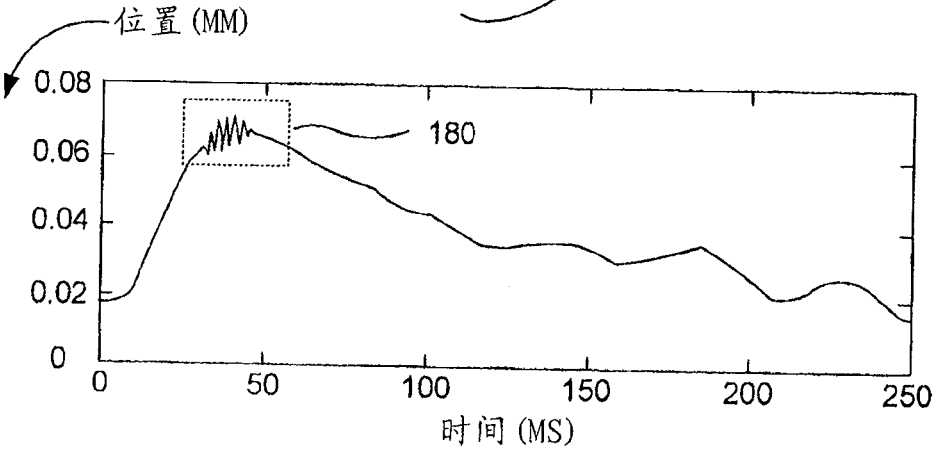
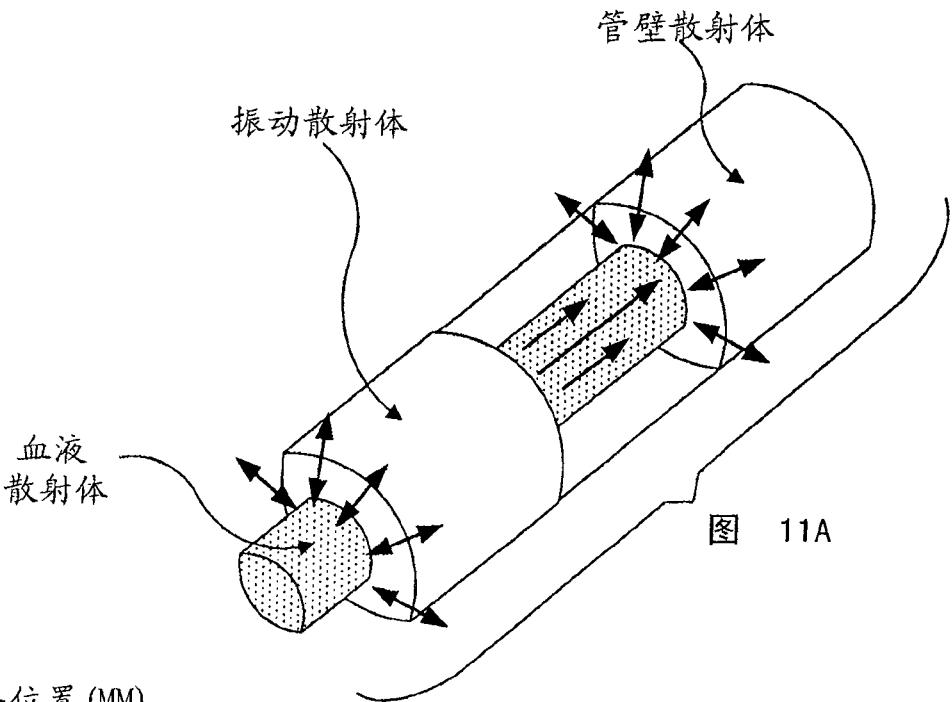


