

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G01S 15/89 (2006.01)  
A61B 8/06 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680046702.7

[43] 公开日 2008年12月17日

[11] 公开号 CN 101326447A

[22] 申请日 2006.12.7  
 [21] 申请号 200680046702.7  
 [30] 优先权  
     [32] 2005.12.14 [33] US [31] 60/750,651  
 [86] 国际申请 PCT/IB2006/054670 2006.12.7  
 [87] 国际公布 WO2007/069155 英 2007.6.21  
 [85] 进入国家阶段日期 2008.6.12  
 [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 J·彼得鲁齐洛 E·科昂-索拉尔  
     B·杜福特 B·拉朱

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
 代理人 黄睿 王英

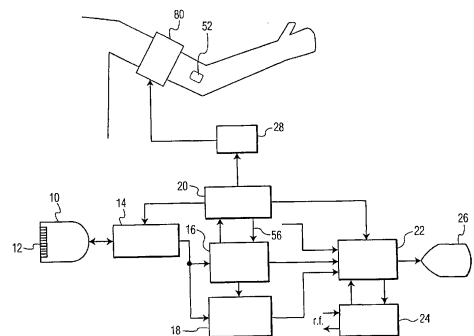
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

脉动血流的多普勒探测

## [57] 摘要

脉动波多普勒是公知的用于量化循环系统中血流的超声技术。通过使用短脉冲的超声并测量返回回波的频移，就可以估计身体内较窄空间中血流的速度。动脉血流表现出心脏跳动调制的特征模式。然而，静脉表现出的流动在本质上更难以预测，在大多数时间是连续的，但是有时是脉动的。在一些情况下，静脉萎陷并探测不到流动。因为静脉中难以预测的流动，就使得探测和区别静脉和动脉变得很困难。本发明通过调制流动为可以利用多普勒超声技术识别的模式来克服血流这种难以预测的本质。由于依赖于施加的压力动脉和静脉表现出不同的流动调制模式，因此就可以将其区分开。



- 1、一种用于探测血管中的流动的系统，包括：  
堵塞设备，其可以周期性地或非周期性地堵塞血管；  
超声换能器，用于接收来自血管的多普勒信号，该血管中的血流受到周期性或非周期性堵塞的血管的血流的影响；以及  
多普勒处理器，耦接到该超声换能器；以及  
输出设备，耦接到该多普勒处理器，其产生标识与该周期性或非周期性堵塞对应的血流速度的信号。
- 2、如权利要求 1 所述的系统，其中该输出设备包括超声显示器。
- 3、如权利要求 2 所述的系统，其中该超声显示器显示频谱多普勒波形。
- 4、如权利要求 2 所述的系统，其中该超声显示器显示彩色多普勒图像。
- 5、如权利要求 1 所述的系统，其中该堵塞设备包括可膨胀压力袖带。
- 6、如权利要求 5 所述的系统，其中该堵塞设备还包括耦接到该压力袖带的泵。
- 7、如权利要求 6 所述的系统，其中该堵塞设备还包括可控压力释放阀。
- 8、如权利要求 7 所述的系统，其中该堵塞设备还包括泵控制器，其使得该泵和该压力释放阀周期性地或非周期性地使该压力袖带膨胀和收缩。
- 9、如权利要求 5 所述的系统，其中用比空气压缩性小的流体使该压力袖带膨胀。
- 10、如权利要求 1 所述的系统，其中该多普勒处理用于产生多普勒速

度或是多普勒能量估计。

11、如权利要求 1 所述的系统，其中该超声换能器还包括机械扫描换能器探头。

12、如权利要求 1 所述的系统，其中该超声换能器还包括电子扫描换能器探头。

13、如权利要求 1 所述的系统，其中该超声换能器还包括手动扫描换能器探头。

14、如权利要求 1 所述的系统，其中该堵塞设备相对于心脏设置在近侧，并且该超声换能器相对于心脏设置在远侧。

15、如权利要求 1 所述的系统，其中该堵塞设备相对于心脏设置在远侧，并且该超声换能器相对于心脏设置在近侧。

16、一种探测血管位置的方法，包括：  
将超声换能器朝向身体中关注的区域；  
调制流入或是流出该关注区域的血流；  
接收和多普勒处理来自该超声换能器的信号；以及  
通过使用该多普勒处理的信号来标识该流动调制。

