

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580030688.7

[43] 公开日 2007 年 11 月 14 日

[11] 公开号 CN 101072541A

[22] 申请日 2005.9.8

[21] 申请号 200580030688.7

[30] 优先权

[32] 2004.9.13 [33] US [31] 60/609,676

[86] 国际申请 PCT/IB2005/052938 2005.9.8

[87] 国际公布 WO2006/030354 英 2006.3.23

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.13

[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 B·拉于 E·科亨-索拉尔

S·阿亚蒂

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 刘红 陈景峻

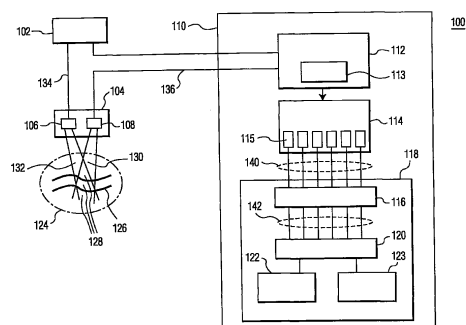
权利要求书 5 页 说明书 18 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用超声测量和/或检测体液流动特性的方法和设备

[57] 摘要

一种测量和/或检测被检测体脉搏和/或血流的超声方法和设备,根据被检测体动脉血流的超声反向散射计算多普勒信号频谱。计算多普勒信号频谱中几段频带的流动特性指标,这些指数可以用于确定脉搏或血流,也可以用于确定流动特性的其它参数。由于所计算指数的健壮性,本超声方法和设备在自动和半自动外部心脏除颤器(AED)方面具有判定是否对病人实施除颤的特殊用途。



1. 一种使用超声设备检测和/或测量被检测体内液体流动特性的方法，包括步骤：

确定作为时间函数的多频段中每个频段的总多普勒功率，其中，所述的总多普勒功率根据被检测体内液体的超声波反向散射信号计算；

根据确定的总多普勒功率确定功率谱，从而该多个频段中的每一个频段具有在该频段内频率上的功率谱；

为每个频段计算被检测体内液体的流动特性的指标；

从而通过使用计算出的每个频段的流动特性指标中的至少一个来测量和/或检测流动特性。

2. 如权利要求1中所述的方法，流动特性包括血液灌注状态、脉搏状态、心率，和/或胶质或浊乳溶液的流动和/或脉动活动中的至少一种。

3. 如权利要求1所述的方法，其中，确定功率谱的步骤使用多普勒信号的频谱分析、傅里叶分析、相关分析、平均周期估算、参数方法和/或自相关分析中的至少一种。

4. 如权利要求1所述的方法，其中，确定功率谱的步骤包括步骤：通过一个滑动时窗确定多个频段中每个频段的自相关；根据确定的自相关确定功率谱。

5. 如权利要求4所述的方法，其中，用于确定自相关步骤中的滑动时窗有大约2到大约20秒范围的长度。

6. 如权利要求4所述的方法，其中，用于确定自相关步骤中的滑动时窗有一个动态变化的长度。

7. 如权利要求4所述的方法，其中，被检测体是一个人或动物，用于确定自相关的滑动时窗选择的长度，至少包括该人或动物的检测和/或测量液体的两个脉搏周期。

8. 如权利要求1所述的方法，进一步包括步骤：

选择具有流动特性指标最大值的频带，选择的最大值用于测量和/或检测流动特性。

9. 如权利要求1所述的方法，其中，流动特性指标包括脉搏指数，所述的脉搏指数包括该频段功率谱内的至少一个或多个波峰与该频段

功率谱内总功率的比值。

10. 如权利要求 9 所述的方法，其中，脉搏指数包括该频带功率谱中最大峰值的功率与该频带功率谱中总功率之间的比值。

11. 如权利要求 9 所述的方法，其中，脉搏指数包括该频带功率谱中最大峰值和次最大峰值的功率与该频带功率谱中总功率之间的比值。

12. 如权利要求 9 所述的方法，其中，脉搏指数包括该频带功率谱中最大峰值的功率与该频带功率谱中总功率去除其中次最大峰值的功率的量之间的比值。

13. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括步骤：

获得至少一个频带内流动特性测量的初始值；

获得至少一个频带内流动特性测量的随后值；

其中，流动特性指标的计算步骤包括步骤：

为了获得包括流动特性指标的流动指数，用所述初始值归一化随后值。

14. 如权利要求 13 所述的方法，其中，获得初始值的步骤在被检测体处于心室纤维性颤动时执行，获得随后值的步骤在被检测体去纤颤后执行。

15. 如权利要求 13 所述的方法，所述流动特性测量值是在至少一个频带的功率谱的时间窗上的均值、波峰或第百分之九十的值。

16. 如权利要求 1 所述的方法，其中，多频段中的每个频段有相同的带宽。

17. 如权利要求 1 所述的方法，其中，多频段的至少一个频段有在大约 100Hz 到大约 400Hz 范围内的带宽。

18. 如权利要求 1 所述的方法，其中，多频段中至少有一个频段具有动态变化的带宽。

19. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述方法的步骤是在一个去纤颤器中完成。

20. 如权利要求 19 所述的方法，其中，所述去纤颤器包括自动或半自动外用去纤颤器(AED)。

21. 如权利要求 1 所述的方法，其中，被检测体是一个人、一种动物、另一种生命体和/或一种无生命体。

22. 使用一种超声设备检测被检测体内液体脉搏流动的方法, 包括步骤:

确定作为时间函数的多频段中每个频段的总多普勒功率, 其中, 所述的总多普勒功率根据被检测体内液体的超声波反向散射信号计算;

根据确定的总多普勒功率确定功率谱, 从而该多个频段中的每一个频段具有在该频段内频率上的功率谱;

计算每个频段的脉搏指数, 所述脉搏指数包括该频段的功率谱的至少一个或多个波峰与该频段的功率谱的总功率之间的比值;

通过比较计算的每个脉搏指数和预定阈值, 以确定被检测体内是否存在液体的脉搏流, 其中, 如果任何计算的脉搏指数超过了预定值则存在脉搏流。

23. 如权利要求 22 所述的方法, 其中, 所述方法的步骤是在一个去纤颤器中完成。

24. 如权利要求 23 所述的方法, 其中, 所述去纤颤器包括自动或半自动外用去纤颤器(AED)。

25. 一种使用一种超声设备检测最近经受过心室纤维性颤动的被检测体内液体是否存在流动的方法, 包括步骤:

当被检测体处于心室纤维性颤动时, 通过以下步骤获得至少一个流动特性测量的初始值:

