

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 8/06

G01S 7/52



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03814025. X

[43] 公开日 2005 年 8 月 31 日

[11] 公开号 CN 1662180A

[22] 申请日 2003. 6. 4 [21] 申请号 03814025. X

[30] 优先权

[32] 2002. 6. 18 [33] US [31] 10/174,282

[86] 国际申请 PCT/IB2003/002497 2003. 6. 4

[87] 国际公布 WO2003/105691 英 2003. 12. 24

[85] 进入国家阶段日期 2004. 12. 16

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 G·布洛克-菲舍尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

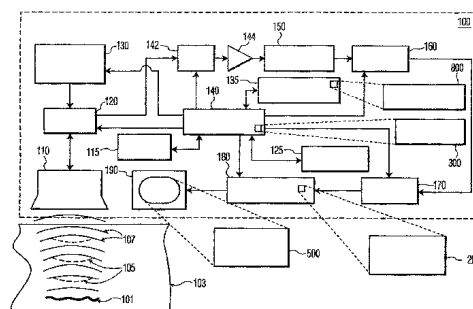
代理人 杨生平 王忠忠

权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 9 页

[54] 发明名称 具有同步余辉的造影剂成像

[57] 摘要

公开了一种利用组织和灌注造影剂的组织的超声谐波成像用于同步余辉的系统和方法。该超声谐波成像系统包括帧存储器、帧处理器、余辉执行器和余辉控制器。在优选实施例中,该余辉执行器根据造影剂破裂超声发射禁用余辉滤波。一种用于观察造影剂的超声响应的方法可以通过如下步骤实施:向目标组织中输入造影剂用于成像;利用适于观察该造影剂和该组织的第一超声发射信号照射该组织;调节发射信号参数以破坏该造影剂的实质部分;当执行调节后的发射信号时禁用余辉滤波;并当观察该组织的重灌注时恢复余辉滤波。



1. 用于观察造影剂的超声响应的方法包括:
输入至少一种造影剂到目标组织中用于成像;
利用受适于允许实时观察灌注造影剂的组织的第二超声发射信号
- 5 激发的探头照射组织;
调节至少一个超声发射信号参数来生成第二超声发射信号,其中出现在照射组织中的造影剂的实质部分被破坏; 并且
根据第二超声发射信号启动余辉滤波器,其中应用第二超声发射信号之后所获得的连续图像帧没有被余辉滤波的结果进行平均处理。
- 10 2. 权利要求1的方法, 进一步包括:
再次应用第一超声发射信号来允许对通过用于成像的目标组织的造影剂重灌注进行实时观察; 并且
根据第一超声发射信号的再次应用启动余辉滤波器。
3. 权利要求1的方法, 其中第一超声发射信号包括一个选定的机械指数(MI), 其中输入到组织中的至少一种造影剂随时间基本不变。
- 15 4. 权利要求1的方法, 其中第一超声发射信号包括一个高于约1.5MHz的频率。
5. 权利要求1的方法, 其中第二超声发射信号包括一个选定的机械指数(MI), 其中输入到组织中的至少一种造影剂随时间基本不变。
- 20 6. 权利要求1的方法, 其中第二超声发射信号包括一个高于约1.5MHz的频率。
7. 权利要求1的方法, 其中该调节步骤根据一个触发信号执行。
8. 权利要求1的方法, 其中启动步骤包括禁用余辉滤波器。
9. 权利要求1的方法, 其中启动步骤包括复位余辉滤波器。
- 25 10. 权利要求2的方法, 其中启动步骤包括恢复余辉滤波器。
11. 权利要求7的方法, 其中触发信号根据至少一个所获得的患者参数生成。
12. 权利要求11的方法, 其中至少一个所获得的患者参数是心电图波形。
- 30 13. 在用于诊断通过感兴趣的血管的血流的方法中, 其中至少一种造影剂已经被输入到血液中, 并且其中至少一组超声图像帧被随时间分析以观察感兴趣的血管中至少一种造影剂的重灌注, 改进包括:

根据导致在血液内从至少一种造影剂反射的所探测到的超声信号的幅度实质性增大的环境条件同步启动余辉滤波，其中在环境条件被去除后所获得的连续图像帧没有被余辉滤波平均处理。

14. 权利要求 13 的方法，进一步包括：

- 5 根据流过感兴趣的血管的至少一种造影剂的重灌注速率估计流过感兴趣的血管的血流速率。

15. 权利要求 13 的方法，进一步包括：

根据一种造影剂的最大密度和所显示的血管的内表面之间的距离测度估计感兴趣的血管内的血容量。

- 10 16. 权利要求 15 的方法，进一步包括：

根据患者血液氧饱和度估计感兴趣的血管所供给的组织的那些部分的可用氧量。

17. 用于对患者体内的一种造影剂和组织进行谐波成像的超声成像系统，该系统包括：

- 15 用于利用多个超声脉冲照射感兴趣的造影剂灌注的组织的装置，其中至少一种造影剂可随时间被观察到；

用于可控地调节至少一个超声发射脉冲的装置，其中该至少一种造影剂被调节从而该至少一种造影剂不再从感兴趣的组织内被观察到；以及

- 20 用于根据该调节装置从超声响应处理通路中移除余辉滤波器的残余效应的装置，其中余辉滤波器在与所调节的至少一个超声发射脉冲实质性共存的一段时间内没有被应用。

- 25 18. 权利要求 17 的系统，其中用于移除的该装置被用于根据该调节装置从超声响应处理通路中回避余辉滤波器的装置代替，其中余辉滤波器在与所调节的至少一个超声发射脉冲实质性共存的一段时间内没有被应用。

19. 权利要求 17 的系统，其中用于用于移除的装置包括用与连续图像帧有关的数据替换与第一图像帧有关的数据。

- 30 20. 权利要求 17 的系统，其中用于用于移除的装置包括用与直接相邻的前一图像帧有关的数据替换与第一图像帧有关的数据。

21. 权利要求 17 的系统，进一步包括：用于诊断至少一个血流参数的装置。

22. 权利要求 21 的系统, 其中该诊断装置包括对患者组织内的至少一种造影剂的重灌注进行监控。

23. 用于对患者体内至少一种造影剂和组织进行谐波成像的超声诊断成像系统, 该系统包括:

5 短时存储多个图像帧的帧存储器;

 与帧存储器耦合的帧处理器, 其中该帧处理器用来在像素基础上生成包含图像数据的输出;

 响应于至少一个超声发射信号的余辉执行器; 和

10 用来接收帧处理器输出的余辉控制器, 其中该余辉控制器根据余辉执行器在来自连续图像帧的像素基础上从数学上融合图像数据。

24. 权利要求23的系统, 其中当该发射信号被设置从而将实质性破坏组织中的至少一种造影剂时, 余辉执行器根据至少一个超声发射信号禁用该余辉控制器。

15 25. 权利要求24的系统, 其中在预定数量的图像帧内该余辉执行器禁用该余辉控制器。

 26. 权利要求24的系统, 其中在预定数量的图像帧内该余辉执行器恢复该余辉控制器。

具有同步余辉的造影剂成像

5 本发明涉及超声成像。更具体地，本发明涉及改善造影剂成像诊断评价的系统和方法。

由于超声成像的图像质量、安全以及低成本，在许多临床应用中已经迅速取代了传统的 X 射线。超声图像通常通过采用能够发射和接收直射入介质（例如人体）中的压力波的相控或者线性阵列探头而生成。
10 这种探头一般包括多单元的压电材料，它能够在施加电压时发生震动生成所需的压力波。典型的压电探头单元由锆钛酸铅（PZT）构成，大量排列的单元形成一个探头装置。已有一种被称为微机械加工超声探头（MUT）的新一代超声探头。MUT 的制造通常应用半导体制造技术，利用一些在通用基底上形成的单元来生成探头装置。无论何种探头单元，
15 该探头单元都可以装配到一个可能包含控制电子设备的组件盒中，二者相结合形成了一个超声探针。该超声探针可以包括位于各种单元的表面和探阵体之间的声学匹配层。随后，超声探针可以与超声接收器一起来发射和接收穿过人体各种组织的超声压力波。各种超声响应可以进一步由超声成像系统进行处理，以显示人体的各种结构和
20 组织。

为了获得高质量的图像，必须对超声探针进行设计来产生压力波的特定频率。一般而言，低频压力波能够穿透到介质（例如人体）的深处，但是由于所发射的波长的长度原因而产生低劣分辨率的图像。另一方面，高频压力波提供了高分辨率，但是穿透性较差。相应地，
25 发射频率的选择涉及到在分辨率和穿透能力之间寻求平衡。不幸的是，随着穿透性的深入，分辨率也受到损害，反之亦然。通常地，可以通过选择在给定应用中提供足够穿透性的最高成像频率（即最佳分辨率）来解决频率选择问题。例如，在成人心脏成像中，通常选择在 2MHz 到 3MHz 范围内的频率来穿透胸腔壁。由于缺乏足够的图像分辨率，
30 没有使用更低的频率。更高的频率通常用于放射学和血管方面的应用，此处需要高分辨率来对受狭窄障碍物影响的小的损伤和动脉成像。