图 10B



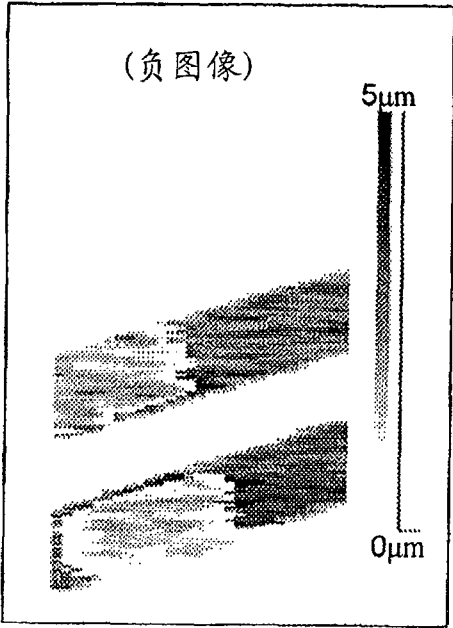


图 12A

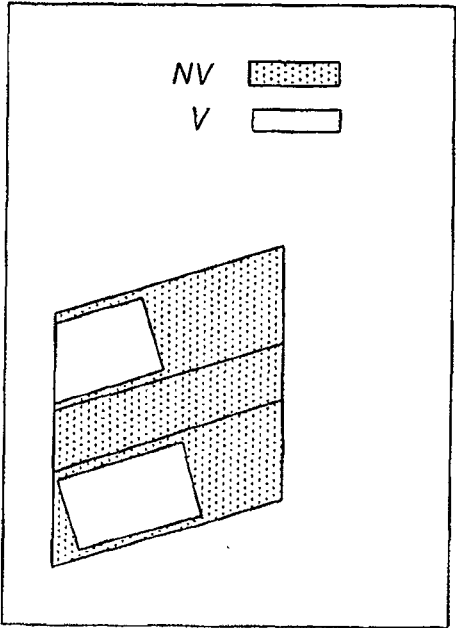


图 12B

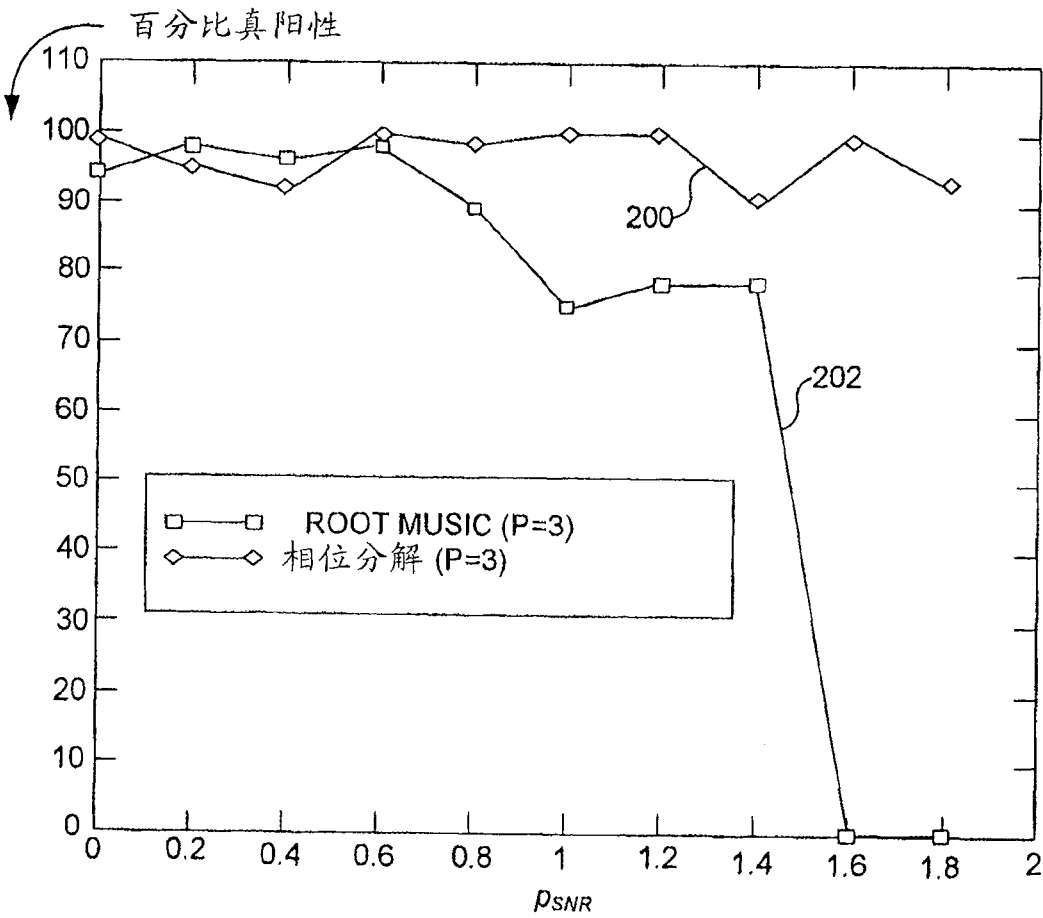


图 14

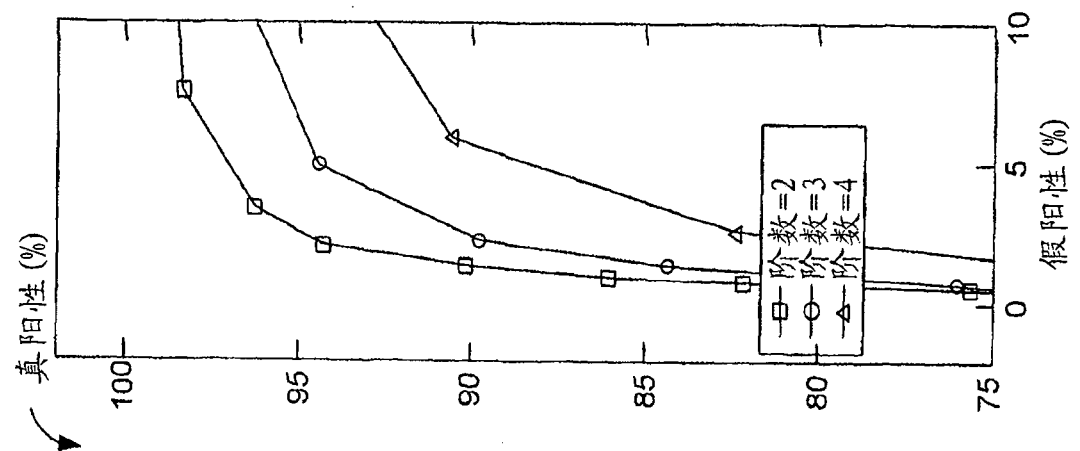


图 13A

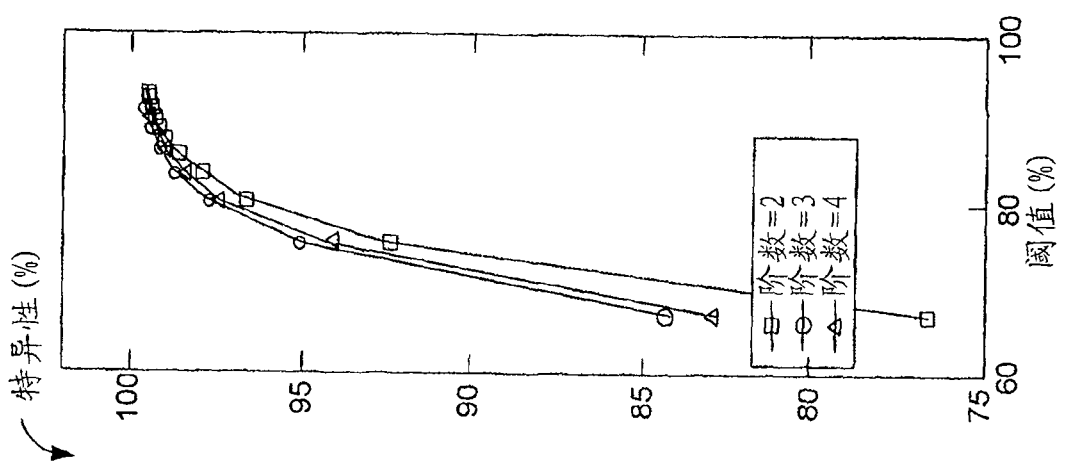


图 13B

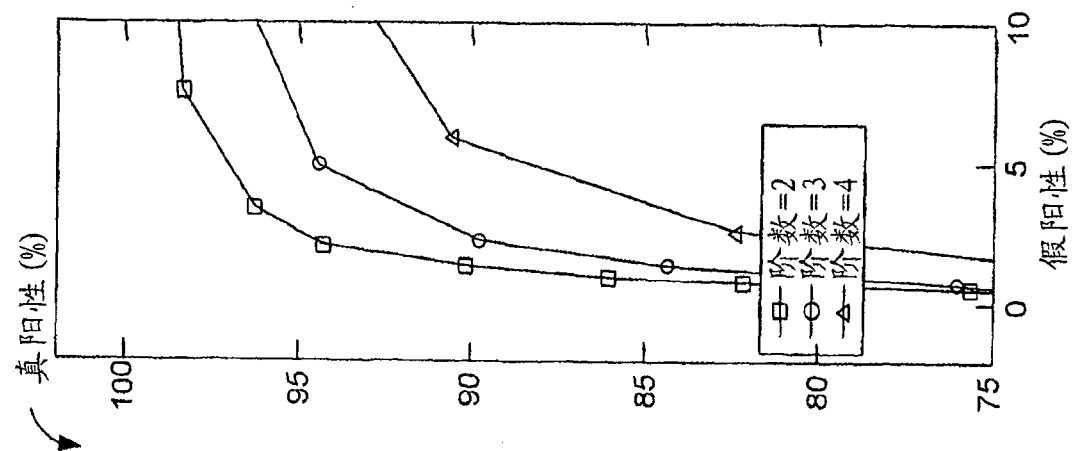


