



[12] 发明专利申请公开说明书

[21]申请号 95190933.9

[51]Int.Cl⁶

A61B 8/00

[43]公开日 1996年11月13日

[22]申请日 95.9.21

[30]优先权

[32]94.9.22 [33]EP[31]94810546.5

[86]国际申请 PCT/IB95/00773 95.9.21

[87]国际公布 WO96/09002 英 96.3.28

[85]进入国家阶段日期 96.5.22

[71]申请人 勃勒柯研究有限公司

地址 瑞士卡鲁日市

[72]发明人 马塞尔·阿蒂迪

[74]专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任
公司

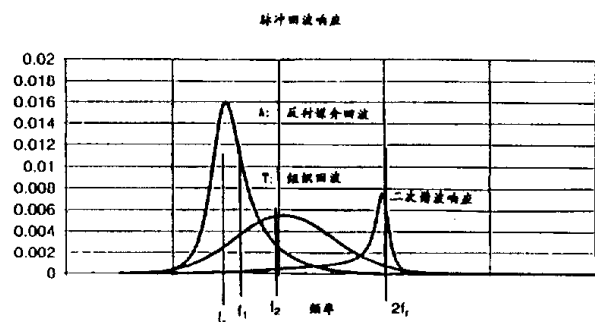
代理人 张天舒

权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图页数 3 页

[54]发明名称 超声波谱反衬成像

[57]摘要

本发明适用于回波探测成像仪（如医用诊断的回波探测成像仪）中的电子电路，其实现要求在体内或更一般而言在成像区域内注入特定的反衬媒介。所提出的新型成像方法的内在原理是基于对含有微泡的超声波反衬媒介频率依赖特性的利用。本质上，这些成像原理利用了反衬媒介响应的某些物理“表征”，从而增强其相对于组织背景的对比度。该对比度的放大远大于由直接回波振幅监测所确定的情形。



权 利 要 求 书

1. 利用探测含有反衬媒介区域超声波后向散射而进行器官和组织超声波成像的实时方法，该方法包括向待成像组织区域投射超声波束，接收来自组织的反射回波作为射频响应信号，将该射频响应信号加互成为视频输出，将该视频输存储于视频扫描变换器以及对组织进行扫描以产生被检测区域的视频图像，该方法的特点在于对响应的处理，它包括以下步骤：

a) 在反衬媒介响应的6dB带宽低端边界与组织响应的6dB带宽高端边界之间，或在组织响应的6dB带宽低端边界与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界之间的范围内选择至少两个频率；

b) 将信号通过至少两个具有调谐于选定频率的通带的独立通道进行传输；

c) 对各个独立通道的信号进行解调并将它们加互成单个输出，其中组织中反衬媒介的反射回波相对于组织本身的反射回波被显著地放大。

2. 根据权利要求1的方法，其中频率的选择是在反衬媒介响应的6dB带宽低端边界与组织响应的6dB带宽高端边界之间的频率范围内进行。

3. 根据权利要求1的方法，其中频率的选择是在组织响应的6dB带宽低端边界与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界之间的频率范围内进行。

4. 根据权利要求1的方法，其中频率选择的原则是使组织中反衬媒介反射回波振幅与不含反衬媒介组织反射回波振幅的差值或其比值为最大。

5. 根据权利要求1的方法，其中至少选择三个频率，且信号至少通过三个独立通道进行传输。

6. 根据权利要求1的方法，其中选定频率之一为反衬媒介的谐振频率。

7. 根据权利要求1的方法，其中选定频率的数值为反射回波到达时间的函数。

8. 根据权利要求1的方法，其中经过解调的通道信号利用除法、减法、加法或其组合算法进行处理。

9. 利用探测含有反衬媒介区域的超声波后向散射进行器官和组织成像的系统，该系统包括用于发射和接收超声波信号的超声波换能器和电子电路、信号处理装置、存储处理后信号的装置以及显示装置，其特征在于信号处理装置，该处理装置包括：

a) 用于将信号分离成至少两个具有通带的独立通道，其中通带可独立调谐于至少两个预定频率上，该预定频率在反衬媒介响应的6dB带宽低端边界与组织响应的6dB带宽高端边界之间，或在组织响应的6dB带宽低端边界与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界之间进行选择；

b) 至少两个射频解调器，每个独立通道一个；

c) 用于将各独立通道的解调信号加互成单个输出的装置，其中组织中反衬媒介的反射回波相对于组织本身的反射回波而言被显著地放大。

10. 根据权利要求9的系统，其中信号被分成至少三个独立通道。

11. 根据权利要求9的系统，其中用于分离信号的装置为可变带通滤波器或频谱分析仪。

12. 根据权利要求9或11的系统，其中预定频率为不同的选定频率，该频率位于反衬媒介响应的6dB带宽低端边界附近与组织响应的6dB带宽高端边界附近之间。

13. 根据权利要求9或11的系统，其中预定频率为不同的选定频率，该频率位于组织响应的6dB带宽低端边界附近与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界附近之间。

14. 根据权利要求12或13的系统，其中预定频率为反射回波到达时间的函数。

15. 根据权利要求9或11的系统，其中该系统进一步包含接于信号分离装置且具有时间增益函数的接收放大器和/或接

于解调器的非线性放大器。

16. 根据权利要求9或11的系统，其中处理装置包括至少一个用于处理输出信号的模拟减法/除法放大器。

17. 根据权利要求9或11的系统，其中该系统包含视频扫描变换器。

18. 根据权利要求9或11的系统，其中任何信号处理可以用数字电子电路完成，即对由超声回波信号的模拟-数字变换而得到的数据进行处理。

19. 根据权利要求9的系统，其中多频处理用于按不同视频色彩对输出信号进行编码，准备叠加于通过B模成像中通常处理方法而得到的普通灰白视频图像之上。

20. 根据权利要求9的系统，其中信号通道为脉冲多普勒超声波系统接收机的一部分。

21. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统含有利用扬声器而产生的音频信号输出。

22. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统包含表示速度分布谱的特定视频输出。

23. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统包含二维速度分布图。

24. 根据权利要求23的系统，其中二维速度分布图为色彩编码。

25. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统包含来自运动目标多普勒回波分量的回波振幅或能量的二维图。

26. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统包含来自以低于预定阈值速度运动目标的多普勒回波分量的二维图。

27. 根据权利要求20的系统，其中脉冲多普勒超声波系统包含来自以高于预定阈值速度运动目标的多普勒回波分量的二维图。

28. 根据权利要求11的系统，其中对回波的谱域傅里叶变

换、车普-Z (Chirp-Z) 变换或小波变换分析应用于回波的滑动时间窗之内。

29. 利用权利要求1中的方法处理作为射频信号的、由含反衬媒介组织所产生的超声回波的装置，该装置的特征在于，它含有将信号分成至少两个具有可独立调谐于预定频率的通带的独立通道的装置，以及至少两个射频解调器(每个通道一个)。

30. 根据权利要求29的装置，其中包含用于将信号分成至少三个独立通道的装置。

31. 利用权利要求9至28的超声波系统对病人和病畜的组织或器官进行成像。

32. 利用权利要求9至28的超声波系统对心血管系统进行成像。

说明书

超声波谱反衬成像

本发明涉及利用探测含有反衬媒介区域超声波后向散射的器官及组织超声波成像方法，该方法包括：将超声波束投射到等待成像的组织区域，接收来自该组织的回波作为射频响应信号，将该射频响应处理成为视频输出信号，将该输出信号存入视频扫描变换器，再对该组织进行扫描以产生所检查区域的视频图像。本发明还包括含有反衬媒介的器官或组织的超声波成像系统，该系统包括：用于发射和接收超声波信号的超声波探头，信号处理装置，用于存储处理后信号的装置以及显示装置。同时，介绍了利用该系统进行器官和组织的成像方法。

随着超声波作为一种经济的、非侵入式的诊断技术为人们所广泛接受，同时随着电子学及其相关技术的迅速发展，为超声波设备和超声波信号处理电路带来了许多改进。为医疗或其它用途而设计的超声波扫描仪已变得更便宜、更易于使用、更小巧、更精密和更加有效。然而，活组织内部所产生的声阻抗变化微弱，且不同类型组织(血管、器官等)对超声波能量的吸收不同，这些都使得其诊断应用不能时时跟上技术的进步。这种情形随着可监测超声波反衬媒介的研制与引入而得到了显著的改变。已经证明，向待检查的器官引入由悬浮微气泡或微气球构成的反衬媒介可利用标准超声波设备获得该器官及其周围组织的更清晰的超声波图像。因此，像肝脏、脾脏、肾脏、心脏或其它软组织器官就变得更加清晰可见，这就为B模及多普勒超声波开拓了新的诊断领域并拓宽了超声波作为一种诊断工具的应用。

不幸的是，就目前情况看，关于超声波反衬媒介的研究与开发和关于超声波技术(即扫描装置、电子电路、换能器以及其它硬件)的研究与开发并非同步进行的。对该领域中原本相

互关联的部分进行几乎是孤立的研制所取得的进展可以导致个别的产品及系统的不断改进；然而，这不可能提供通过联合研究设备电子/超声特性与反衬媒介物理性能所能够产生的最佳协同效果。有几个关于这样研究的孤立实例报告了关于特定媒介/设备相结合的改进，但所提出的解决方法具有极大的局限性。用以产生更高组织分辨率、更清晰图像以及作为诊断技术的超声波的更大通用性的更加普遍的方法将会受到欢迎，并且，假如这些方法的实现相对简便，则它们就会被广泛地接受。

因此，大量的文献描述了医学领域中超声波设备及成像的各种进展，例如美国专利US-A-4803993、US-A-4803994、US-A-4881549、US-A-5095909、US-A-5097836等等。然而，尽管这些文献讨论了实时系统和方法，但它们都没有考虑反衬媒介的物理性能。实际上它们根本没有涉及到反衬媒介。

在专利WO-A-93/12720 (Monaghan)中，描述了改善超声波成像的一种尝试，其中公开了一种对身体某个区域进行成像的方法，该方法基于从通过引入反衬媒介而获得的相同区域的图像中减去未注入该反衬媒介前所获得的超声波图像。根据这个响应减法原理，该方法对引入反衬媒介前后由相同区域所获得的图像进行叠加，从而提供与背景图像、噪声或寄生振荡无关的反衬媒介灌注区域的图像。在理论上，上述方法可以提供具有增强对比度的高质量图像。然而，在实际上，该方法要求在长时间内保持成像区域的相同参考位置不变，也就是说该时间应足够长，以容许反衬媒介的引入与充满并维持大量的数据。因此，该方法的实现即使并非不可能，也是极其困难的。这种困难部分是由于与呼吸、消化及心跳有关的、不可避免的机体内部运动，部分是由于来自超声波操作人员的成像探头的移动。为了取得最佳感应、反馈及诊断，大多数实时成像探头通常是手持的。

Burns, P. (Radiology 185 P (1992) 142) 以及 Schrope, B. 等人 (Ultrasound in Med. & Biol. 19 (1993) 567) 对含

