



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101378699 B

(45) 授权公告日 2012.06.20

(21) 申请号 200780004132.X

US 2002/0173725 A1, 2002.11.21, 全文.

(22) 申请日 2007.01.29

CN 1650190 A, 2005.08.03, 全文.

(30) 优先权数据

60/764,838 2006.02.03 US

Balasundar I. Raju, etc. A novel

ultrasound based automated pulsatile
flow detection method for resuscitation.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.07.31

Proceedings of the second IASTED

international conference on biomedical
engineering. 2005, 325-330.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2007/050296 2007.01.29

审查员 石艳丽

(87) PCT申请的公布数据

W02007/088508 EN 2007.08.09

(73) 专利权人 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 B·拉朱

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2002/0004636 A1, 2002.01.10, 全文.

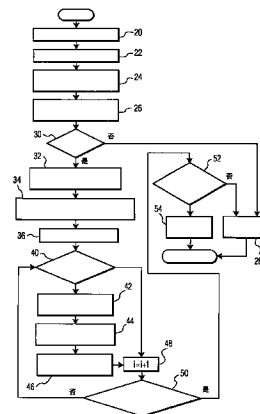
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于测量或检测非正弦周期性血流行为的超声方法和装置

(57) 摘要

描述了一种对源自脉动血流的超声多普勒信号中的一般非正弦周期性进行自动检测的方法和装置。所述方法计算脉动指数,即频带多普勒信号频谱中基波和几个谐波分量的归一化能量之和。如没有脉动血流时的情况一样,为了抑制归因于伪峰的作用,对每个谐波分量的能量应用加权函数。



1. 一种用于检测和 / 或测量脉动血流的超声方法, 包括 :
从一血流部位获取超声多普勒信号信息 ;
根据所述多普勒信号信息确定在特定频带内的能量谱 ;
识别所述能量谱的基波和谐波波峰 ;
确定包括所识别的基波和谐波波峰的频带内的能量 ; 以及
获得作为包括所识别的基波和谐波波峰的频带内的能量与所述能量谱中的总能量的比值的脉动指数。
2. 如权利要求 1 所述的方法, 其中, 识别步骤包括识别所述能量谱的基波和多个谐波波峰。
3. 如权利要求 2 所述的方法, 其中, 识别步骤包括识别所述能量谱的基波和四个谐波波峰。
4. 如权利要求 1 所述的方法, 其中, 确定所述能量的步骤还包括计算包括基波或谐波波峰的每个频带内的相对于所述能量谱中的总能量归一化的能量。
5. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括根据噪声对所述频带内的所述能量进行加权。
6. 如权利要求 5 所述的方法, 其中, 对所述频带内的所述能量进行加权的步骤包括用 S 型曲线加权函数对所述频带内的所述能量进行加权。
7. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括将所述脉动指数与阈值相比较。
8. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括根据所述基波和谐波波峰之间的频谱确定噪声度量。
9. 如权利要求 8 所述的方法, 还包括相对于总频谱能量将所述噪声度量归一化。
10. 一种除颤器, 包含 :
一对电极 ;
与所述电极相耦合的电击输送电路 ;
超声多普勒换能器 ;
与所述多普勒换能器相耦合的多普勒处理器, 其操作以产生多普勒频谱 ;
波峰检测器, 用于检测所述多普勒频谱中的基波和至少一个谐波波峰 ;
脉动性处理器, 其响应所检测到的波峰, 用于产生作为包括所检测到的基波和至少一个谐波波峰的频带内的能量与所述多普勒频谱中的总能量的比值的脉动指数。
11. 如权利要求 10 所述的除颤器, 还包括与所述电极和所述电击输送电路相耦合的 ECG 信号处理器。
12. 如权利要求 10 所述的除颤器, 还包括与所述多普勒换能器相耦合的多普勒信号发射器。
13. 如权利要求 10 所述的除颤器, 其中, 所述多普勒处理器还包括用于产生频带多普勒信号的构件。
14. 如权利要求 10 所述的除颤器, 还包括用于使所述脉动性处理器免受噪声影响的噪声检测器。

用于测量或检测非正弦周期性血流行为的超声方法和装置

技术领域

[0001] 本申请是于 2005 年 9 月 8 日提交的美国专利申请 [IB2005/052938] 的部分继续申请,其内容在这里通过参考并入。

[0002] 本发明通常涉及医学超声诊断学领域,并尤其涉及用超声测量和 / 或检测非正弦周期性血流的方法和装置。

背景技术

[0003] 早期心脏除颤是对心脏骤停患者成功进行复苏的关键。不存在可检测的患者心脏脉搏是心跳骤停的一个强有力提示。当前,心脏除颤不评估患者心跳或血液循环,并且应答者 (responder) 必须手动检查脉搏,这个过程公认是非常主观的。因此,对脉动血流的自动评估对于自动或手动除颤器以及在监测情况和其它临床应用中将是十分重要的。一个例子是连续监测重症监护病房 (ICU)、手术室或急诊室 (ER) 中的患者的生命体征。另一个例子是在应用心脏除颤电击之前和之后对心脏骤停患者的脉搏进行评估。在心脏骤停情况下应用心脏除颤疗法,以便将诸如心室纤颤的无灌注电活动转换为正常节律。在这些情况下,仅仅监测患者的心电图 (ECG) 是不够的,因为心脏的电节律虽看似正常,但却具有无灌注特性,如是无脉搏电活动 (PEA) 的情况下。确定患者是否存在规则的和脉动的血液循环是非常重要的,如果不存在则指示需要心肺复苏和 / 或适当的药物治疗。而且,这样的评估优选以无用户干预的、从心脏骤停事件发生现场到 ER 和 ICU 的连续方式完成。