最近，已有致力于同时获得高分辨率和深穿透性的新方法的研究。

其中一种这样的方法叫做谐波成像。谐波成像是基于物体（例如人体组织）会显示和反射其自身的非基频，即基频的谐波这一现象。这一现象以及数字技术的图像处理能力的改进，使得通过以低基频（ f_0 ）发射（从而具有深穿透性）并以较高频率的谐波（例如 $2f_0$ ）接收反射信号激发成像物体而形成物体的高分辨率图像成为可能。通过示例的方式，具有低于 2MHz 频率的入射波能够穿透到人体内，并且具有大于 3MHz 频率的一个或多个谐波可以被接收到从而形成图像。以这种方式成像，可以达到深穿透性而没有损失相应的图像分辨率。

但是，为了以较低频率发射用于组织穿透性并接收谐波频率用于改进的成像分辨率，需要能够发射基频的足够带宽并接收谐波的足够带宽的宽带探头。由美国 Agilent 科技公司制造并可购买的带有 SONOS5500 的 s4 探头具有合适的带宽，利用单个探头完成谐波成像从而提供了显著的临床改进。进一步地，s4 探头和 SONOS5500 的结合提供了利用单个探头的多个成像参数的选择，从而可以选择穿透性以及分辨率。

传统的超声扫描器可以建立组织的二维 B 模式图像，其中像素的亮度是基于所接收到的超声回波的强度。在彩色血流成像中，可以对血液流动和组织移动成像。最著名的是应用多普勒效应的心脏和组织中血流的测量。反向散射超声波的移频可以被用来测量来自组织或者血液的反向散射速度。从血管内表面和心脏内腔等反射的声波频率可以根据血细胞的速度成比例地进行移位。反射自细胞并朝向探头移动的超声波频率被正向移位。相反地，反射自细胞并远离探头移动的超声波频率被负向移位。多普勒移位可以用不同颜色显示来表示流动的速度和方向。为了辅助诊断医师和操作者，彩色血流图可以重叠在 B 模式图像之上。

超声图像和其它图像一样，受到噪声影响，从而对与用来重建所观察到的对象的各种像素有关的强度值产生不利影响。超声图像和其它图像一样，也受到实时图像序列中的时间噪声的影响。传统的超声成像系统通常具有一个图像帧滤波函数，以极坐标或笛卡儿坐标形式作用于数据。

用于减少来自图像的时间噪声的一种方法是，用一个滤波器利用当前输入帧对来自前一帧的有关像素强度值进行加权并求和，来生成显

示像素强度。这被称为所谓“时间滤波”或“余辉(persistence)滤波”。在此方法中,前一显示帧的像素可以用一个加权值 α 与一个输入帧的像素求平均。该加权值将相同次数的时间滤波施加于该帧中的所有像素。从而,该方法是与数据无关的,即不随所用的图像数据的变化而改变。虽然减少了时间噪声,然而不幸的是,这种简单的滤波使得小的结构、结构的边界以及移动到图像区域内的结构的边界变得模糊和退化。

如下进一步所述,当应用于实时成像和高功率超声发射脉冲时,连续余辉滤波是不合适的。

当与造影剂结合应用时,谐波成像可以同样特别有效。典型地,在造影剂成像中,被称为微气泡的填充了气体或液体的微球状造影剂被注射到介质中(通常是血流)。由于其强非线性响应特性,造影剂的谐振可以被超声探头很容易地探测到。

在输入造影剂后,通过使用谐波成像,医务人员可以用于患者循环系统中的充血组织和血流的动态特性的健康诊断,有效提高成像能力。例如,造影剂谐波成像在探测心肌边界、估计微血管血流量和探测心肌灌注中特别有效。

入射超声压力波的功率或机械指数直接影响到造影剂声学响应。在较低功率下,带有形成外壳材料的密闭的一个或多个气体造影剂所形成的微气泡谐振并发出所发射的频率的谐波。这些微气泡谐波的幅度取决于激励信号脉冲的幅度。在较高声学功率下,微气泡破裂并发出强宽带信号。为了将这些强后向反射信号用于成像,希望在成像平面内具有均匀的破裂。通常,发射频率越高,在成像平面内来自微气泡的响应中的谐振越强。已被证明,在气泡破裂时较低频率比较高频率更加有效。

为了解决气泡探测和气泡破裂中的不均匀,现有系统使用多脉冲技术提高信噪比和增加微气泡的破裂。然而,用于造影剂探测的多脉冲技术需要用户能够从真实的气泡谐振和破裂信号中辨别出人为的运动。例如,在高MI触发技术中,比如谐波能量多普勒,触发发生在心动周期的心脏相对静止的那一部分是十分重要的。辨别触发所产生的人为运动和心动周期中的变化使得用户作出诊断非常困难,并在临床应用中减缓了对比成像被接受的过程。

Uhlendorf 等人的美国专利 5410516 公开了造影剂成像以及单脉冲激励技术，例如谐波成像。特别地，Uhlendorf 认为通过选择一个射频滤波器而有选择地观察任意整数次谐波（二次、三次等）、次谐波（例如 $1/2$ 谐波）或高次谐波（例如 $3/2$ 谐波），能够改善微气泡组织比率。与更高次整数谐波、次谐波或高次谐波相比，二次谐波由于其在此频率下大的气泡响应而被证明最为有用。由于探头的带宽限制（即， $<70\%$ 带宽，其中百分比带宽定义为高转角频率-从低转角频率起 6dB 点- 6dB 点，除以中心频率的微分），二次谐波也最为实用。然而，由于大组织整数次谐波信号掩蔽了造影剂所产生的信号，因此单脉冲激励技术以及谐波成像受到低微气泡-组织比率的困扰。

当前，在超声对比检查中，通常采用低声功率成像技术对超声造影剂实时成像。采用这种成像时，一些高功率发射脉冲序列进入感兴趣的组织中用于破坏或改变视图区域中的造影剂。这种方法允许操作者观察并记录各种感兴趣的组织内的造影剂重灌注。如前所述在对比成像之前，通过求平均来减少热噪声影响的应用于视频图像的余辉或时间滤波技术已经被用来改善图像的外观。然而，当余辉滤波技术应用于造影剂增强的超声图像时，其中该超声图像被施加了破坏发射序列，破坏序列的较亮帧被余辉技术平均化，因此使所得到的包含观察到的组织的重灌注的图像帧变得模糊。

由于现有技术的这些以及其它缺点，本发明涉及一种改进的超声成像系统和一种用于灌注造影剂的组织的谐波成像的方法。简言之，在结构上，该系统可用探头、超声成像系统、具有余辉模块的视频处理器、患者接口和诊断处理器实现。

本发明也可被看作提供了一种利用造影剂破裂和重灌注成像用于同步余辉的方法。此处，该方法可以通过如下步骤主要地概括如下：输入至少一种造影剂；利用适于实时观察感兴趣器官的超声信号对组织进行照射；根据发射信号修正一个或多个参数生成造影剂破裂序列；利用破裂序列对超声系统中的余辉电路进行同步，从而破裂序列中的图像帧不会影响到余辉滤波后的结果。这使得后续的对感兴趣组织进行造影剂重灌注的过程中就可以应用余辉滤波，而不会在造影剂灌注过程中受到来自高功率超声反射的不利残余影响。

参阅下面的附图和详细描述后,本发明的其它系统、方法、特征和优点对于本领域的技术人员而言是显而易见的。应被认为,所有这样的补充的系统、方法、特征和优点都包括在本描述中,都在本发明的范围之内,并受到附加权利要求的保护。

5

参照下图可以更好地理解本发明。图中的组成部分无需改变比例和着重强调,而是根据清楚地说明本发明地原理而布置。并且,在图中,相同的参考数字表示所有这些视图中的对应部分。

图 1 是与本发明所述相一致的超声成像系统的功能框图。

10

图 2 是与图 1 中视频处理器有关的余辉模块的功能框图。

图 3 是表示利用能够被图 1 中超声成像系统实现的同步余辉用于造影剂成像的方法的流程图。

图 4A 和 4B 是表示结构、血流和人的心脏运动的示意图,可被用来初始化图 3 的方法。

15

图 5A-5C 示出用于监控穿过患者器官而不是心脏的血流动态特性的诊断模块,该器官可通过图 1 的超声成像系统利用造影剂进行灌注。

图 6A 和 6B 示出当图像平面聚焦于患者循环系统的一部分时,可以通过图 1 的超声成像系统生成的可能的显示图像。

20

图 7A 是表示通过图 1 的超声成像系统产生的随时间变化的典型超声发射功率曲线示意图。

图 7B 是表示可以通过图 1 的患者接口提供的典型心电图信号曲线的示意图。

25

图 7C 是表示可以通过图 1 的超声成像系统生成并存储的随时间变化的灌注曲线示意图,图 1 中的超声成像诊断系统实现了图 3 中所示方法的优选实施例。

图 8 是表示用于进行血流速率和血液容量分析的方法的流程图,该方法可以通过图 1 的超声成像系统实现。

总结了本发明的各个方面后,将对图中所示本发明进行详细描述。虽然对本发明的描述是根据这些附图,但是这并不限于此处所公开的一个或多个实施例。相反,意在包括附加权利要求所定义的包含在本发明的实质和范围内的所有替换、变更和等价方案。