有作为反衬媒介的微泡悬浮液的组织成像改善提出了有意义的建议。在上述相应的文献中，建议利用由微泡非线性振荡而产生的二次谐波频率作为多普勒成像参数。所提出的方法基于这样的事实，即正常的组织不像微泡那样而显示出非线性响应，从而这种二次谐波方法容许在含有反衬媒介的组织与不含反衬媒介的组织之间进行对比度放大。尽管该方法很吸引人，但它存在着缺陷，这是由于其应用要满足若干严格的要求。首先，必须通过相当狭窄频带的脉冲（即若干射频周的相对长音脉冲群）而获得“气泡谐振”基频的激励。尽管该要求适合于进行多普勒处理所需的电路和条件，但它在B模成像的情况下变得不适用，因为此时的超声波脉冲具有非常短的持续时间（典型情况为半周或一周激励）。在这种情况下，没有足够的能量从基频转换到其“二次谐波”，因而B模成像的模式不能用于上述回波放大法。第二，在超声回波经过组织返回换能器的过程中，所产生的二次谐波被衰减，其衰减速率由其频率所决定，也就是说其衰减速率明显高于基频的衰减速率。这种限制就成为该“谐波成像”法的缺陷，从而将其应用局限于适合“二次谐波”高频超声波衰减的传播深度之内。另外，为了在两倍基频上产生回波信号分量，“谐波成像”要求反衬媒介的非线性振荡。这种行为迫使超声波激励强度在成像点（即组织中某个深度上）超过某个声阈。在非线性振荡期间，发生频率转换，尤其是导致部分声能从基本激励频率被转变成其二次谐波。从另一方面来看，上述激励强度不应超过使微泡损坏的微泡破裂水平，从而谐波成像将由于成像区域内反衬媒介的损坏而失败。上述限制要求成像仪器以如下方式建立以保证传声强度落在特定的能带范围内：即该强度应足够高以产生二次谐波分量，同时应尽量低以防止微泡在几个周期内发生损坏。

因此，对照那些“前”与“后”比较的方法，处理来自规范实时（即所谓“正在进行时”）应用中同时获得的实时回波电子信号的方法将把超声波诊断设备的应用向前推进一大步，使之可获

得更清晰的成像,并拓宽其应用范围。这种方法将基于利用信号处理功能对来自成像区域的回波信号进行放大,该信号处理功能的设计是以频率响应参数为基础而放大含有反衬媒介的区域与不包含反衬媒介的区域之间的对比度。这种方法还应当是应用简便,且在新的仪器设计中易于实现。

简言之,本发明涉及利用探测包含反衬媒介区域的超声波后向散射而进行器官和组织超声波成像的方法,该方法的步骤为:将超声波束投射到待成像的组织区域并接收由该组织反射作为射频响应信号的回波,对该射频响应进行解调而形成视频输出信号,将该输出信号存入视频扫描变换器,扫描该组织并重复上述步骤以产生被检查区域的视频图像。该方法的要点在于解调这一步骤,其中包括;在反衬媒介响应的6dB带宽低端边界附近与组织响应的6dB带宽高端边界附近之间的范围内选择至少两个频率,将信号传入至少两个相互独立的通道,该通道具有调谐于所选择频率的通带,再对各个独立通道中的信号进行解调。一旦解调之后,将所有信号合成为一个单个输出信号,其中含于组织中的反衬媒介的反射回波相对于该组织本身的反射回波被明显地放大。

另一方面,根据组织与反衬媒介的响应特性(即反衬媒介谐振频率值相对于组织谐振频率值的变化),预先选择用于设定独立通道带通滤波器的频率可以在组织响应的6dB带宽低端边界附近与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界附近之间的频率范围内进行选择。

本发明还涉及利用探测包含反衬媒介区域的超声波后向散射而进行器官和组织超声波成像的系统,该系统包括:超声波探头,用于发射和接收超声波信号;信号处理装置;用于存储处理后信号的装置以及显示装置。其中,信号处理装置包括:用于将信号分别送入至少两个相互独立且具有通带的通道的装置,该通道可独立调谐于至少两个频率,该频率位于反衬媒介响应的6dB带宽低端边界与组织响应的6dB带宽高端边界之间,

或位于组织响应的6dB带宽低端边界与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界之间；至少两个射频解调器，各自为上述独立通道所用；以及用于将来自各个独立通道的解调信号加互成单个输出的装置，其中由组织中所含反衬媒介的反射回波相对于该组织本身的反射回波而被明显地放大。独立通道的分离可以利用普通可变带通滤波器或具有不同处理算法(例如快速傅里叶变换，短时傅里叶变换、小波变换或车普-Z(Chirp-Z)变换)的频谱分析仪而进行。

本发明还介绍了用于处理由含有反衬媒介的组织反射、作为射频信号的超声回波的装置，该装置包括至少两个具有可独立调谐于预定频率的通带的独立通道，以及至少两个射频解调器，即每个通道一个。三或四个独立通道可能提供更为清晰的图像；然而，通道的增加则增大了系统的复杂性，从而通道数目的选择将是在图像质量与系统复杂程度之间进行折衷的结果。

本发明还揭示了利用本系统对病人及病畜组织或器官进行超声波成像的情形。

附图简要说明

图1给出了不同反射物脉冲回波的频率响应曲线。

图2为描述根据本发明线阵回波探测仪中双频B模反衬成像的框图。

图3描述了根据本发明的多频反衬成像过程。

关于本发明的主要内容是基于这样的意外发现，即通过利用实时方法探测含有反衬媒介区域的超声波后向散射获得了器官及组织的增强图像。在该实时方法中，超声波束在待成像组织区域的投射、组织的反射回波、回波的接收并被转换成射频响应信号的过程通过至少两个具有调谐于所选定频率的通带的独立通道而进行。每个通带调谐于不同的预定频率，依赖于反

衬媒介和组织的特性，在反衬媒介谐振频率低于组织最大响应的情况下，该预定频率在反衬媒介响应的6dB带宽低端边界附近与组织响应的6dB带宽高端边界附近之间的频率范围内选择。然而，当反衬媒介的谐振频率高于组织的最大响应时，该预定频率应在组织响应的6dB带宽低端边界附近与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界附近之间的频率范围内选择。该6dB带宽的定义是指响应保持在最大幅度50%以上的频率范围。作为独立通道而被分离的信号随后被解调并加互成单个输出信号，其中含于组织中反衬媒介的反射回波相对于组织本身（即不含反衬媒介的组织）的反射回波而言被明显地放大。接着，该输出信号被存入视频扫描变换器并对组织进行扫描以产生被检查区域的实时视频图像。扫描而产生视频图像在此具有其常规意义，即将超声波能量顺序地沿预先定义的扫描线进行扫描，接收反射回波的频率依赖特性并对每条扫描线做若干次处理。然后，对构成每个视频图像的一组扫描线重复若干次上述过程。