[0004] 多普勒超声是一种已知的评估血流的工具,并已被建议用于评估心脏病患者的脉搏状态。但是,多普勒超声在无图像显示及经受过培训的人员解读的情况下用于的自动评估是非常具有挑战性的。由于需要选择一个合适的阈值,完全基于总多普勒能量进行评估是困难的。总多普勒能量测量依赖于反向散射回波的强度,这依赖于介入组织中的衰减水平及患者血液的散射特性。这些参数在患者之间差别极大,这使得预定的、固定阈值不可行。为了选择阈值,在多普勒设备的电子器件中具有噪声水平的精确特征也是必要的。由于需要周期性的自我表征 (self characterization),依靠这样的特征并不是一个具有鲁棒性的方法。同样未知的是可污染多普勒信号的干扰及运动伪影的水平。因此依靠简单的阈值来判定血流存在是不可行的。此外,由于不能确定血流是否为脉动的,总多普勒能量并不能给出血流规律性的指示。

[0005] 为解决这些问题,在母专利申请中已描述过基于特定频带内 (例如 1-1.2kHz) 的多普勒能量对周期性指数 (periodicity index) 进行估计。以下,该特定频带内的多普勒能量被称为频带多普勒信号 (banded doppler signal)。当选择足够高的多普勒频带时,该信号在作为时间的函数而被绘图时,其在心脏收缩期的高值到心脏舒张期的低值之间周期性地波动。为了确定频带多普勒信号中是否存在周期性,母申请的方法使用了对频带多普勒信号的自相关和傅立叶变换。在本方法中,首先定位频带多普勒信号频谱中的基波峰频率。然后计算该基波频率周围的窄带内的能量与总能量的比值,称为脉动指数。当存在周期性血流时,该脉动指数为高值,而没有周期性血流时,该指数为低值。

[0006] 这项技术以作为正弦曲线的脉动心脏活动模型为前提。但是由于心脏收缩期所花费的时间明显少于心脏舒张期所花费的时间,心脏血流模式在完全正弦方式中是非周期性的,而且通常形状不是正弦形状。这通常会导致在频谱中出现少数谐波。因此,在这样的情况下正弦周期性检测机制并不合适,而且脉动指数将低于考虑到周期性的非正弦特征时的脉动指数。因此,脉动心脏活动的测量或检测应考虑到生理机能的该非正弦特征。

发明内容

[0007] 根据本发明的原理,描述了一种考虑到了脉动血流的非正弦行为的超声方法和装置。这通过在计算脉动指数过程中包含几个谐波波峰(harmonic peak)而实现,同时注意避免由于噪声引起的波峰(当不存在血流时)。对脉动血流来说,通过考虑频谱中必定是由噪声引起的波峰之间的区域而计算噪声水平。与源自这些区域的噪声阈值相比较可保证检测到有效的脉动活动,辅以频谱的频率分辨率高到足以单独地解析血流频谱的基波波峰和谐波波峰,其中频带足够小以保证每一个波峰的主波瓣(main lobe)合适的分离。本发明方法的优势在于可以使脉搏与无脉搏状态更好的分离。就脉搏状态而言计算出的脉动指数将更接近于均一数值,而就无脉搏状态而言将仍保持接近零。这反过来将导致对脉搏评估更好的灵敏度和特异性。

附图说明

[0008] 在附图中:

[0009] 图 1 示出了正常非正弦血流中的频带多普勒信号的频谱;

[0010] 图 2 示出了用于抑制噪声影响的 S 型曲线加权函数;

[0011] 图 3 示出了本发明的非正弦周期性检测方法的流程图;

[0012] 图 4a-4d 示出了多普勒频谱图和得到的脉动指数,对本发明技术与母申请技术进行了比较;

[0013] 图 5 根据本发明的一个具体实施例描述了可能用于超声诊断的示范性装置的方框图;

[0014] 图 6 描述了用于可在评估灌注或血流脉动的说明性过程中使用的超声诊断的本发明方法的一个示范性实施例的流程图;

[0015] 图 7 描述了依照本发明的一个具体实施例,包含图 5 中的超声诊断装置的一个示范性心脏除颤系统的方框图。

[0016] 这里,在可能指定图中共有的相同元件的地方,使用相同的参考数字。为了说明目的,附图中所示图像是常规简化的,并未按比例描述。

[0017] 这些附图说明了本发明的例子,并且同样地,其不应视为对可能进入其他同等有效实施例的本发明的范围的限制。

具体实施方式

[0018] 纯正弦函数不存在谐波,并且当在频域中进行分析时,可看到仅呈现基频成份。然而,通常的心脏血流模式不是纯正弦。这是因为心脏活动在舒张期花费的时间要长于收缩期,这给予了血流模式非正弦特征。当这一特征在频域中进行分析时,它呈现出如图 1 所示

的频率波峰,即为频带多普勒信号中具有在 1.64Hz 处的基频成份 10 的频谱。脉动活动的非正弦特性使得频谱具有几个基波谐波。在本例中,在高达大约 8Hz 的范围内还可见较高的谐波 12、14、16 和 18。在接下来的本发明实施例中,将每一个基波和谐波波峰周围的小频带内的能量与评估脉动过程中频带多普勒信号的总能量进行比较。