图 13C

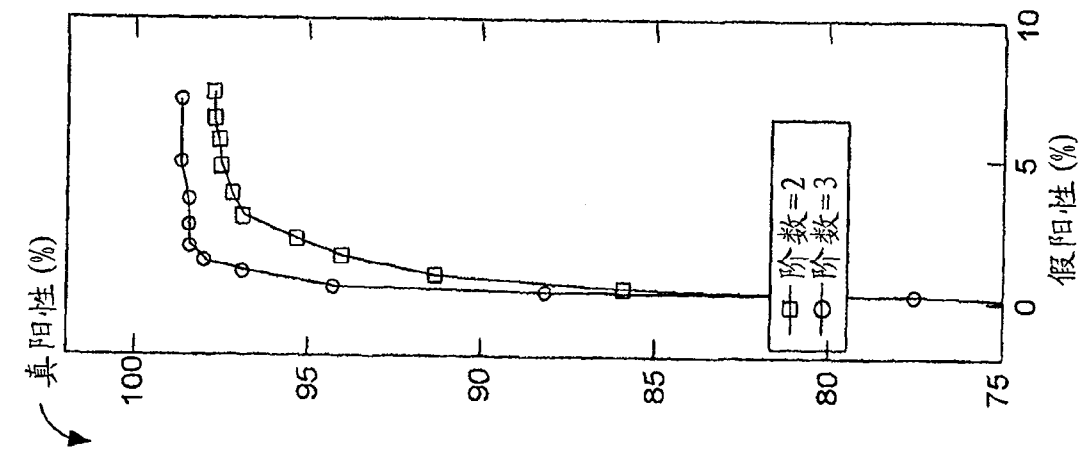


图 13F

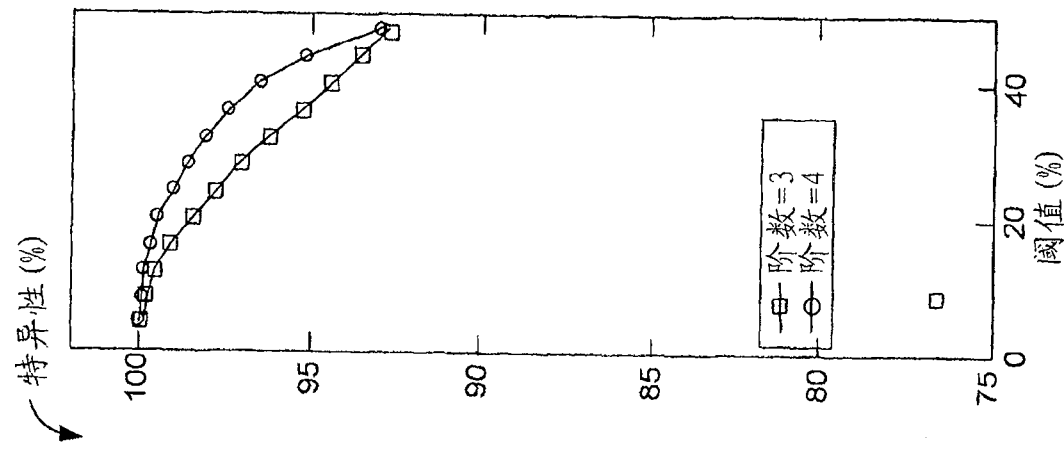


图 13E

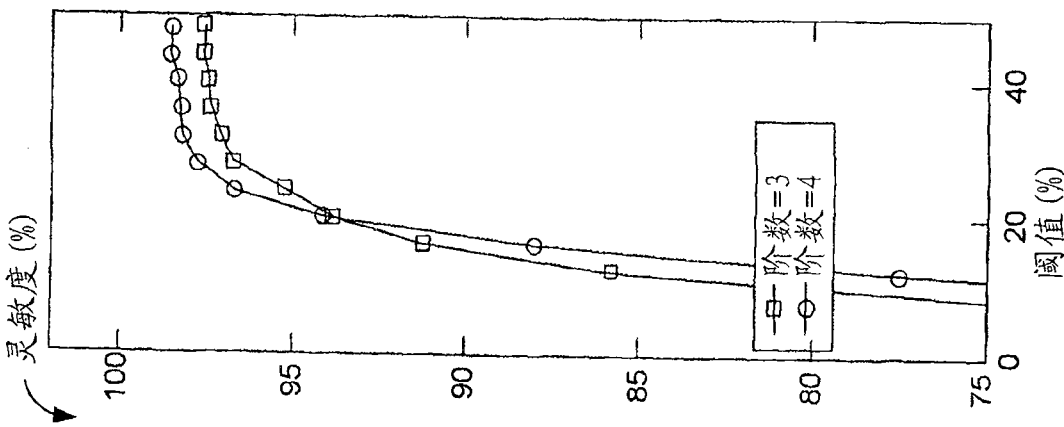


图 13D

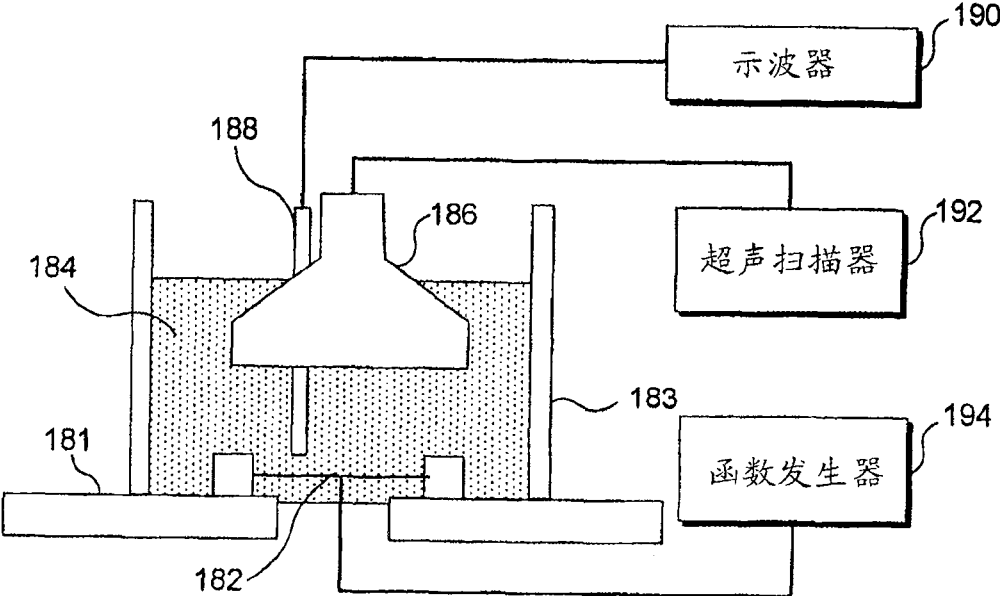


图 15

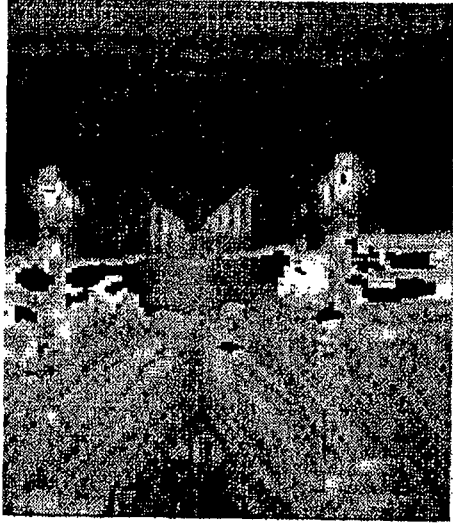


图 16A

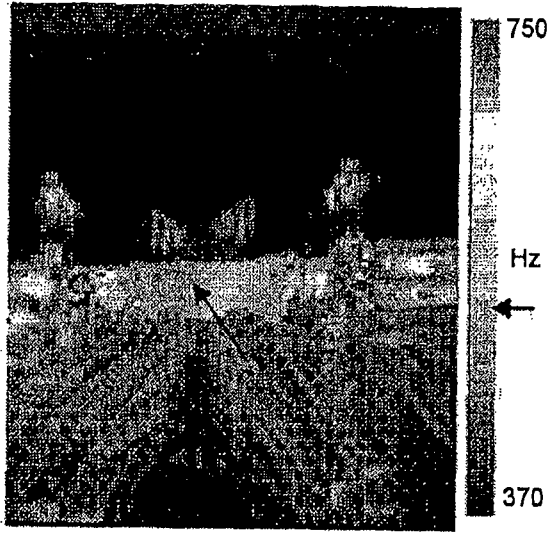