17、如权利要求 16 所述的方法，其中调制该血流的过程还包括周期性地或非周期性地堵塞该身体中的血管。

18、如权利要求 17 所述的方法，其中标识该流动调制的过程还包括将该堵塞的发生时间与该多普勒处理的信号相关联。

19、如权利要求 18 所述的方法，其中相关联的过程还包括标识该多普

勒处理的信号的峰值速度分量。

20、如权利要求 17 所述的方法，其中周期性或非周期性地堵塞的过程还包括使该身体的肢体上的压力袖带膨胀和收缩。

21、如权利要求 16 所述的方法，其中在该身体上与该心脏具有位置关系的位置调制血流；以及

其中，在该身体上相对于调制血流的位置设置在远侧的位置上执行接收多普勒超声。

22、如权利要求 16 所述的方法，其中在该身体上与该心脏具有位置关系的位置调制血流；以及

其中，在该身体上相对于调制血流的位置设置在近侧的位置执行接收多普勒超声。

## 脉动血流的多普勒探测

本发明涉及通过多普勒方法探测血流，具体的说，涉及辅助的脉动血流超声多普勒探测。

在临床医师想要获得关于患者血流信息的时候执行超声多普勒诊断。流速的显示可以通过频谱多普勒显示来进行，其中以图形方式显示速度，或是通过彩色多普勒显示，其中以阴影或颜色色调表示速度。在一些情况下，仅用流探测就可以定位包含血流的血管，如 Schwartz 等人的专利 US5474073 “用于三维显示的超声诊断扫描”中所描述的。通过对多普勒流信号源成像，就可以推断包含血流的血管的位置。这种技术在确定器官移植或是其他手术修复血管系统的有效性时很有用。

在需要更高位置精度时，使用多普勒血流信号确定血管可以用于其他诊断或手术的情况。例如，在研究精细的层流特性时，或是需要在血管中放置导管或针时，就需要标识血管腔中心。然而，静脉系统中的血流会限制多普勒探测的能力。毛细血管床缓冲左心室的直接压力，静脉中流速会显示出较低压力并且不均匀和低速。在一些情况下，具有这些特性的静脉会实际上萎陷(collapse)。如果可以识别的话，具有较少或没有可分辨脉动的低速流动条件会使得通过多普勒手段识别血管变得很难。因此，想要甚至在这些不利条件下用多普勒超声定位诸如静脉的低流速血管。

依照本发明的原理，提供了一种装置和方法，用于在血管中导致脉动流，这可以帮助通过超声多普勒技术探测流动。这里使用的术语“脉动的”表示流速一个或多个周期性或非周期性的系列改变。通过对血管施加压力堵塞血管中的血流。在施加压力的时候，压力使得从血流变为堵塞。在释放压力并且血管再次打开时，堵塞的血流将突然冲过(surge through)血管。这种流动的突然变化更容易被多普勒超声探测到，且该流动改变的源表示血管的位置。在下面描述的例子中，自动的血压泵和袖带用于施加堵塞和释放的压力序列，其在血管中产生独特的脉动流模式，并可以容易地与心脏产生的动脉脉动流区别开。

在图中：

图 1 示出与堵塞外周血管的压力袖带结合形成依照本发明原理构建的超声系统的框图；

图 2 示出超声系统中的若干多普勒显示；

图 3a、3b 和 3c 是对压力袖带的控制信号的图形显示，以及堵塞的血管和未堵塞的动脉的脉动的多普勒流特性。

首先参照图 1，以框图的形式示出了依照本发明的原理构建的超声系统。超声探头 10 包括超声换能器阵列 12，其发送超声波并接收超声回波信号，所有都在获取波束形成器 14 的控制之下。接收的回波信号可以与发射的频率相同，或是比发射频率的谐波更高或更低。通过获取波束形成器 14 提供对换能器发射和接收的回波信号处理的控制。发射和接收的波束可在平面区域上偏转(steer)以用于二维成像，或是在立体区域中偏转以用于三维成像。可以探测并处理相干回波信号用于 B 模式显示，该相干回波信号可与多普勒处理器 16 和 18 耦合用于频谱和/或彩色流显示，或可以用于 B 模式和多普勒显示，如专利 US6139501(Roundhill 等人)中所描述的。处理的 B 模式和多普勒信号被耦合到图像处理器 22，在这里将信号处理用于以所需图像格式的显示，并随后在图像显示器 26 上显示。可以采集实时图像序列并以 r.f.、估计、原始或复合显示形式存储在电影回放(Cineloop)存储器 24 中，可以从该存储器重放图像序列以供更加详细的分析或是再处理。

