

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680020012.4

[43] 公开日 2008 年 5 月 28 日

[11] 公开号 CN 101188973A

[22] 申请日 2006.6.2

[21] 申请号 200680020012.4

[30] 优先权

[32] 2005. 6. 6 [33] US [31] 60/687,845

[86] 国际申请 PCT/IB2006/051774 2006.6.2

[87] 国际公布 WO2006/131867 英 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2007.12.6

[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 P·G·拉夫特

G·A·布罗克-费希尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 李静岚 谭祐祥

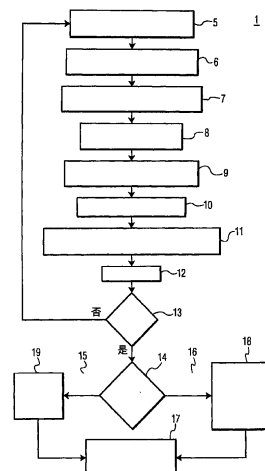
权利要求书 7 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称

用于检测小动脉中超声造影剂的方法和设备

[57] 摘要

一种用于当造影剂的全部微泡在病人毛细血管中已经被消除、并且组织信号对超声成像的响应被抑制时，对小动脉中的造影剂的微泡进行超声成像的方法和设备。这种方法和设备允许在不需要负荷试验的情况下进行超声成像以检测冠状动脉疾病。



1. 一种用于检测病人身体的小动脉中的超声造影剂的设备，包括：

一超声成像设备，其具有一个在其上有控制器的控制板，所述控制器之一被设置成选择一成像模式以用于造影检测和组织抑制；

所述控制器中的另一个将机械指数设置为一个破坏病人体内的造影剂微泡的值；

另一个控制器用于将帧速率设置为一个值，以允许在所述病人的小动脉中造影剂的较大血管再充盈；

其它的图像控制器被设置为最优设置值，以获得超声图像的最佳显像；

所述造影剂被注射或注入到所述病人体内；

所述造影剂刚一到达，用于增益、机械指数、帧速率、造影输送的多个控制器中的至少一个就被设置为一个最优设置值，进行造影输送；

所述超声成像设备接收再充盈到所述病人的所述小动脉中的所述造影剂的微泡的图像；

所述超声成像设备归一化所述接收的图像；以及

所述超声成像设备具有一个显示屏，用来将所述归一化的图像作为图像或图形显示到所述超声成像设备。

2. 根据权利要求1的设备，还包括将所述机械指数设置为一个在0.2到0.8范围内的值。

3. 根据权利要求2的设备，还包括将所述帧速率设置为一个在1到25Hz范围内的值。

4. 根据权利要求3的设备，其中，通过将所述机械指数设置为在所述范围内的所述值，在所述病人的所述毛细血管和所述小动脉中的微泡被破坏，以及与在所述短时间间隔期间再充盈所述小动脉的所述造影剂的所述微泡的非线性响应相比，组织信号对所述超声成像的响应是更线性的，其中由所述帧速率的所述范围的所述值设置的所述短时间间隔是一个太短的时间间隔以致所述造影剂不能在所述毛细血管中再充盈，从而允许所述超声成像设备抑制所述组织信号并且对所述病人的所述小动脉中的所述造影剂的所述微泡成像。

5. 根据权利要求1的设备，还包括：

所述超声成像设备使控制器设置为在所述组织信号的脉冲之间改变

振幅和相位,以使得所述组织信号的线性和/或非线性谐波信号彼此抵消;以及

所述机械指数被设置为一个消除在所述毛细血管中的所述微泡的级别。

6. 根据权利要求1的设备,其中,所述超声成像设备利用一编码的波形技术,其中所述超声在传输期间被转换成一较长的波形以便增加所述被传输信号的信噪比,并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失。

7. 一种用于检测病人身体的小动脉中的超声造影剂的超声成像设备,包括:

所述设备具有一个控制台,该控制台带有控制器,所述控制器包括选择一成像模式以用于造影破坏的控制器;

所述控制器包括一个设置机械指数以用于破坏病人体内的造影剂微泡的控制器;

所述控制器包括一个设置所述超声成像设备的帧速率、以用于在所述病人的小动脉中造影剂的较大血管再充盈的控制器;

所述控制器包括一个选择用于触发图像帧的成像模式以进行造影检测和/或组织抑制的控制器;

所述控制器包括被设置来优化用于所述触发图像帧的、独立于破坏设置值的图像参数的控制器;

所述造影剂被注射或注入到所述病人体内;

所述造影剂刚一到达,用于增益、机械指数、帧速率、造影输送的多个控制器中的至少一个就被设置为最优设置值,进行造影输送;

所述超声成像设备接收再充盈到所述病人的所述小动脉中的所述造影剂微泡的图像;

所述超声成像设备归一化所述接收的图像;以及

所述超声成像设备具有一个显示屏,用来将所述归一化的图像作为图像或图形显示到所述超声成像设备。

8. 根据权利要求7的设备,还包括所述控制器被设置来优化所述触发图像帧的图像部分,包括一多脉冲组织抑制技术,其中所述脉冲有至少两个不同的振幅,并且滤波器被设置来对基本频率成像,所述的破坏成像的机械指数被设置为使得微泡破坏出现在一个有限厚度的平面或子容积中,并且所述的破坏成像的帧速率被设置,以便帧之间的一段时间足以用