(i) 确定作为时间函数的多频段中每个频段的总多普勒功率, 其中, 所述的总多普勒功率根据被检测体内液体的超声波反向散射信号计算;

(ii) 根据确定的总多普勒功率确定功率谱, 从而该多个频段中的每一个频段具有在该频段内频率上的功率谱;

(iii) 计算每个频段的流动特性测量值; 和

(iv) 从多个计算出的值中选择至少一个值作为至少一个初始值;

通过执行步骤(i)-(iii), 在被检测体去纤颤后, 获得至少一个流动特性测量的随后的值; 和

(v) 从多个测量值中选择至少一个值作为至少一个随后的值;

利用所述至少一个初始值对至少一个随后的值进行归一化, 以获得至少一个流动指数;

以及通过比较所述至少一个流动指数的每一个与预定阈值, 确定被检测体内是否存在液体流动, 其中, 如果至少一个流动指数的任何一个超过了预定阈值则存在脉搏流。

26. 如权利要求 25 所述的方法, 其中, 心室纤维性颤动发生在几秒到几天前的任何时候。

27. 如权利要求 25 所述的方法, 其中, 所述方法的步骤是在一个去纤颤器中完成。

28. 如权利要求 27 所述的方法, 其中, 所述去纤颤器包括自动或半自动外用去纤颤器(AED)。

29. 一种使用超声设备检测和/或测量被检测体内液体流动特性的方法, 包括步骤:

一种处理装置, 用于:

确定作为时间函数的多频段中每个频段的总多普勒功率, 其中, 所述的总多普勒功率根据被检测体内液体的超声波反向散射信号计算;

根据确定的总多普勒功率确定功率谱, 从而该多个频段中的每一个频段具有在该频段内频率上的功率谱;

为每个频段计算被检测体内液体的流动特性的指标;

从而通过使用计算出的每个频段的流动特性指标中的至少一个来测量和/或检测流动特性。

30. 如权利要求 29 所述的系统, 流动特性包括血液灌注状态、脉搏状态、心率和/或胶质或浊乳溶液的流动和/或脉动其中的至少一种。

31. 如权利要求 29 所述的系统, 其中, 使用多普勒信号的频谱分析、傅里叶分析、相关分析、平均周期估算、参数方法和/或自相关分析中的至少一种, 从总多普勒功率确定该功率谱。

32. 如权利要求 29 所述的系统, 其中, 所述处理装置包括硬件、软件和固件的至少一种。

33. 如权利要求 29 所述的系统, 进一步包括:

至少一个用于适合敷贴垫的超声换能器;

和激励至少一个超声换能器的发生器。

34. 如权利要求 33 所述的系统, 其中, 发生器以连续和/或脉冲方

式运行。

35. 如权利要求 29 所述的系统，进一步包括：

具有受控高压电源的除纤颤单元；

除纤颤单元的控制器。

36. 如权利要求 29 所述的系统，进一步包括心电图机和血压监护器中的至少一个。

37. 如权利要求 36 所述的系统，其中，处理装置将通过心电图机和自动血压监护器中的至少一个收集的数据与确定的功率谱相互关联，以计算流动特性指标。

38. 如权利要求 29 所述的系统，其中，所述系统包括一个去纤颤器。

39. 如权利要求 38 所述的系统，其中，所述去纤颤器包括自动或半自动外用去纤颤器(AED)。

用超声测量和/或检测体液流动特性的方法和设备

本发明一般性涉及医疗超声诊断领域，更具体涉及使用外部接触超声设备测量和/或检测体液流动特性的方法和设备。

在急救和手术过程中，对病人脉搏状态的评估是诊断病因和针对病因决定合适疗法所必需的。检测病人心脉是否存在主要是通过接触病人脖子，感觉由病人颈动脉量变化引起的触压变化。当心跳中病人心室收缩时，压力波通过病人的外周循环系统向外传播。颈动脉的脉搏波形随着收缩期心室血流注射而上升，并随心脏压力波达到最大而达到峰值。在脉搏末期压力下沉时，颈动脉的脉搏再次跌落。

病人的可检测心脉的缺失是心脏停搏的强指示。心脏停搏是病人心脏不能够提供支持生命的血流而威胁生命的医学状况。在心脏停搏期间，心电活动可能会无序（心室纤维性颤动）、过速（心室搏动过速）、缺失（心搏停止）、形成无血流产生的正常或低速心率（无脉搏电活动）。

提供给病人心脏停搏的治疗方式部分依赖于对病人心脏状况的评估。例如，护理人员在病人处于心室纤维颤动（VF）或心室搏动过速（VT）时可以使用除纤颤电震，以停止无序或过快电行为，使得灌注（perfuse）恢复律动。外部心脏除纤颤，特别是通过由放置在病人身体表面的电极产生对病人心脏的强电震来提供。如果病人缺失可检测到的脉搏并处于心搏停止或无脉搏电活动（PAE），护理人员不能使用心脏去颤的方法，而实施心肺复苏术（CPR）以使得病人的一些血液流动。

在对病人实施诸如心脏去颤或 CPR 的治疗之前，护理人员必须先确认病人处于心搏停止状态。一般而言，外部心脏除颤只适合处于无意识、窒息（apneic）、无脉搏、VF 或 VT 中的病人。医学条例指明应该在 10 秒内确定病人心脉是否存在。例如，美国心脏协会关于心肺复苏的议定书中要求专业护理人员需在 5 到 10 秒内评估病人的脉搏。缺少脉搏是开始进行胸外按压的指示。评估脉搏对有意识的成年人表面上看上去很简单，而这却是基本生命维持评估程序中最常失败的因素，这可以归结到各种原因，如缺乏经验、缺少明显标志、对脉搏有

无的倾向性判断。当判断是否对病人实施 CPR 或心脏除颤治疗时，没有准确地检测到脉搏是否存在，将导致对病人的错误治疗。

心电图（ECG）信号常用来确定是否实施心脏除颤电震。但是救助者很可能会遇到的某些律动，比如无脉搏电活动，不能仅根据心电图信号来确定；对这些律动的诊断需要心脏灌注缺乏的证据支持，而无关 ECG 信号指示的心电活动。

由于脉搏检测或血流测量是人为执行，这会受到人为错误的影响。急救情况中时间非常重要，人为评估脉搏状况总时间过长将导致有害的结果。为了解决这些限制，需要有一种可靠的脉搏状态评估设备。