图 16B

图 16C

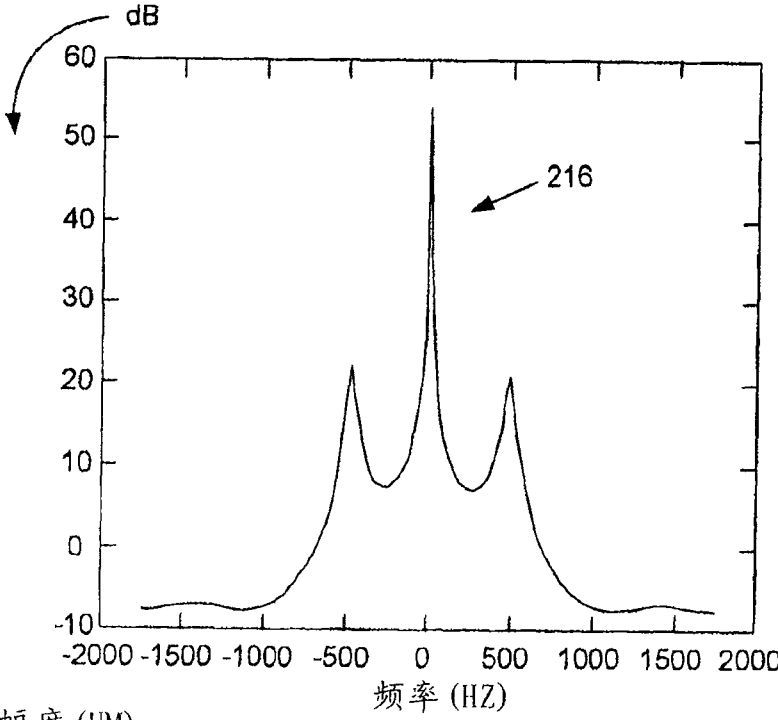


图 17A

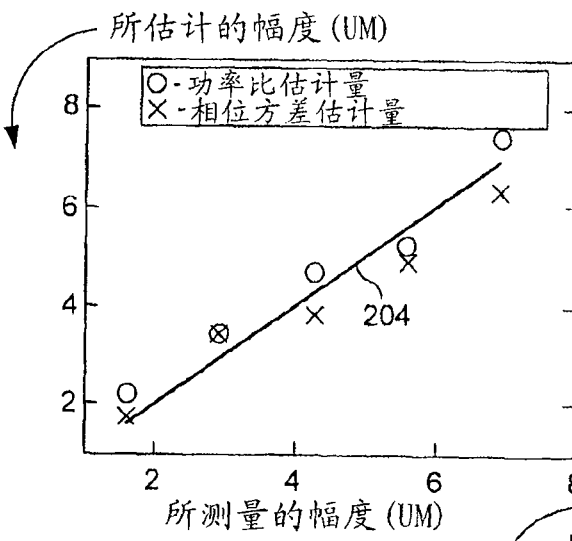
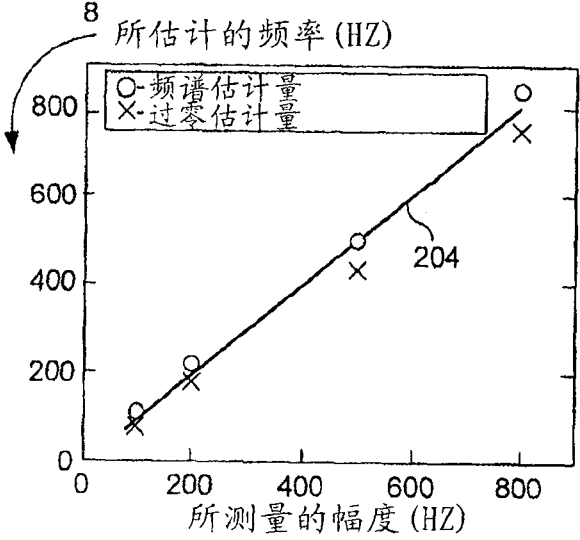


图 17B



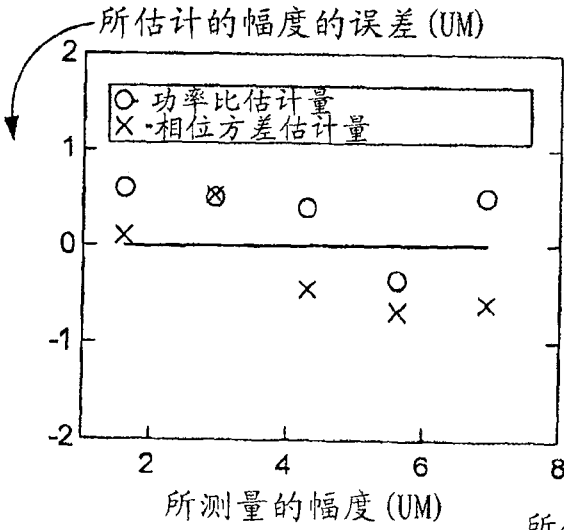


图 17C

图 17D

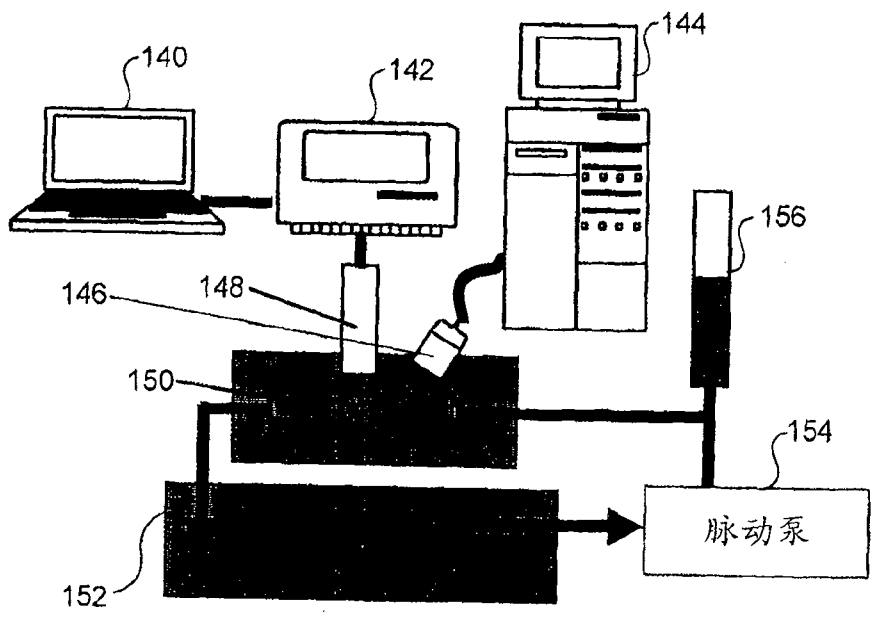
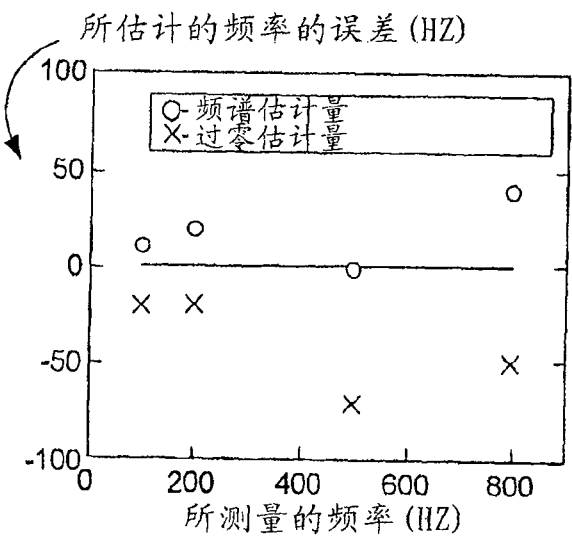