显然，这里所公开的实时方法仅对含有反衬媒介的器官或组织有效或适用，因为在本发明的范围当中，不用反衬媒介而进行器官和组织成像并不比常规的超声波成像更为优越。

已经证明，独立通道数目越多，所生成的图像质量就越好。因此，互作在至少三个预定频率的系统比仅互作在两个预定频率的系统显示出更高的分辨率。但是，增加所使用独立通道的数目存在着实际的限制。若增加该数目超过四个，尽管可能导致图像质量的进一步改善，但却增加了方法和系统的复杂性，从而增加成本并使信号处理复杂化。

术语“组织本身”或无反衬媒介的组织是指反衬媒介不能进入的组织部分，即未被引入病人体内的反衬媒介所灌注的组织。投射到待成像区域的超声波在其穿过组织并返回的途中，将会通过充满反衬媒介的部分或截面以及其它不含反衬媒介的部分或截面。不应将此与已知的在反衬媒介引入前后对相同器官或组织进行成像的方法相混淆。在此，在整个成像期间该反衬

媒介均存在，只不过是對媒介灌入區與非灌入區進行區別而已。

組織響應一詞是指作為頻率的函數的雙程能量轉移，包括電激勵、電-聲轉換、組織中超聲波傳播與反射、聲-電轉換、射頻放大以及一般性處理過程。

本發明新成像方法中的基本原理是基於利用超聲波反襯媒介的頻率依賴特性。本質上，這些成像原理依賴於或利用了反襯媒介響應的某種物理特性或“簽名”，從而增強相對於背景的對比度。人們發現，所研究的媒介的物理特性與其組成結構相關，其相關的程度是發現反襯媒介特徵的概念為實驗觀測的最接近的模擬。所描述了對比度放大程度遠大於通過直接回波振幅監測所獲得的情形，從而其潛力是相當可觀的。

本發明的另一個優點來源於這樣的事實，即在本質上，所採用的參數不要求任何非線性，也就是說這些參數不要求反襯媒介互作在非線性方式下，這是由於所需的信號處理算法不依賴於在預定水平上激勵反襯媒介。相反，它可以互作在線性或非線性響應的條件下。

重要的是，頻率的選擇應使得來自組織中反襯媒介反射回波的振幅與組織本身（即不含反襯媒介的組織）反射回波的振幅之差或比率為最大；這將在用上述方式選擇頻率的情況下而實現。為方便起見，所選頻率之一可以是反襯媒介的諧振頻率，而另一個或另一些頻率則選得更高或更低。在反襯媒介諧振頻率低於組織響應最大值的情況下，第二選定頻率應更高，而在組織最大響應低於反襯媒介諧振頻率的情況下，第二選定頻率應與上述相反，即更低。對具有不同回波諧振頻率曲線的反襯媒介進行實驗的結果表明，在大多數情況下，反襯媒介的諧振頻率低於組織響應的最大值；然而，也可能存在與上述相反的情形。在任何情況下，無論涉及第一種情形還是第二種情形，對應於接收回波電子信號均通過獨立通道，然後被解調。經解調的各獨立通道的信號隨後以某種簡便的方式（如相除、相

减、相加或各种方法的组合) 被加互成为单个的输出信号。典型地, 该处理过程是这样进行的, 即该处理算法给出来自组织中反衬媒介反射回波信号幅度与不含反衬媒介组织反射回波信号幅度之间的最大差值。举例而言, 响应于输入频谱分量 $S(f_1)$ 、 $S(f_2)$ 、 $S(f_3)$ 等等的输出信号 S_{out} 可以被加互成正比于下列算法之一的信号:

$$S_{out} = S(f_1) - S(f_2),$$

$$S_{out} = [S(f_1) - S(f_2)] / S(f_1),$$

$$S_{out} = [S(f_1) - S(f_2)] / S(f_2),$$

$$S_{out} = 2[S(f_1) - S(f_2)] / [S(f_1) + S(f_2)],$$

$$S_{out} = \{[S(f_1) - S(f_2)] / 2 - S(f_3)\} / \{[S(f_1) + S(f_2)] / 2\},$$

$$S_{out} = \{[S(f_1) - S(f_2)] / 2 - S(f_3)\} / S(f_3),$$

$$S_{out} = S(f_1) / S(f_2),$$

$$S_{out} = \ln S(f_1) - \ln S(f_2),$$

或上述的任意组合。在所有的情况下, 下列选择可以适用:

a) 若 $S_{out} < 0$, 则令 $S_{out} = 0$ 。

b) 若 $S_{out} < 0$, 则用 $|S_{out}|$ 代替 S_{out} 。

c) 输出信号 S_{out} 可以用其自然对数或任何其它非线性函数代替。

d) 可以对分量 $S(f_1)$ 、 $S(f_2)$ 和 $S(f_3)$ 进行任意排列。

e) 可以将任意分量 $S(f)$ 换成其平方 $S^2(f)$ 。

f) 任意分量 $S(f)$ 可以用其在 f 附近通带 Df 内的均方平均值代替: 即 $[1/Df] \int S^2(f) df$ 。

g) 可以选用较其余频率处响应更有利于频率 f 附近响应的任何其它处理选择。

还应指出, 预选或预定频率值的选择可以看成是反射回波到达时间的函数, 其中该预定频率用于设置独立通道, 这些通道可以是普通的可变带通滤波器, 或者是相应的等效器件, 如应用快速傅里叶变换的频谱分析仪。这就是说, 由于来自特定成像器官或组织的超声波响应依赖于它在身体内所穿透的深度