图 2 示出图像显示，其示出多普勒超声系统产生的图像类型。图 2 示出彩色流多普勒图像 40，其用于对彩色框 42 之内的部分血管 50 的血流速度成像。彩色流图像是通过叠加组织结构的 B 模式图像和流过同样区域的彩色多普勒图像而形成的图像，由此产生和重叠两个空间上对应的图像。在图 2 的例子中，彩色重叠不覆盖整个 B 模式图像，而是仅覆盖彩色框区域 42，以避免需要收集彩色框 42 之外的多普勒信息并由此增加显示帧频。通过将采样体 52 设置在血管 50 的中心上，就启动彩色流图像 40 中示出的解剖结构中一点处的流的频谱分析。将流方向光标 54 设置为与血流方向对准用于角度校正。优选的，该流方向光标设定和角度校正是自动执行的，

如专利 US6464637(Criton 等人)中所述。从样本体位置 52 以较高速率获得多普勒数据并用于产生频谱多普勒显示 72, 如图底部所示。频谱显示中的每条竖线表示在样本体位置的即时速度值的范围, 如沿频谱显示的水平时间轴所描绘的。峰值速度值 70 和平均速度值 62 可以通过超声系统自动跟踪, 如专利 US5287753(Routh 等人)中所述。与显示屏幕上彩色流图像 40 临近的是彩色条 60, 其将彩色流的图描绘为速度值的范围。在此图中, 正速度(参照探头)在颜色上从绿色(G)延伸到黄色(Y), 而负速度从浅蓝色(LB)延伸到深蓝色(DB), 其中绿色和黄色之间的零速度点是颜色基线。

依照本发明的原理, 图 1 的超声系统包括用于堵塞血流并由此人为导致脉动流的装置。压力控制器 20 耦接到获取波束形成器 14、频谱和彩色流多普勒处理器 16 和 18、图像处理器 22 和膨胀泵 28。与超声系统其他区域的连接提供了时间标记, 以表示通过附加在患者身上的压力袖带 80 施加压力和/或释放压力的时间。通过激励泵 28 将空气泵入袖带, 增加袖带的压力以堵塞附加有袖带的肢体中的血管。在要释放袖带压力的时候, 在压力控制器 20 的控制下, 将袖带 80 的压力线中的阀打开以释放压力。尽管此例子示出使用自动血压监护仪中通常使用的气体膨胀压力袖带, 但是还可以使用空气之外的流体。压缩力小于空气的流体可以更快地将压力施加到肢体上, 但是在释放压力时对于关闭的系统来说需要流体保存器。空气系统还受泵中麻烦的密封和泄漏的可能性的影响。

尽管图 1 的例子示出堵塞系统和超声系统其余部分之间的通信和同步, 但也不一定就是这种情况。包括压力控制器 20、泵 28 以及压力袖带 80 的堵塞系统可以整个与超声系统分开并独立。该分开的系统可以自由运行、以与超声系统的操作完全独立的发生速率和时间周期性地使袖带膨胀和收缩。

在操作中, 将袖带 80 套在患者的肢体上, 且超声探头 10 放在要执行诊断的血管穿过其中的点上, 或是连接到穿过袖带 80 的血管上。在图 1 的例子中, 其中要这样检查血管的点 52 处于手臂远离袖带 80 的位置上。通过设置的多普勒探头, 压力控制器 20 控制泵 28 周期性地使袖带 80 膨胀和收缩, 由此在所检查的血管中产生人为导致的流速调制。泵 28 的典型控制信号如图 3a 所示, 其是简单的开关方波(on-off square wave)102。在方波

的每个正向转换 103 时，泵使袖带 80 膨胀以在远离袖带的肢体的血管中整个或是部分堵塞血流，且在诸如 104 和 106 的每个负向转换时，就打开压力阀，使得堵塞的血管打开，并且抑制的血压冲过先前堵塞的血管。这将使得通过之前堵塞的血管的流动速度暂时增加，通过在时间上与反向膨胀压力转换 104 和 106 对应的速度峰值 114 和 116，该增加可以由多普勒超声探测到，如图 3b 所示。在图 3b 中，这些多普勒波形中暂时、人为导致的流动峰值使得先前堵塞的血管变得比通过第一速度峰值 114 之前(左侧)的多普勒波形流动状态中的更加容易分辨。