即使进行了 ECG 分析，其结果也可能误导救助者采取错误的实施例。例如，在心跳骤停以后，病人可能进入一种无脉搏的电活动状态（PEA），对此 ECG 将指示为正常的电活动，但是没有脉搏存在。由于 ECG 分析显示有“脉搏”（例如，电活动），救助者因此没有采取进一步处理而严重危及病人生命。相反的，如果一个救助者错误断定病人没有脉搏（由于被迫匆促的进行初步评估或错误判定 PEA），继而提供如 CPR 的治疗，这将降低恢复病人循环的机会。

因此，为了使救助者迅速判断是否向病人提供治疗，必须开发一种综合系统，该系统能迅速容易的分析病人的脉搏、血流量或 ECG 信号，以正确地判断病人动脉内是否具有脉搏血流。

这种需要对于救助者是未经训练的和/或无经验的情况或系统特别迫切，同 Rock 等人的 6,575,914 号美国专利描述的系统的情形一样。由于该专利转让给与本发明同样的受让人，因此在此引入全文以作为参考，此后该专利将被称为“Rock 专利”。Rock 专利公开了一种自动外部心脏除颤器（AED）（以下 AEDs 和半自动外部心脏除颤器 SAEDs 将共同称为 AEDs），缺少或没有经过医学培训的第一反应护理人员能使用该心脏除颤器来确定是否对无意识的病人施加去颤。

Rock AED 包括一个心脏除颤器、一个收发多普勒（Doppler）超声信号的感应垫、两个获取 ECG 信号的感应垫、一个接收和评估多普勒和 ECG 信号以判断是否适合对病人去颤的处理器（即，是否具有脉搏）。多普勒垫被黏附固定在病人颈动脉之上的皮肤上，用来检测颈动脉搏（这是充足脉搏血流的关键指标）。

具体地, Rock AED中的处理器分析多普勒信号以判断是否存在可检测脉搏, 并且分析ECG信号判断是否存在“震动节律”(参见Rock专利中附图7、相应说明见第6栏第60行至第7栏第52行)。根据这两个独立的分析结果, 处理器确定是否建议除颤(同上)。Rock专利虽然讨论了“综合”多普勒和ECG信号, 但是Rock AED中的处理器只是考虑两个分析的结果, 并没有从数学或分析上综合多普勒和ECG信号分析。

Rock AED通过比较接收的多普勒信号和“适合于接收的多普勒信号的统计阈值”来判断可检测脉搏(Rock专利第7栏第13-14行)。然而, 使用这样的多普勒信号阈限分析存在至少一个问题: 人类身体形状和尺寸的宽变化范围、稳定状态(即健康的)血流、稳定状态血压等等。因为AED可以设置在未经训练的救助者可能操作这种装置的任何地方(例如, 飞机、火车、客车、大型建筑物的休息室、医院等等), AED的感应垫可以装在男人、女人、小孩、成年人、老人、天生低脉搏血流者等等身上, 要确定足够覆盖需要或无需心脏复苏术的不同人的“通用”阈值, 即使不是不可能也是困难的。

此外, 即使AED中具有多个换能器来保证其中之一捕获动脉, 多换能器垫中最接近的换能器仍可能偏离动脉未知的距离, 这意味着接收到的信号不同于与无偏移的情况。

因此, 需要一种不用先验的测量或具体的个体知识就能充分评估个体脉搏血流的方法和装置。此外, 需要一种方法和装置能告知无经验和/或未经训练的使用AED或任何其它除颤装置的用户: 对病人实施去纤颤是否合适。

与通过整个频谱分析多普勒信号的现有技术相比, 根据本发明的系统和方法分离和分析独立频带, 因此在独立频带中识别弱流信号, 而不是使用整个频谱而使这样的信号丢失在背景噪声中。换言之, 利用窄的相关频带而不是整个频谱能使信号与噪声相比更好地被显露出来。

本发明的一方面, 提供一种方法和装置, 能首先根据从一种体液(如颈动脉血流)反向散射的超声信号来计算多普勒功率频谱图。然后计算多普勒功率频谱图中的独立频段的功率谱。由各独立频段的功率谱计算体液流动特性的标记。流动特性可能涉及血液灌流状态、脉搏状态、心搏率、血液流动活动、和/或血液脉搏活动。预期本发明可

以用于其它体内液体，也可用于无生命对象中的其它胶状的或浊乳状的溶液。

在一个实施例中，所述标记是一个频段中的波峰(或多波峰)和该频段中的噪声的比值的“脉搏指数”。脉搏指数是血流脉搏活动的标志。另一实施例中，先对假定是心室纤维性颤动(VF)的病人进行流动特性的初始测量，在除纤颤后，将当前流动测量值相对初始流动测量值进行归一化以判断是否存在血流。该归一化值是“流动指数”。换言之，在心跳骤停时进行“无脉搏”测量，随后将这个“无脉搏”测量作为判断当前测量值是否指示脉搏的基准。来自独立频段的标记用于判断是否存在流动。依据本发明可能使用其它流动特性标记。

本发明涉及一种用于超声诊断的方法和装置，可有选择性地从多频带信号中计算多普勒信号的功率。在示范应用中，本发明用于检测和/或测量病人的灌注、脉搏状态、心搏率等等。

本发明的第一方面，提供一种超声诊断装置，其包括至少一个超声换能器、激发一个或多个换能器的发生器、多普勒信号频带的鉴别器、数据处理器。在一个实施例中，数据处理器通过在一次心动周期内多普勒信号功率具有最大信噪比和/或最大周期性变化的频带中执行计算，来确定病人的诊断信息。在一个示范应用中，通过测量病人颈动脉获得诊断信息，该信息包括动脉灌注、脉搏状态、心搏率中的至少一个。

本发明的第二方面，提供一种医用超声诊断的方法，包括依次激发至少一个超声换能器、有选择性地多频带信号中测量多普勒信号功率、确定诊断信息。在一个实施例中，通过在一次心动周期内多普勒信号功率具有最大信噪比和/或最大周期性变化的频带中执行计算，来确定病人的诊断信息，该信息包括灌注、脉搏状态、心搏率中的至少一个。

本发明的第三方面，提供一种除纤颤系统，其包括具有受控高压源的除纤颤单元、该除纤颤单元的控制单元、诊断数据分析器、以及超声诊断的发明装置。在一示范实施例中，该装置用作判断是否对病人实施去纤颤和确定除纤颤操作的系数的诊断信息源。