所述造影剂再充盈小动脉、但是不足以用所述造影剂再充盈毛细血管。

9. 根据权利要求8的设备, 其中, 所述的破坏成像的机械指数 ≥ 0.2 。

10. 根据权利要求8的设备, 其中, 所述的触发成像的机械指数 ≥ 0.5 。

11. 根据权利要求8的设备, 其中, 所述的破坏成像的帧速率 $< 25\text{Hz}$ 。

12. 根据权利要求8的设备, 其中, 心肌中的信号被归一化到大血池—诸如左心室腔或心肌内血管, 以便获得对小动脉血量的精确评估。

13. 根据权利要求8的设备, 其中, 在整个心动周期在给定的感兴趣区域中测量强度。

14. 根据权利要求8的设备, 其中, 所述成像同步于心电图 (ECG)。

15. 根据权利要求8的设备, 其中, 在病人的心动周期中的某些帧 (所述触发帧) 使用较高的功率, 以便增加检测波束宽度。

16. 根据权利要求8的设备, 其中, 在病人的心动周期中的某些帧 (所述触发帧) 具有不同的调焦或仰角波束宽度, 以便增加检测波束宽度。

17. 根据权利要求8的设备, 其中, 在病人的心动周期中的某些帧 (所述触发帧) 具有不同的传输波形 (频率、脉冲长度), 以便增加检测波束宽度。

18. 根据权利要求7的设备, 其中, 各其它检测技术的任何之一可以被使用于触发的图像, 包括超谐波和功率多普勒 (PD)。

19. 根据权利要求8的设备, 其中, 所述触发在每个心动周期的舒张期中的一个时间点和收缩期中的一个时间点。

20. 根据权利要求1的设备, 还包括:

所述超声成像设备利用一多脉冲组织抑制技术, 在该技术中提供至少3个具有不同振幅的脉冲, 其中不同的振幅可以包括组合的不同相位或峰值振幅, 以使得抵消线性和二次 (即, 谐波) 信号, 在该技术中滤波器被设置来对至少部分基频和谐波频率成像, 所述机械指数被设置为使得微泡破坏出现在一个有限厚度的平面或子容积中, 并且所述帧速率被设置, 以便帧之间的一段时间足以用所述造影剂再充盈小动脉、但是不足以用所述造影剂再充盈毛细血管。

21. 根据权利要求7的设备, 其中, 所述超声成像设备利用一编码的波

形技术，其中所述超声信号在传输期间被转换成一较长的波形以便增加所述被传输信号的信噪比，并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失。

22. 根据权利要求21的设备，其中，所述超声成像设备利用一编码的波形技术，其中所述超声信号在传输期间被转换成一较长的波形以便增加所述被传输信号的信噪比，并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失，其中所述编码的波形技术和所述多脉冲技术一起被使用，以便修改所述编码的波形的所述振幅和/或相位。

23. 一种用于检测病人身体的小动脉中的超声造影剂的方法，步骤包括：

选择一成像模式以用于造影检测和组织抑制；

设置超声设备的机械指数以用于病人体内的造影剂微泡；

设置所述超声成像设备的帧速率，以用于在所述病人的小动脉中的造影剂的较大血管再充盈；

优化所述超声成像设备的其它图像设置值，以便获得超声图像的最佳显像；

将所述造影剂注射或注入到所述病人体内；

所述造影剂刚一到达，就优化用于增益、机械指数、帧速率、造影输送的多个控制器中的至少一个；

获得再充盈到所述病人的所述小动脉中的所述造影剂的微泡的图像；

归一化所述获得的图像；以及

将所述归一化的图像作为图像或图形显示到所述超声成像设备。

24. 根据权利要求23的方法，还包括将所述机械指数设置为一个在0.2到0.8范围内的值的步骤。

25. 根据权利要求24的方法，还包括将所述帧速率设置为一个在1到25Hz范围内的值的步骤。

26. 根据权利要求23的方法，其中，通过将所述机械指数设置为在所述范围内的所述值，在所述病人的所述毛细血管和所述小动脉中的微泡被破坏，以及与在所述短时间间隔期间再充盈所述小动脉的所述造影剂的所述微泡的非线性响应相比，组织信号对所述超声成像的响应是更线性的，其中由所述帧速率的所述范围的所述值设置的所述短时间间隔是一个太

短的时间间隔以致所述造影剂不能在所述毛细血管中再充盈，从而允许所述超声成像设备抑制所述组织信号并且对所述病人的所述小动脉中的所述造影剂的所述微泡成像。

27. 根据权利要求23的方法，还包括以下步骤：

在所述组织信号的脉冲之间改变振幅和相位，以使得所述组织信号的线性和/或非线性谐波信号彼此抵消；以及

将所述机械指数设置为一个消除在所述毛细血管中的所述微泡的级别。

28. 根据权利要求23的方法，其中，所述成像设备利用一编码的波形技术，其中所述超声信号在传输期间被转换成一较长的波形以便增加所述被传输信号的信噪比，并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失。