，从而图像的质量将依赖于所用频率的选择。因此，对于位于深层的组织 and 器官，应用较低频率可获得较好的图像，而对于接近换能器的器官或组织则应采用移向较高端的参考频率进行成像。

另一方面，本发明还包括了利用探测含有反衬媒介区域的超声波后向散射进行器官和组织成像的系统，该系统包括用以发射并接收超声波信号的超声波换能器和电子线路、信号处理装置、用于存储处理后信号的装置以及显示装置。其中，信号处理装置包括：用于将信号分离成至少两个具有通带的独立通道的装置，该通带可独立调谐于至少两个频率上，该频率位于反衬媒介响应的6dB带宽低端边界与组织响应的6dB带宽高端边界之间，或位于组织响应的6dB带宽低端边界与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界之间；至少两个射频解调器，每个独立通道一个；以及用于将来自独立通道的解调信号加互成单个输出信号的装置，在该输出信号中，组织中反衬媒介的反射回波相对于组织本身的反射回波被明显地放大。用于将信号分离成独立通道的装置可以是普通的可变带通滤波器。正如已经指出的，具有三个独立通道的系统比只具有两个独立通道的系统更优越，而具有四个独立通道的系统比具有三个独立通道的系统更优越；但是，所用独立通道的精确数目将考虑复杂性/利益比而确定。

根据本发明的另一种方案，取代带通滤波器，该系统可以使用频谱分析仪，该频谱分析仪的互作方式实质上是相同的，即利用上述预定频率，不管其选定值是否为反射回波到达时间的函数。该频谱分析仪可利用快速傅里叶变换，本普-Z (Chirp-Z) 变换、短时傅里叶变换或小波变换进行信号处理。这些处理技术的选择或其它形式的选择[例如分裂谱(split-spectrum)处理]要由成像环境所提出的要求而决定(如信/噪比、声干扰、轴向分辨率要求，等等)。例如，将小波变换成分裂谱(split-spectrum)处理应用于固体材料的超声波探伤已经显示

出了它们潜在的优越性，这些应用场合是比较困难的，其中所感兴趣的回波形状很相似或回波的振幅低于背景干扰（例如，Xin, J. 等人 N.M., 1992年IEEE超声学研讨会）。

频谱分析仪还可以包括零交叉检测器或自相关鉴别器。预定频率是不同的选定频率，它们位于反衬媒介响应的6dB带宽低端边界附近（或周围）与组织响应的6dB带宽高端边界附近（或周围）之间，或位于组织响应的6dB带宽低端边界附近（或周围）与反衬媒介响应的6dB带宽高端边界附近（或周围）之间。正如已经指出的，其精确的区域将依赖于所提到的两种不同的可能情形。

作为选择，该系统还可包括连接于解调器并放置在解调器之间的非线性放大器，以及至少一个模拟减法/除法放大器。然而，该系统总包含用于将各个独立通道的解调信号加互成单个输出信号的装置，其处理方式是使组织中反衬媒介的反射回波相对于不含反衬媒介组织的反射回波而言被明显地放大。该处理装置包含至少一个模拟减法/除法放大器，用以利用上面例举的一种或几种算法对输出信号进行处理。然而，正如已经指出的，该系统并不局限于使用任何这些算法，因为它们只是作为例子而给出的。

本发明的系统可包含模拟或数字视频扫描变换器，作为优选方案，任何信号处理均由数字电子电路而执行，该电路用于处理由超声回波信号的模拟/数字变换而获得的数据。可以用多频处理对输出信号的幅度按不同视频色彩进行编码，然后再将其叠加在利用B模成像中通常的处理方式而得到的普通灰度视频图像上。

这里所公开的方法和系统的优点同样可以在信号通道为脉冲多普勒超声波系统接收机的一部分的系统中加以利用，其中还可包括表示速度分布谱的谱域视频输出和/或音响信号输出，该音响信号输出的优选方案是使用扬声器，但也可使用任何其它便利的声音重放设备。在脉冲多普勒超声波系统中还可包括

各种各样有利的选择，例如可包括二维速度分布图，该分布还可以进行色彩编码，还可以包括从移动目标多普勒回波分量中导出的回波振幅或能量的二维分布图，可选择低于或高于某给定值的预定速度阈值。

最后，使用回波谱域傅里叶、车普-Z(Chirp-Z)或小波变换分析的系统的互作，可以将该谱域分析应用于回波的滑动时间窗范围之内。

本发明的又一个方面包括一种超声波设备，该设备包含有用于发射与接收超声波信号的超声波探头、信号处理装置，滤波装置、用于存储处理后信号的装置以及显示装置，其中该信号处理装置含有上述处理超声回波的一种或多种装置。本发明的超声波设备可用于病人和病畜的组织或器官成像，且特别适用于心血管系统的成像。

为了进一步说明所公开的成像方法，考察人体中各种散射体经过传播之后所预期的声能响应是有益的。图1描述了脉冲回波系统的典型频率响应：即组织的发射—接收响应（包括电—声换能器响应以及作为频率函数的组织中的微分衰减），以及含有单一尺寸微泡的反衬媒介的发射—接收响应。在本例中， f_r 为反衬媒介中微泡的谐振频率，而 f_1 和 f_2 为适当选择的、不同于 f_r 值的频率分量值。当激励幅度使得产生非线性振荡时，能量同样在二次谐波频率 $2f_r$ 处被后向散射。在图1中，重要的是应当明白，所给出的曲线对于反衬媒介和组织本身是各具特点的。换句话说，这些曲线代表了这些不同超声波反射体的响应。在实际的自然成像条件下，回波信号为各种被超声波束所照射的目标（或反射体）响应的叠加。因此，相应回波信号的谱也是来自各个反射体超声回波波谱的叠加。