[0019] 在图 3 中示出了本发明方法的流程图。与母申请的装置和方法一样,在步骤 20,获得在特定频带(例如 1-1.2kHz)内的频带多普勒信号。在步骤 22,如由实证研究所支持的一样,对该频带多普勒信号应用中值滤波以改善在噪声条件下的评估。由于与线性滤波相比中值滤波具有的保持信号结构的能力,例如中值滤波的非线性滤波是合乎要求的。在步骤 24,获得滤波后的频带多普勒信号的频谱,在该例中,在 5 秒跨度的窗口上获得,该窗口以 1 秒的时间间隔逐步前进。频谱的计算可通过频带多普勒信号自相关的傅里叶变换实现,或者直接通过普遍用于能量谱估计的任何方法(例如平均周期图等)实现。在步骤 26 中,频谱中的基波波峰频率(f_{peak})通过在有生理学意义的频率跨度(例如 0.5-4Hz)范围内的波峰搜索(利用二阶微商检验)定位。如果没有定位到波峰,那么在步骤 28,该方法断定确定不存在脉动血流,并且不进行进一步的处理。

[0020] 如果作为步骤 30 的结果找到基波波峰,进入步骤 32,在预期存在谐波的位置($2f_{peak}$ 、 $3f_{peak}$ 等)周围的区域进行波峰搜索算法,以确定是否存在谐波。典型地可能找到多达 4 个谐波,尽管在某一特定实施中或对某个特定患者信号可能选择或多或少的谐波区域。对于在频谱中发现的每个频率波峰(基波和谐波,图 1 中 10-18),在步骤 42 中计算归一化能量比作为波峰周围的小带宽范围内的能量与频带多普勒信号总能量的比值。通过在步骤 36 中将波峰计数初始化为 1 并且将脉动指数设置为 0,在图 3 的方法中对每个波峰分别进行处理。

[0021] 如果存在脉动血流,那么归一化能量比预期较高,最高值通常是对于基频 10,并且对于每个谐波 12-18 逐步减少。如果这些能量比总和被视为脉动指数,对脉动血流来说,归一化的和将接近均一值。但是当不存在脉动血流时,这些能量比值(如果对于基波和谐波存在波峰)仅简单地基于噪声。对这些值求和将会无意中提高脉动指数,从而导致在脉搏评估中的假阳性。

[0022] 为了克服这一点,在步骤 34 中确定频带多普勒信号中的噪声水平。如果存在周期性血流,频谱仅在基波和谐波位置处具有波峰,并且频谱中这些波峰之间的区域将构成噪声。因此,一旦确定了基波和谐波位置 10-18,在步骤 34,该方法也查看处于这些波峰之间的区域并计算平均噪声水平。或者,通过查看在其中没有预期脉动活动影响的足够高的频率来计算噪声水平。

[0023] 如果频谱中的每个波峰都是真正显著的(血流情况),被定义为波峰周围的能量与噪声水平的比值的信噪比将较高。当血流不存在时,信噪比将较低。因此,在步骤 44 中,将适当的加权函数应用于由每个波峰频率起作用的归一化能量比(步骤 42),如图 2 中所示的 S 型曲线加权函数 60。加权函数 60 抑制 SNR 较低时来自那些波峰的作用,但仍保持来自具有较高 SNR 的那些真正波峰的作用。S 型曲线函数为如下形式:

$$[0024] \quad \omega = \frac{2}{1 + \exp(-ax)} - 1$$

[0025] 其中 ω 为加权函数, x 为波峰处的 SNR, a 为形状参数,通常为 0.4。可以根据需

要使用其他加权函数。一旦波峰的能量比作用在步骤 44 中被加权,脉动指数将在步骤 46 中递增该加权值。这通过在步骤 48 中递增波峰计数,在步骤 50 中将该计数与计算中使用的谐波数量 N 相比较,并对于每个波峰重复该计算,对每个波峰来实现。当所有波峰都被包括在脉动指数内后,在步骤 52 中将该指数与阈值比较。如果脉动指数足够高就有脉动血流 (54),如果脉动指数不够高,就断定不存在脉动血流 (28)。

[0026] 图 4a-4d 对本发明实施例的性能和母申请技术的性能进行了比较。图 4a 示出了在间隔 72 期间经历心室纤颤的对象的多普勒谱线图 70。在图 4b 的 ECG 波形中和图 4c 的血压图中也反映出了该事件。图 4d 显示了根据母申请中的基于正弦的技术确定的脉动指数 74,以及根据本发明中的基于非正弦的技术确定的脉动指数 76。将线 74 和 76 进行比较显示出脉动指数 76 在 VF 间隔 72 之前和之后的存在脉动血流期间较高,并且在间隔 72 的无脉动血流情况下保持较低。

[0027] 图 5 描述了根据本发明一个实施例可能用于超声诊断的示范性装置 100 的方框图。在一种示范性应用中,装置 100 可执行对患者的灌注和 / 或脉动状态的评估 (例如检测和 / 或测量)。其中“灌注”涉及血管 (例如颈动脉) 或组织中的血流。在其他应用中,装置 100 可用作复苏系统中的部件以及在其他医学诊断和临床系统中的除颤器,微弱心跳 (例如胎儿心跳) 监测器和检测器。此外,装置 100 也可用在非医疗系统中来测量例如胶体溶液和乳化溶液的流动或脉动活动。