29. 一种用于检测病人身体的小动脉中的超声造影剂的方法，步骤包括：

选择一成像模式以用于造影破坏；

设置超声设备的机械指数，以用于破坏病人体内的造影剂微泡；

设置所述超声成像设备的帧速率，以用于在所述病人的小动脉中造影剂的较大血管再充盈；

选择用于触发成像帧的、独立于首先的所述破坏模式的成像模式；

优化用于所述触发图像帧的、独立于首先的所述破坏模式的图像参数；

将所述造影剂注射或注入到所述病人体内；

所述造影剂刚一到达就优化用于增益、机械指数、帧速率、造影输送的多个控制器中的至少一个；

获得再充盈到所述病人的所述小动脉中的所述造影剂微泡的图像；

归一化所述获得的图像；以及

将所述归一化的图像作为图像或图形显示到所述超声成像设备。

30. 根据权利要求29的方法，还包括设置所述被设置来优化所述触发图像帧的图像部分的控制器，包括一多脉冲组织抑制技术，其中所述脉冲有至少两个不同的振幅，并且滤波器被设置来对基本频率成像，所述的破坏成像的机械指数被设置为使得微泡破坏出现在一个有限厚度的平面或子容积中，并且所述的破坏成像的帧速率被设置，以便帧之间的一段时间

足以用所述造影剂再充盈小动脉、但是不足以用所述造影剂再充盈毛细血管。

31. 根据权利要求29的方法，其中，所述的破坏成像的机械指数 ≥ 0.2 。

32. 根据权利要求29的方法，其中，所述的触发成像的机械指数 ≥ 0.5 。

33. 根据权利要求29的方法，其中，所述的破坏成像的帧速率 $\leq 25\text{Hz}$ 。

34. 根据权利要求29的方法，其中，心肌中的信号被归一化到大血池—诸如左心室腔或心肌内血管，以便获得对小动脉血量的精确评估。

35. 根据权利要求29的方法，其中，在整个心动周期在给定的感兴趣区域中测量强度。

36. 根据权利要求29的方法，其中，所述成像同步于心电图（ECG）。

37. 根据权利要求29的方法，其中，在病人的心动周期中的所述触发帧使用较高的功率，以便增加检测波束宽度。

38. 根据权利要求29的方法，其中，在病人的心动周期中的所述触发帧具有不同的调焦或仰角波束宽度，以便增加检测波束宽度。

39. 根据权利要求29的方法，其中，在病人的心动周期中的所述触发帧具有不同的传输波形（频率、脉冲长度），以便增加检测波束宽度。

40. 根据权利要求29的方法，其中，各其它检测技术中的任何之一可以被使用于触发的图像，包括超谐波和功率多普勒（PD）。

41. 根据权利要求29的方法，其中，所述触发只在每个心动周期的舒张期中的一个时间点和收缩期中的一个时间点。

42. 根据权利要求29的方法，其中，所述超声成像设备利用一多脉冲组织抑制技术，在该技术中提供至少3个具有不同振幅的脉冲，其中不同的振幅可以包括组合的不同相位或峰值振幅，以使得抵消线性和二次（即，谐波）信号，在该技术中滤波器被设置来对至少部分基频和谐波频率成像，所述机械指数被设置为使得微泡破坏出现在一个有限厚度的平面或子容积中，并且所述帧速率被设置，以便帧之间的一段时间足以用所述造影剂再充盈小动脉、但是不足以用所述造影剂再充盈毛细血管。

43. 根据权利要求29的方法，其中，所述超声成像设备利用一编码的波形技术，其中所述超声信号在传输期间被转换成一较长的波形以便增加

所述被传输信号的信噪比，并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失。

44. 根据权利要求 29 的方法，其中，所述超声成像设备利用一编码的波形技术，其中所述超声信号在传输期间被转换成一较长的波形以便增加所述被传输信号的信噪比，并且刚一返回就被压缩复原以便挽回分辨率的损失，其中所述编码的波形技术和所述多脉冲技术一起被使用，以便修改所述被编码波形的所述振幅和/或相位。

用于检测小动脉中超声造影剂的方法和设备

本发明涉及一种用于检测小动脉中超声造影剂的方法和设备。特别地，本发明涉及在不需要负荷试验（stress test）的情况下，通过检测在包括小动脉的较大血管中超声造影剂微泡（microbubble）的存在来诊断冠状动脉疾病。

超声造影剂充当血管内的示踪物，并且在全世界被批准用于各种用途。在美国，FDA 已经批准在回波研究中使用关于左心室浑浊化的造影（contrast）来帮助描绘心脏内的边界。在欧洲，同样有包括增强宏和微脉管系统的放射学指示。然而，对于造影剂的其它用途，正在进行大量的临床研究。心肌声学造影（Myocardial Contrast Echo, MCE），根据回波评估心肌灌注的能力，是回波中最热的研究领域之一。对于 MCE 评估的第一个 FDA 批准预期会在 2006 年出现，其它的会接着出现。