当信号被接收并利用算法 $S_{out} = S(f_r)/S(f_1)$ 、 $S_{out} = S(f_1)/S(f_2)$ 、 $S_{out} = [S(f_1) - S(f_2)]/S(f_2)$ 或其它所提到的算法进行处理时，不是来自反衬媒介的回波信号振幅明显低于来自反衬媒介的回波信号振幅。原因在于频率 f_1 和 f_2 的选

择。举例来说，这种选择使得组织响应在 f_1 的振幅与组织响应在 f_2 的振幅比（即 $T(f_1)/T(f_2)$ ）远远小于反衬媒介响应在 f_1 的振幅与反衬媒介响应在 f_2 的振幅比（即 $A(f_1)/A(f_2)$ ）。

这种类型的信号处理基本上可用于多种标准回声探测仪的成像模式，例如：机械B模扫描、线性或相控阵列电子B模扫描、对图像由散射体相对速度编码的彩色多普勒成像或能量彩色多普勒成像。在能量彩色多普勒成像当中，经多普勒电路检测之后，图像色彩由回波振幅单独进行编码，其中多普勒电路消除了所有来自静止目标的回波。

实际上，本发明要求频率分量从原始射频回波信号中提取出来；这可以通过硬件或软件手段以多种方式加以实现，而所有这些均涉及到本发明的范围。在以下的介绍中，描述了一种硬件方案，该方案采用配备有模拟带通滤波器的双通道放大器在 f_1 和 f_2 处提取回波分量，然后计算解调信号比以便在扫描变换器上产生视频图像。另一种选择是利用数字电路，该电路对回波波形取样数据进行快速傅里叶变换、车普-Z(Chirp-Z)变换或小波变换。

在模拟形式中，图2描述了本发明线阵回波探测仪中一种典型的多频B模反衬成像。该回波探测仪至少包括下列组成部分：计时电路1，时间增益控制电路2，射频发射馈相电路3，脉冲发射电路4，Tx/Rx-(发射/接收)单元多路调制器5，超声波换能器6，射频接收馈相电路7，具有时间增益函数的接收放大器8，设置于频率 f_1 的带通滤波器9，设置于频率 f_2 的带通滤波器9'，射频解调器与非线性放大器(通道1)10，射频解调器与非线性放大器(通道2)10'，模拟减法/除法放大器11，视频扫描变换器12以及视频监视器13。

在互作原理上，计时电路专门用来定义脉冲重复频率，该重复频率是根据对待成像区域顺序扫描而构造二维回波成像所必需的。对各个顺序的脉冲激励，该计时电路还为时间依赖函数定义了时间原点，其中时间依赖函数用以向来自不断增大的

深度的回波信号提供可变放大增益。该函数通过被称为“时间增益控制电路”的单元而实现，该单元的输出可以是变化的电压，该电压应用于具有可调增益接收放大器的增益控制。该计时电路还定义发射馈相，该馈相是精确地顺序激励线阵换能器各个单元以产生波束聚焦和扫描所必需的，其形式可以为顺序触发信号脉冲群，预备应用于多通道电激励电路（“脉冲发射电路”）。该计时电路还提供将预先定义的阵单元组与脉冲发射电路建立联系所需的信号，这是利用由发射/接收单元多路调制器所提供的连接而实现的。接收超声波束的聚焦与扫描通过射频接收馈相电路来完成，该电路的相位和延迟调节也由该计时电路来控制。该接收馈相电路的输出信号随后被引入前述具有时间增益控制电路的放大器。正是该放大器的输出被作为公共输入馈至前述多处理通道，用以分离接收回波中的频率分量。图2的例子利用将回波信号通过不同的带通滤波器进行馈送而完成频率分离，然后象普通回波探测仪一样，再经过射频解调和非线性放大。接着，多处理通道的各个输出作为输入信号被引至模拟减法/除法放大器，该放大器设计用于完成前述各种处理算法，它利用了电子电路众所周知的函数特性。该放大器的输出随后被送至视频扫描变换器的输入端，准备对各个顺序脉冲将输入数据以相应于所选波束的扫描和定位的模式记录下来。因此，利用以特定的重复率重复上述过程，且每一次均改变波束扫描和/或聚焦以获得器官和组织中顺序位置的回波，该扫描变换器的输出信号对视频监视器上显示的二维图像进行实时更新，即其速率在每秒几帧图像到每秒几百帧图像之间，这种速率对于仪器操作人员再现运动感觉是足够的。在上述过程中，与含有反衬媒介区域相应的回波探测图像区域的对比度相对于用常规仪器在类似成像条件下获得的图像而言被明显地放大。

经本发明信号处理所产生的回波探测图像由来自反衬媒介的图像元素(像素)组成，其强度远远大于来自典型组织回波的

像素，这是由于只有反衬媒介才具有特定的频率响应特征，从而其回波信号能通过减法/除法处理而被放大。典型地，B模成像的效果如图3所示。在反衬媒介存在的情况下，标准B模成像与本发明成像的模拟图像说明了利用本发明方法可以获得的效果。在该图中，双频B模成像的标注意味着只考虑两个预定频率选择。

正如已经指出的，可以对多普勒通道处理应用类似的处理过程，用以在速度色彩编码或能量色彩编码的二维多普勒成像情况下获得改善的对比度放大。

本发明所公开的成像方法利用了线性后向散射模式下反衬媒介的频率响应，该响应是某种典型的函数，它明显区别于组织的频率响应。在本说明的范围内，术语“成像”不加区别地应用于超声波B模成像（像素强度依赖于回波强度而与运动无关）、彩色多普勒能量（素色色彩或强度依赖于相对速度低于或高于某个阈值的回波强度）或彩色多普勒处理（像素着色为相对目标速度的函数）的范围内。

本发明可应用于所有利用超声波反衬媒介对组织进行灌注的探测系统，也可应用于回波探测成像仪中的电子电路，例如用于医用诊断回波探测成像仪中的电子电路。本发明的实现需要在体内（或更一般而言在成像区域内）注入特定的反衬媒介。