[0028] 在一个实施例中,装置 100 包括发生器 102,至少一个超声换能器 104 (显示了一个换能器 104),和数据处理器 110。在替换实施例中,换能器 104 一起形成典型地设置应用垫 (没有显示) 上的阵列,并且另外换能器可以是时分复用的。例如在 Rock 等人的美国专利 6,565,914 中公开了这样的阵列。

[0029] 在所描述的实施例中,换能器 104 包括发射器 106 和接收器 108。在本实施例中,发生器 102 一般是连续波 (CW) 射频 (RF) 信号 (例如 1-10MHz) 源。在操作中,发生器 102 通过接口 134 激活 (或激发) 发射器 106 发射超声 (图中示为波束 132),该超声在位于换能器下方的患者身体中的部分 124 中传播。接收器 108 收集在孔径 130 内的声回波信号 (例如散射超声),将回波信号转换成电信号并通过接口 136 传输到数据处理器 110。发射器 106 和接收器 108 被定位成使波束 132 和孔径 130 在大血管 126 的区域 128 中相重叠,该大血管如颈动脉等。

[0030] 在替代实施例中,装置 100 可包括换能器 104,该换能器能够分别在 RF 能量开启时作为发射器操作,或在 RF 能量关闭时作为接收器操作。在本实施例中,发生器 102 产生脉冲射频能量 (PW),其具有持续时间为约 0.2 到 20 微秒的开启时间间隔,占空比在约 0.2 到 20% 的范围内。

[0031] 在一个示范性实施例中,数据处理器 110 包括信号获取模块 112,频带鉴别器 114 和信号分析器 118,该信号分析器 118 包含执行上述非正弦脉动性计算的处理模块 120,灌注检测器 122 和脉搏状态检测器 123。可以简化数据处理器 110 的部件以电子硬件,计算机程序 (例如软件),或两者的形式进行实践。或者,由模块 110 执行的部分信号处理部分也可利用远程处理器 (未显示) 实现。而且,在另一个实施例中,可以在模拟而非数字域中进行分析,例如,频带鉴别器 114 可以被模拟滤波器组 (bank) 代替,数据处理器 110 可以包含相关器等,如本领域普通技术人员所公知的那样。

[0032] 信号获取模块 112 获取回波信号并定义多普勒信号。其中,术语“多普勒信号”涉及与入射超声与回波信号间的频移成比例的信号。如图所示,模块 112 包含回波信号的频率转换器、模拟和数字滤波器、存储设备、计算机处理器,以及其他常规用于数据获取和数字信号处理的构件。一个滤波器可以是通过静止或缓慢移动例如组织、血管壁 126 等来抑制源于区域 128 的回波的高通滤波器。在一个实施例中,模块 112 将在至少一个持续时间为约 2 到 20 秒(优选为 5-10 秒)的时间间隔 ΔT_1 内获取的多普勒信号以数字格式存储在存储器 113 中。在本实施例中,从存储器 113,可以以连续数据组的形式将存储的数字多普勒信号提供给频带鉴别器 114 以做进一步处理,其中每个数据组与持续时间为约 10 到 100 毫秒(例如 40 毫秒)的时间段 ΔT_2 相关。

[0033] 在一个实施例中,频带鉴别器 114 包括多个(例如 4 到 10 个)带通滤波器 115(如图所示的 6 个滤波器 115),其可选择地以多个采样信号 140 分解多普勒信号。每个采样信号 140 具有一频率范围,其代表了多普勒信号的预先选择的频率范围的一部分,其中这些范围不重叠。以下,术语“频率范围”和“频带”被可交换地使用。同时,采样信号 140 的频率范围包括分解后的多普勒信号或其部分信号的范围。

[0034] 选择性地校准带通滤波器以使其具有相同的大于或小于 1 的放大系数。这样,采样信号 140 保留了信号获取模块 112 提供的多普勒信号的即时谱能量分布,因此,每个采样信号的能量与相应的采样信号 140 的频率范围内的多普勒信号的能量成比例。在所述实施例中,每个带通滤波器 115 的输出说明性地与能量计量单元 116 的相应输入相耦合。在替代实施例(未显示)中,这样的输出可以是多路复用的(例如时分复用)并可利用单一的传输线路与能量计量单元 116 相耦合。

[0035] 能量计量单元 116 选择性地计算每个采样信号 140 的能量并向处理模块 120 输出多个信号 142,该多个信号中的每个代表按时间段 ΔT_2 的持续时间平均的相应采样信号的能量。本领域技术人员将会理解信号 142 也可以是多路复用的(例如时分复用)并可利用单一的传输线路与处理模块 120 相耦合。

[0036] 为了评估灌注,在一个示范性实施例中,处理模块 120 利用如多普勒信号能量与基线噪声的比值,选择性地计算选择性地信号的每个频带中的多普勒信号的周期性度量。该比值的峰值与识别该频带具有该比值的数据被传输至灌注检测器 122。在灌注检测器 122 中,将计算出的波峰比值与预先确定的设置相比较以评估所检查血管(例如颈动脉)中的血流速度。与多普勒信号的谱能量分布的特定模式相关的数据也可能携带附加的关于患者心脏机械活动的诊断信息,并且同样地被保留在例如信号分析器 118 或数据处理器 110 中的存储器中。