为了评估冠状动脉疾病（CAD），病人通常必须经受某种形式的负荷试验。这是由于心脏的、代偿主要冠状动脉之一中的狭窄（部分阻塞）以维持静息冠状动脉血流量的能力所导致。代偿是通过小动脉的扩张以解决跨过所述狭窄的压降而发生的。这帮助维持毛细血管内压，并且这对于维持灌注是关键性的。然而，在大约 85-90% 狭窄之后，身体已经耗尽它的冠状血流量储备（即，它扩张小动脉的能力）。对于 85-90% 以上的渐增的狭窄，静息血流（resting blood flow）开始减少。为了诊断患有 CAD 且静息血流无限制的狭窄的病人，给出了一些形式的负荷试验 - 或是用 ECG、回波或是核子灌注（nuclear perfusion）。这些测试涉及到让病人在踏旋器上跑步以获得较高的心率或者使用促使肌肉收缩的药物（即，多巴酚丁胺）或血管扩张剂。所有这些测试都是耗费时间的，并且对于病人来说带有一些风险和不适。

在心动周期的心脏收缩部分期间，心脏的收缩在小静脉中向前而在小动脉中向后挤压血液。如果小动脉的血量被增加 - 诸如在冠状动脉狭窄的情况下，则有更多的血液要从这些血管被挤压。这个血液的流速将明显高于在毛细血管中的流速。这虑及了根据在心脏收缩期间流速的差别来分离小动脉的可能性。因为在存在很强的组织信号时这些血管太小以致不能获得多普勒信号，所以必须使用其它方法。一种这样的方法使用微泡来增强

来自血液的信号。而且，因为可以用超声来破坏微泡，这就意味着破坏可以被用于分离来自小动脉的信号。

以高得足以破坏在一个成像平面中的微泡的能量来使用超声，并用一个帧速率成像、使得小动脉中的微泡有足够时间流回到扫描平面中，可以分离小动脉中的微泡。在这些破坏性的功率级别和大于大约 1-2 Hz 的帧速率，微泡没有足够的时间到达毛细血管。然而，为了使之成为可能，必须开发这样的成像技术，即：其对于少量微泡敏感同时以破坏性的 $MI's$ (即， $MI's \geq 0.2$) 来抑制组织信号。由于在破坏微泡所需的功率上存在组织谐波信号，所以纯地基于谐波的技术通常具有差的组织抑制。因此，用这些技术，组织信号将屏蔽来自造影剂的信号。在 US6730036 中公开了基于谐波（即，超谐波）之间的成像或利用功率多普勒技术来成像小动脉的技术。这些技术在以这些破坏性的 $MI's$ 减少组织信号方面是有效的，但是受在有效工作所需的功率级别（取决于造影剂和病人，通常是 $MI > 0.2$ 且 < 0.8 ）和帧速率（通常是帧速率 ≥ 5 且 $\leq 25\text{Hz}$ ）上不足的信号/噪声比的困扰。在甚至更高的功率级别，这些技术的信噪比增加，但是因为心肌中造影的“较厚切片”被破坏，所以需要较低的帧速率以便允许足够数量的微泡来补充成像平面或子容积（subvolume）——甚至是在小动脉中。迫使这些技术以较慢的帧速率工作，这允许小动脉有更多的时间进行再充盈，但也因为毛细血管同样有更多的时间进行再充盈而使得更难从毛细血管信号分离小动脉信号。可替换地，更高的 MI 可以以更高的帧速率来使用，但是将需要大剂量的造影剂来改进信噪比，从而导致大量的心肌衰减（attenuation）。功率多普勒技术的附加缺点是：如果在心脏正移动的心动周期部分期间使用该技术，则会遭受运动伪影的困扰。

一种在破坏微泡所需的功率级别上允许良好的组织抑制和信噪比的成像技术，改变脉冲之间的振幅和/或相位以便抑制线性组织信号。在 US5577505 中描述了一种可能的技术，但是未以这种方式被使用过。这个专利描述了一种多脉冲技术，它牵涉到在传输脉冲之间改变振幅并且在接收期间组合这些脉冲以抑制线性信号。利用这种技术以及其它的、在传输脉冲之间具有振幅改变且可选地也具有相位改变的多脉冲技术，微泡在基频上展现出强的非线性响应、而组织则由于在基本频率上相对线性地表现而被抑制。这种在基本频率上的组织抑制与纯地基于谐波的技术（脉冲反转或谐波成像）相反，所述技术具有在低 $MI's$ （大约 > 0.1 ）一经常低于

破坏微泡所需的阈值—上给出的组织谐波信号。因为衰减比在谐波上低得多，所以在以基本频率的操作中还有一种在信噪比方面的改进。

还有多脉冲技术是基于在脉冲之间改变振幅和可能的相位，并且以线性和/或非线性组织谐波信号抵消的方式来组合所述脉冲（US6361498）。

利用这些非线性检测技术，有可能以 0.2 或更高的 MI's—这对于大多数造影剂是破坏性的一来成像，并且即使当以谐波成像时也具有最小的组织信号。25Hz 或更低的帧速率允许有足够的时间让一些小动脉再充盈发生。

