



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03814019.5

[43] 公开日 2005 年 8 月 31 日

[11] 公开号 CN 1662179A

[22] 申请日 2003. 6. 4 [21] 申请号 03814019. 5
 [30] 优先权
 [32] 2002. 6. 18 [33] US [31] 10/174,316
 [86] 国际申请 PCT/IB2003/002539 2003. 6. 4
 [87] 国际公布 WO2003/105692 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·A·布罗克-菲舍尔

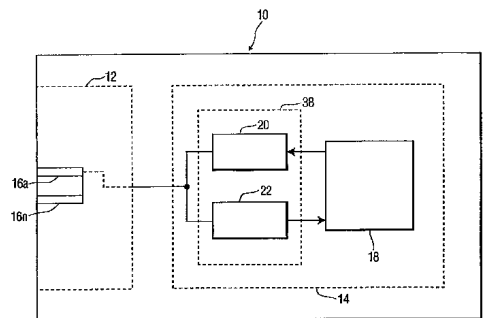
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 杨生平 梁永

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用于探测潜水病的超声设备

[57] 摘要

具有传播声音信号到接受潜水病检查者的血管和从接受潜水病检查者的血管接收声音信号的传感器，其中该血管处于高于正常表面大气压力下，和通过分析从该传感器接收的声音信号确定在血管减压过程中存在吸入出现的气泡以确定潜水病发作的控制器的一种超声设备。



1. 一种超声设备，包括：

发射声音信号到接受潜水病检查者的血管和从接受潜水病检查者的血管接收声音信号的声学传感器；和

5 与该传感器耦合并被编程用于通过分析从血管返回的声音信号以确定血管中自然出现的自由气泡来确定潜水病的发作的处理器。

2. 根据权利要求1的超声设备，其中该处理器根据超声造影剂探测技术分析返回的声音信号中的变化/谐振。

3. 根据权利要求2的超声设备，其中该传感器和该处理器是微型的，例如该设备是圆珠笔尺寸大小。

4. 根据权利要求2的超声设备，其中该传感器和该处理器是微型的，例如该设备是手电筒尺寸大小。

5. 根据权利要求2的超声设备，其中该处理器是在手提电脑中并通过电线与该传感器耦合。

15 6. 根据权利要求2的超声设备，其中该传感器是微型的，因此该传感器是圆珠笔尺寸大小并且该处理器是与该传感器无线耦合的手提或膝上型电脑。

7. 根据权利要求6的超声设备，其中该传感器被微型化从而可以被固定在人的腹股沟、手臂、脖子或者膝盖后部。

20 8. 根据权利要求1的超声设备，其中该传感器发射连续波形声音信号到人体和从人体接收连续波形声音信号，并且该处理器被进一步编程用于基于所接收的连续波形声音信号根据多普勒技术定位人体内的血管。

9. 一种超声设备，包括：

25 一个传播声音信号到高于正常表面大气压的血管和从高于正常表面大气压的血管接收声音信号的传感器，和一个接收来自该传感器的声音信号以确定血管在减压过程中是否存在自然出现的气泡的控制器。

30 10. 权利要求9的超声设备，其中该自然出现的气泡由水下潜水员所吸入的气体构成。

11. 权利要求10的超声设备，其中该气体是氧气和水下潜水员所吸入的氮、氦、氩、氙、氪、或者其它至少一种气体的气体混合物。

12. 权利要求 11 的超声设备, 其中该控制器根据声音信号处理技术确定是否存在自然出现的气泡, 该声音信号处理技术基于所接收的声学信号, 相对于从其它来源, 例如组织或者红细胞, 所接收的声学信号优选对气泡进行声学探测。

5 13. 根据权利要求 9 的超声设备, 其中该传感器传播连续波形声音信号到人体和从人体接收连续波形声音信号, 并且该控制器接收该连续波形声音信号采用多普勒技术定位人体内的血管。

14. 根据权利要求 9 的超声设备, 其中该控制器根据优选用于探测作为声场中声压的函数发生谐振和变化的气泡的超声造影剂探测技术, 通过分析所接收的声音信号确定是否存在自然出现的气泡。

15. 一种方法, 包括:

利用穿过人体的单个超声传感器的转向梁定位接受潜水病检查者体内的血管;

将该超声传感器固定在人体上;

15 将该固定的超声传感器的波束对准所定位的血管;

在潜水过程中传播超声信号到人体和从人体接收超声信号;

当人在水下上浮过程中探测血管中自然出现的气泡;

并基于血管中自然出现的气泡确定人体内潜水病的发作。

16. 根据权利要求 15 的方法, 进一步包括分析从所定位的血管接收到的作为声压的函数的超声信号中的变化/谐振来探测该气泡。

17. 根据权利要求 16 的方法, 其中人在潜水过程中吸入氧气和氮、氮、氢、氩、或者其它被人吸入的至少一种气体的气体混合物, 并且该自然出现的气泡是由这些气体构成的气泡。

18. 根据权利要求 17 的方法, 其中超声信号中的变化/谐振根据 25 优选的超声造影剂探测技术进行分析。

19. 根据权利要求 15 的方法, 进一步包括传播和接收连续波形超声信号到人体内, 并根据多普勒技术分析接收到的连续波形信号来定位该血管。

20. 一种超声设备, 包括:

30 发射声音信号到接受潜水病检查者体内的血池区域和从接受潜水病检查者体内的血池区域接收声音信号, 包括连续波形声音信号, 的声学传感器; 与该传感器耦合并被编程根据多普勒技术基于所接收的