参考以下结合附图的详细说明，本发明的其它目的和特征将变得显而易见。尽管指出了用于下文中显示和描述的优选实施例的本发明

的基本新颖特征，应该理解，在不偏离本发明的精神的前提下，本领域技术人员可以对所描述和举例的实施例的形式和细节以及操作和方法进行各种省略、替代和改变。旨在本发明只受限于所附权利要求指示的范围。

参考以下结合附图的详细说明，本发明的教义将变得显而易见，其中：

图1表示依照本发明一实施例可以用于超声诊断的一类示范性装置的方框图；

图2表示在心动周期的收缩期在图1的装置中对多个信号频带中的多普勒信号的功率计算的示范图；

图3表示在心动周期的舒张期在图1的装置中对多个信号频带中的多普勒信号的功率计算的示范图；

图4表示图2-3中所述频带中的多普勒信号功率的变化的示范图；

图5表示图2-3中一个频带的多普勒信号的傅里叶分析结果的示范图；

图6表示可以在评估灌注或血流脉搏的所示过程中使用的超声诊断发明方法的一个示范实施例的流程图；

图7表示依照本发明一个实施例包括图1中的超声诊断装置的示范性除颤系统的方框图。

图8表示用于测试依照本发明的方法和装置的可行性的实验设置的示意图；

图9表示具有使用图8的试验设置从VF状态下的心脏获得的相应ECG 和动脉血压（ABP）信号的多普勒频谱图；

图10表示依照本发明优选实施例，来自图9的多普勒频谱图中的4个频段的自相关和自相关傅里叶变换；

图11表示依照本发明优选实施例，图10中的1150-1350Hz频段的自相关的在10秒和30秒的傅立叶变换。

这里使用相同的参考标号表示各图中相同的部件。附图中的图像通常被简化用于说明性目的而没有按照比例绘制。

附图示出了本发明的示范性实施例，不应认为是对本发明范围的限制，本发明可能允许其它等同效果的实施例。

如上讨论，对病人脉搏状态的评估意味着复杂的工作，特别是对

于急救、手术操作期间、术后特护、以及其它威胁生命的情况。这些情况下，在检测心脏的电活动时，心电图（ECG）可能无意中遮掩了心脏机械性活动（即，泵血功能）的缺乏，因此当心脏处于无脉搏电活动的状态时，不能提供足够的诊断数据（导致看护人员作出有脉搏的结论）。

如果存在弱灌注，则分析心脏脉搏活动是有问题的，因为在高水平背景频谱噪声下难于解决反射信号的平均（或中心）多普勒频率的微小变化（即，多普勒频移）。这种限制对使用超声波诊断信息的医疗系统的性能和临床效果产生了消极的影响。特别是打算将这种医疗系统如可编程的去纤颤器（AED）提供给外行使用时。

本发明优选实施例选择性地计算多普勒频谱图的多个频带中每个频带的功率谱。该多个频带或频段可能包括多普勒频谱图的整个频谱，或只包括该频谱中的两个或多个预选频段。在一实施例中，预先选择的频段应该使它们的组合能足以覆盖最多样化人体（或其它被检测对象）中尽可能多的流动特性指标。这些频段可能具有相等或不等的尺寸。此外，频段的尺寸和位置可以动态变化，即在具体病人的分析期间，频段的尺寸和/或位置可以改变。

本发明可使用任何超声多普勒的方法。连续波（CW）多普勒法是最简单的方法。这种方法中，一个超声换能器发射连续波信号，另一个换能器接收来自两个波束重叠区域的反向散射信号。该接收的信号经过适当放大后传给混频器，在那里产生和频和差频的信号。低通滤波器去除该和频而留下具有与多普勒频率相等频率的低频基带信号。这种CW方法确定经典多普勒频移。它的缺点是不能定位血液信号，因为除血液信号外来自其它组织的信号都是内在组合的。

另外一种替代的方法是脉冲波（PW）多普勒技术。在这种方法中，不使用经典频移。而是使用解调后基带信号的相位和它在重复采集的集合中的改变来重构多普勒信号。在这种方法中，有可能选择分析血液或组织的运动的精确深度。这种方法的缺点是比CW的情况需要更复杂的电子设备。如果脉冲重复频率不高于期望的多普勒频移的两倍，则可能出现混叠现象。另外一种方法通常叫做彩色多普勒技术，它通过相关方法（correlation approach）确定散射体的运动。为了确定散射体的平均运动，分析来自反复声照射的反射信号。尽管这里提到了

这些方法，本领域技术人员能够理解，本发明也可使用任何的其它多普勒方法。

在对本发明的方法和系统的可用性的研究实验中，使用了较简单的CW方法。在该优选实施例中，不需要准确知道信号从哪里反射。从血流和所有其它组织获得反向散射信号的深度受到信号衰减的限制。为了区分血流和组织运动，基于组织速度远远低于血流速度的假设使用高通壁滤波器。本实验以猪为对象完成，因为它们的心血管系统类似于人类的。

图8表示CW实验设置的示意图，其中单个换能器元件(Panametrics ,Waltham ,MA ;Model A309S)被一个任意波形发生器(Wavetek /Fluke ,Everett ,WA ;Model 295)激发，与发射换能器相同的另一换能器收集多普勒频移的反向散射回波。使用两个低噪声的前置放大器(Minicircuits ,Brooklyn ,NY ;Model ZFL -500LN)对接收的信号进行放大，每个放大器具有至少24dB 的增益、2.9dB 的低噪声数值、在1dB 压缩点下5dBm 额定输出功率容量。前置放大后的信号发送到混频器(Minicircuits ;Model ZP -3MH 或其它适合的混频器)。混频器在其本地振荡器端口也接收来自Wavetek发生器的一部分激发信号。混频器的输出包含激发信号和接收信号的和信号与差信号。低通滤波器(Minicircuits ;Model BLP -1.9)滤除和频信号而剩下差频的多普勒信号通过。

同时记录三种信号：超声多普勒、ECG 和动脉血压(ABP)。因为不可能事先估算来自猪的多普勒信号水平，可使用几个辅助混频器、过滤器和衰减器来灵活记录信号。使用Krohn -Hite 公司的系统(Brockton ,MA)进行多普勒信号的过滤(包括壁过滤)和放大。系统是一个双通道可调滤波器和放大器(Model 3382)，可调频率范围是0.1Hz 到200kHz。该系统有一个非常尖锐的截止频率(48dB/octave)，该频率对于多普勒壁滤波是优选的。该系统对于增益选取和滤波器设置也提供相当大灵活性。每个通道具有一个前置滤波器增益级，以10dB的步长达到50dB的增益，和一个后置滤波器级，以0.1dB的步长达到20dB的增益。所述截止频率可以指定为3位数的分辨率。该装置的一个通道用于高通壁滤波，另外一个用于低通滤波以降低噪声。设置高通截止频率的初始化值为50Hz，随后的试验中变化到