在图 3a 的例子中，可以看到以与心脏泵浦产生的脉动血流完全不同的速率使袖带膨胀和收缩。图 3c 是通常由多普勒超声系统产生的动脉血流的多普勒波形 120。对于每次心跳速度峰值的脉动的规则性质可以从此波形上清楚地看到。图 3b 的压力袖带导致峰值的完全不同的脉动模式示出人为导致的例如静脉的脉动，如何可以清楚地与动脉的规则脉动区别开。在此例子中，图 3b 的人为脉动与心脏脉动在频率和规则性上都不同。因为流强度的改变可以被多普勒能量处理探测到，所以每一个因素都足以分辨人为波形。

有若干种不同的方法和若干不同的模式使用本发明的系统。在一个例子中，压力设备 80 相对于心脏设置在近端，而超声探头 10、52 相对于心脏设置在远端。这种配置可以在三种不同的模式中使用。

在第一模式中，需要静脉或是动脉的血管位置。在设备 80 施加大于心脏收缩压力的足够压力时，血管(静脉和动脉)中的血流临时被阻止。在释放压力的时候，血液冲回静脉和动脉，在用多普勒设备关注于血管之一进行测量时，显示出速度峰值特征。静脉和动脉中继续正常流动，直到再次施加压力。随后重复循环。如上所述，可以识别多普勒波形的速度峰值的算法用于定位来自血管中心的超声信号。由于血液的层流，可以在血管的中心找到最大峰值速度。在以已知模式施加压力的时候，就很容易将速度峰值与施加的模式相关联。

在第二模式中，需要静脉的位置。在施加低于心脏收缩压力但是高于静脉压力的适当压力时，临时阻止静脉中的血流，但是动脉中的血流相对不受影响。在释放压力时，血液冲回静脉，采用多普勒设备关注于静脉之

一进行测量的时候就显示出速度峰值特征。静脉中正常的流动继续，直到再次施加压力，并且重复该循环。可以识别多普勒速度峰值的算法用于识别来自静脉中心的超声信号。由于以已知的模式施加压力，所以就很容易将静脉中速度峰值与施加模式相关联。动脉将显示出心跳模式的特征，这与施加压力的模式不一样，并将通过算法区别开来。

在第三模式下，需要动脉的位置。在施加高于心脏收缩压力的足够压力的时候，动脉和静脉中的血流被临时阻止。在部分释放压力的时候(低于心脏收缩压力，但是高于静脉压力)，则血液冲回动脉，但是没有回到仍旧被阻塞的静脉，并且在以多普勒设备关注于动脉进行测量的时候，血流显示出速度峰值特征。血流回到动脉，直到再次施加压力，此时重复该循环。可以识别速度峰值的算法用于识别来自动脉中心的超声信号。由于以已知的模式施加压力，就很容易使动脉的速度峰值与施加的模式相关联。由于其中的流动被阻止，静脉将不显示任何模式，并且将通过算法区别开。

在本发明的第二示例性应用中，压力设备 80 相对于心脏设置在远端，并且超声探头 10 相对于心脏位于近端。在此情况下，施加压力的时候，静脉中的血流在短时间内加速并且随后流动恢复正常。在释放压力的时候，没有探测到显著的改变，直到再次施加压力且重复循环。

超声系统的性质依赖于血管位置所需的信息量。如果不需要深度信息而只需要皮肤表面上的横向位置，则可以使用连续波(CW)超声系统。如果还需要静脉中心的深度，则需要脉冲波(PW)超声系统用于可变深度扫描和识别。PW 系统可以使用不同深度的选通，以识别血管的深度。为了找到皮肤表面上的血管位置，可以使用不同的换能器配置。最简单的配置包括在患者肢体上机械移动的单个换能器。另一种配置可以使用电子选择或是扫描的换能器阵列。两者的结合也是可以的，其中机械式地移动阵列。一种适当的换能器配置在专利 US6575914 中进行描述(Rock 等人)。还参照为 Ayati 等人于 2005 年 11 月 17 日提交的专利申请 US60/737909，题为“通过血管流动测量的引导的 CPR”。