脉冲回波响应

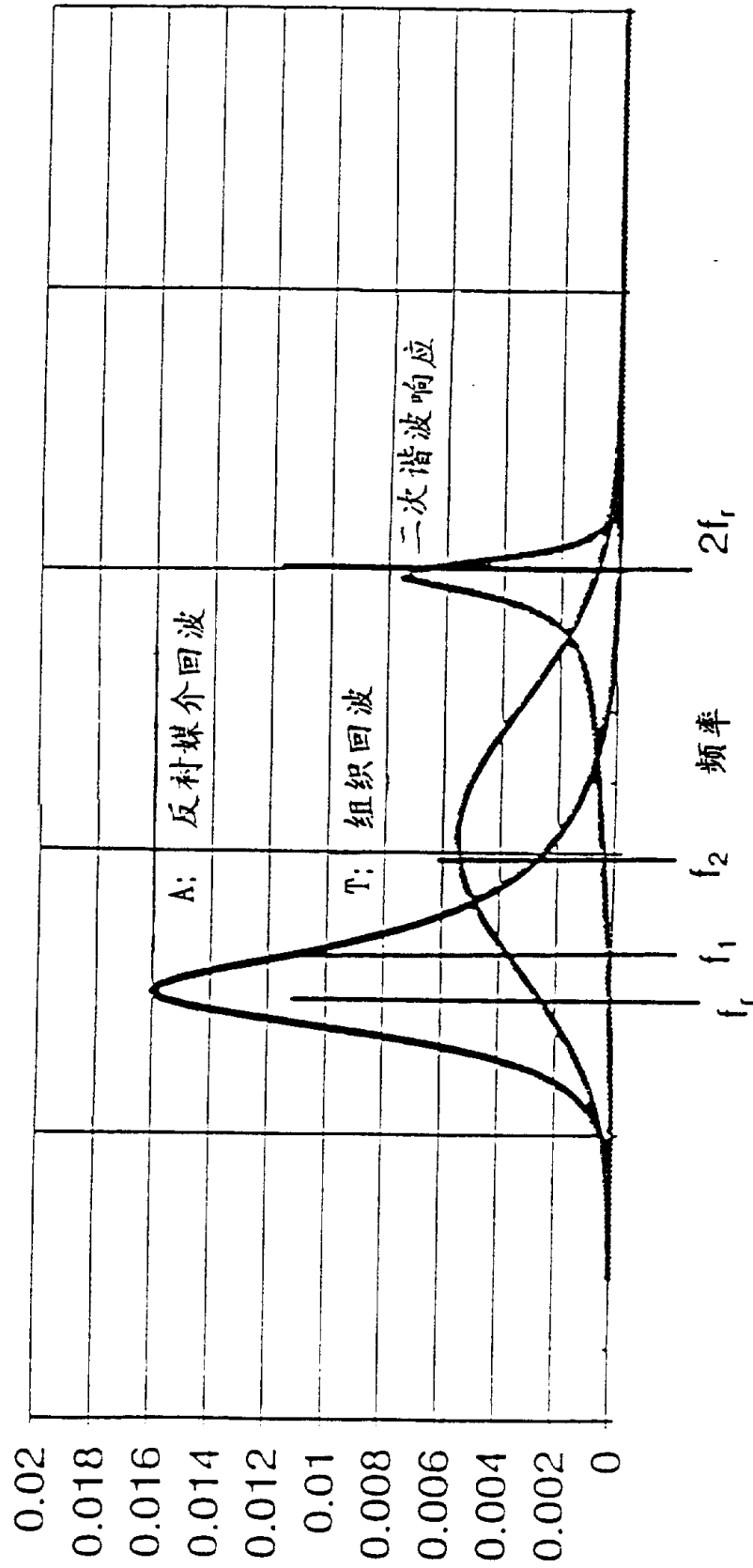


图1