200Hz。低通滤波的截止频率设置为3kHz。

图9表示使用在典型实验期间记录的数据建立的多普勒频谱图。多普勒频谱图实质上是多普勒信号的快速傅里叶变换(FT)，并且类似于商业高端超声系统所显示的。在多普勒频谱图下面显示对应的ECG和ABP信号。该频谱图的临时和-3dB频率的分辨率分别是25ms和160Hz。

图9描绘了在典型实验中心脏活动的不同阶段。在实验开始时，心脏具有正常搏动状态。ECG显示正常搏动节律，ABP显示颈动脉中脉搏的自然血压。相应多普勒频谱图也显示了多普勒功率从心脏收缩期的高频率移动到舒张期的低频率的脉搏特性。多普勒频谱图的周期与ABP周期对应。在大约18秒时，对该心脏实施一次迫使心脏处于VF状态的电震。在此刻，ECG丢失其正常律动，ABP急剧下降。相关多普勒频谱图不显示在VF之前看到的正常脉搏特性。在动物处于VF约15秒后，实施除纤颤电震，这促使心脏恢复搏动活动。ECG恢复正常律动，ABP增加到正常状态。多普勒频谱图回到其正常脉搏状态。虽然该频谱图在VF期间丢失正常脉搏特征，心脏的一些活动，特别是在低多普勒频率，可以看到。当该多普勒信号在音频扬声器上播放时，在初始和恢复状态期间脉搏特性是显而易见的，如同VF状态中脉搏的丢失一样。

已建立了一组根据类似图9所示使用图8的试验设置进行的一系列试验的测量，检查不同的流动特性标记。

如上所述，本发明中多普勒频谱图分解为两个或更多个频段（即，一个频段取为横向跨越图9中的频谱图）。因为在特定的频带中比横跨所有频率的总多普勒功率谱更容易检测出脉搏。脉搏血流可能变得明显的特定频带可能依赖很多因素，例如流动强度、多普勒角度、病人尺寸、病人的正常脉搏血流等等。

实验中，选择了四个频带进行分析：225到425Hz、650到850Hz，1150到1350Hz和1650到1850Hz。选择这些频带以避免最可能在1kHz、有时在500和1500Hz记录装置中发生的意外电噪声。这些频带的总多普勒功率作为时间函数进行计算，其实质上与如上述取自图9频谱图中一个水平段相同。计算了特定频带的多普勒功率后，在5秒窗中计算无偏自相关多普勒功率，如图10左边部分所示。5秒期对应多个心动周期，这是周期性判断的足够时间和使得尽可能快判断的足够时间的折衷。

自相关函数具有清楚表现信号中的任何周期性的性质。自相关系数归一化为具有-1和+1之间的值。窗随时间向前逐步移动（滑动窗）以获得实验期内的自相关系数。称作功率谱的自相关的傅里叶变换（FT）也被计算，如图10的右边部分所示。预期在脉搏活动期间，功率谱将在对应脉搏活动周期的频率包括峰值。例如，心率是每分钟60次，功率谱将在1Hz的频率显示一个峰值。

在初始和恢复状态期间，多普勒功率谱的脉搏性质在如图10中的自相关系数中容易明显。这些周期期间的功率谱显示了与自相关周期对应的一个峰值。可以看到一些频带（例如，1150到1350Hz）比其它频带更能揭示周期性性质。

图11显示由图10中两个特定时刻获得的1150到1350Hz频带的功率谱。两个时刻分别对应于用于自相关的5秒窗在10和30秒结束的情况。前者对应心脏肌肉纤维性颤动前的起始状态，后者对应VF状态。可以看到在起始状态期间，FT显示一个在大约2.58Hz 频率的峰值，这对应于每分钟155次的心率，相同于除纤颤器监视的ECG信号。本特例中，一个重要的二次谐波可以在基频两倍处看到。但是VF状态期间FT没有显示明显波峰。

应该注意，这里术语频率在不同的上下文中使用：超声频率是在MHZ的范围，多普勒频率是在从百Hz到kHz的范围，对应血流脉搏的最终脉搏频率通常是在几Hz范围。本领域技术人员应该明白不同的上下文决定的不同用途。

提出的第一个流动特性标记是指通过多普勒信号周期性测量的流动脉搏。这个标记称作“脉搏指数”，它是一个频段（例如图11）的功率谱峰值处的功率与该频段功率谱的总功率（或仅仅是总功率谱的背景部分，即除该一个峰值或多个峰值外的功率谱部分）的比值。

如上所述，当按照本发明优选实施例获得脉搏指数，多个频带的多普勒功率作为时间函数计算，接着计算自相关系数和功率谱。然后使用波峰搜索算法判断功率谱在哪个频率最大。计算包含在围绕该频率峰值的窄频带内的功率占总功率的分数。对于正常脉搏血流的情况，预期总功率中的重要部分存在于该窄频带中，而当脉搏血流缺少时不是这样的状况。

基于生理机能的先验假设可用于限制功率谱中峰值位置的搜索空

间。例如,对于从猪得到的数据记录,假定颈动脉正常血流期间,心率在每分钟40和240次之间。因此算法将在0.67和4Hz之间搜索全局波峰。窄频带的带宽由自相关的总持续时间决定。因为通过 $T=5$ 秒的滞后时间计算自相关,有效带宽将取为 $4/T$ 的80%=0.64Hz (80%将获得主波瓣宽度的大部分)。有一些情况在这些范围内找不到最大量。这些情况,算法设置计算的指数为0。

虽然依照本发明有很多可能的脉搏指数,这里将考虑三种可能的脉搏指数。对于每种情况,脉搏指数取值范围是0和1之间,高值认为该情况存在血流,低值则无血流。

第一个脉搏指数是围绕频率峰值的窄频带功率与信号在所有频率的总功率之间的比值。

第二脉搏指数是围绕峰值频率的窄频带和二倍峰值频率的总功率之和(被称为二次谐频)与所有频率的总功率之间的比值。这种测量考虑脉搏信号不是正弦周期的事实,因此可以包含补充谐频。为简单起见,仅包括二次谐频而不考虑更高次的谐频。