作为一种进一步增加小动脉造影信号的敏感度和信噪比的手段，“编码的”波形的使用可以被采用。编码的波形已经在文献（例如，US6050947）中被描述，且其牵涉到传输较长的波形以增加信噪比。通过在接收时的适当“解码”，返回脉冲可以被压缩以便赢回（gain back）分辨率的损失。例如，一种“线性调频脉冲（chirp）”是一种特殊情形的“编码的”波形，且它是一种其中频率随时间增加（‘向上线性调频脉冲’）或减少（‘向下线性调频脉冲’）的信号。通过修改编码信号的振幅和/或相位、在接收时解码它们并且以一种抑制线性和/或非线性信号的方式来组合它们，这些波形可以与先前描述的多脉冲检测技术相结合地被使用。

也可以通过使用一种成像序列来获得增加的敏感性，所述成像序列在整个心动周期使用高得足以破坏造影剂的 MI（例如，取决于微泡特性是 0.2-0.8），但接着在使小动脉中的血液“被挤压”到成像平面中的心动周期的心脏收缩部分期间使用甚至更高的 MI（例如，1.0）。这通过由于较高的功率级别而导致的增加检测波束宽度以对更多微泡成像以及增加来自每个微泡的反向散射，而改进了信噪比。可以使用其它技术来得到相同的效果—诸如通过调焦或变迹法（apodization）来增加波束宽度。矩阵换能器允许以这种方式控制仰角（elevation）。

为了使结果有意义，关键是校准造影浓度。这可以通过测量在整个心动周期中心肌的强度并且归一化到通常在舒张期被看到的大的心肌内血管来完成（US6730036）。在上面提及的触发成像的情景下，这将需要一个在舒张期的第二触发帧以便比较。另一种可能的方法将是归一化到代表 100% 血量的大血池。这可以是在左心室腔（US 6,258,033）或心肌中的大血管中。例如，如果在收缩期期间心肌中的强度低于 LV 腔 20dB 并且微泡的浓度仍然在所述线性剂量范围中，则心肌小动脉血量将是 1%。

在此描述的本发明是一种用于在造影剂的几乎全部微泡已经在病人毛细血管中被消除并且组织信号对超声成像的响应被抑制的同时，对小动脉中的造影剂的微泡进行超声成像的方法和设备。这种方法和设备允许在不需要负荷试验的情况下进行超声成像以检测冠状动脉疾病。

本发明将被用于在没有负荷试验的情况下诊断冠状动脉疾病。它也可以用作一种对于 CAD 的快速普查工具。

图 1 是一个流程图，其图示了根据本发明的方法和设备的、用于在消除或大大减少病人毛细血管中的微泡和组织信号的同时获得在病人身体的小动脉中的造影剂微泡的超声图像的第一种技术；

图 2 是一个流程图，其图示了根据本发明的方法和设备的、用于在消除或大大减少病人毛细血管中的微泡和组织信号的同时获得在病人身体的小动脉中的造影剂微泡的超声图像的第二种技术；以及

图 3 是一个示意图，其显示根据图 2 所示的本发明的第二种技术、心动周期的哪些部分以触发模式被成像而心动周期的其余部分以非触发模式被成像。

现在参考附图 1-3 的绘图，图 1 是一个图示根据本发明的、用于成像的第一种技术的流程。

如图 1 中所示，人们首先在超声成像设备（诸如飞利浦 7500 Sonos）的控制台上选择一个成像 3D 子容积（subvolume）或者成像平面 5，该超声成像设备位于诸如是病人身体的顶上位置的一个位置上。

本发明提供了在子容积中成像，以便包括高于和超出平面，因为一个子容积在高度尺寸（elevation dimension）上多于一个平面，但是可以代表一个较小的横向尺寸。矩阵换能器可以使用子容积。

接下来选择一种成像模式 6 以用于造影破坏（contrast destruction）和组织抑制。在第一种技术的情形下，这可以包括为微泡破坏设置一个机械指数 7 以及设置一个帧速率 8 以便允许有足够的时间用造影剂再充盈诸如是小动脉的较大血管。该机械指数优选地被设置为一个在 0.2 到 0.8 范围内的值。该帧速率优选地被设置为一个在 1 到 25Hz 范围内的值。

在第一种技术的情形下，通过使用一种多脉冲技术、使用超声成像设备的控制台上的控制器来组合振幅和相位调制，线性的和可选的二阶非线性组织信号通过组合这些脉冲而从该成像中消除，以使得组织噪声被抑制。功率和帧速率被选择为使得来自毛细血管的微泡信号被消除。

在图 1 中, 设置超声成像设备上的其它图像设置值, 诸如是对于图像的最佳显像的增益 8。接下来造影剂被注射或注入到病人的身体内 10。当造影剂到达时, 超声设备的增益、机械指数、帧速率、造影输送控制器被设置为最佳的设置值 11。

超声成像设备 12 获得病人身体的图像 13 并且当全部图像都被获得时 14 这些图像被校准或归一化, 正如下文对于 LV 腔 15 或心肌强度所描述的, 并且获得对于 LV 腔强度 19、或者舒张强度或心肌强度 18 的适当的归一化。根据归一化的值得出结果的图像或图形 17。