图 18

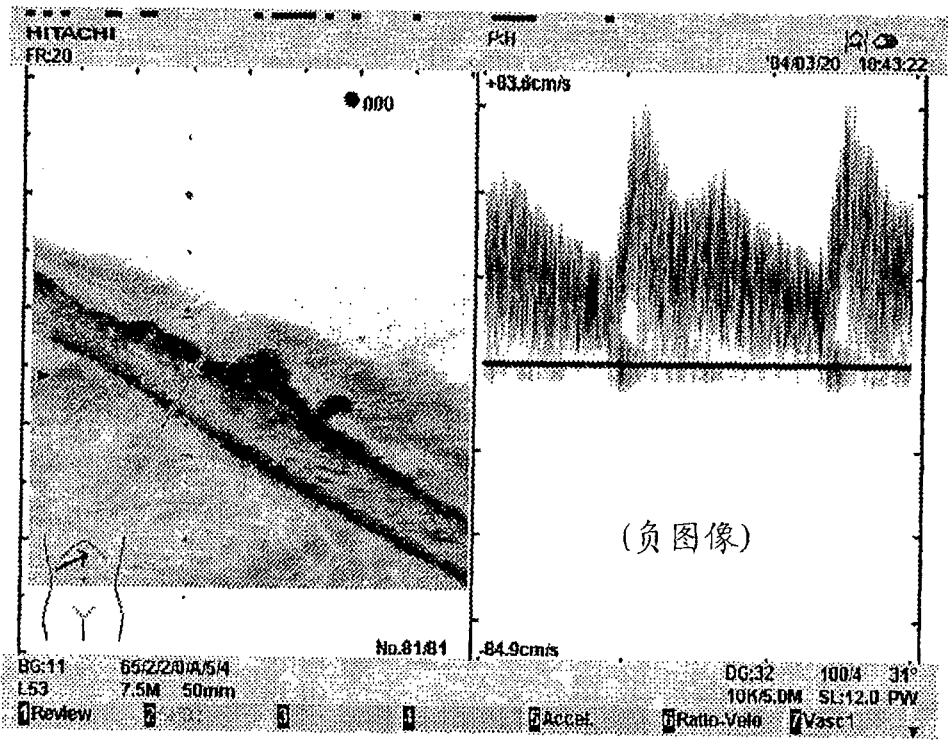


图 19

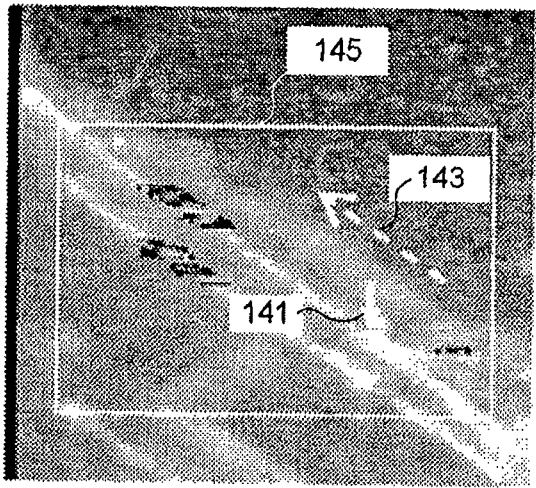


图 20A

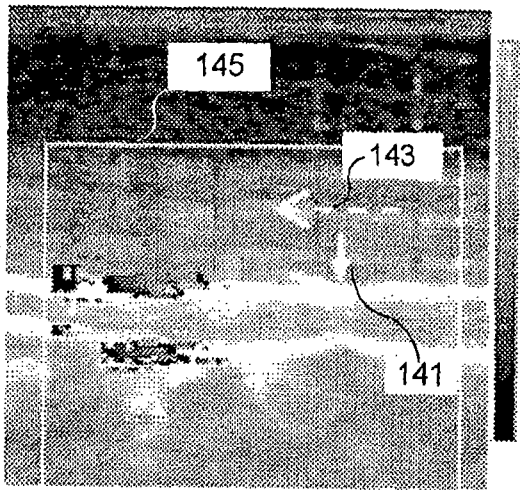


图 20B

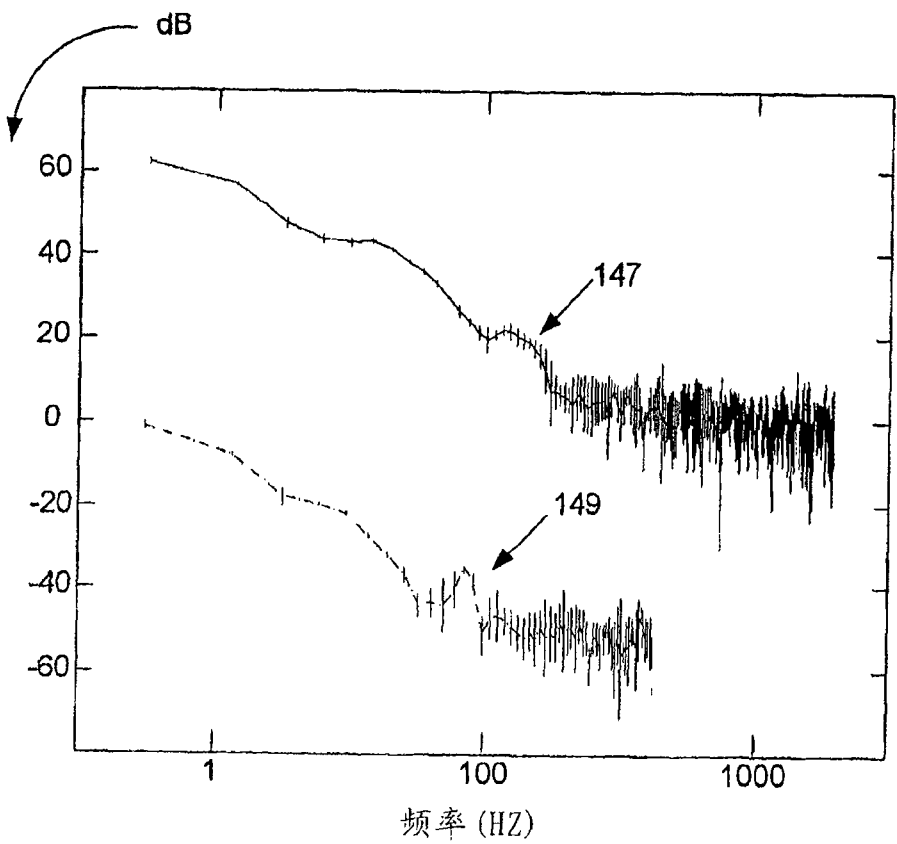


图 21

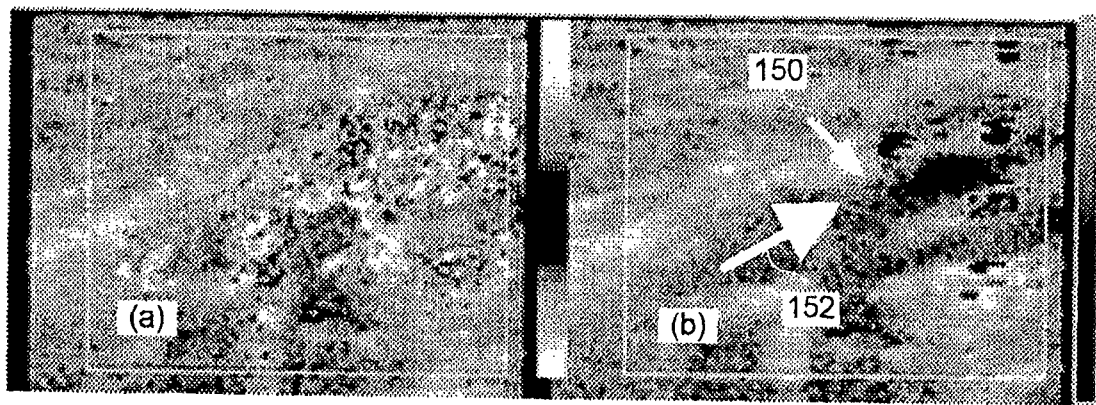