第三脉搏指数是围绕峰值频率的窄频带的功率与除二次谐频以外的总功率的比值。这类似于第一种测量,除了分母去掉了二次谐频的功率。

当全部三个指数量化多普勒功率的周期特性时,可以试探分析相对优于另外两个指数分析的一个指数。本分析中,假设血流情况包含基频的波峰和二次谐频的较小波峰,而无血流情况实质上是噪声,这种情况所有频率的功率谱是低值和恒定的。

对于无血流的情况,第二脉搏指数大约是第一脉搏指数的两倍,因为分子中存在两倍的噪声量。对于有血流情况,第二脉搏指数小于第一脉搏指数的两倍,因为二次谐频的幅度小于基频。因此,两种情况中第一脉搏指数值比第二脉搏指数值具有更大的间距。因此,如果辨别血流有无,第一脉搏指数优于第二脉搏指数。

第一和第三脉搏指数的区别仅在于分母,即第三脉搏指数的分母缺少二次谐频部分。对于无血流情况,去掉二次谐频仅除去了分母的小部分,对指数无影响。因此两个指数有近似的值。然而,对于有血流情况,去除二次谐频部分将导致分母的明显减少,因此增加第三脉搏指数的值,比第一脉搏指数更加接近单位数。因此,第三脉搏指数在血流

有无时将有更大的区别。在此试探分析中，第三脉搏指数在三种指数中较佳。

按照本发明的一个实施例，对几个频段计算脉搏指数，所有频段中脉搏指数值的最大值用于决定是否是否存在血流。因为最佳捕获脉搏信息的频带依靠几个因素，例如多普勒频率、多普勒角度和血流状态（例如病人的动脉状态、病人的正常脉搏血流等等），不可能选取到先验的最理想频带。因此，本实施例中，假设脉搏指数的最大值是寻找脉冲是否存在的最佳频带。然而，本发明的其它实施例中，可以使用不同频段的脉搏指数值来判断是否存在血流。

提出的第二个血流特性标记是指测量整体血流，不管是否存在脉搏或稳定。这是基于特定频带的整体多普勒信号应该在有血流时高和无血流时低的事实。称作“流动指数”的该标记相当于传统超声系统显示的多普勒频谱图中像素的实际亮度。因为不同病人之间多普勒信号变化巨大，这种值需要适当地归一化。更优的是对同个病人执行归一化。

完成这种归一化的一种可能方法是利用很多病人在AED干预时已经处于VF状态，即无血流状态的事实。因此，利用这个时期获得多普勒信号值和建立作为无血流情况的“定义”的多普勒测量。其次，除纤颤后，比较当前与预先无血流情况的多普勒功率测量以判断是否存在血流。在使用这个流动指数的AED的一个优选实施例中，在5秒窗上对特定频带中多普勒功率谱百分之90的点（当病人大概处于VF时）进行初步计算。再利用这个初始的“无流”测量对所有以后的测量进行归一化：这个归一化的度量是流动指数。从这个例子可以看到，流动指数是整体血流的指示，从本质上不同于脉搏指数。应该注意该值应该仅当AED确定病人处于VF状态的干预期时计算。明显地，该测量可被用于决定除纤颤后PEA的存在性。

和使用脉搏指数的优选实施例一样，计算多个频段的流动指数值，选择多个频段中的最大值作为流动指数。其它实施例中，也可以使用多个或全部频段的流动指数。当有血流时，流动指数应该明显地大于单位值，而PEA时流动指数应该接近单位值。百分之90th点值的选择存在某些随意，但是最大值对噪声非常敏感，而且平均值不能揭示收缩期血流高于心动周期中的平均血流。

优选实施例中使用的流动特性指标（即，脉搏指数和流动指数）具有超过其它用于判断流动特性的测量值更多的优点。虽然测量值，如相对整个多普勒频谱图的平均多普勒频移有可能很好地决定脉搏，但是，对于AED，事实是病人的流动状况（流速、流动角度等等）未被准确获知，意味着多普勒频移的预期特性也未知。这里揭示的指示脉搏血流的流动特性的指标没有受到这个缺陷影响，因此，显得脉冲状态评价更加健壮。然而，按照本发明可以使用每个频段中的平均多普勒频移。

脉搏指数的另外一个优点的例子，是考虑到使用多普勒信号和ECG信号之间的互相关的周期性作为脉搏血流的测量值。当病人处于无脉搏电活动（PEA）状态时，该种互相关仍然显示出显著的周期性，虽然比正常血流情况低，因为即使多普勒信号不保持周期性时ECG也保持周期性。可以简单使用互相关的值作为脉搏指数的测量值，但是这具有缺点。因为互相关的实际值取决于ECG信号和多普勒信号的形状，因为ECG信号通常可以假定取决于病人心脏状态的各种形状，难以先验推算预期的形状，以及确定一个阈值来判断是否有与多普勒信号的良好相关性。

按照本发明的优选实施例，关注脉搏血流的流动特性的指标的另一个优点是它们仅依赖于多普勒信号，而不依赖和其它信号的任何相关性（例如，ECG），因此可被用于单独脉搏检测系统。

用于优选实施例的流动特性指标（即脉搏指数和流动指数）在它们自身方面是有效的指标，同时这些（及其它）指数也能联合在一起用于评估流动特性的这些及其它方面。

用于优选实施例的示范脉搏指数是以搜索周期的正弦曲线类型为基础。然而，因为多普勒信号不是正弦周期，功率谱中具有能影响脉搏指数值的谐频。为避免这种情况，第三脉搏指数的分母去除了二次谐频部分。以后的实施例中，更加合适的分析方法如小波分析可用于检查多普勒信号的非正弦曲线周期。

按照本发明的方法和系统的一个主要优点是能够充分地评估个体的体液如血液，该个体没有先验测量或特定个体的知识。在需要一个不熟练与/或未经训练的使用者判断是否适于对病人进行除纤颤的AED或其它除纤颤装置中，这具有重要作用。按照本发明，使用频段和流

动特性指标的健壮性使本发明的方法和系统适合于除纤颤系统如AED, 在该系统中可能有超声传感器安放位置的差异、流动方向相对传感器方向的差异、病人体形和尺寸的宽范围差异、不同的“正常”(即健康)血流的宽范围差异等、不同的“正常”(即健康)血压的宽范围差异等, 这些使得不能有太多关于测量值的先验假设。

此外, 按照本发明的方法和系统不局限于对人和/或动物的看护或诊断。例如, 本方法和系统能被用于可被超声多普勒测量的流体物质分析, 包括但是不局限于地下水淀积或水流的分析、管道流动和/或动力的分析、实际任何流体动力学系统的分析。