连续波形声音信号定位人体内的血池区域，并在定位该血池区域过程中通过分析从定位的血池区域返回的声音信号以提供在所定位的血池区域中自然出现的自由气泡的估计量，间歇地确定潜水病的发作的处理器。

- 5 21. 根据权利要求 20 的超声设备，其中该自然出现的气泡由水下潜水的人吸入的气体构成，该气体是氧气和氮、氧、氢、氦、氖、或者其它被水下潜水者吸入的至少一种气体的气体混合物。

用于探测潜水病的超声设备

5 本发明涉及用于检测血流中自然出现的气泡的设备和方法。更具体地，本发明涉及当人体处于压缩空气中周围压力快速下降时，在人体组织和体液内释放气泡的情况下，用于探测潜水病的超声设备。

潜水病，也被称为减压病或沉箱病，有时会是致命的疾病，伴随着当身体处于压缩空气下后，当周围压力过快降低时，由身体组织和体
10 液内的气泡释放而引起的神经痛、瘫痪、呼吸衰竭、并经常伴有虚脱的症状。潜水病发生的一个例子是水下潜水员（佩戴自动潜水呼吸器的潜水员）因为水下潜水员吸入高于正常表面大气压力的压缩气体；一旦潜水员上浮，当周围压力下降时，就会在潜水员的组织和体液（例如血流）中形成气泡，从而导致潜水病。

15 对于佩戴自动潜水呼吸器的潜水员，典型的生理过程可以描述如下：当潜水员吸入气体时，通常是压缩空气（氧气）和氮气的混合气体，其中包括大约80%的氮气，潜水员潜入（下沉）到水中时，氮气溶入潜水员的血流中的溶液中。当潜水员在水下潜的更深时，吸入空气的压力增大。溶入到血液和其它体液中的氮气的量随着时间增大，
20 直到氮气的量与吸入的氮气的分压达到平衡。由于高于溶入潜水员血流中的氮气正常分压，如果吸入氮气（空气）压力下降过快，在潜水员血流中溶解的氮气的浓度会导致所溶解的氮气以气泡的形式析出血流中的溶液。吸入气体的压力会下降过快，例如在快速上浮过程中。这些气泡通常很小，但是当气泡析出溶液时，它们会长大直到某个时刻
25 达到足够阻塞血液循环系统中的毛细血管的尺寸，从而产生血栓扩散的症状（即减压病或潜水病）。

潜水病的第一表现（症状）可以在潜水员浮除水面后很快出现，并且其特征是关节疼痛，有时有皮肤疱疹，偶尔会对大脑中枢神经系统有影
30 响。一般地，用于该疾病的唯一治疗办法是将患病的潜水员置于再加压舱内，其中潜水员被再次暴露于较高压力下。该较高的压力迫使气体回到血流的溶液中，随后压力在长时间内被缓慢释放，从而气体不会突然以气泡形式析出血流中的溶液。

为了避免对患病者的永久性伤害,将患有潜水病者迅速放入再加压舱内是非常重要的。然而,潜水病可能具有非常轻微的反应或者甚至发生时无症状。在某些情况下,潜水员不能够区分出潜水病引起的关节疼痛和其它原因(例如肌肉紧张、关节紧张或关节炎)引起的关节疼痛。并且,由于再加压本应在潜水员开始感觉到或认识到任何症状时开始进行,通常当显示出症状时,受控减压已经太晚了。

因此,需要探测在血流中自然出现的气泡。本发明能够切实有效地探测到血流中自然出现的气泡。具体地,本发明能够探测潜水病。例如,本发明的设备能够探测佩戴自动潜水呼吸器的潜水员的潜水病或者探测正在上浮的水下潜水员的潜水病。

本发明可以通过手提式或便携式超声设备实施,该设备包括向血管传播声音和从血管接收声音的传感器,和从该传感器接收声音信号来探测/监控血管中由于潜水病而自然出现的气泡。

更具体地,该自然出现的气泡是自由气泡,例如氮、氧、氢、氩、和/或氦等。进一步地,该血管处于高于大气压力下,并且该控制器确定/监控佩戴自动潜水呼吸器的潜水员在减压过程中或减压后血管中是否存在自然出现的气泡。

进一步地,接收该声音信号的该控制器监控潜水员上浮过程中在水下潜水员体内自然出现的气泡的形成。更具体地,该控制器应用适于气泡的声学探测的信号处理技术,优先于来自其它来源(例如组织或血细胞)的声学信号的出现。

进一步地,本发明可以通过超声设备来实施,该超声设备具有传播声音信号到接受潜水病检查者的血管和从接受潜水病检查者的血管接收声音信号的传感器,其中该血管处于高于正常表面大气压力下,和通过分析从该传感器接收的声音信号确定在血管减压过程中存在吸入出现的气泡以确定潜水病发作的控制器。

本发明的优点将作为如下描述的一部分进行阐述,并且,部分地,从该描述中可知这些优点是显而易见的,或者通过本发明的实施可以了解到。

图 1 是根据本发明用于探测血流中自然出现的气泡的系统的功能

框图。

图 2 是根据本发明的微气泡探测器的功能框图。

图 3 是根据本发明用来探测血流中气泡的方法的流程图。

5 现参见参考附图示出的本发明的详细的实施例,其中相同的索引数字代表所有相同的组成部分。通过参照附图,利用下述实施例对本发明进行说明。

在医疗诊断超声成像领域中,最新的进展使得对血流中的密闭微气泡或任意尺寸的气泡的敏感探测和成像(造影剂成像)成为可能。一种超声造影剂(UCA),例如心脏超声造影剂(通常由包含空气或其它气体的密闭微气泡组成),可以被输入到血流中并优先地通过所研究并最优的用来探测 UCA 的任何探测技术来成像(下文中将更加详细描述)。特别地,可以对人体组织的 UCA 进行探测并适于显示在屏幕上。UCA 探测技术已经发展起来或正在发展中用以探测 UCA,该 UCA 通常可以是潜水病气泡尺寸大小。例如,血液循环系统中最小的毛细血管直径大约 7 微米。因此,在潜水病中气泡通常是直径 7 微米甚至更小。