图 22A-22B

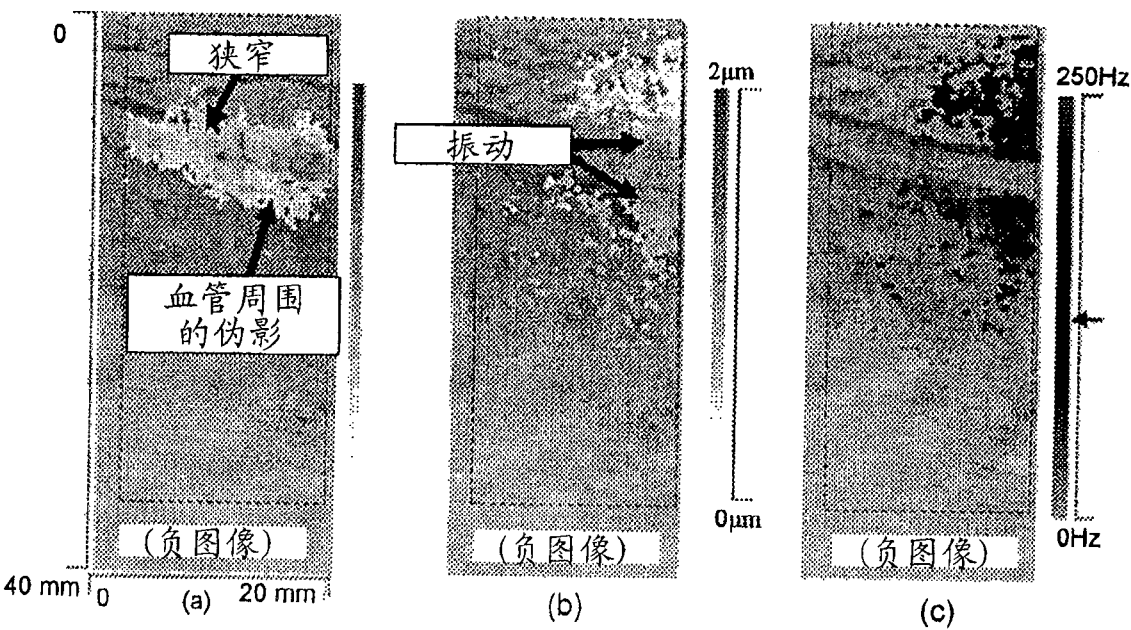


图 23A-23C

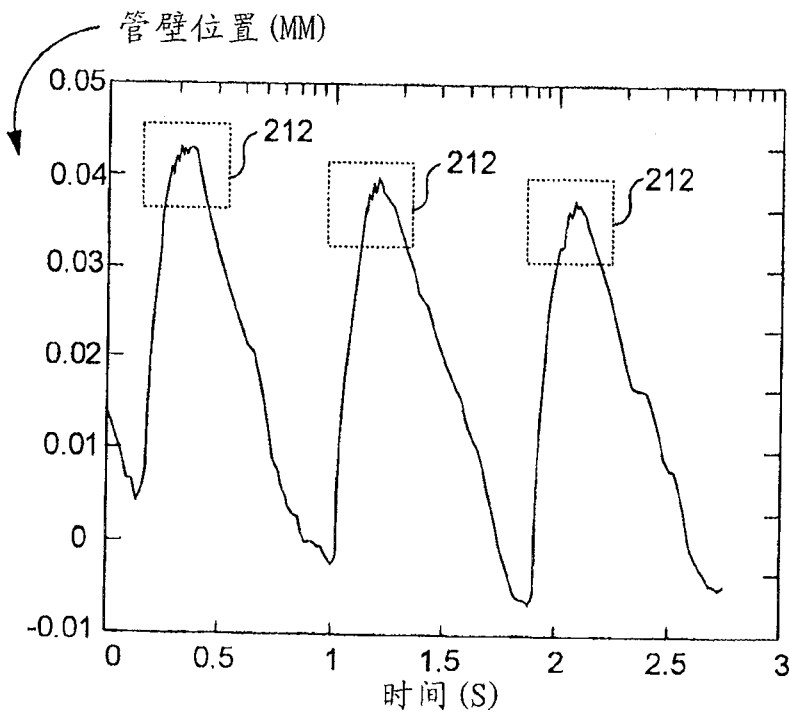


图 24A

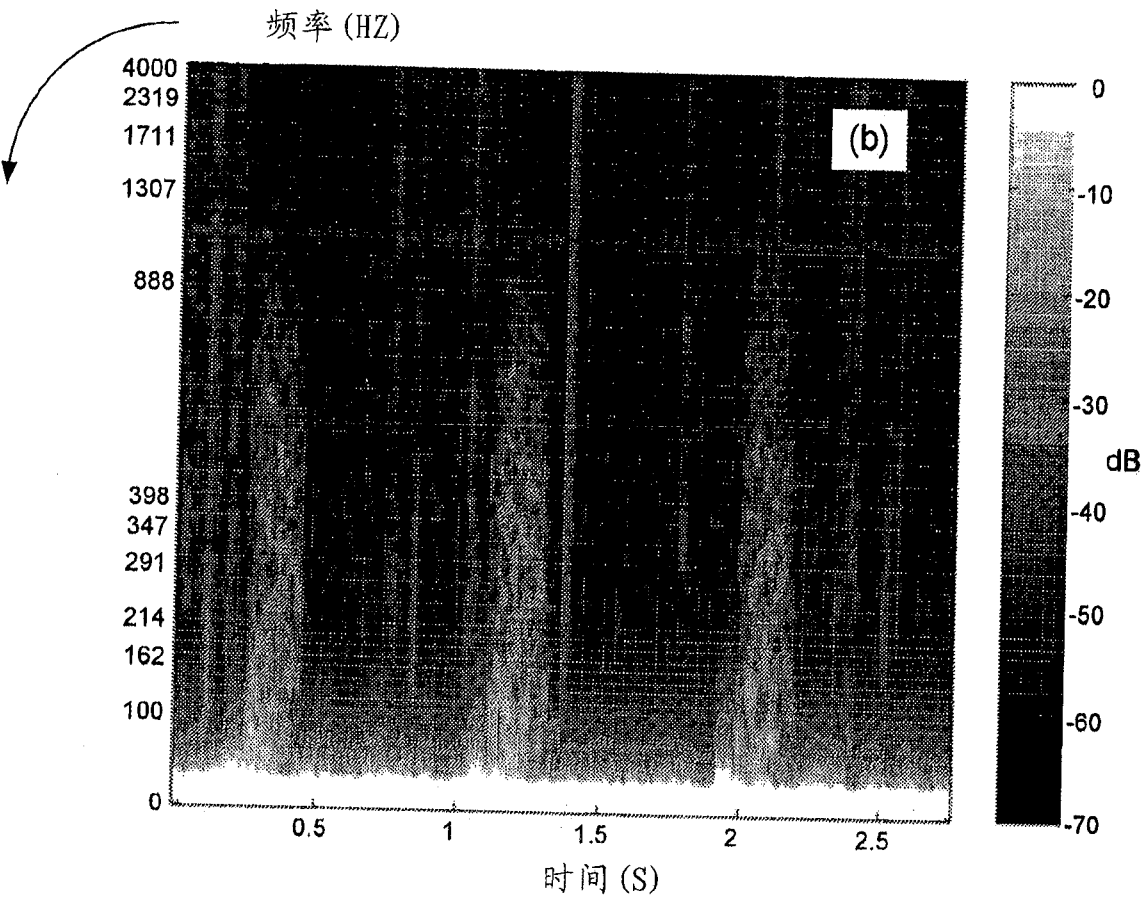


图 24B

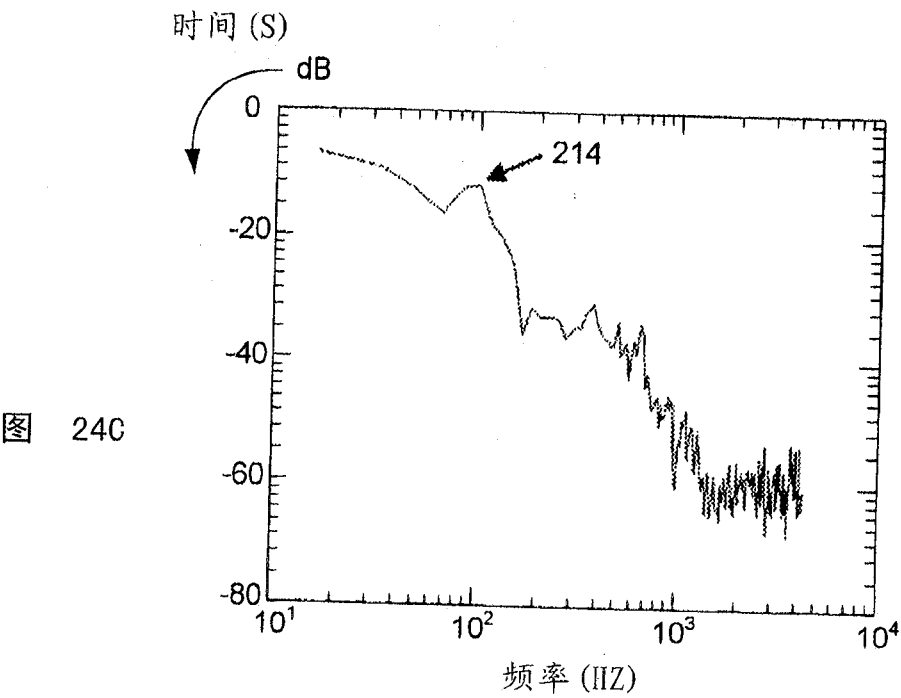


图 24C