已一般地描述了本发明方法, 和流动特性指标的不同实施例, 将描述依照本发明的系统的示范实施例。

图1方框图描述了按照本发明中一个实施例的可用于超声诊断的示范性设备100。在一示范性实施例中, 装置100能用于评估(例如, 检测和/或测量)病人的灌注和/或脉搏状态。在这里术语“灌注”指血管(例如, 颈动脉)或组织中的血流。在其它实施例中, 装置100可用作复苏系统和去纤颤器、心搏无力的监视和监测器(例如, 胎心搏动)、其它医学诊断和临床系统的组成部分。另外, 装置100也可用于非医疗系统的测量, 例如胶质和浊乳液浊乳溶剂的流动或脉动活动。

在一实施例中, 装置100包括发生器102, 至少一个超声换能器104(显示有一个换能器104), 和一个数据处理器110。可替换实施例中, 换能器104一起构成通常设置在敷贴垫上的阵列(未示出), 换能器另外可是时分多路的。这种阵列已被公开, 如之前提到的Rock专利。

在描述的实施例中, 换能器104由一个发射器106和一个接收器108组成。在本实施例中, 发生器102通常是连续波(CW)射频(RF)信号(例如, 1-10MHz)的源头。操作中, 发生器102经过接口134激活(或激励)发射器106发射超声波(示出为波束132), 超声波在换能器下的病人体部分124中传播。接收器108在孔径130中收集回声信号(即, 散射超声波), 将回波信号转换为电信号, 经过接口136输送到数据处理器110。发射器106和接收器108放置的位置使得波束132和孔径130在大血管126如颈动脉等等的区域128重叠。

在可替换的实施例中, 装置100包括换能器104, 换能器104能够分别在射频能力打开时作为发射器, 而在射频能力关闭时作为接收器。

在本实施例中，发生器102产生脉冲射频能量（PW），具有0.2到20微秒间隔的打开持续时间和0.2到20%范围的占空度。

在一个示范性实施例中，数据处理器110包括信号采集模块112、频带分辨器114、包括处理模块120的信号分析器118、灌注检测器122和脉搏状态检测器123。数据处理器110的组件可简化为以电子硬件形式、计算机程序（即软件）或两者来实现。可替代地，模块110完成的信号处理部分也可用远程处理机（没有显示）完成。此外，另一实施例中，可在模拟领域而不是数字领域完成分析，例如频带分辨器114能由模拟滤波器组替代、数据处理器110能由相关仪组成等等，这些被本领域技术人员所知晓。

信号采集模块112获得回波信号以及确定多普勒信号。在这里，术语“多普勒信号”涉及与入射超声波和回波信号之间的频移成比例的信号。例证性地，模块112包括回波信号的频率转换器、模拟和数字滤波器、存储器件、计算机处理器和其它常被用来数据获取和数字信号处理的装置。滤波器可能是高通频率滤波器，抑止发自区域128的固定或缓慢移动的如组织、血管壁126等类似物体发出的回波。在一实施例中，模块112将在具有2到20秒（优选是5-10秒）的至少一个持续时间间隔 ΔT_1 获得的多普勒信号以数字格式存储到存储器113。本实施例中，存储在存储器113的数字多普勒信号可以每个与时间段 ΔT_2 相关的连续数据组的形式，提供给频带分辨器114作进一步处理，其中 ΔT_2 的持续时间是10到100msec（例如，40msec）。

在一个实施例中，频带分辨器114包括多个（例如4到10个）带通滤波器115（显示为6个过滤器115），选择性将多普勒信号分解成多个抽样信号140。每个抽样信号140有一个频率范围，每个范围代表多普勒信号的一个预定选取频率范围的一部分，这些范围没有重叠。以下，术语“频率范围”和“频带”可替换使用。抽样信号140的频率范围共同组成分解的多普勒信号或它一部分的频率范围。

带通滤波器被选择性的校正为具有可能大于或小于1的相同放大系数。同样地，抽样信号140保存信号采集模块112提供的多普勒信号的瞬时频谱功率分布，因此每个抽样信号的功率与在各个抽样信号140的频率范围内的多普勒信号的功率成正比。描述的本实施例中，每个带通滤波器115的输出示出为连接功率计单元116的相应输入。在可替换

实施例中（没有显示），这种输出可以是多路的（例如，时分多路），输出与功率计单元116通过单传输线连接。

功率计单元116选择性地计算每一抽样信号140的功率，向处理模块120输出多个信号142，每个信号代表对时间段 ΔT_2 持续期平均的各抽样信号的功率，本领域技术人员容易理解信号142也可能是多路复用的（例如时分多路）以及使用单传输线与处理模块120相连接。

为了评价灌注，在一示范性实施例中处理模块120选择性地计算信号的每个频带的多普勒信号周期性的测量值，其计算使用了如多普勒信号与基线噪声的功率比值。比值的峰值和表示具有该峰值的频带的数据被送到灌注检测器122。在灌注检测器122中，计算的峰值比值与预定设置进行比较以评价被检查血管（例如颈动脉）的血流速度。与多普勒信号的频谱功率分布的特定图形相关的数据也可以作出关系病人心脏的机械活动的诊断信息，同样地保存在如信号分析器118或替代地数据处理器110的存储器里。

为了评价对多普勒信号的周期以及脉搏状态的测量值，一个示范性实施例中处理模块120限定了输出信号142，该输出信号142在 ΔT_1 周期期间比其它信号142经历了更大功率上的变化（即最大周期变化）。多普勒功率的变化对应于一个心动周期内收缩和舒张期的阶段转换（参考以下关于图2-4的详细讨论）。一种计算技术包括对预定时间间隔上的多普勒信号功率的自相关分析，来判断自相关函数是否有表明心脏脉搏活动的周期间隔的波峰。自相关分析的结果被送到脉搏状态检测器123。脉搏状态检测器123中，血液脉搏的强度可以用如脉搏指数PI（参见如下图5的详细论述）和周期的类似测量值来进行评估。选取的周期测量的计算值可以与预定设置和/或阈值比较，来定义和评价血管126内的脉搏状态。

在一个实施例中，处理模块120在包括几个心动周期的时间内收集输出信号142。例证性地，处理模块120可以在时间间隔 ΔT_1 扩展到几个心动周期期间获取信号142，信号142的每个数据块段与时间段 ΔT_2 相关，再选择性地处理每个这种数据块。处理模块120可利用那些惯用计算技术，如代数和布尔逻辑运算、谱分析、傅里叶分析（例如快速傅里叶变换FFT分析）、相关分析、及其它信号处理技术。