本发明涉及一种设备,该设备用来并适于利用超声造影剂(UCA)探测技术通过探测血流中自然出现的微气泡来探测潜水病。具体地,本发明可以利用 UCA 探测技术探测在水下潜水员的血流中自然出现的氮气泡。在医疗超声领域用来探测 UCA 的一些技术是已知的。任何常规的或未来的 UCA 探测技术都适于并应用在如下的本发明的设备中。典型的导致潜水病的气泡具有能够产生在二到三兆赫(MHz)范围内或更高的谐振频率的尺寸。典型的 UCA 探测技术所采用的谐振频率也是从一到十兆赫。更进一步地,如下更详细的描述,一些 UCA 探测技术已被优化用来改善与组织有关的血流中微气泡的探测,这些技术优先地被用来探测潜水病。更进一步地,导致潜水病的气泡在达到 7 微米的尺寸之前很可能以更小的尺寸存在,而这通常正是肺毛细血管的尺寸。这些气泡从某种气穴中心引起,并且当更多气体从血液中溶出并进入气泡时开始生长。一旦一个气泡存在,这个气泡就提供了一个接口,其中气体可以溶出血流并相当迅速地溶入该气泡。因此,UCA 探测技术特别适于探测在血流中自由或自然出现的微气泡,例如导致水下潜水员的潜水病的微气泡。

典型的UCA探测技术可以探测柔性密闭微气泡，该微气泡由密闭在某种包膜或层中的重气体组成。例如，该包膜可以是薄的可生物降解的聚合物膜、油脂膜、人体白蛋白、氰基丙烯酸盐或脂、糖或其它可以包含气体的化合物。密闭气体的包膜阻止了气体扩散到血流中。

5 一种探测密闭微气泡的技术是利用微气泡造影剂的谐波响应特性的二次谐波。当超声脉冲（信号、能量）以超声基频 F_0 被发射时，从线性散射和传播形成的所接收到的响应以同一频率 F_0 出现。所接收（回波）的超声脉冲也将包括一个二倍或大约二倍 F_0 的由二次谐波非线性传播引起的二次谐波分量，即 $2XF_0$ 。接收端的一个滤波器优先地探测
10 该二次谐波信号。由于提供二次谐波响应的造影剂气泡具有的二次谐波分量的水平（幅度）比同样可以提供二次谐波响应的组织的要高，因此造影剂气泡可以被探测到。虽然二次谐波技术相对于组织或组织反射体改进了造影剂气泡的探测，但是该技术仅仅将造影剂气泡的优先探测提高了大约8分贝。

15 其它技术能够改进由微气泡引起的反射信号的非线性的捕获。例如，最初授权给高等技术实验室现授权给菲利普电子北美公司（本申请的申请人）的第5706819号美国专利中公开了一种脉冲逆转技术，并且该专利的内容以参考文献的方式被引用。在脉冲逆转技术中，超声脉冲成对发射多次并且每次超声脉冲被发射进入人体时，所发射的
20 超声脉冲的波形（相位）被连续逆转。以数据集形式被存储的所接收（回波）的超声脉冲与后面所接收到的超声脉冲一起被累加，来抵消由于逆转所引起的线性信号。然而，从二次谐波产生的非线性信号不会消除。实际上，由于二次谐波是二阶，因此它们趋向于增加。造影剂/组织对比度除了可以利用二次谐波成像获得以外，脉冲逆转技术还
25 能够提高造影剂/组织对比度（即改进组织中造影剂的探测）。

另一能够改进由微气泡引起的反射信号的非线性捕获的技术是第5577505号美国专利中所公开的功率调制，该专利最初被授权给惠普公司现授权给菲利普电子美国公司（本申请的申请人），并且该专利的内容以参考文献的方式被引用。除了不逆转所发射的超声脉冲对的
30 相位之外，该功率调制技术与脉冲逆转技术类似，该超声脉冲对的幅度被改变（例如，被调制）。系统增益对所接收的超声脉冲对的幅度改变进行补偿（校正），随后系统对每个超声脉冲对做减法，使得线

性信号被消除并且来自目标（例如UCA）的任何非线性信号被保留。这一功率调制技术也能够提高造影剂/组织对比度（即改进了组织中UCA的探测）。

5 另一能够改进由微气泡引起的反射信号的非线性的捕获的技术在第5632277号美国专利（西门子）中被公开，其内容以参考文献的方式被引用。该西门子技术与脉冲逆转技术类似，但这一技术改变了超声脉冲对或序列被发射时的波形的载波相位。系统利用补偿相移对接收到的超声脉冲进行处理随后进行减法或比较，使得线性信号被消除并且来自目标（例如UCA）的任何非线性信号被保留。该西门子技术也
10 能够提高造影剂/组织对比度比（即改进了组织中UCA的探测）。

另一能够改进由微气泡引起的反射信号的非线性的捕获的技术在第5632277号美国专利（Acuson）中被公开，其内容以参考文献的方式被引用。该Acuson技术包括对所发射的超声脉冲波形的相位或其它成分进行调制，并随后对该超声脉冲对进行比较操作。该Acuson技术
15 也能够提高造影剂/组织对比度（即改进了组织中UCA的探测）。