[0037] 为了评估多普勒信号的周期性度量,以及脉搏状态,在一个示范性实施例中,如上所述,处理模块 120 选择性地计算选择性地每个基波和谐波频带中的多普勒信号的周期性度量。执行上述噪声分析,并且将每个基波和谐波信号的作用包含在脉动指数中。由此确定的脉动指数通过阈值被验证并被呈现给用户。一种计算技术包括在预先确定的时间间隔内对多普勒信号能量进行的自相关分析以确定自相关函数是否有识别心脏脉动活动的周期性间隔的波峰。自相关分析的结果被传输至脉搏状态检测器 123。在脉搏状态检测器 123 中,可利用例如前面所述的脉动指数以及周期性度量等评估血流脉动的强度。计算出的所选周期性度量值可与其他预先确定的设置和/或阈值相比较来定义和评估血管 126 的脉

搏状态。

[0038] 在一个实施例中,处理模块 120 在包括几个心动周期的时间段内收集输出信号 142。说明性地,处理模块 120 可以获取数据块形式的信号 142 并选择性地处理每个这样的数据块,对于在几个心动周期内延伸的时间间隔 ΔT_1 的持续时间,每个数据块都与时间段 ΔT_2 相关。处理模块 120 可以利用本领域技术人员所公知的计算技术,如代数和布尔逻辑运算、频谱分析、傅里叶分析(例如快速傅里叶变换(FFT)分析)、相关分析,以及其他信号处理技术。

[0039] 图 6 描述了用于超声诊断的本发明方法的示范性实施例的流程图。该方法可被简化以例如使用图 5 中的装置来执行说明性的检测血液灌注和/或患者脉搏状态的过程。

[0040] 该方法开始于步骤 601 并进入步骤 602。在步骤 602,至少一个超声换能器 104 被激活以向血管 126(例如颈动脉)发射超声并收集在患者身体内区域 128 内散射的回波信号。超声回波信号被转换为电形式并传输至数据处理器 110。在步骤 604,对于时间间隔 ΔT_1 的持续时间,获取该回波信号,将其数字化,并存储于存储器中,正如上述参考图 5 所讨论的。时间间隔 ΔT_1 典型地包括几个(例如 3-6)心动周期。或者,时间间隔 ΔT_1 可以有预先确定的持续时间。在步骤 606,在多个离散频带中定义多普勒信号的谱能量分布并在时间间隔 ΔT_1 的时间段 ΔT_2 内对其平均。在步骤 608,定义在心动周期内具有多普勒能量的最大周期性变化的频带,并且在步骤 610,计算患者的脉搏状态,正如参考图 3 所详细讨论的。在步骤 612,定义在心动周期内具有多普勒能量与基线噪声的波峰比值的频带,并且在步骤 614,如上参考图 5 所述的,对灌注进行计算。在可选步骤 616,如参考图 7 所讨论的,在例如将该方法在除颤系统中简化实践时,可以使用使用同时操作的心电图(ECG 系统)收集的数据。在该情况下,对于 ECG 和超声谱图之间的时滞,应常规地调整 ECG 数据的定时。在一个实施例中,步骤 608、610、612、614 和 616 可基本上同时执行。步骤 610 和 614 完成后,该方法进入步骤 618 并在此结束。

[0041] 图 7 描述了根据本发明一个实施例的示范性可编程的除颤系统 700 的方框图。说明性地,该除颤系统 700 包括图 5 中的超声诊断装置 100、可选的 ECG 系统 702、可选的血压监测器 703、诊断信息分析器 704、除颤单元 708 和该除颤单元的可编程控制器 706。

[0042] 该装置 100 向分析器 704 提供与心脏机械活动相关并包含患者灌注和脉搏状态(例如脉动指数 PI)中的至少一个的诊断信息。超声诊断信息可通过对患者颈动脉进行测量而获得。这样的信息还可用于实时诊断患者脑部血流供应状态。

[0043] 在一个实施例中,ECG 系统 702 和装置 100 同时获取诊断数据。在本实施例中,与多普勒信号的能量谱分布相关的信号可以进一步与 ECG 信号交叉相关。这种相关可进一步增加通过分析器 704 对诊断信息解读的准确性和可靠性。

[0044] 在另一实施例中,每个信号 142 可以与分析器 704 相耦合,其中信号 142 与 ECG 信号选择性地交叉相关以提供对灌注的最准确的评估,而 ABP 监测器可用作表征心脏机械活动整体状态的数据源。或者,分析器 704 可仅使用装置 100 提供的诊断信息。

[0045] 然而应当注意到,ECG 信号对应于心脏电活动。仅利用系统 700 中的 ECG 诊断可能导致掩盖了由心脏无脉搏电活动(PEA)引起的患者心脏机械活动(例如血液泵浦功能)的缺失,并且引起不正确的临床决策。

[0046] 分析器 704 对收集到的信息进行分析以确定是否对患者进行除颤并定义除颤过

程的参数。在操作中,分析器 704 输出分析结果至可编程控制器 706,其配置除颤单元 708,该单元包含具有高电压的受控源 710 和用于执行该过程的应用电极 712(示出了两个电极 712)。

[0047] 在上述参考图 5 和 7 讨论的说明性实施例中,装置 100 和系统 700 的许多部分在医学超声和除颤系统中和可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦电子股份有限公司得到专用集成电路(ASICs)中是可得到的。