现转至附图，其中相同的索引数字在所有附图中表示相应的部分，参见图 1，表示通过改变超声发射波形能够观看组织和造影剂的超声成像系统的框图。与本发明具有同一授权人的美国专利 5577505 中公开了一种能够产生超声冲击序列和多个激励水平的超声成像系统的示例，其全部内容在此处被引用。2000 年七月 14 日提交的美国专利申请 09/618510 中公开了一种对非线性造影剂响应具有增强的灵敏度的超声成像系统的示例，其与本发明具有同一授权人，并且其全部内容也在此处被引用。

图 1 示出根据本发明所述和原理的超声成像系统的功能框图。其中，超声造影剂和组织成像系统 (UCATI) 100 包括探头 110、患者接口 115、射频开关 120、操作者接口 125、发射控制器 130、诊断处理器 135、系统控制器 140、模数转换器 (ADC) 142、时间增益控制放大器 144、波束形成器 150、射频 (RF) 滤波器 160、信号处理器 170、视频处理器 180 和显示器 190。

如图 1 所示，系统控制器 140 可用来执行用于同步余辉 300 的方法。用于同步余辉 300 的该方法将结合图 3 的流程图详细说明。同样如图 1 所示，视频处理器 180 可以包括一个余辉模块 200。余辉模块 200 的典型结构和作用将结合图 2 进一步详细说明。根据本发明的原理和所示，显示器 190 可以生成多个诊断超声图像 500，将结合图 5A-5C 和图 6A 及图 6B 进行说明。如图 1 进一步所示，可利用用于完成诊断分析 800 的方法对诊断处理器 135 进行设置，将结合图 8 中的流程图进行说明。

如图 1 所示，探头 110 可以与 RF 开关 120 电路耦合。RF 开关 120 可以利用与发射控制器 130 耦合的发射输入和与探头 110 电路耦合的探头端口进行设置。RF 开关 120 的输出可以与 ADC142 电路耦合，在时间增益控制放大器进一步处理之前用于数字转换。波束形成器 150 可以与 RF 滤波器 160 耦合。在视频处理器 180 中进一步处理信号之前，RF 滤波器 160 可以进一步与信号处理器 170 耦合。从而视频处理器 180 可用来为显示器 190 提供输入信号。系统控制器 140 可以与发射控制器 130、ADC142、RF 滤波器 160、信号处理器 170 和视频处理器 180 耦合来为各个设备提供所需的调节信号。

同样如图 1 的功能框图所示，系统控制器 140 可以与患者接口 115

和操作人员接口 140 进行通信耦合。应被理解为, 患者接口 115 可为系统控制器 140 提供多个患者参数。例如患者接口 115 可以为系统控制器 140 提供表示患者呼吸循环、患者血压、患者心跳(如心电图有关的数据)的数据以及其它在诊断患者状态中有用的参数。

5 本领域技术人员会理解到, 系统控制器 140 可以包括通用处理器、微处理器、一个或多个专用集成电路(ASIC)、多个适当配置的逻辑门, 以及其它常用的电子设备包括单个或组合的离散单元, 以配合 UCATI 系统 100 的整体运行。进一步地, 系统控制器 140 可以包括一个或多个计算机、存储设备和其它硬件和软件组成部分, 以配合 UCATI
10 系统 100 的整体运行。另外, 应被理解为, 系统控制器 140 可以包括软件, 该软件包括用于实现逻辑函数的可执行指令的命令列表, 该逻辑函数可在任何计算机可读的介质中实现供指令执行系统、装置或设备应用, 例如基于计算机的系统、包含处理器的系统或其它可以从指令执行系统、装置或设备中读取指令并执行指令的系统。该计算机可读
15 介质可以是, 例如, 电、磁、光、电磁、红外、或半导体系统、装置、设备或者传播媒质。

类似地, UCATI100 中的其它处理器, 更具体地是诊断处理器 135、信号处理器 170 和视频处理器 180, 以及可以与 UCATI100 集成的其它设备可以包括一个或多个通用处理器、一个或多个 ASIC、适当配置的
20 逻辑门、计算机、存储设备和其它类似的硬件并结合软件部分用于配合与特定处理器 135、170、180 等有关的特定的指定函数的整体运行。应被进一步理解为, 这些处理器 135、170、180 和其它设备可以包括它们自己的软件模块, 该软件模块包括用于实现逻辑函数的可执行指令的命令列表, 该逻辑函数可以在任何计算机可读的介质中实现。

25 在简单描述了 UCATI100 的典型结构后, 将对通用的作用进行高级描述。此处, RF 开关 120 将 UCATI 系统 100 的发射控制器 130 与包括图 1 中所示剩余部分的超声响应接收和处理部分隔离。图 1 所示的系统结构提供了发射控制器 130 中生成的电子发射信号, 该信号被转换为一个或多个超声压力波, 此处通过超声发射脉冲 105 示出。当超声
30 发射脉冲 105 遇到接受超声透射的组织层 103 时, 多个发射事件或超声发射脉冲 105 就穿透组织 103。只要多个超声线 105 的幅度超过组织 103 的衰减效应, 多个超声发射脉冲 105 就会达到内部目标 101。

本领域技术人员会理解到，具有不同超声阻抗的组织边界或者组织之间的交界处会在多个超声线 105 的基频的谐波处形成超声响应。

如图 1 进一步所示，这样的谐波响应可以由超声反射信号 107 描述。进一步理解为，由于透射波的受压部分传播比膨胀部分快，因此被超声波照射的组织 103 形成谐波响应。波形受压和膨胀部分的不同传播速率导致声波发生失真，产生通过各种组织边界向后反射或散射的谐波信号。需要着重指出的是，虽然图 1 仅示出在组织 103 中撞击内部目标 101 的入射多个超声发射脉冲 105 的二阶谐波响应，同样可以观察到其它谐波响应。作为示例，已知在组织 103 和内部目标 101 之间的组织边界能够产生次谐波、谐波和高次谐波响应。内部目标 101 自身会在基频的整数倍数产生谐波响应。另一方面，各种造影剂已被证明可产生次谐波、谐波、高次谐波响应。在下文中，次谐波和高次谐波响应可以被分别表示为小于和大于基频或发射频率的非整数谐波响应。

那些来自穿过组织层 103 的幅度超过衰减效应的超声反射信号 107 可以被监控并通过 RF 开关 120 和探头 110 的组合转换成电信号。超声反射信号 107 的电学表达可以在 ADC142 处被接收并转换成数字信号。与 ADC142 的输出耦合的时间增益控制放大器 142 可用来根据特定超声反射信号 105 穿过组织层 103 所需的全部时间来调节放大倍数。通过这种方式，来自一个或多个内部目标 101 的响应信号将是正确的增益，因此从相对较浅对象生成的超声反射信号 107 不会（在幅度上）淹没从探头 110 进一步移除的被照射对象生成的超声反射信号 107。

时间增益控制放大器 144 的输出可以被形成波束、滤波和通过波束生成器 150、RF 滤波器 160 和信号处理器 170 解调。被处理过的响应信号随后被提供给视频处理器 180。响应信号的视频形式随后被提供给显示器 190，其中响应信号图像可以一帧一帧的被观看。此处所用到的一帧数据包括与多个扫描线和任意各种坐标系统有关的所采集的数据。

可以应用其它的超声系统，包括增加或减少系统的组成部分或者以不同顺序组合的部分。例如，信号处理器 170 可以采用 B 模式处理器、多普勒处理器或者多普勒处理器可以与 B 模式处理器共同包括在并行信号处理通路中。通过进一步的示例，视频录制设备或其它类似的录

制设备，例如但不限于具有一条或多条导线的电源插头（电子的）、便携式计算机磁盘（磁的）、固定盘或硬盘驱动设备（磁的）、随机存取存储器（RAM）（电子的）、只读存储器（ROM）（电子的）、可擦可编程只读存储器（EPROM 或闪存）（电子的）、光纤（光学的）和
5 便携式只读光盘（CDROM）（光学的），可以与 UCATI 系统 100 相结合来录制诊断数据用于数据的后续观察评价。注意，由于数据已经被 UCATI 系统 100 以电子形式捕获，因此计算机可读数据存储介质甚至可以是纸张或其它的数据可以打印在上面的合适的介质。