另一能够改进由微气泡引起的反射信号的非线性的捕获的技术在第5632277号美国专利（通用电气）中被公开，其内容以参考文献的方式被引用。该通用电气技术发射一组相位编码的超声脉冲并对接收到的超声脉冲应用与相位编码有关的滤波技术。该通用电气技术也
20 能够提高造影剂/组织对比度（即改进了组织中UCA的探测）。

为了探测人体组织内自然出现的微气泡，本发明提供了优选的设备和如下的优选UCA探测技术。本发明提供了用于探测人体组织内自然出现（自由）的微气泡的优选UCA探测技术。由于利用各种基于数学、物理研究和自由气泡模型分析的线性和非线性数学公式已经对UCA探
25 测技术进行了优化，因此典型的UCA探测技术可以被优选用来探测没有包膜的自由气泡。

该气体包膜（密封层）不一定为谐振频率提供了所有控制因素。例如，有一种室温下以液体形式存在，体温下气化的没有包膜的实验用UCA。这种实验用UCA以液体形式被注射到人体内，一进入血流就受热
30 变成气体，产生不带包膜的气泡。但是，这样的实验用UCA中的气体不是水下潜水用的氮气或其它气体。因此，无论如何，虽然这一包膜可以稍微调节气泡的谐振频率用于在探测UCA中起辅助作用，但是谐

振频率的控制因素更多地受控于密闭气泡中存在的液体特性、密闭的气体
和密闭气泡的尺寸。特别地，该包膜的作用是提供一个能够在血流中持续
存在的密闭气泡（造影剂）直到其到达体内的目标区域。特别地，通常所
提供的包膜允许气泡存在于血流中通过肺部。例如，当利用UCA来评价
心脏的状态时，造影剂通常被注射到静脉中。随后，所注射的造影剂要
流回心脏，然后流到心脏的右侧，并穿过肺部，最后回到心脏的左侧。

因此，在本发明中一种UCA探测技术被优选地用于探测作为声场中声压
的函数而谐振或变化的气泡。特别地，用于探测潜水病的体内自由气泡
的探测本质上依赖于自由气泡中的气体种类（例如氮气）、自由气泡的
尺寸、与自由气泡有关的流体的密度和基于外界压力（即水下潜水员上
升的过程中）的自由气泡的压缩系数。特别地，本发明利用上述UCA探
测技术，通过分析来自血管的作为声压的函数的声音信号中的变化/谐
振，提供了在水下潜水员上浮过程中探测血管中自然出现的自由氮气气
泡的形成。

进一步地，本发明提供了利用超声检查方法中优选的UCA探测技术来
确定或探测血流中自然出现的微气泡（即探测没有包膜的微气泡）的
优选设备。特别地，一种实现了上述UCA探测技术的典型的超声成像设
备可能不特别适用和/或优选用于探测水下潜水员的血流中自然出现
的微气泡，如下所述。这种典型的超声成像设备由于加入了不必要的功
能（并非很合适的功能和/或去掉了关键的功能）而过于昂贵，不能
用于探测潜水病。进一步地，这种典型的超声成像设备由于过于庞大而
不便于携带、不能手持，从而不能优选地用于水下潜水的场合，例如
船上作业、恶劣天气和/或环境条件（例如防水）。因此，本发明提供
了一种微型（例如通过移动处理器技术）、抗震和防水的自由气泡探测
器来为水下上浮过程中体内自由气泡的形成提出警告。

图1是根据本发明的微气泡探测系统10的功能框图，该系统包括超声
传感器（探针）装置12和微气泡探测器14。该传感器12进一步包括一个
或多个传感器单元16a-16n。该传感器单元16可以是常规的传感器单元，
例如压电式、定向式、磁致伸缩式和其它可用的传感器单元。每个传感
器单元16是将电信号转换成声信号和将声信号转换成电信号的超声传感
器。传感器单元16将电信号转换成声信号，该声信

号被传播到，例如，人体组织内并从内部组织结构被反射。传感器单元 16 将所反射的声音信号转换回电信号，然后该电信号被发射到微气泡探测器 14。微气泡探测器 14 根据通过气泡探测控制器 18 在硬件/软件中实现的微气泡探测技术对从传感器单元 16 接收的电信号进行处理，来通知（报告）用户潜水病的发作。例如，可以通知上浮过程中的水下潜水员微气泡正在形成，为潜水员提供了关键的早期警告以快速寻求受控减压或其它措施（视情况而定）。

在一个实施例中，提供了一个单向压电传感器单元 16a 来进行电/声和声/电转换。单通道超声发射器 20 与单向压电传感器单元 16a 和气泡探测控制器 18 耦合。超声接收器 22 与同一单向压电传感器单元 16a 和气泡探测控制器 22 相连。在另一典型实施例中，传感器 12 具有两个定向压电传感器单元 16a 和 16b 分别用于发射和接收。实际操作中，传感器单元 16a 和 16b 都瞄准和聚焦于同一点和空间。单元 16 可以是定向的来提供方向性从而用户也可以探测血管的存在而用于检查。

一个典型的超声传感器，例如一个相控阵或其它阵列传感器，具有许多进行声/电和电/声转换的传感器单元（例如 64 个到 288 个单元）并可以基于所接收的电信号而进行实时成像。因此，在本发明中一个和/或两个具有单通道发射器 20 和接收器 22 的定向传感器单元 16 优选地提供了方向性并大量减少了传感器 12 的尺寸，从而提供了便携式和/或手提式系统 10。当然，提供了附加功能（例如聚焦）的带有相应的发射器/接收器的相控阵传感器也可以用于本发明中。