压力控制器 20 可以具有多种功能。首先，其传递信号给压力袖带 80，以根据需要动脉还是静脉的位置来施加足够的压力。由于患者的运动可以干扰多普勒流动信号，所以压力改变应该以这样一种方式来进行，其限制

患者肢体中的组织运动。在图 1 的例子中，压力控制器耦接到超声系统以增强系统性能。到波束形成器 14 的连接使得波束形成器增加在压力转换期间的传输率(PRF)，以提高精度来探测速度改变。到频谱和彩色流多普勒处理器 16 和 18 的连接 56 优化在这些时候的多普勒处理。压力控制器到图像处理器的耦接使得速度调制的时间可以在滚动频谱显示 72 上被添加颜色或是被加强。同时，如上所述，这些连接、同步和增强是可选的，它们可用在构建的系统中，以提高监视的血管的定位。

此外，压力控制器或是系统的其他部分应该给用户关于所仔细研究的血管位置的反馈。这可以通过简单的光、或是比较复杂的显示，诸如提供血管和/或血管中心的坐标、或是如图 2 所示，显示具有位置标记的图像和频谱图的踪迹来完成。

尽管上述例子描述了使用可视化方式定位的情形，但是还可以使用音频增强系统、或是仅仅音频本身。例如，可以相对患者的皮肤移动单个或成对的多普勒换能器，将得到的调制多普勒信号作为多普勒音调播放。用户相对于身体移动换能器，同时进行调制，直到最大音调强度或是声音通知用户已经定位了具有流动调制的血管。