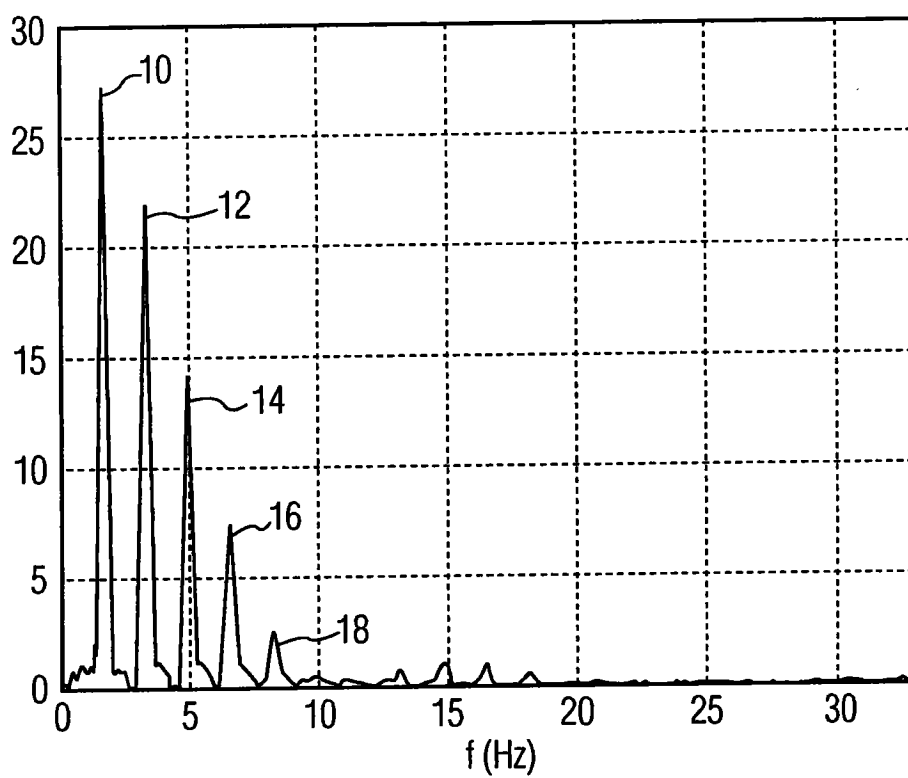


图 1

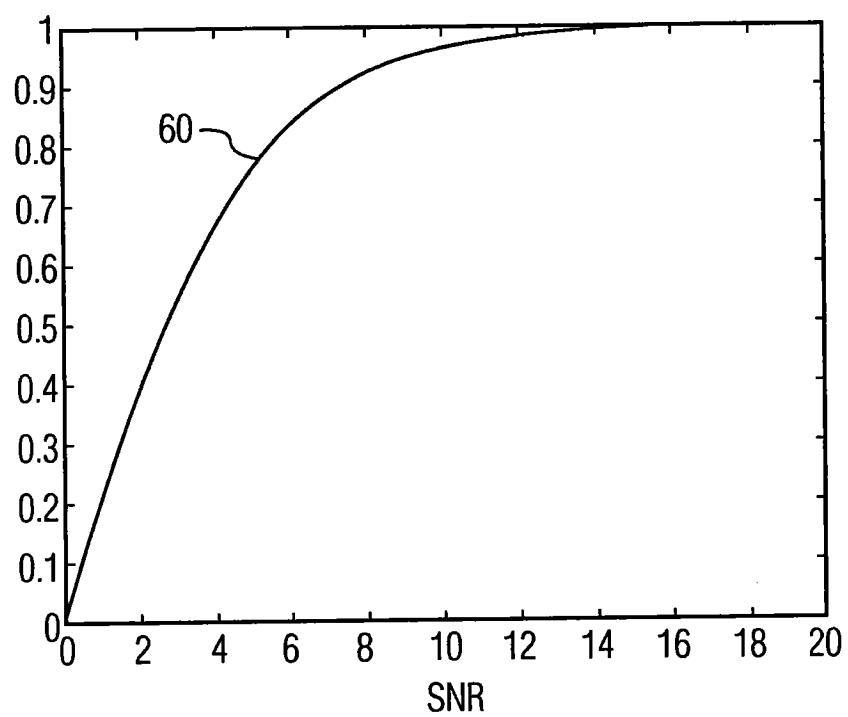


图 2

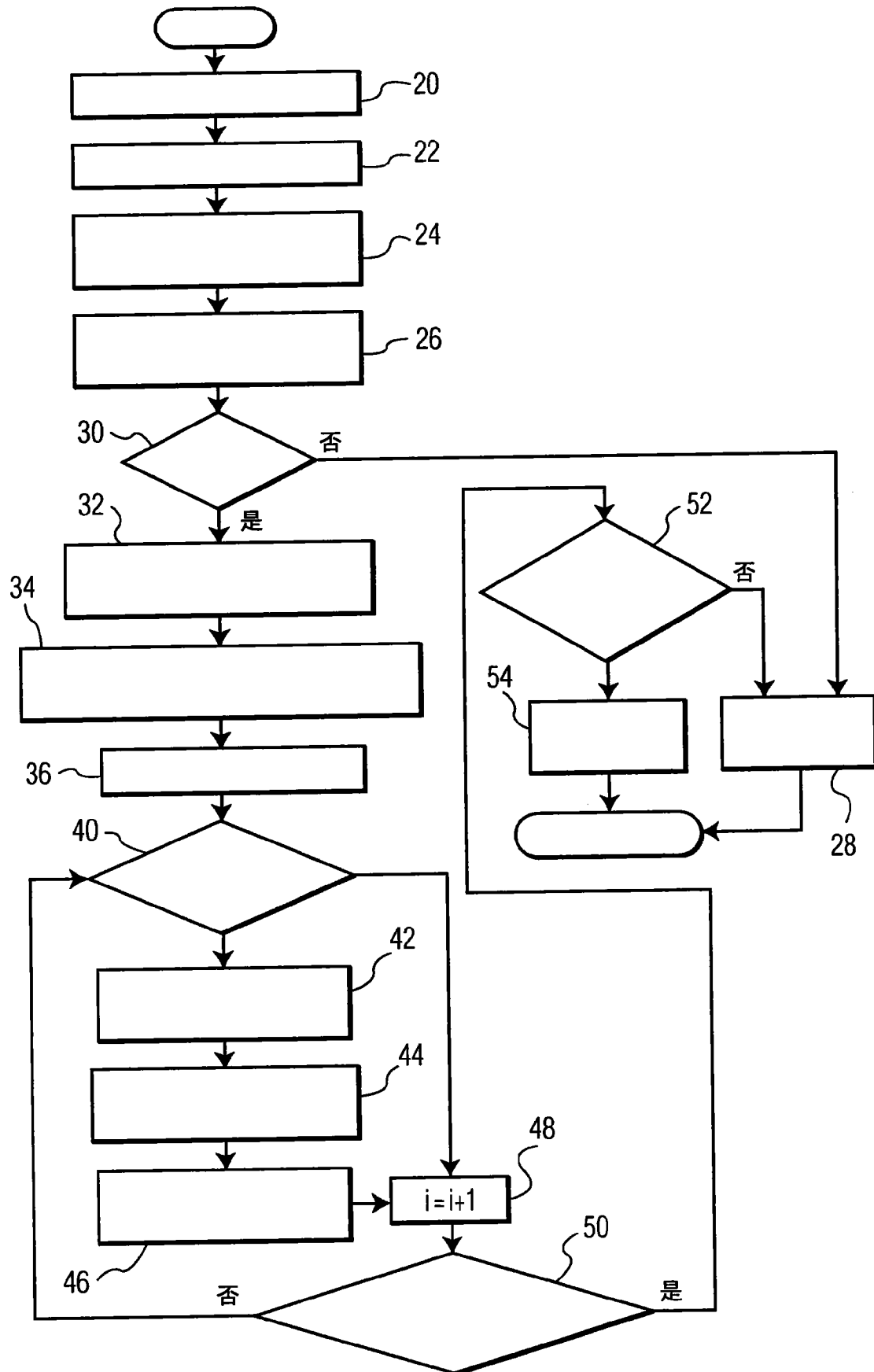