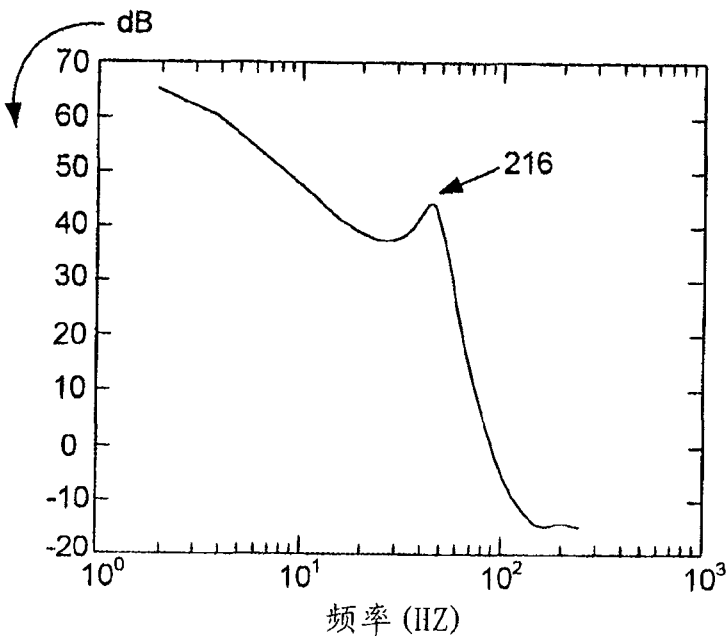


图 24D

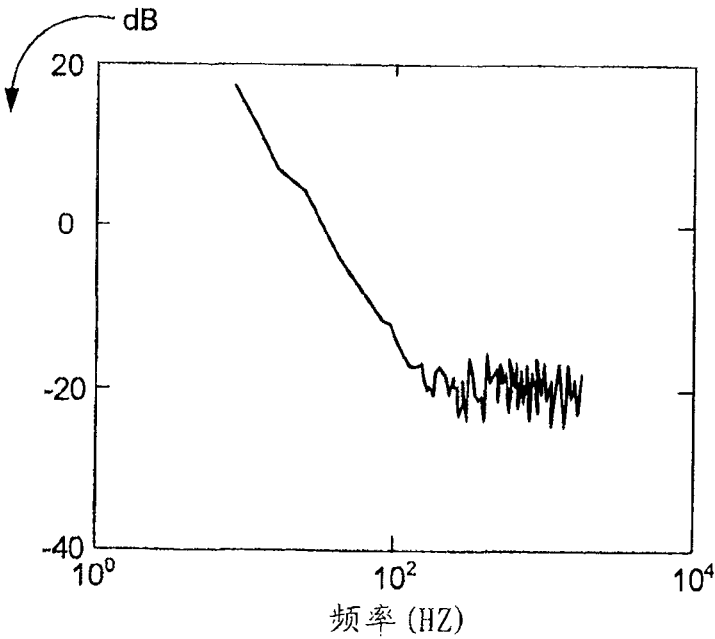


图 25A

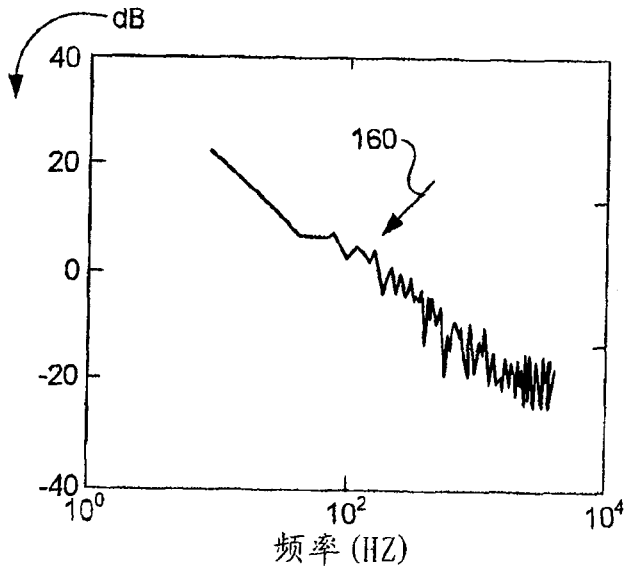


图 25B

图 25C

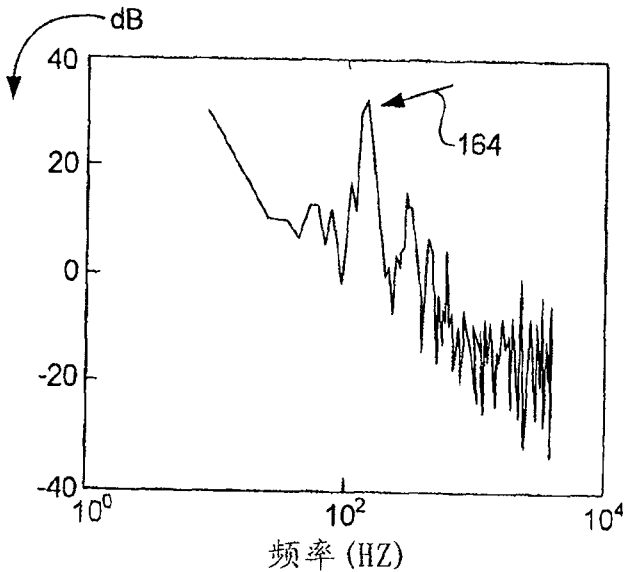
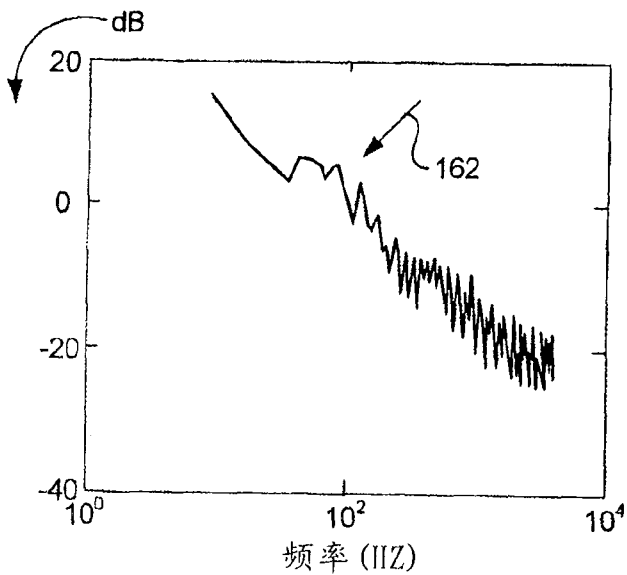