系统 10 可以包含在硬件和/或软件中实现的常规 UCA 技术。系统 10 可以手持。在一个实施例中，系统 10 被微型化为袖珍手电筒、钢笔、手表尺寸大小或被集成到其它潜水装置中，从而非常易用和便于携带。进一步地，在另外一个实施例中，系统 10 是防水并密闭的，从而系统 10 可以被潜水员在水下潜水时连续地携带（佩戴）。

图 2 是据本发明的示例微气泡探测器 14 的更为详细的功能框图。集成了常规医学超声成像技术的探测器 14 无需示出每个组成部分，而是着重强调了根据本发明或与本发明有关的部分。微气泡探测器 14 包括实现了微气泡探测技术用于探测体内组织中自然出现的气泡的形成的微气泡探测控制器 30。例如，探测控制器 30 可以在硬件和/或软件

中实现典型的超声对比成像技术来探测自然出现的气泡。特别地，根据一种优选的UCA探测技术通过分析来自血管的作为声压的函数的声音信号中的变化/谐振，控制器30可以探测潜水员水下上浮过程中血管中自然出现的自由气泡。探测控制器30可以在硬件和/或软件中实现常规的或未来优选的UCA探测技术，该优选的技术提高了气泡/组织对比度（即改善了组织中的气泡探测）来探测血管中自然（自由）出现的气泡，例如水下潜水员上浮过程中体内形成的微气泡。在探测水下潜水员体内自然出现微气泡这种情况下，探测器30所实现的UCA探测技术可以探测包含氮气的微气泡，或者其它用于佩戴自动潜水呼吸器潜水的空气-非空气混合物中的非空气气体混合物，例如氮（氮氧）、氢、氩、氦和/或氮氮氧混合气。例如，氧-氮混合气体通常用于深水潜水的情况下。

在发射端，发射波形调制器32和发射频率控制器34在微气泡探测控制器30的控制下，设定发射信号的发射频率并分别调节不同的发射信号线。例如，探测控制器30根据用来探测身体内组织中自然出现的微气泡的微气泡探测技术控制发射信号，如二次谐波、脉冲逆转、功率调制或其它技术。控制器30可以通过发射频率控制器34和发射波形调制器32沿着同一观测线或以同一角度方向发射信号，该信号具有在控制器30中实现微气泡探测技术所需的发射调制特性。

在接收端，A/D转换器和滤波器42在微气泡探测控制器30的控制下，将从传感器12接收到的模拟信号转换为数字信号，并利用一个数字滤波器（例如一个RF滤波器）从所接收的数据中过滤所希望的接收频带以外的信号。具体地，A/D转换器和滤波器42提供了一个可变增益级的预放大器来控制返回的信号水平，并提供了一个滤波器来选择感兴趣的频率范围。可选地，连续采样，每个采样对应发射器20（发射器和接收器38）的一次发射，可被存储在存储器43中并可以从根据合并操作将被合并的存储器43中被自动读取。该合并操作可以包括算术加法、减法或者其它合并技术来为探测控制器30提供气泡信息。

在利用二次谐波微气泡探测技术这种情况下，谐波滤波器36优选地滤出二次谐波并将该二次谐波提供给控制器30用于分析气泡是否存在。可选地，优先将谐波滤波器36用作A/D转换器和滤波器42之前的模拟滤波器。因此，本发明提供了一种设备，利用非线性气泡探测

技术在潜水员上浮过程中探测水下潜水员的血流中是否存在自然出现的微气泡（即探测潜水病引起的血流气泡）。

与传感器 12 相连接的发射器和接收器 38 分别向/从传感器 12 发射和接收电信号。T/R 开关 40 可以将发射器和接收器 30 置于发射或接收模式，从而使传感器 12 处于发射或接收模式。T/R 开关 40 为 A/D 转换器和滤波器 42 提供了从传感器装置 12 所接收的模拟信号。

输出处理器 44 处理从微气泡探测控制器 30 输出的信息并将该信息输出给输出设备 46。输出设备 46 可以是，例如，显示器、音频设备或使得系统 10 发生振动的振动机构，从而以视觉、听觉（例如通过警报）或振动方式提醒/警告用户潜水病的发作。虽然该实施例示出了传感器 12 和微气泡探测器 14 之间的集成接口，但是本发明并不限于这样的实施例。例如，传感器 12 和微气泡探测器 14 之间的非集成接口可以如下方式提供。传感器 12 和微气泡探测器 14 可以通过执行单元（未示出）相连接，例如在传感器 12 和微气泡探测器 14 之间交换电信号的常规的电线（电缆）。因此，电线提供了利用常规接口技术将传感器 12 连接到微气泡探测器 14 的机构。其它常规接口技术，例如无线电，可以连接传感器 12 和探测器 14。远程探测器 14 可以通过，例如，手提、膝上或桌面电脑来实现。非集成接口可以包括潜水员可穿戴的系统 10 用来在水下实时和在潜水员上浮过程中探测潜水病的发作。例如，探测器 12 可以平放在潜水员的皮肤上面不会被潜水员的运动所妨碍并瞄准目标血管的位置上，例如腹股沟的股动脉、膝盖后面腿弯部、臂上的肱动脉、脖子的颈动脉。潜水员在本地或操作者远程地，例如在水上的一个地点，与探测器 14 进行连接来控制传感器 12 用于潜水员在水下上浮过程中或潜水员浮出水面后探测其体内潜水病的发作，该探测器 14 分别位于潜水员身体上或与潜水员远程连接。如果探测到潜水病，就采取适当的措施，例如加压舱内受控减压。