在一个优选实施例中，触发被用来协调获取多帧超声响应信息。如图 1 所示，系统控制器 140 可用来协调发射控制器 130、RF 开关 120 和沿着超声信号处理通道的各个部分的运行以获取多个图像帧。根据响应条件，系统控制器可以导致一帧或多帧数据的获取。一个触发条件可以从与患者接口 115 相连的 ECG 监控器（未示出）接收到的信息处获得。在一个可选实施例中，可以通过来自患者呼吸循环、外部时钟或其它触发信号的触发器调整触发条件。优选地，触发条件通过
15 UCATI 系统 100 用户/操作者选定并被系统控制器 140 监控。可以通过操作者接口 125 作出一个或多个触发输入的选择。

例如，如果选定了 ECG 触发，那么 ECG 信号的阈值被设定，并且与患者接口 115 相连的 ECG 的输出与该 ECG 信号阈值进行比较，例如
20 识别脉动峰值。整个心动周期内的一个或多个阈值或触发点可以被识别为触发阈值并与 ECG 信号进行比较。一旦达到触发条件，则对系统控制器 140 进行设置来调节一帧或多帧数据的获取和处理。应理解为，一帧或多帧数据可以根据同样或不同的触发条件获取和处理。

应被理解为，可以结合一个或多个患者参数生成触发条件。例如，
25 ECG 或其它类似设备探测到的患者脉动的峰值包括在含有第二触发输入的患者的呼吸循环中带有峰值的第一触发信号（例如从患者呼出所得到的信号）。在此示例中，响应于脉动峰值和呼出的结合，获取患者的心脏的图像帧被证明是有益的。

超声成像系统，例如 UCATI 系统 100，可以以实时成像模式运行并产生被照射组织的实时运动图像。这些运动图像是以离散静态图像形式但以足够高的帧率（例如，20-30 帧每秒）被获取，从而产生连续运动图像的错觉。
30

对于利用触发的实时成像,可以根据一个或多个超声发射和触发情况重复生成多帧图像。在这些模式中,UCATI 系统 100 可以在既不发射又不接收的连续触发帧获取的间隙保持静止。图像显示可以在静止期间保持静态,显示出最后的触发帧。

5 在优选实施例中诊断处理器 135 包括一个或多个诊断算法用来从视频处理器 180 接收各种图像数据来生成一个或多个诊断结果。如图 1 所示,系统控制器 140 可以为各种图像数据提供到达诊断处理器 135 的信号通路。例如,诊断处理器 135 可以通过视频处理器 180 接收图像数据,并通过操作者接口 135 接收表示某个感兴趣血管的操作者输入。某个图像数据可以通过类似二维横截面视图的形式提供血管壁
10 的相对位置。另外,从穿过血管的充满造影剂的血流得到的多普勒模式(即相移)信息和/或血细胞单独可以提供血流速度信息。同时,诊断处理器 135 可以利用血管壁尺寸和多普勒信息生成表示血管和组织和/或由血管供应的器官的相对健康状况的一个或多个输出。应被理解
15 为,诊断处理器 135 可以生成一个或多个信号曲线、图像显示、数据表等用于诊断结果的通信。应被进一步理解为,系统控制器 140 和/或视频处理器 180 可以用超声处理过的组织图像覆盖各种诊断处理器生成的结果。

根据图 1 的功能框图讨论了 UCATI 系统 100 的结构和作用后,
20 现参见图 2,介绍了图 1 的典型余辉模块 200 的功能框图。此处如图 1 所示,余辉模块 200 可以包括一个帧处理器/帧存储器 210 和余辉控制器 220。如图 2 的框图所示,帧处理器/帧存储器 210 可以用来从信号处理器(如信号处理器 170(图 1))接收图像处理数据。按照帧率控制信号 205(可由系统控制器 140(图 1)提供),帧处理器/帧存储器
25 210 可以用来为余辉控制器 220 提供图像数据。同样如图 2 所示,余辉控制器 220 可以接收包含帧率控制信号 205 的第一输入和包含余辉率控制输入信号 215 的第二输入。应被理解为,帧率控制输入信号 205 和余辉率控制输入信号可以通过与操作者界面 125(图 1)相连的适当设置的用户控制台由用户选择。应被进一步理解为,帧率控制输入
30 信号 205 和余辉率控制输入信号可以由标准测试诊断情况驱动,该情况可以被存储或将其编程于位于系统控制器 140 或与之相连的软件模块中。

如图 2 所示, 余辉控制器 220 可以根据帧处理器/帧存储器 210 和帧率控制输入信号 205 以及余辉率控制输入信号 215 提供的帧数据生成视频存储设备/视频显示输入信号。同时为余辉控制器 220 提供一个余辉执行器输入信号 225。如图 2 所示, 余辉执行器输入信号 225 可以由系统控制器 140 提供 (图 1)。

根据本发明的一个优选实施例, 连续帧信号处理的信息被应用于余辉模块 200, 该模块在每次余辉执行器输入信号 225 启动时对像素完成基于像素的连续帧的时间滤波。相反地, 余辉模块 220 在每次余辉执行器输入信号 225 被禁用时不进行连续帧的时间滤波。在可选实施例中, 余辉执行器输入信号 225 根据操作者选定的诊断情况选择适当的时间滤波器和/或适当的时间滤波方案。

由 Wright 等申请并授权给 Acuson 公司的发布于 1998 年 8 月 4 日的名为“自适应余辉处理”的美国专利第 5788635 号, 此处以参考文献形式全部引用, 公开了用于对图像进行时间滤波的多个现有系统和方法。本领域技术人员会理解到, 此处所引用的余辉滤波器和方法, 连同其它变更, 都可以被 UCATI 系统 100 (图 1) 应用。

现参见图 1 的流程图, 示出一种根据本发明的优选实施例用于同步余辉滤波 300 的方法。此处, 用于同步余辉滤波 300 的该方法可以开始于步骤 302 所示, 其中标记为“开始”。在步骤 304 中, 用于同步余辉滤波 300 的该方法输入一个或多个适于对被观察的患者体内的血流动力学或其它流体动力学成像的超声造影剂。在造影剂被输入后一段合适的时间以后, 造影剂可以流动或灌注患者体内感兴趣的某个组织, 用于同步余辉滤波 300 的该方法可以执行步骤 306, 其中患者被大量发射的超声波照射。应被理解为, 对一个或多个感兴趣的一些组织的最初的超声波照射可以利用多个发射脉冲或波完成, 该发射脉冲或波的特征为适于对造影剂和周围组织成像而无需改变或破坏造影剂的参数。

用于同步余辉滤波 300 的方法可以继续照射一个或多个感兴趣的组织以允许操作者适当调整患者和探头 110, 如步骤 308 所示, 来识别感兴趣的器官或器官内的组织用于进一步的诊断和观察。根据本发明并如步骤 310 所示, 用于同步余辉滤波 300 的该方法可以在应用造影剂破裂发射序列的同时用于消除余辉或时间滤波。同样如步骤 310

所示，用于同步余辉滤波 300 的该方法可以用来消除余辉滤波，并在给定现有帧处理速率时，对预定义数量的图像帧施加造影剂破裂序列。

一旦预定义数量的帧被视频控制器 190（图 1）处理后或如系统控制器 140 所示（图 1），用于同步余辉滤波 300 的该方法继续执行步骤 312，如其所示余辉滤波可以与一个发射序列一起应用，该发射序列允许对造影剂及其周围组织成像而无需改变或破坏造影剂。根据一个优选实施例，用于同步余辉滤波 300 的该方法应用在步骤 306 中所用的同一发射序列。应被理解为，在可选实施例中，可以应用一个改良的发射序列。如步骤 314 所示，用于同步余辉滤波 300 的该方法可以随时间录制造影剂密度。

可由图 1 中的 UCATI 系统 100 应用并禁用包含具有高能量回波信号帧的另一技术清除了余辉模块 200 中的时间滤波器的在高能量帧之后并紧接第一帧之前的内容。通过这种方式，保留帧仅包括来自后面高能量帧的回波信号。

根据图 8 的流程图将进一步所说明反映造影剂能量的数据可以与反映周围组织结构的数据相结合进行一个或多个诊断测试，而不会受到对图像数据连续应用余辉滤波方法的负面影响。如图 3 的流程图中进一步所示，在可选步骤 316 中，在新的未改性的造影剂穿过图像时，用于同步余辉滤波 300 的该方法可以随时间保护多个反映感兴趣的一个或多个组织的造影剂重新灌注的数据点。

在根据图 3 的流程图描述了用于同步余辉滤波 300 的方法后，现参见图 4A 和图 4B，介绍了可以通过图 1 的 UCATI 系统 100 观察到的人的心脏的横截面视图。此处，心脏 400 包括由心肌组织层 405 包围的右心房 402 和左心房 406 以及右心室 404 和左心室 408，三尖瓣 410 分隔开右心室 402 和右心房 404，二尖瓣 440 分隔开左心房 406 和左心室 408。另外，肺动脉瓣 420 分隔开右心房 404 和肺动脉 417，主动脉瓣 430 分隔开左心室 408 和主动脉 415。如图 4A 进一步所示，上下腔静脉 411 和 413 将体内血液流回右心房 402，肺静脉 419 将血液从肺（未示出）流回左心房 406。