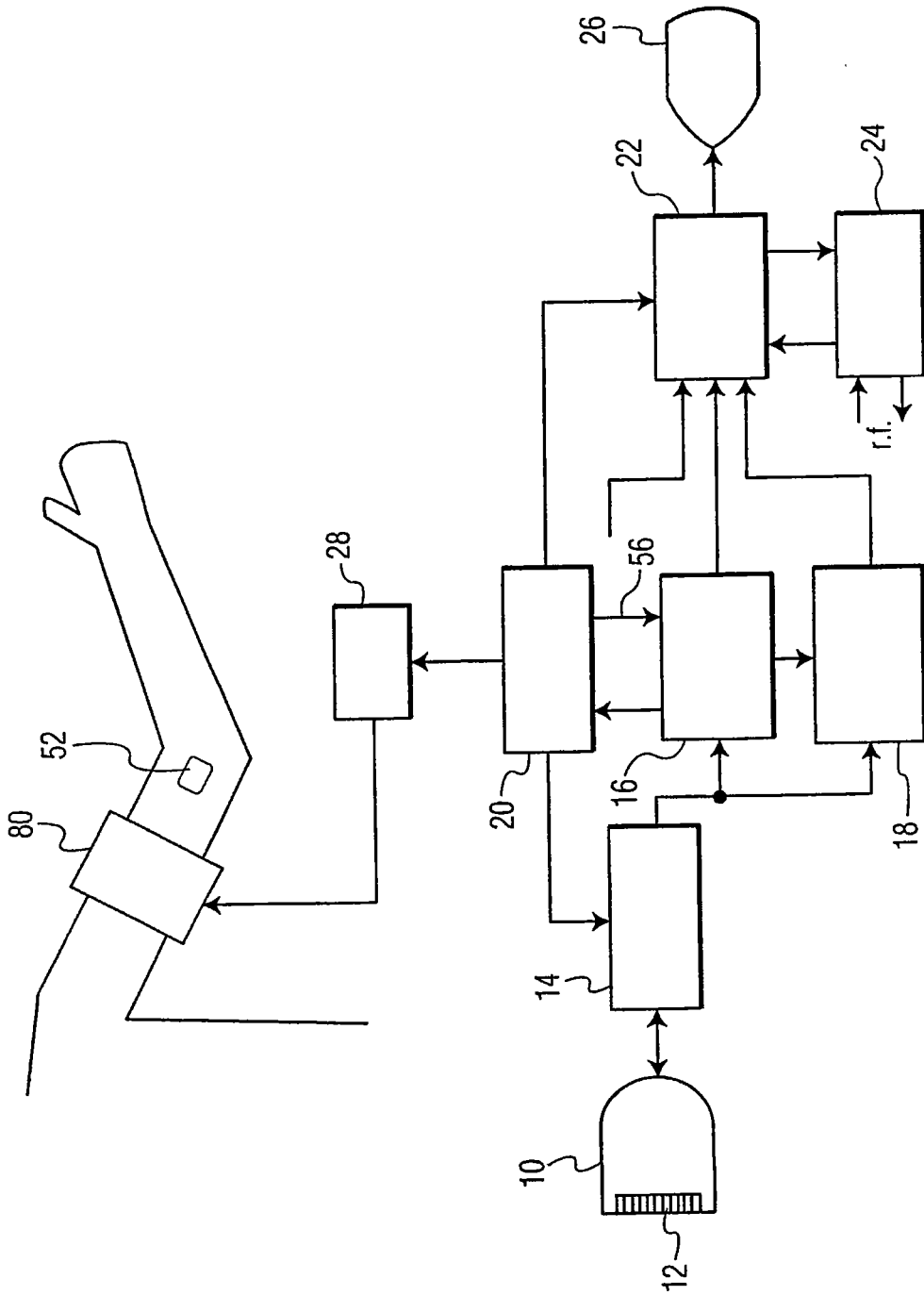


图1

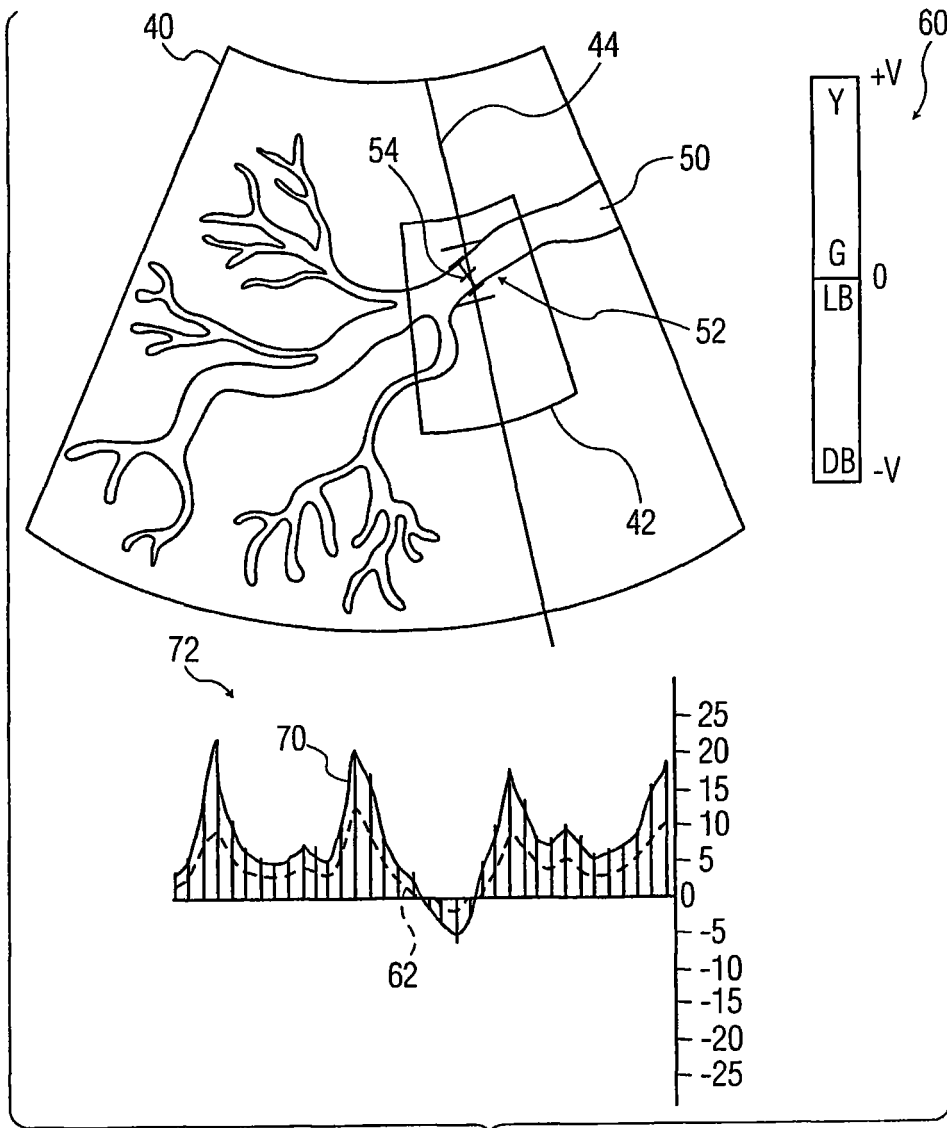


图2

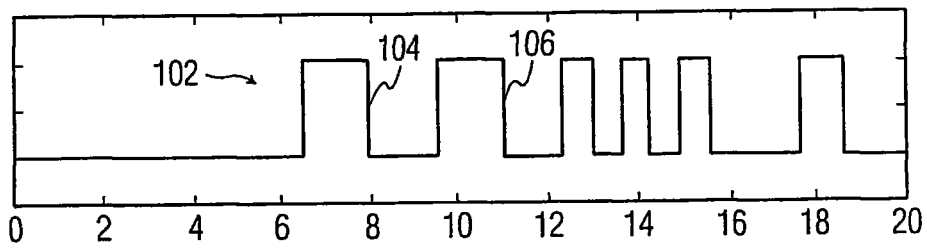


图3A

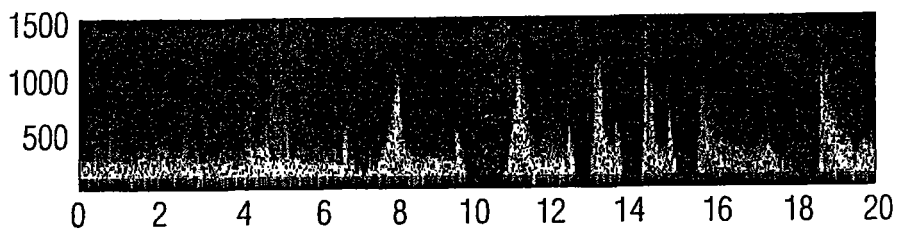


图3B

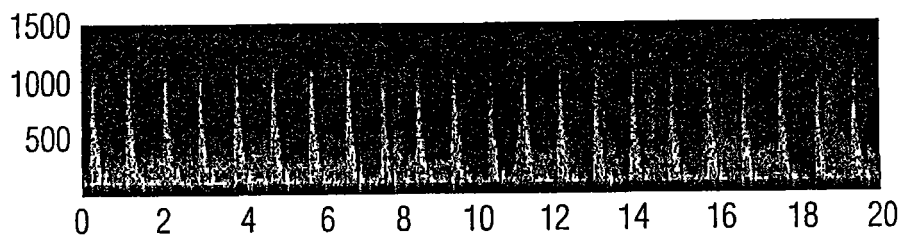


图3C

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 脉动血流的多普勒探测                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101326447A</a>                   | 公开(公告)日 | 2008-12-17 |
| 申请号            | CN200680046702.7                               | 申请日     | 2006-12-07 |
| [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)  | KONINKL飞利浦电子股份有限公司                             |         |            |
| [标]发明人         | J彼得鲁齐洛<br>E科昂 索拉尔<br>B杜福特<br>B拉朱               |         |            |
| 发明人            | J·彼得鲁齐洛<br>E·科昂 - 索拉尔<br>B·杜福特<br>B·拉朱         |         |            |
| IPC分类号         | G01S15/89 A61B8/06                             |         |            |
| CPC分类号         | G01S15/8979 A61B5/0048 A61B8/06 A61B8/13       |         |            |
| 代理人(译)         | 黄睿<br>王英                                       |         |            |
| 优先权            | 60/750651 2005-12-14 US                        |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

脉动波多普勒是公知的用于量化循环系统中血流的超声技术。通过使用短脉冲的超声并测量返回回波的频移，就可以估计身体内较窄空间中血流的速度。动脉血流表现出心脏跳动调制的特征模式。然而，静脉表现出的流动在本质上更难以预测，在大多数时间是连续的，但是有时是脉动的。在一些情况下，静脉萎陷并探测不到流动。因为静脉中难以预测的流动，就使得探测和区别静脉和动脉变得很困难。本发明通过调制流动为可以利用多普勒超声技术识别的模式来克服血流这种难以预测的本质。由于依赖于施加的压力动脉和静脉表现出不同的流动调制模式，因此就可以将其区分开。