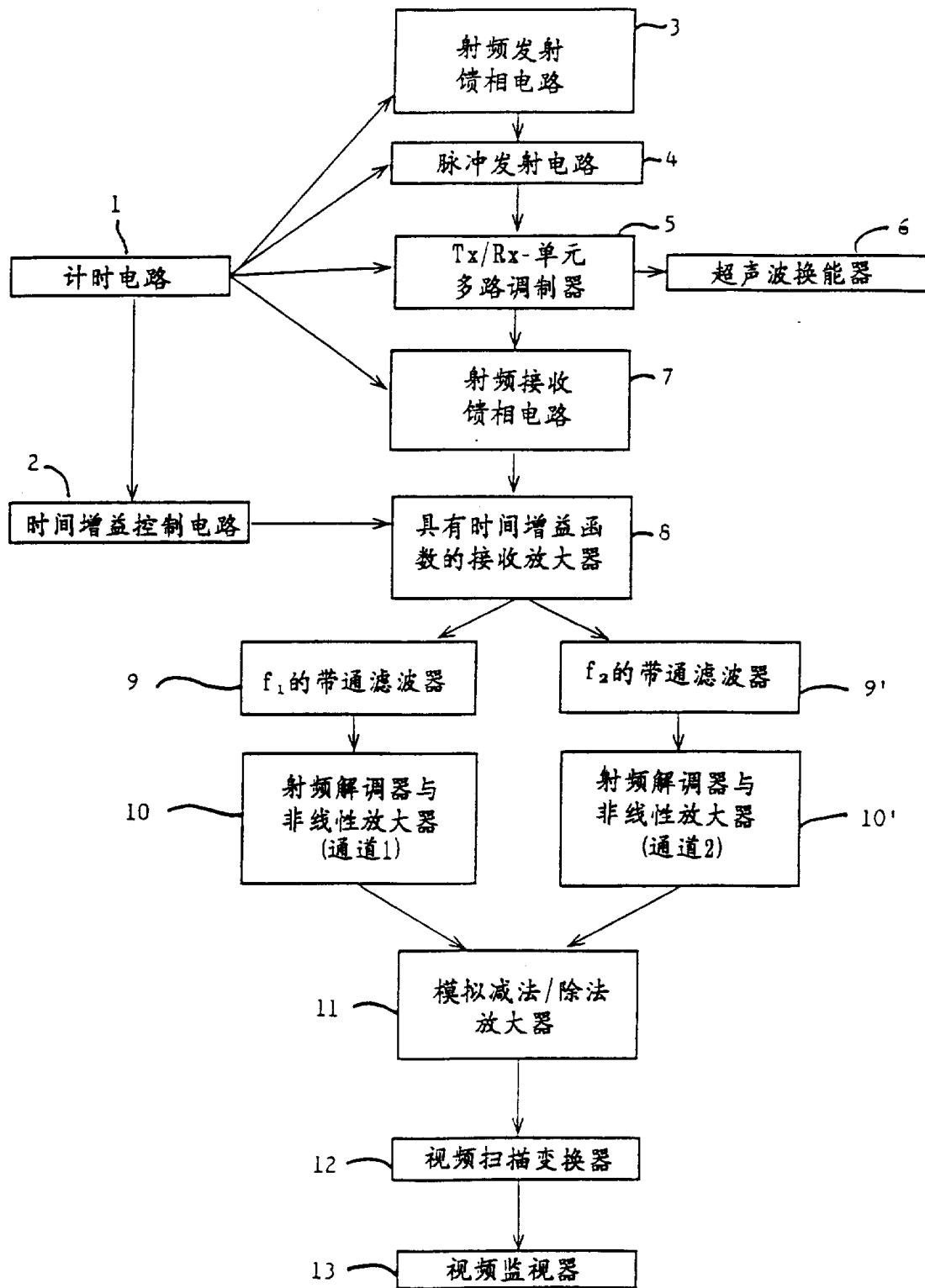


图 2

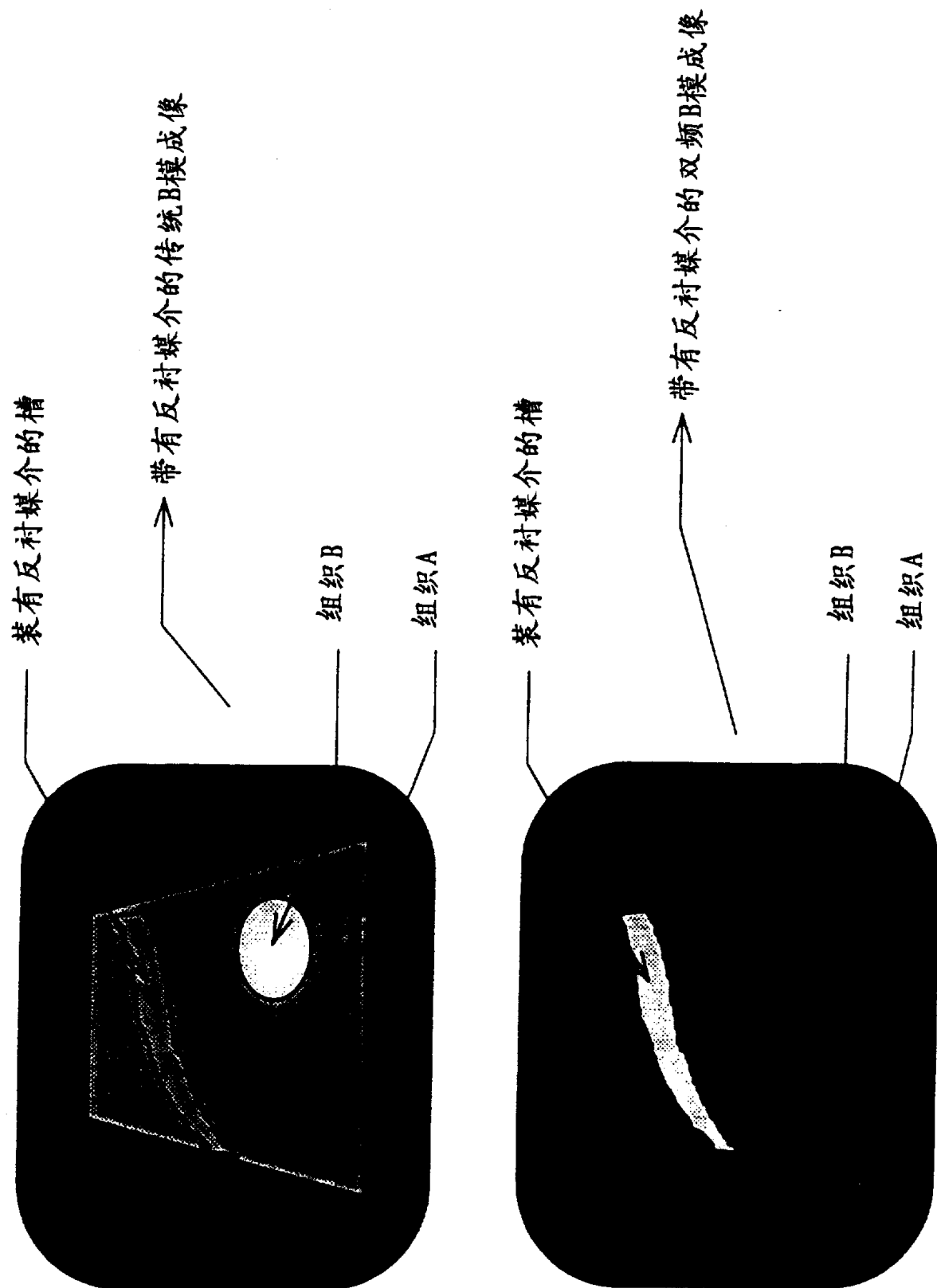


图 3