图 3

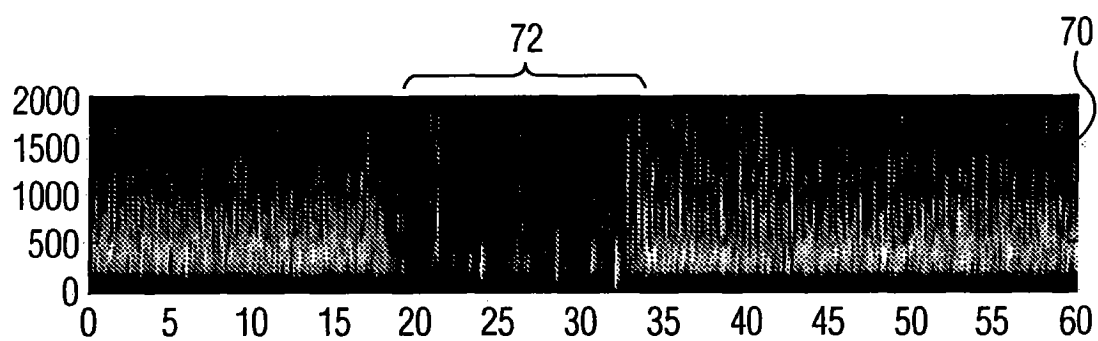


图 4A

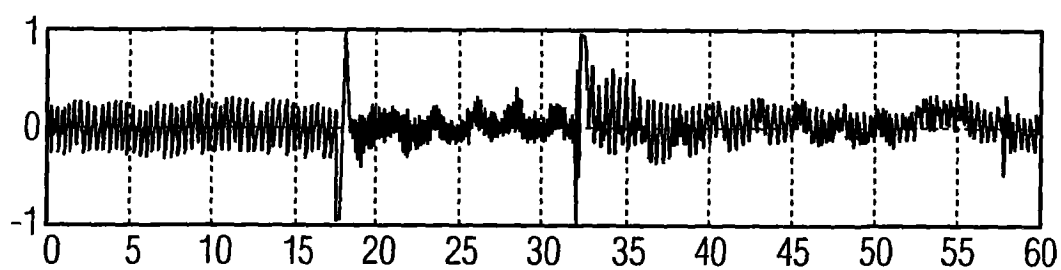


图 4B