如图 4A 所示在描述了人心脏的各种结构和连接之间的相对关系之后，现参见图 4B。其中，图 4B 示出流入、流过和流出心脏 400 的

血流。如图 4B 所示，体内的血液分别经过下、上腔静脉 413 和 411 流入右心室 402。三尖瓣开启 410 后，来自右心室 402 的血液流过三尖瓣 410 进入右心房 404。肺动脉瓣 420 开启后，来自右心房 404 的血液被排出心脏并通过肺动脉 417 进入左右肺（未示出）。血液在左右肺（未示出）中充氧后，通过肺静脉 419 流会左心房 406。二尖瓣 440 开启后，含氧血液从左心房 406 流出进入左心室 408。主动脉瓣 430 打开时，血液被左心室 408 从心脏 400' 中排出并通过主动脉 415 输送到身体各个部分。

当造影剂被注射到血流中时，心脏 400' 的左右心房 402 和 406，以及左右心室 404 和 408 中将含有大量的造影剂，而仅有相对少量的造影剂通过循环系统的毛细血管进入组织或器官。通过这种方式，先将造影剂注射到血流中随后进行超声照射可以对穿过心脏的血流进行一段时间的成像，直到造影剂灌注进入心肌组织层 405。

根据图 4A 和 4B 描述了心脏 400 和 400' 的作用后，先参见图 5A 至 5C，表示可由图 1 的 UCATI 系统 100 完成的身体的器官或某个部位的灌注率的测量。其中，图 5A 表示通过静脉注射部位 520 注入患者血流的造影剂流经感兴趣的器官 550。如前文结合图 4A 和 4B 所述，心脏 400、400' 的运动促进了从静脉注射点 520 以顺时针方向穿过图 5A 所示组织的血液循环。从位于各种静脉 515 之一（简单起见仅示出一个）的静脉注射点 520 起以顺时针方向，血液穿过右心房 404 进入肺 510。血液从肺 510 流会心脏 400（未全部示出），其中从左心室 408 通过身体的各个动脉 525（简单起见仅示出一个）流出到身体各个部位。感兴趣器官 550 的灌注率可以用来评价血流通过感兴趣器官 550 的通过率或识别狭窄位置。

如图 5B 诊断图像 500' 所示，如果狭窄 519 位于向感兴趣的器官 550' 供应血液的动脉 525 内，那么穿过感兴趣的器官 550' 的各个毛细血管（未示出）的预期灌注率在穿过感兴趣的整个器官 550' 后将减少。另一方面，如图 5C 的典型诊断图像 500' 所示，如果狭窄 519 位于进入感兴趣的器官 500' 的一部分的动脉 525 内，那么预期灌注率在穿过感兴趣的器官 500' 的一小部分后将减少。

现将注意力转至图 6A 和 6B，其示出能够从图 1 的 UCATI 系统 100 生成的可能的显示。其中，图 6A 的超声图像 600 可以包括表示患

者标识 602、日期和时间标识 604 和扫描参数 606 的数字信息。除该一个或多个数字标识外，超声图像 600 可以包括体内结构（例如循环系统 620 的一部分）的实时超声图像显示 610。临床技师可以使用实时图像在图像帧内确定和定位感兴趣的组织。优选地，该图像是从返回自一种或多种造影剂和/或患者体内组织结构的非破坏超声图像的回波生成。

图 6 示出超声图像 600'，表示在患者血流中注射了一种或多种造影剂后循环系统 620' 的一部分的实时超声图像显示 610' 的快照。如图 6B 所示，来自一种或多种造影剂的非线性响应对表示循环系统 620' 的一部分的超声图像 610' 中的造影剂组织比率有显著影响。需着重指出的是，实时造影剂图像可以在心动周期的任何相位获得，而不仅仅是在心脏静止不动的时候。虽然上述心脏实时成像在心脏病学中尤其有效，该方法的变更在放射医学诊断中也被证明是有用的，其中的解剖结构多为静止的。

在根据图 4A 和 4B 对人心脏的结构和运动进行一般性描述以及根据图 5A-5C 对如何在人体的其它器官内进行造影剂灌注进行一般性描述，并根据图 6A 和 6B 中所述的诊断图像通过图 1 中的 UCATI 系统 100 进行观察之后，现参见图 7A-7C 的计时图，其中进一步阐明了本发明。此处，参见图 7A 表示可由发射控制器 130 在图 1 的 UCATI 系统 100 中的系统控制器 140 的指示下生成的随时间变化的典型的超声发射功率曲线。如所示，超声发射功率曲线 700 可包括特征为具有相对低机械指数 (MI) 的多个单独的超声发射脉冲 105 (图 1) 的第一发射阶段 710a，和具有相对高 MI 的多个单独的超声脉冲 105 (图 1) 的第二发射阶段。根据本发明所述及原理，相对较低的 MI 可以随所选择的用于注射到患者体内的造影剂而变化。在第一发射阶段 710a，希望以从成像造影剂的多数部分产生相对稳定（即非破坏的）的响应的 MI 来发射。在第二发射阶段 720，当富含造影剂的血液流入感兴趣区域内时，希望破坏出现在感兴趣区域内的造影剂以随时间观察血流参数

需着重指出，当操作者认为感兴趣的某个区域随时间正在接收足够多的造影剂足以对循环结构进行成像时，可由操作者启动应用破坏发射序列的第二发射阶段 720。进一步着重指出，一旦操作者选定了一个特征为反复应用超声发射破坏序列的模式后，超声发射功率曲线 700

可以系统控制器 140 和 UCATI 系统 100 (图 1) 的其它各个部分来调节 (即调节时间、频率和或 MI) 从而随时间优化重灌注。

例如, 图 7B 中所示的典型的心电图信号曲线 725 可用来为系统控制器 140 提供触发输入。根据本发明所述和原理, 系统控制器 140 5 可用来响应 ECG 曲线的一个或多个部分 (即 P、Q、R、S 和 T 波) 和/或前述其它患者参数。进一步如图 7B 时变图所述, ECG 曲线的相对位置和/或其它典型触发输入可以根据超声发射功率曲线 700 来调节。

重要的是, 根据本发明超声发射功率曲线 700 可以按照如下方式来调节, 即提供了造影剂破坏序列之后的足够长的超声观察期 (即第一发射阶段 710a) 从而所观察的结构随时间达到了造影剂破裂的稳态密度。这一关系图 7C 所示的灌注曲线 750 中示出。如图 7C 所示, 在造影剂破坏之后相对很短的时间内 (即几个图像帧), 富含造影剂的血液开始取代包含破坏的造影剂的血液。如图 7C 所示, 对所观察的区域再灌注的造影剂的平均或总体密度在两次破坏序列之间的较长时期内增加。线段 AB760 所示在短于与最大密度造影剂密度有关的起始有 15 关的时间段内随时间的密度范围是所观察的组织中的造影剂速率的估计。可结合造影剂速率和所观察的结构的区域的数学表达对血流量进行测量。根据本发明的一个实施例, 平均流速和平均流量被存储和/或应用于诊断算法来确定患者的相对健康状况。

20 在根据图 7A-7C 的时间图一般性地描述了典型超声发射功率曲线 700 中的相对时间、典型的与患者有关的触发输入 (例如 ECG 曲线 725) 和重灌注曲线 750 后, 现参见图 8, 其进一步说明了由图 1 的超声成像系统实现的用于血液流速和血液流量分析的方法。

现参见图 8 的流程图, 其说明了根据本发明的一个优选实施例用于诊断分析 800 的方法。此处, 用于诊断分析 800 的该方法可开始于 25 步骤 802 所示的, 此处被标识为 “开始”。在步骤 804 中, 用于诊断分析 800 的该方法可以确定被测对象的几何尺寸。例如, 如果对某个供给心肌的动脉感兴趣, 用于诊断分析 800 的该方法可以识别出显示图像上感兴趣的动脉壁之间的平均距离。应被理解为, 动脉壁之间的距离可以用来得出动脉部分的横截面积以及由动脉供给的血容量度。 30 应被进一步理解为, 血容量度可以与 O_2 饱和度相结合来确定该部分心肌是否随时间接收了足够量的氧。

随后,用于诊断分析 800 的该方法可以获得所存储的如步骤 806 所示的灌注曲线信息。应被理解为,在可选实施例中,可在诊断处理器 135 (图 1) 中提供并保护灌注曲线信息。如步骤 808 所示,用于诊断分析 800 的该方法可以用来确定灌注曲线的斜率以测定感兴趣动脉中血液内的造影剂速度。根据一个优选实施例,用于诊断分析 800 的该方法被用来为步骤 810 所示的输出设备提供流速信息。在得到流速后,用于诊断分析 800 的该方法可以被用来从步骤 812 所示的灌注曲线数据确定稳态最大密度。随后,用于诊断分析 800 的该方法可以被用来为步骤 814 所示的输出设备提供体积测度。最后,用于诊断分析 800 的该方法在步骤 816 所示处终止,此处标识为,“停止”。