虽然该典型实施例描述了集成输出设备 44，但本发明并不限于这样的实现。另外一个实施例可以提供如下的外部输出设备 44。输出设备 44 可以是遥控的（例如手提或膝上型电脑），并通过常规通信技术（例如有线或无线）与系统 10 通信。对于正在上浮的水下潜水员，可以为水上或陆上的人员提供有关潜水病发作的预先警告，从而这些工作人员可以开始准备再加压舱。

在另外一个实施例中，传感器 12 进一步包括定向窄射束传感器单元 16c。传感器单元 16c 被导入血池，其中自然出现的微气泡被检测。微气泡探测控制器 30 进一步利用连续波 (CW) 多普勒提供单独的操作模式来辅助定位血管。发射器和接收器 38 在 CW 多普勒模式下为传感器单元 16c 提供连续信号。在可选实施例中，传感器单元 16a 和 16b 之一也可以被用于 CW 多普勒模式而不提供附加的传感器单元 16c。

特别地，CW 多普勒技术可被用于在血管上辅助定位传感器单元 16b 的波束。典型的多普勒技术发射超声进入体内并进入目标血管来测量血管中的血流速度。超声从运动的红细胞散射开。红细胞的运动使得所反射的超声具有被多普勒频移搬移的频率特性。多普勒频移可以被测量、解调并以音频声音形式给出。多普勒频移可以用于测量/量化血管中血液的运动，从而辅助定位适当的目标血管用于探测自然出现的微气泡。

定位血管可以避免系统 10 去查询那些不包含足够大量的血液供应来成为用于探测自然出现的微气泡的谐振目标的身体组织或肌肉的区域。例如，如果一个大血池提供了自然出现的微气泡存在的精确估计，那么提供了音频信号的 CW 多普勒技术可以被用于定位血管，例如股动脉、肱动脉或一些其它大血管。

图 3 是根据本发明用于探测血流中气泡的方法的流程图。在 60，操作者将传感器 16 与正在接受检查的潜水员的身体进行声学耦合。如果在 62，系统 10 具有 CW 多普勒模式，那么在 64 操作者利用 CW 多普勒模式定位一个目标身体区域用于潜水病检查，例如潜水员体内一个合适的血管。特别地，在 62，CW 多普勒模式可以为操作者提供信息（例如视频或音频信号，或者选项）来确定/定位和/或选择合适的血管。

如果在 62，系统 10 不具有 CW 多普勒模式或者造作者放弃使用 CW 多普勒模式，那么在 66 操作者可以在体内定位一个合适的位置用于检查，该位置可以是视图区域中的股或腿弯部动脉。在 66，操作者使系统 10 开始一个测试序列来探测体内微气泡的形成和/或存在（即探测潜水病的发作）。特别地，在 66，该测试序列在微气泡探测控制器 30 的控制下通过发射器和接收器 38 可选地或同时地发射超声信号到在 64 或 66 中所选定的目标区域/从在 64 或 66 中所选定的目标区域接收超声信号。在 66，微气泡探测控制器 30 执行优选的 UCA 探测技术，如

在硬件和/或软件中所实现，来分析从身体返回的声学信号以确定在潜水员的身体组织（例如血流）中是否存在由水下潜水员吸入的气体（例如氮气）组成的自然出现的自由微气泡（任何所需/指定尺寸的气泡）。

5 更具体地，在微气泡探测器 14 提供了 CW 多普勒模式的情况下，在 64 操作者可以将探测器 14 置于 CW 多普勒模式下，随后调节传感器 12 的方向直到传感器单元 16 根据 CW 多普勒技术接收到强信号，这表明超声束聚焦于一个血池区域。然后操作者可以将探测器 14 从 CW 多普勒工作模式转换到造影剂工作模式，或者探测器 14 立即以对比探测模式工作，来提供血池区域中出现的微气泡数量的估计。

10 在 68，在对比探测模式下，控制器 30 控制发射脉冲、接收脉冲回波、根据优选的用于探测水下潜水员吸入的气体组成的气泡（包括优先用于潜水员在水下或上浮过程中探测气泡）的任一已知气泡探测技术分析该回波，并确定代表该气泡存在的信号。

15 在 70，微气泡探测控制器 30 基于从人体接收的声学信号输出分析结果。例如，气泡的存在可以通过信息的警报（音频或振动）或视觉显示来表示。进一步地，气泡的存在可以基于在 68 中由控制器 30 根据其中一种所实现的UCA探测技术确定的气泡/组织信号比用置信分数/置信度来表示。根据灵敏度和/或特征，例如根据工业（如医疗工业）和/或政府标准，该置信分数可以是基于预定义的目标阈值。

20 本发明的一个示例超声设备具有一个通过定向压电传感器单元 16 传播声音信号到血管/从血管接收声音信号的传感器 12，和从传感器单元 16 接收声音信号用于探测血管中是否存在自然出现的自由气泡的控制器 30。特别地，该血管可以处于高于大气压力下并且控制器 30 在血管减压过程中探测血管中是否存在自然出现的气泡。该自然出现的气泡由处于高于大气压力下（例如水下）的潜水员吸入的气体组成，例如氮气。

25 控制器 30 可以进行 CW 多普勒探测以协助定位从传感器单元 16 发射出的超声波束中的血管。控制器 30 利用气泡探测技术来确定是否存在自然出现的气泡。特别地，控制器 30 可以利用根据现有的UCA探测技术进行优化的现有UCA探测技术来确定自然出现的气泡。控制器 30 所应用的该UCA探测技术可以达到优选的气泡信号测度，从而基本排除了组织信号。这样的UCA探测技术可以包括二次谐波成像、脉冲