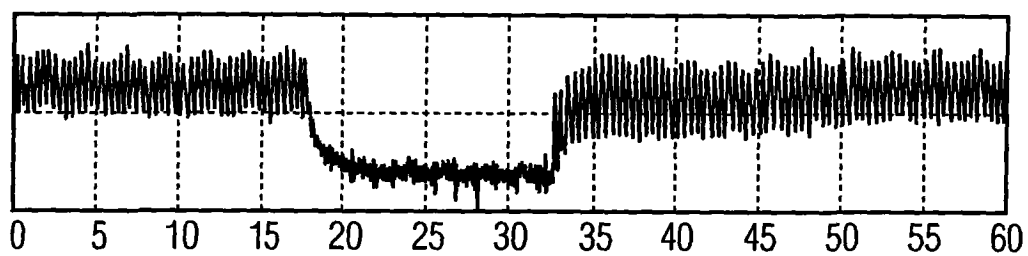


图 4C

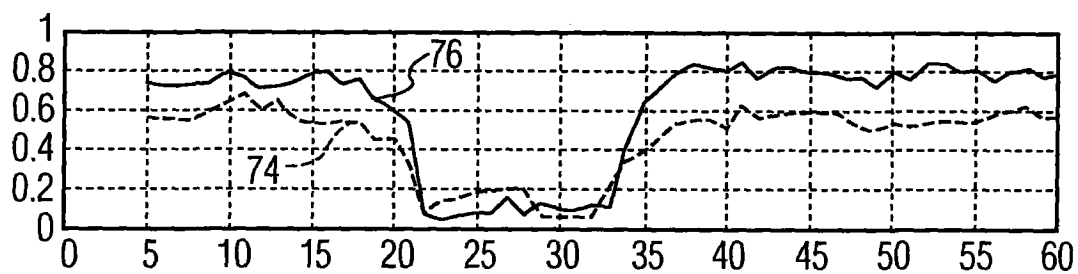


图 4D

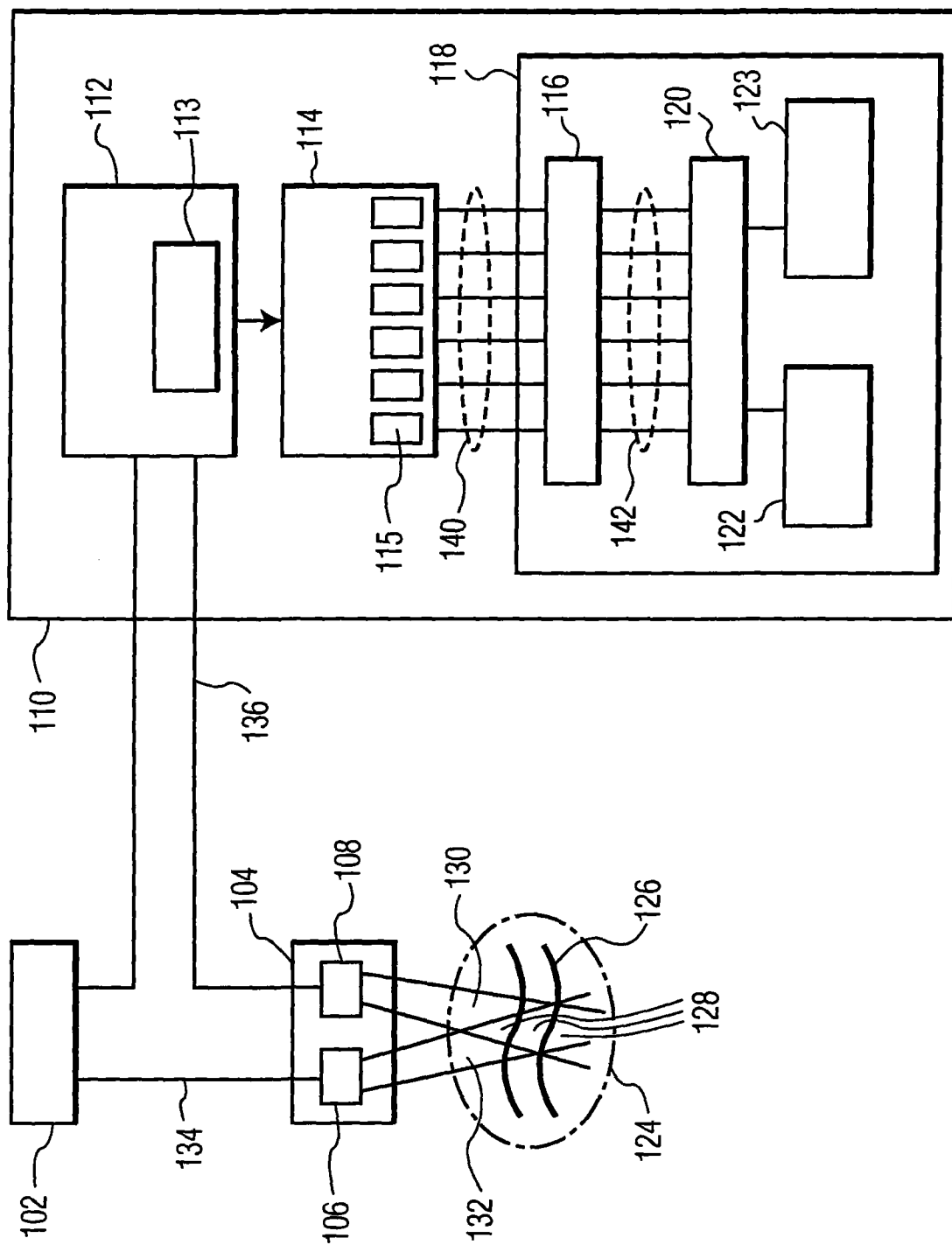


图5