应被理解为,在可选实施例中,重复进行流速和血容量测量(即重复步骤 806 至 814)以随时间获得更精确的测量是有用的。例如流速和血容量测量可在适合的存储设备中受到保护。然后该受保护数据可以在适合的时间段内进行数学上的合并。虽然在前文描述和附图中已经详细公开了本发明的特定的实施例用于举例说明,本领域技术人员会理解到,正如下文权利要求中所阐述的,在不背离本发明的精神和范围的情况下,可作出变更和修改。

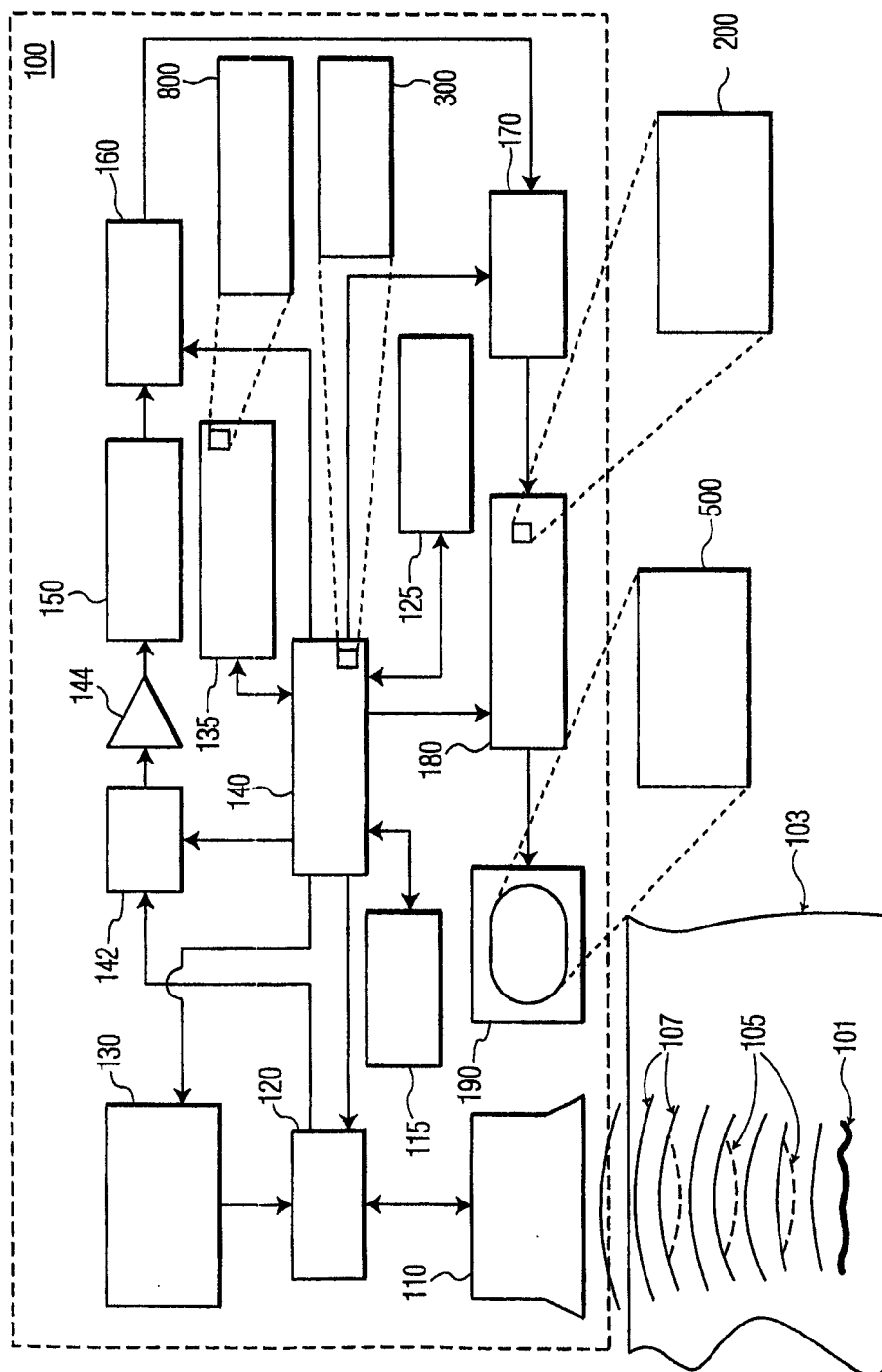


图 1

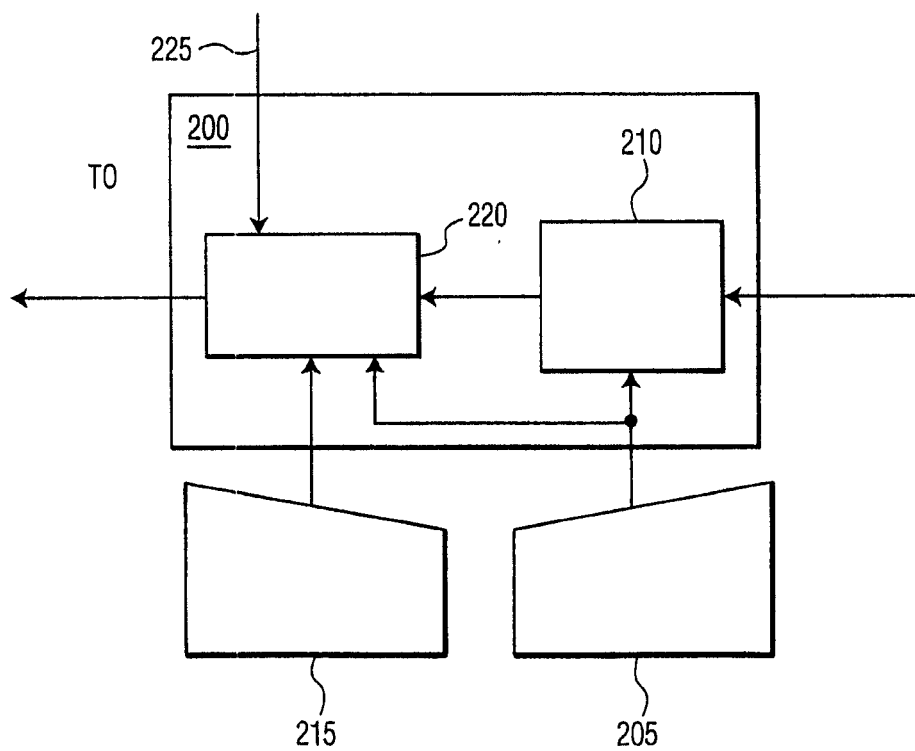


图 2

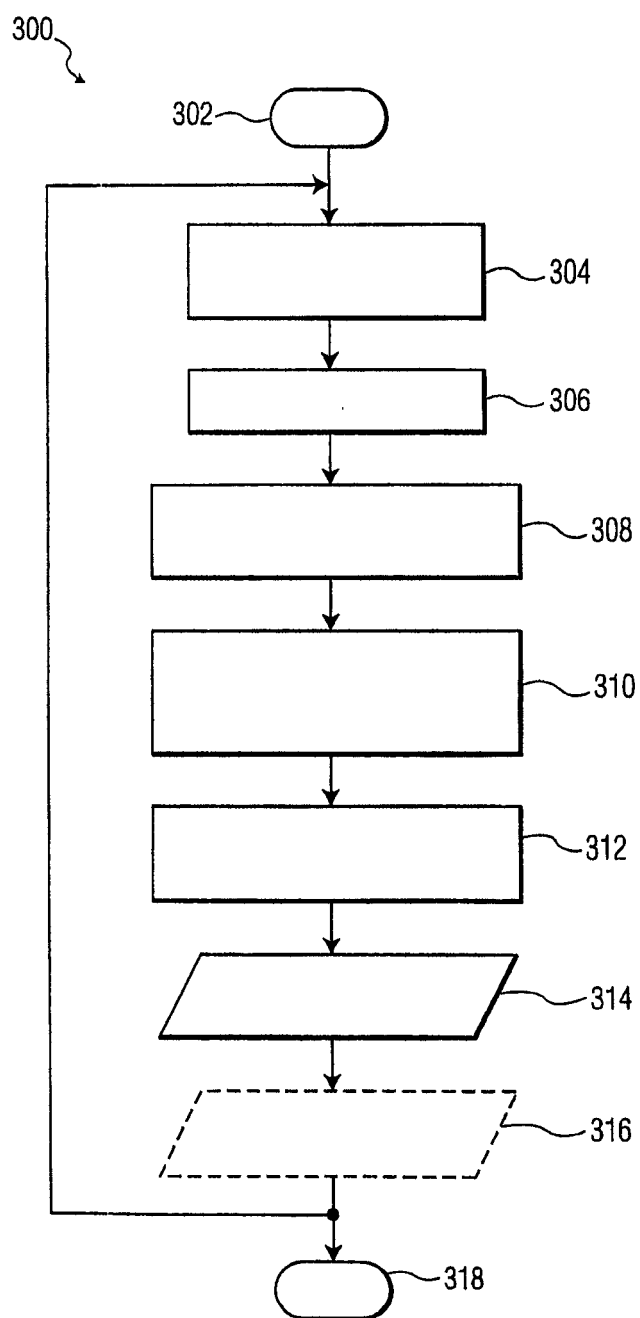


图 3

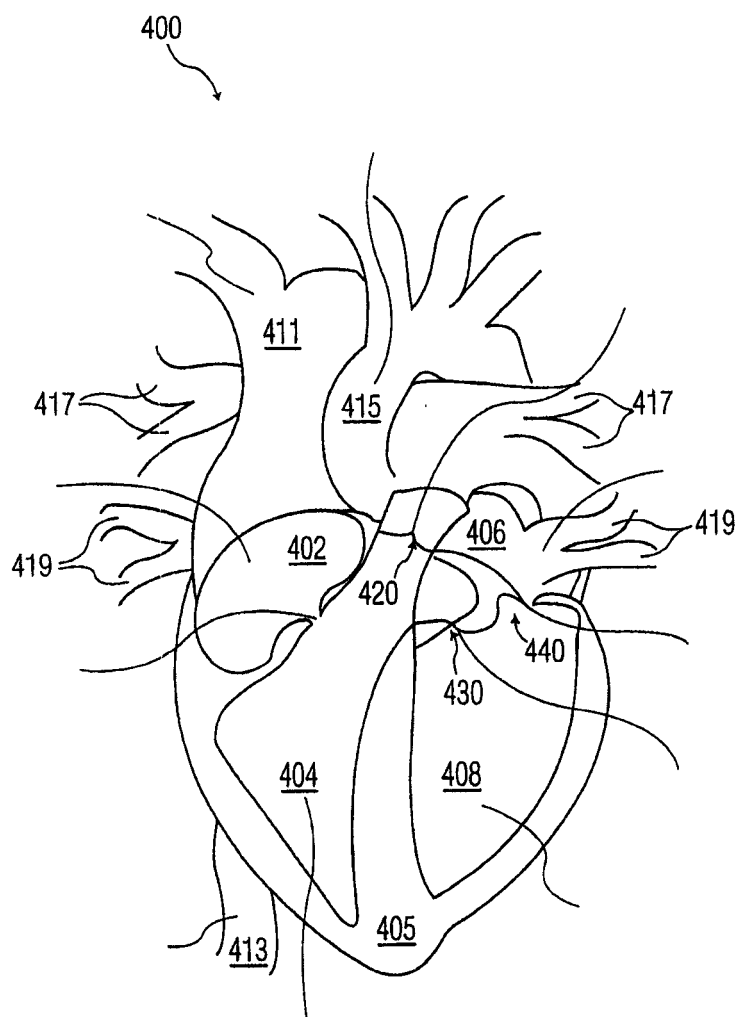


图 4A

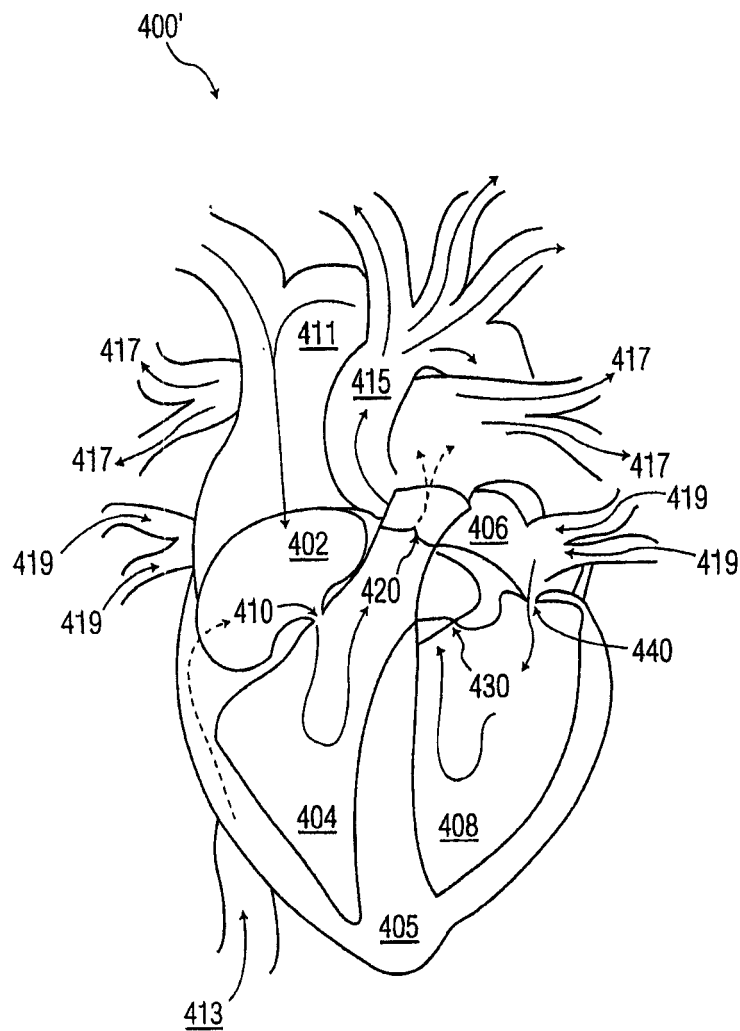


图 4B

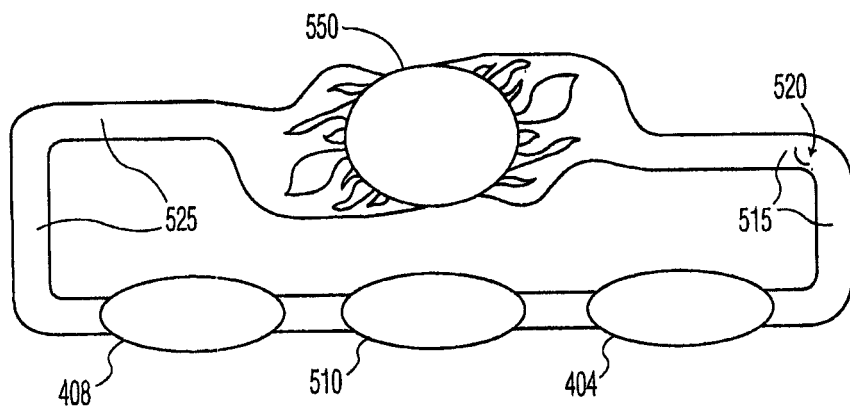


图 5A

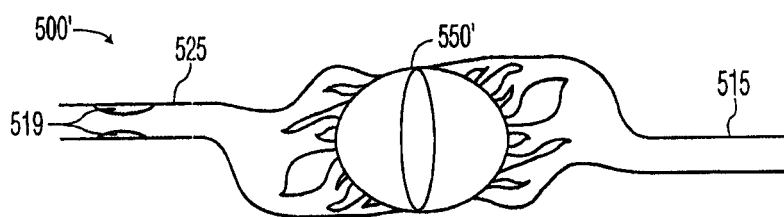