图 25D

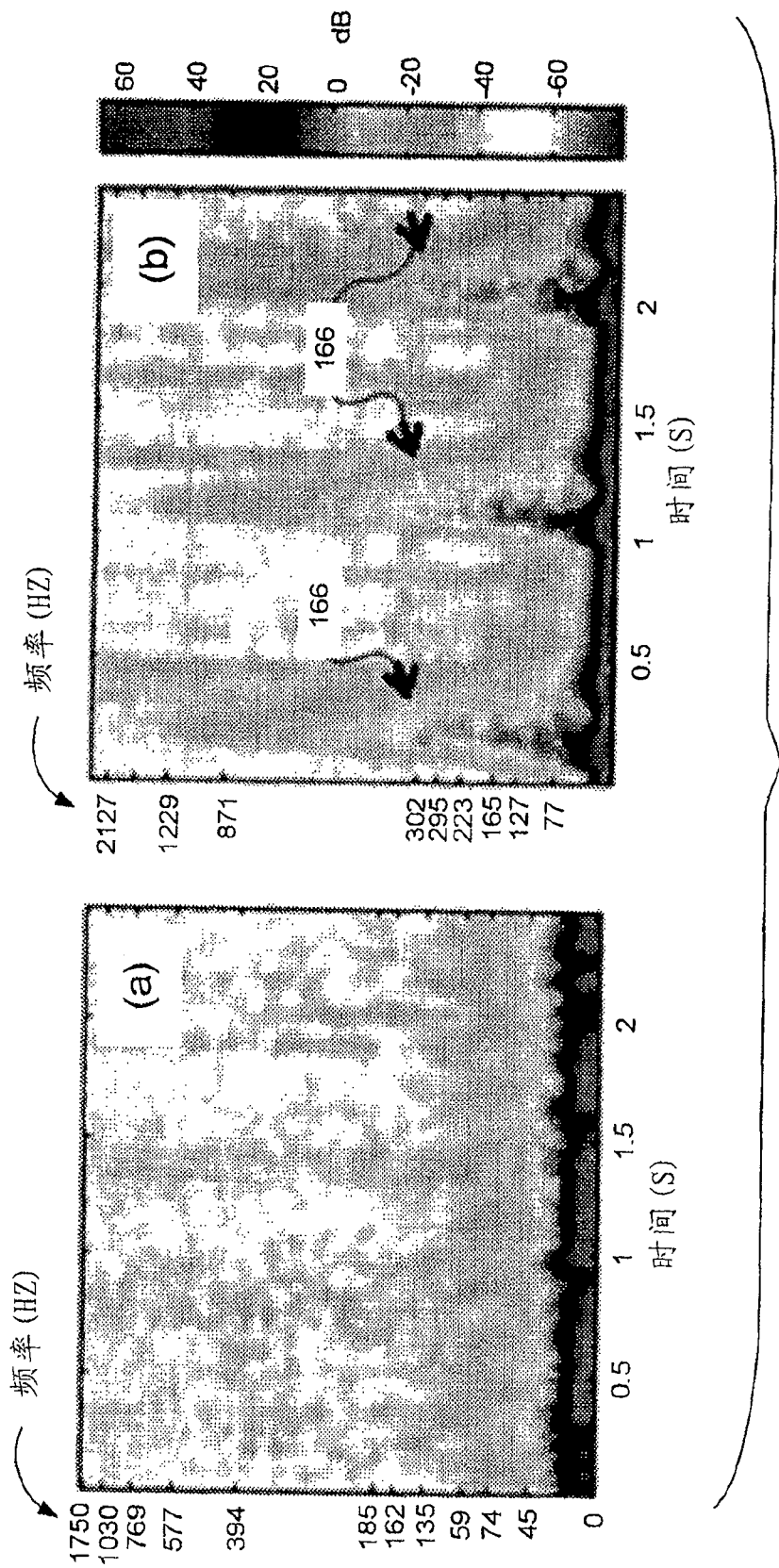


图 26A-26B

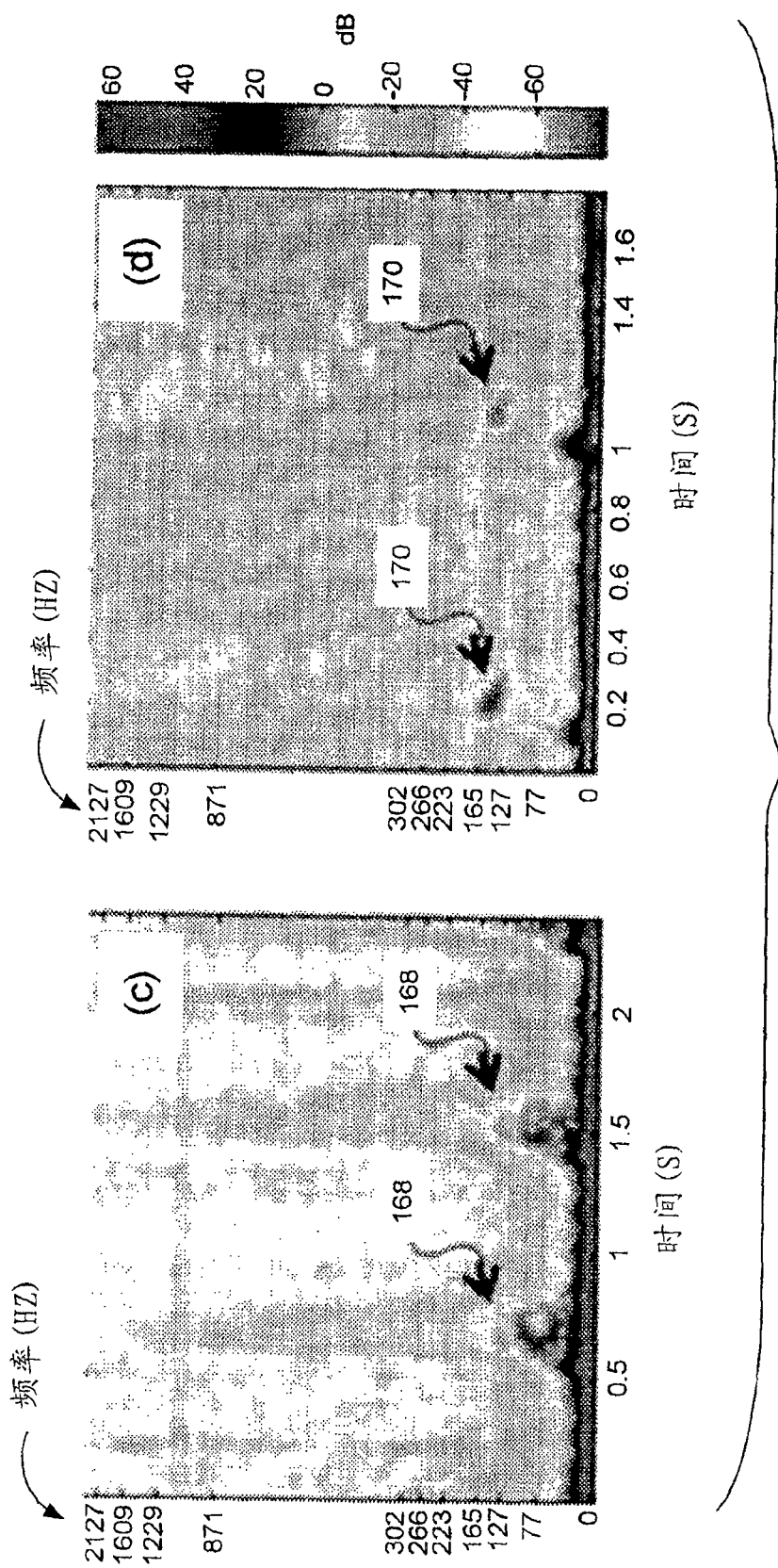


图 26C-26D

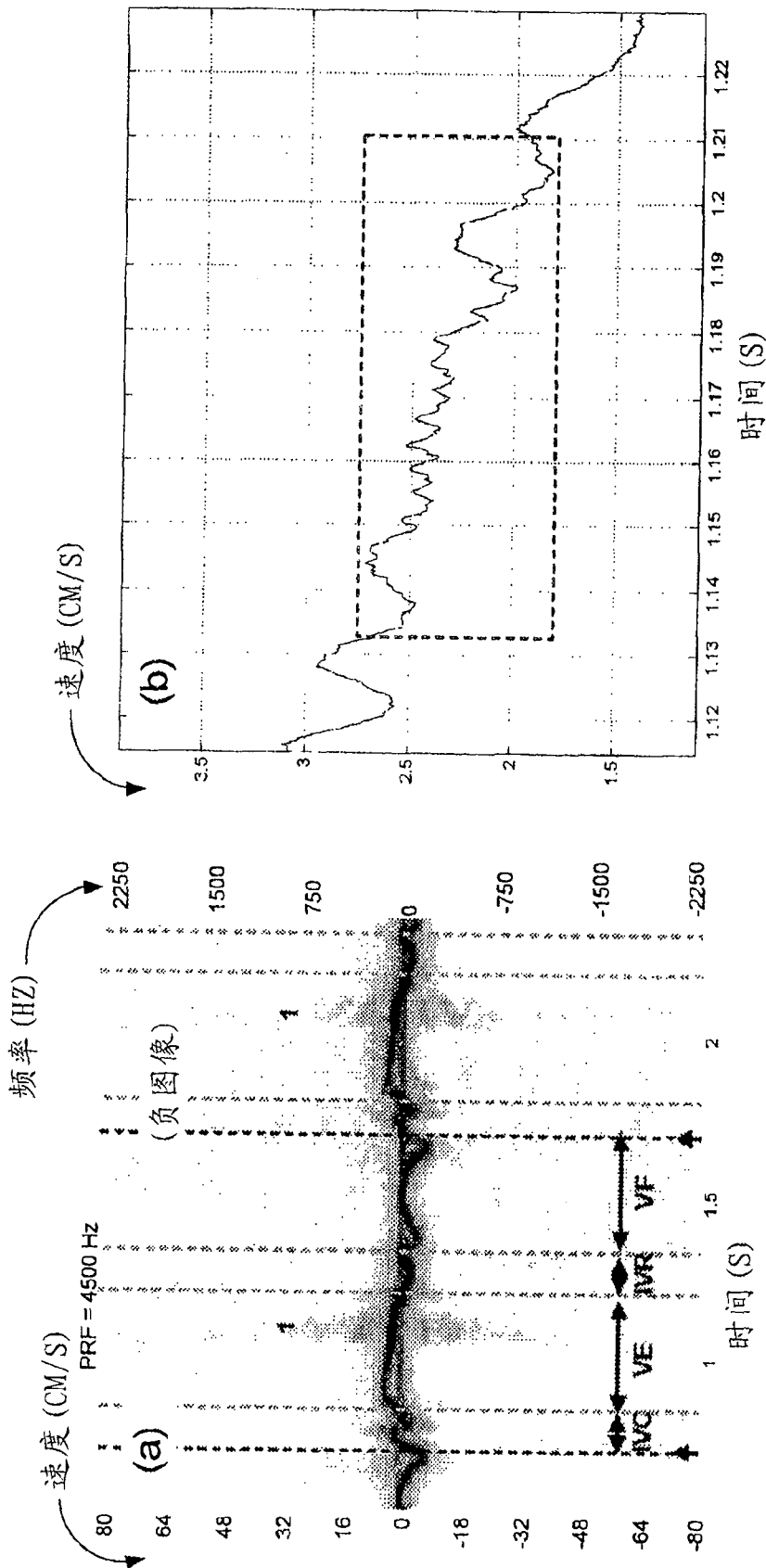


图 27A-27B