本发明的第一种技术不同于在 US 专利 6730036 中公开的技术, 因为本发明公开了基频检测技术的使用。US 专利 6730036 公开了基于谐波或超谐波的技术 (在谐波之间过滤) 的使用。这个第一种技术将使用非线性基频技术, 包括但不限于在 US 专利 5577505 和 US 专利 6361498 中描述的那些技术。在本发明利用本发明的第一种技术需要以之成像的机械指数 (MI) 范围 (通常大于 0.2 且小于 0.8) 内, 这些技术很好地抑制了组织。

校准/归一化对于评价造影的量是必要的。确实是这样, 因为有很多东西影响给定帧的强度。较高的造影剂量将引起较高的强度并且较高的增益或者较高的功率将引起较高的强度, 这样, 为了确定造影浓度, 必须有某种东西来比较给定帧中给定的感兴趣区域的强度。在一种情形中, 在收缩末期帧的心肌中的强度可以与舒张末期帧的心肌中的强度比较。例如, 在心动周期中的变化可以是 6dB, 收缩末期低于舒张末期强度 6dB。可替代地, 可以生成收缩期/舒张期比 (收缩强度除以舒张强度)。在 6dB 的情形中, 该强度的比将是 0.25。其它的归一化方式是局部地与 LV 腔比较。局部地比较是重要的 (即, 大约相同的深度, 这样包括 MI 和波束属性的声学参数在组织和腔中是尽可能相等的)。因为 LV 腔是 100% 的血液, 所以心肌强度对 LV 腔的比将给出血液百分比的指示 (例如, 小动脉中的气泡, 假定我们已经通过对毛细血管中气泡的破坏而分离出小动脉)。

帧速率将控制时间, 并且因此控制血管被成像的速度。在较大的血管中速度较快, 这样较快的帧速率也可以帮助分离较大的冠状动脉以及小动脉。诸如心肌内冠状动脉的较大血管的显像主要在舒张期被看到并且帮助确定系统设置值, 诸如成像模式、机械指数、帧速率、和增益以及造影注入速率。它们也提供用于归一化收缩期强度的手段。

图 2 和 3 描述本发明的用于触发模式情景的第二种技术, 其中, 选择

病人心动周期的一部分，即收缩期期间一个触发和舒张期期间一个触发，在此由超声成像设备以较高的功率进行成像，而心动周期的其余部分以较低的功率被成像。对于高功率成像，机械指数被设置为大约或大于 0.5。

图 3 显示利用如图 2 的流程图中所描述的技术的收缩期和舒张期触发帧 2。除了是用于触发情景或技术 2 之外，这张图类似于图 1 的图。此外，在图 2 中，由超声成像设备选择一个成像子容积或平面 21；选择成像模式以用于微泡破坏 22；将机械指数 23 设置为等于或大于 0.2；对于较大的血管，例如小动脉，将帧速率 24 设置在小于或等于 25HZ。然后选择用于造影剂检测的成像模式以用于被触发图像 25。

为被触发图像优化成像参数 26—即设置值，诸如来自 R 波 (R-Wave) 的延迟、机械指数、调焦等等。为图像的最佳显像而优化其它设置值，诸如增益 27，并且步骤 29-37 类似于图 1 中的步骤，即：将造影剂注射或注入到病人体内 28；造影剂一到达就优化增益、机械指数、帧速率、造影输送设置值 29；获得图像 30；查明每个视图已经被成像 31；然后继续进行对于或是左心室 (LV) 腔 33 或是心肌强度 35 的归一化 32，并且在 LV 腔 33 的情形下归一化到 LV 腔强度 34 而在心肌 35 的情形下归一化 36 到舒张期心肌强度或峰值心肌强度，以及然后根据这些被归一化的值导出结果的图像或图形 37 以在超声成像设备的屏幕上显示。

通过此第二种技术，也有可能触发帧相对非触发帧中检测技术和发送及接收参数是不同的。在这种情景下，检测技术包括那些在图 1 的第一种技术中被提及的技术，以及带有被设置来在谐波（超谐波）之间或谐波中接收能量的滤波器的技术，及功率多普勒技术。

尽管已经为了公开的目的而描述了目前优选的实施例，但是本领域的技术人员可以在方法步骤和设备部件的安排中做出许多改变。这样的改变被包含在由所附权利要求定义的本发明的精神范围内。