逆转成像、功率调制成像或任何其它的所示技术来提高气泡/组织信号比。控制器 30 可以基于气泡信号与组织信号之比的测量提供置信度的显示。

5 根据本发明，设备 10 被制造得便于携带，例如手提箱、笔记本电脑大小的尺寸，或者被制造得便于手持，例如圆珠笔大小的尺寸。在另一实施例中，可以利用（例如）移动处理器技术将设备 10 制造成防水和微型化，使水下工作的潜水员可以连续穿戴。设备 10 可以提供表示潜水员上浮过程中气泡正在形成的音频、视频或振动警告。

10 虽然所示和所描述的是本发明的一些实施例，但对本领域熟悉的技术人员可以理解到，在不背离本发明的原理和精神的前提下，可对实施例作出变更，在权利要求及其保护范围中包含了这些变更的范围。

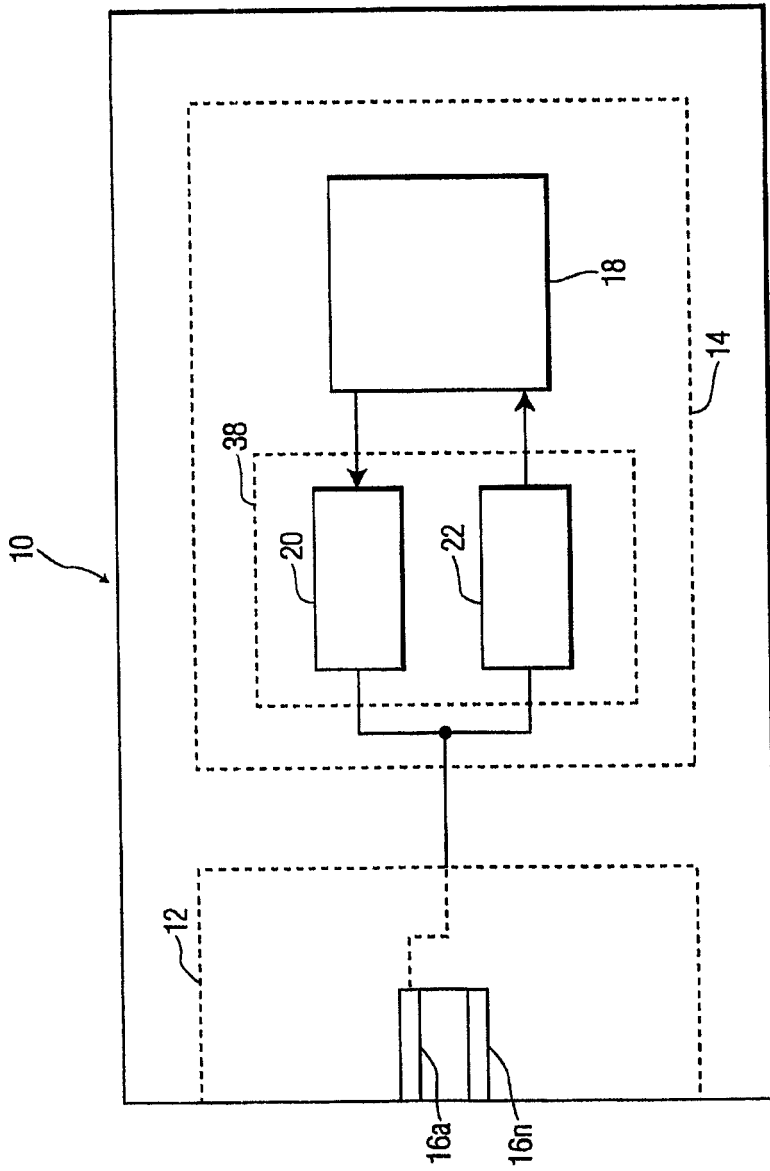


图 1

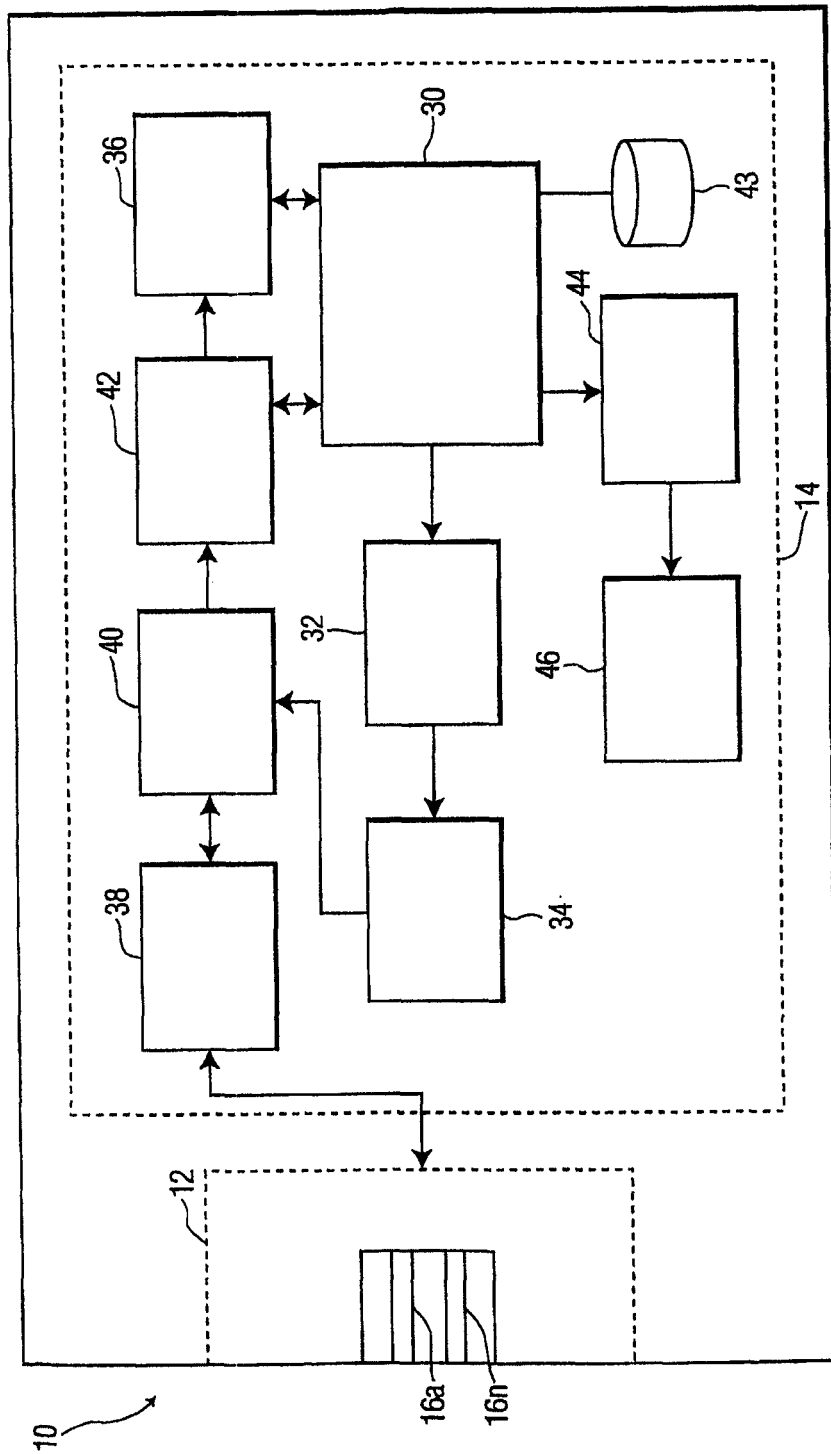


图 2

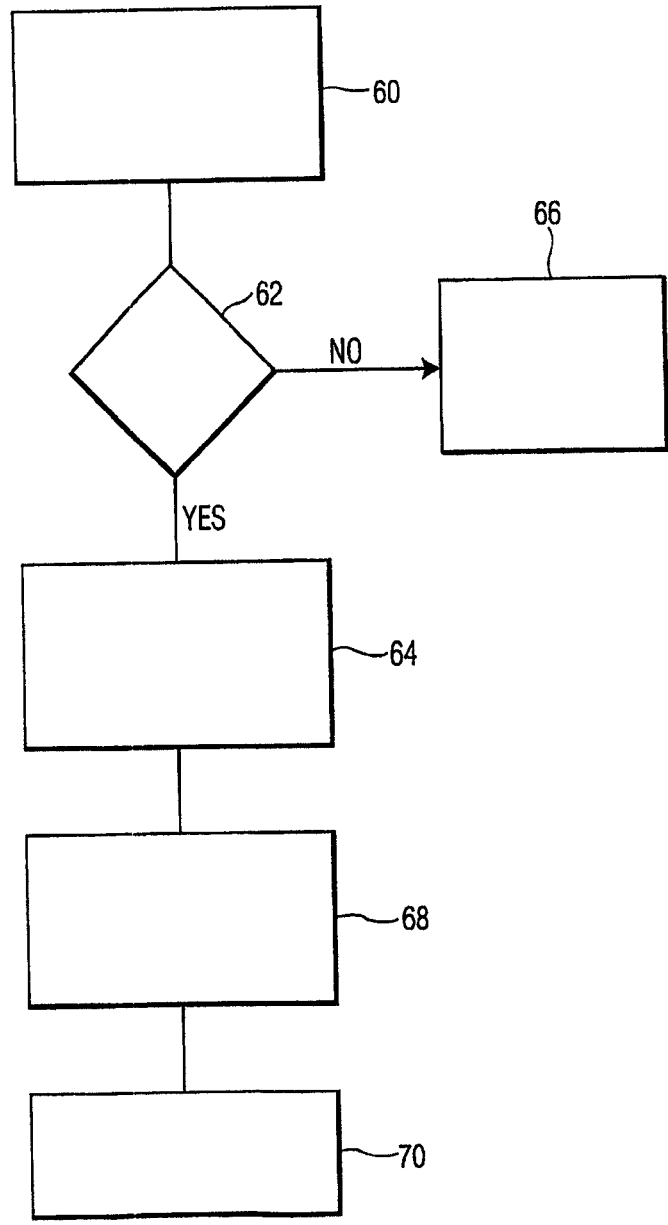


图 3

专利名称(译)	用于探测潜水病的超声设备		
公开(公告)号	CN1662179A	公开(公告)日	2005-08-31
申请号	CN03814019.5	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	GA布罗克 菲舍尔		
发明人	G· A· 布罗克 - 菲舍尔		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/4472		
代理人(译)	杨生平 梁永		
优先权	10/174316 2002-06-18 US		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

具有传播声音信号到接受潜水病检查者的血管和从接受潜水病检查者的血管接收声音信号的传感器，其中该血管处于高于正常表面大气压力下，和通过分析从该传感器接收的声音信号确定在血管减压过程中存在吸入出现的气泡以确定潜水病发作的控制器的一种超声设备。