图 5B

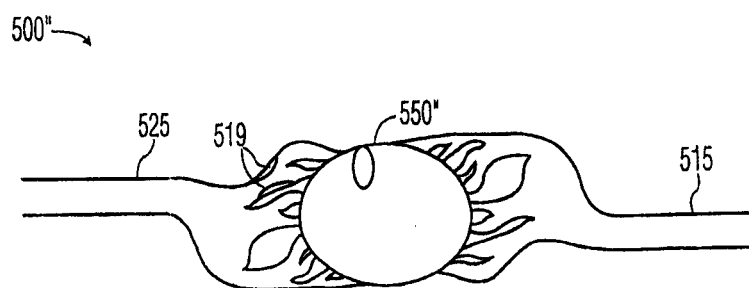


图 5C

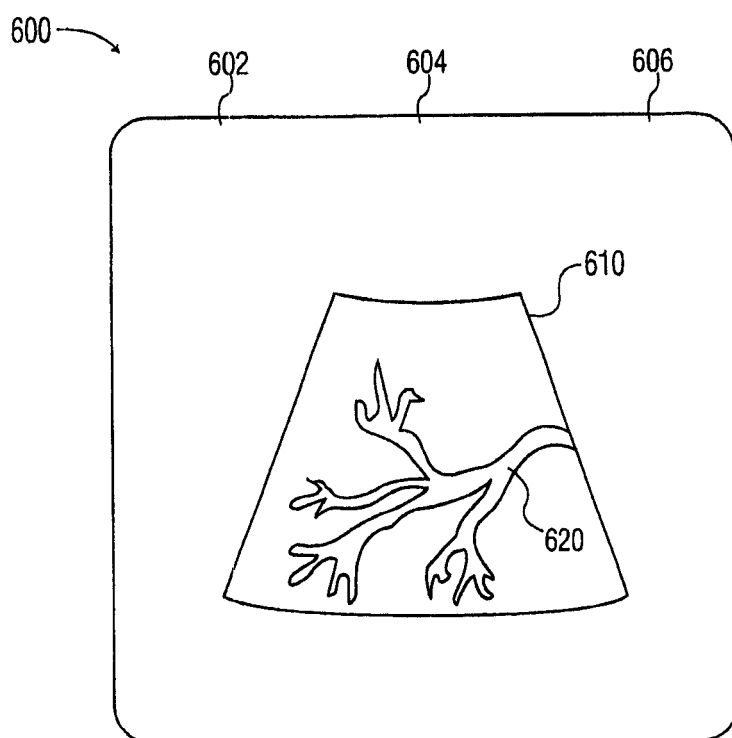


图 6A

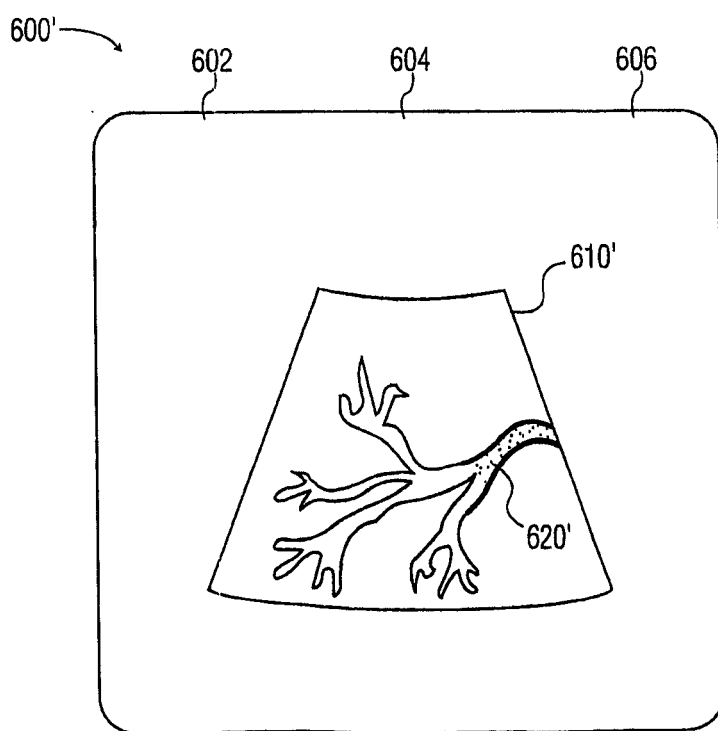


图 6B

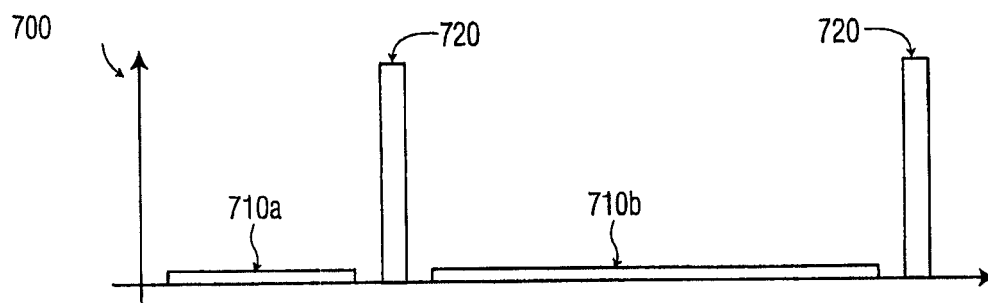


图 7A

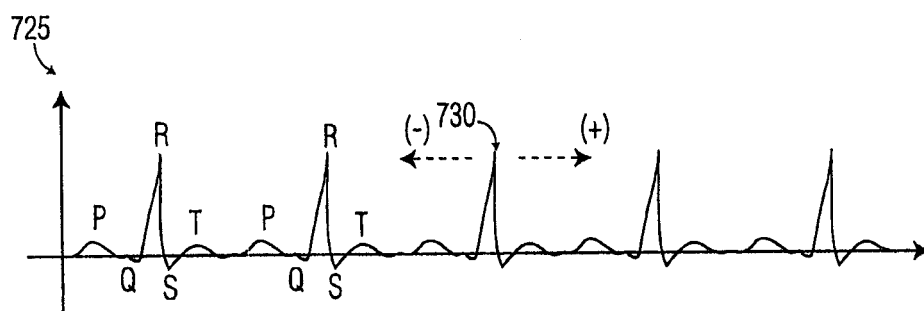


图 7B

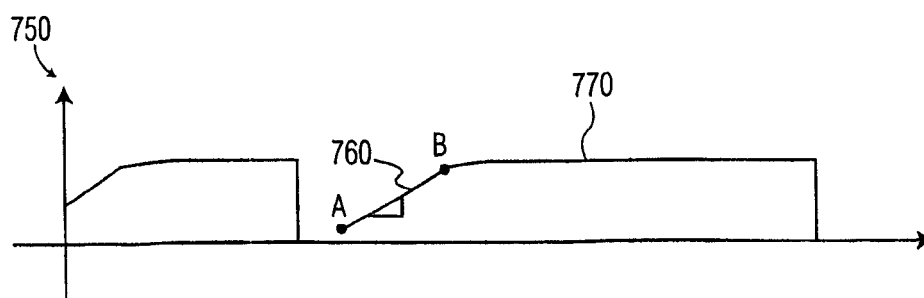


图 7C

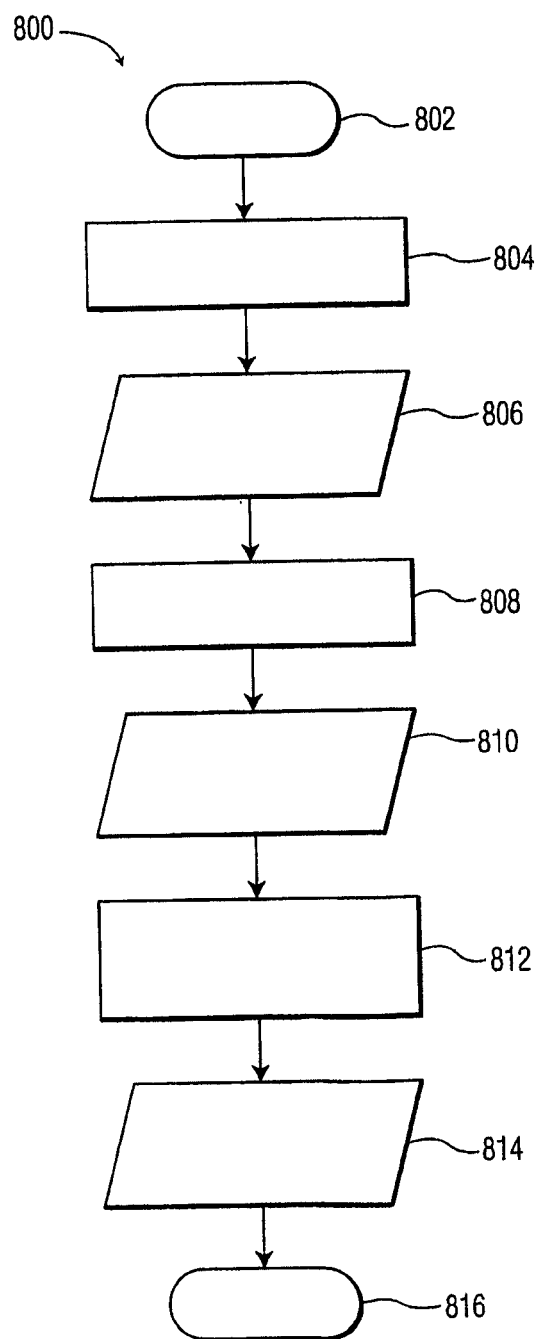


图 8

专利名称(译)	具有同步余辉的造影剂成像		
公开(公告)号	CN1662180A	公开(公告)日	2005-08-31
申请号	CN03814025.X	申请日	2003-06-04
[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	G布罗克 菲舍尔		
发明人	G· 布罗克 - 菲舍尔		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B8/00 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52039 G01S7/52038 A61B5/0456 A61B8/481 A61B8/543 G01S15/8977 A61B8/06		
代理人(译)	杨生平 王忠忠		
优先权	10/174282 2002-06-18 US		
其他公开文献	CN100518657C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种利用组织和灌注造影剂的组织的超声谐波成像用于同步余辉的系统和方法。该超声谐波成像系统包括帧存储器、帧处理器、余辉执行器和余辉控制器。在优选实施例中，该余辉执行器根据造影剂破裂超声发射禁用余辉滤波。一种用于观察造影剂的超声响应的方法可以通过如下步骤实施：向目标组织中输入造影剂用于成像；利用适于观察该造影剂和该组织的第一超声发射信号照射该组织；调节发射信号参数以破坏该造影剂的实质部分；当执行调节后的发射信号时禁用余辉滤波；并当观察该组织的重灌注时恢复余辉滤波。