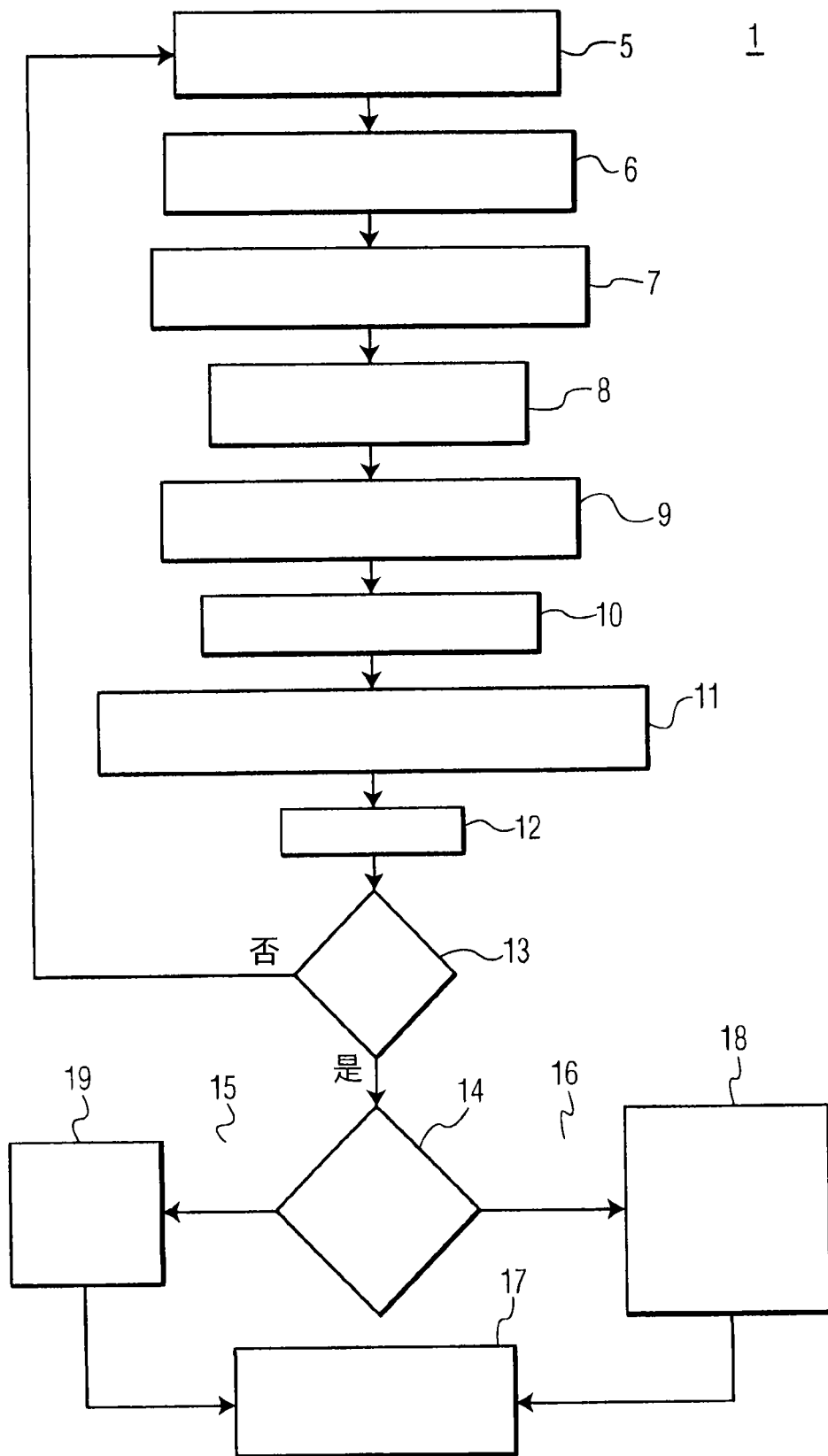


图 1

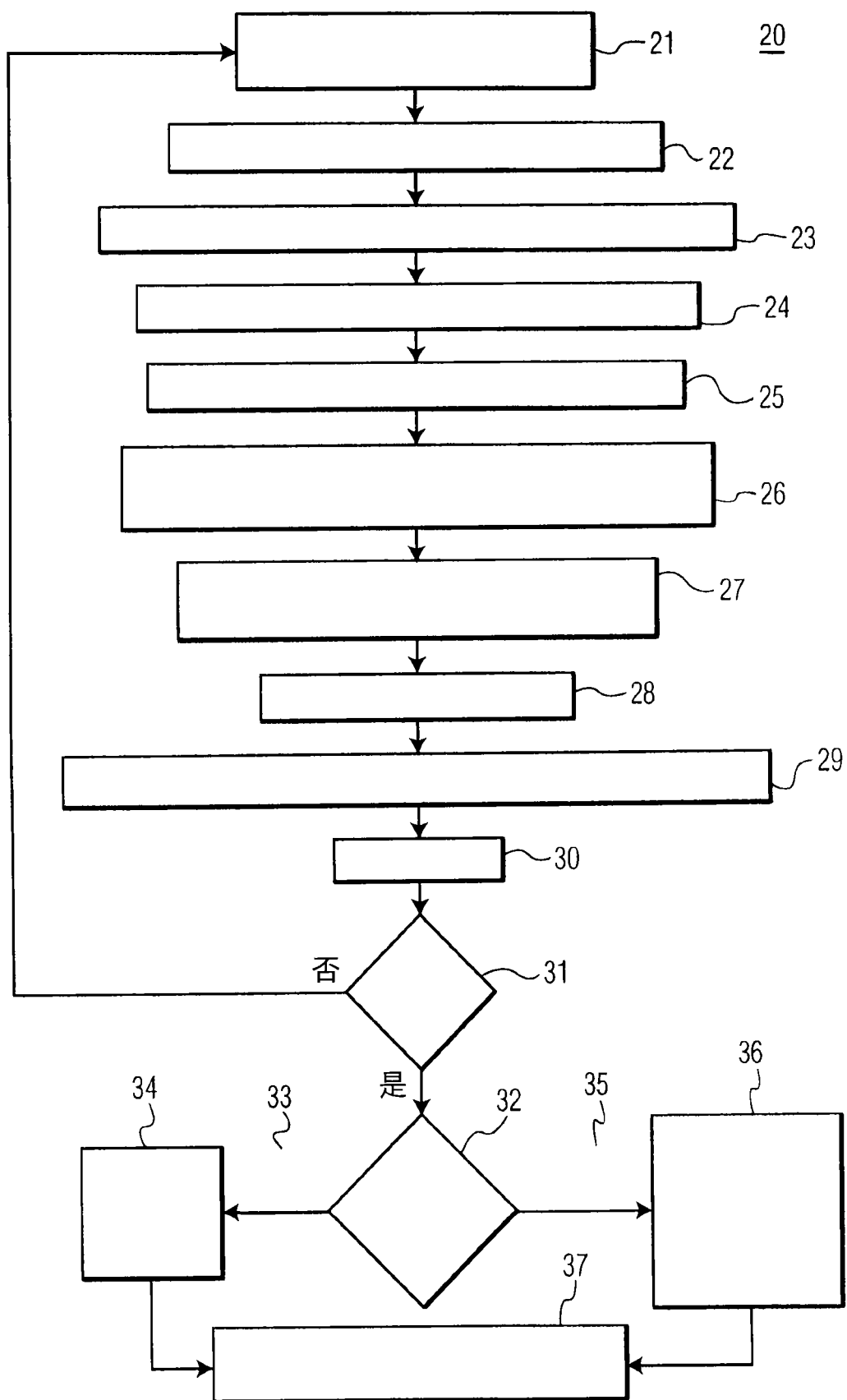
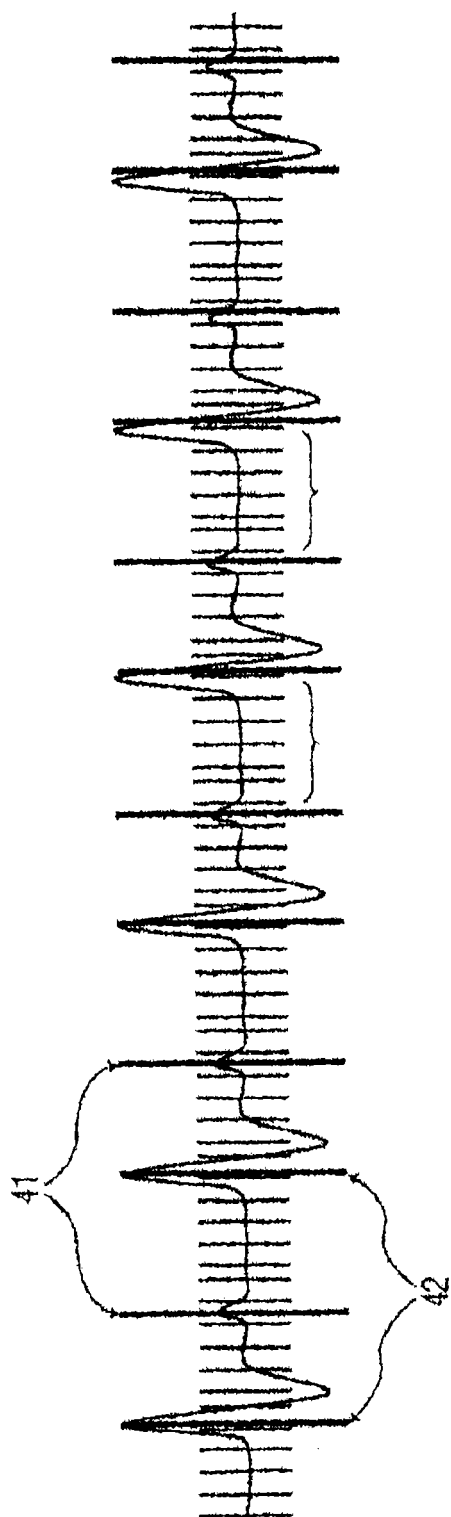


图 2



专利名称(译)	用于检测小动脉中超声造影剂的方法和设备		
公开(公告)号	CN101188973A	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	CN200680020012.4	申请日	2006-06-02
[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	PG拉夫特 GA布罗克 费希尔		
发明人	P·G·拉夫特 G·A·布罗克 - 费希尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52041 A61B8/0883 A61B8/543 A61B8/481 A61B8/0891 G01S15/8959 G01S7/52087		
代理人(译)	李静岚		
优先权	60/687845 2005-06-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于当造影剂的全部微泡在病人毛细血管中已经被消除、并且组织信号对超声成像的响应被抑制时，对小动脉中的造影剂的微泡进行超声成像的方法和设备。这种方法和设备允许在不需要负荷试验的情况下进行超声成像以检测冠状动脉疾病。