图2描述的示意图举例说明了图1中的装置在心动周期的收缩期内

多普勒信号功率的计算结果。更具体地说,图201描述了一个示范频谱功率分布(y轴204)对应频率(x轴202)。装置100中,多普勒信号200的功率被选择性地在预先确定的频带(例证性地,如图所示的六个频带208-213)内计算,这些频率范围共同代表了多普勒信号的频带。在一实施例,每个这种频带有大约100到500Hz,如200Hz。这里定义多普勒信号200在频带208-213的功率级别为数字218-223。一个实施例中,每个级别218-223对应功率计单元116的每个在舒张期内一个 ΔT_2 时间段测量的输出信号。

图3的示意图举例说明了图1中的装置在心动周期的舒张期内多普勒信号功率的计算结果。更具体地说,图301描述了多普勒信号300的频谱功率分布(y轴304)相对频率(x轴302)。功率级别318-323对应于功率计单元116在舒张期的一个时间段 ΔT_2 内频带208-213上测量的输出信号142。

图4描述的示意图举例说明了在心动周期收缩和舒张期阶段,在图2-3频带208-213内的多普勒信号功率的变化(即,最大值和最小值的区别)。这种变化对应于病人心脏的脉搏(即,机械性的)活动。更具体地说,图401描述了这种多普勒功率区别的绝对值(y轴404)对应频率(x轴402)。描述的实施例中,说明了频带211的多普勒功率的区别411大于多普勒信号频带206其它频带的区别。对相同病人的其它心搏状态或不同病人施加超声波测量时,收缩和舒张期阶段的功率变化可能获得不同频带的最大值。一般的,当血管内的血流的缓慢是由于如心脏无力造成时候,脉搏活动可在低频带内检测。相对的,当如健康个体强有力的灌注时,脉搏活动可在高频带内进行较好的评估。

图5描述的示意图举例说明了图2-3中频带多普勒信号功率傅里叶分析的结果。更具体地说,图501描述了功率的自相关函数的幅值(y轴504)对应频带211内的频率(x轴502)。代表性地,自相关函数506包括一个以频率510为中心具有频宽528的主峰508、一个以频率518为中心具有频宽522的二次谐波峰522、一个平均级别526的噪声底层。波峰522来源于心脏律动的非谐频分量,典型地具有小于主峰508高度3-10倍的高度520。在评估脉搏活动时,峰值522可排除出计算之外。一实施例中,自相关函数506的FT评估包括计算脉搏指数PI,PI规定为带宽528的功率与除去带宽522功率后频带206的功率之比。

应该注意涉及频带206中其它频带的多普勒信号功率变化的信号自相关函数（即频带208-210和212-213）可以类似于频带211中的图形。然而，相应的自相关函数可以组成低相关波峰，也可以组成高噪声级，或两者兼有。因而，频带211的多普勒功率分析的计算结果提供了评估病人心脏机械性活动的高准确度。

图6描述了本发明超声诊断方法的一个示范性实施例的流程图。该方法可简化为实际步骤，如利用图1中的装置施行检测病人血液灌注和/或脉搏状态的例证性步骤。为更透彻地理解发明，阅读者应该同时参考图1-5。

本方法在步骤601开始，继续步骤602。在步骤602，至少激励一个超声换能器104朝血管126（如颈动脉）发射超声波，收集病人体区域128的散射回波信号。超声回波信号转换为电子格式，再被送到数据处理器110。在步骤604，正如参考图1的以上讨论那样，以 ΔT_1 的时间间隔获得回波信号，再数字化处理和写入存储器。时间间隔 ΔT_1 一般包括几个心动周期（如，3-6个）。可替代地，可以预先确定时间间隔的持续时间。在步骤606，多普勒信号的频谱功率分布限定为多个离散频带，并在间隔时间 ΔT_1 的时间段 ΔT_2 内进行平均。在步骤608中，定义一个心动周期内具有最大多普勒功率周期变化的频带。步骤610中，计算病人的脉搏状态，详细的论述参考图4-5。在步骤608中，定义一个心动周期内具有基线噪声多普勒频谱的峰值比率的频带。步骤610中，计算如上参考图1讨论的灌注。在可选步骤616中，当如本方法简化为除纤颤系统的实际应用时，同时可以利用操作心电图机（ECG系统）收集数据，除纤颤系统的讨论参见下图7。这种情况下，ECG数据的定时通常应该调整为ECG和超声谱图之间的一个时间延迟。完成步骤610和614后，继续执行结束步骤618。

图7描述了按照本发明一实施例的示范性可编程除纤颤系统700的方框图。例证性地，除纤颤系统700包括图1中的超声诊断装置100、一个可选择的ECG系统702、一个可选择的血压监护器703、一个诊断信息分析器704、一个除纤颤单元708和一个除纤颤单元的可编程序控制器706。

装置100提供给分析器704诊断信息，该信息涉及心脏机械活动以及包括病人灌注和脉搏状态至少之一（如，脉搏指数PI）。超声波诊

断信息可通过测量病人颈动脉而获得。这种信息另外可用于实时诊断病人脑部血液供给的状态。

一个实施例中，ECG系统702和装置100获取诊断数据。在这个实施例中，涉及多普勒信号功率谱分布的信号（参见上面图1-5的论述）可进一步和ECG信号互相关。这种相关可进一步增加分析器704判断诊断信息的准确性和可靠性。

另一个实施例中，每个信号142可连接分析器704，这里选择性信号142与ECG信号互相关来提供灌注的最准确评估，而ABP监视器可用作心脏机械活动的整体状态特征的数据来源。可替代地，分析器704可仅使用装置100提供的诊断信息。

然而，应该注意对应心脏电活动的ECG信号。系统700中ECG诊断的单独使用可由于心脏的无脉搏电活动（PEA）而导致遮盖病人心脏机械活动的缺乏，因而引起错误的临床决策。

分析器704对收集到的信息执行分析，以判断是否对病人去纤颤以及定义除纤颤程序的参数。操作中，分析器704向可编程控制器706输出分析结果，可编程控制器706设置包括高压控制源710和敷贴电极712（图中所示的两个电极）的除纤颤单元708执行程序。

参考以上图1和7讨论的例证性实施例中，装置100和系统700的很多部分从医用超声和除纤颤系统获得，专用集成电路（ASICs）可以从荷兰艾恩德霍芬的皇家飞利浦电子N. V.公司获得。

因此，虽然已经在优选实施例中显示、描述和指出了本发明的创新特征，应该清楚理解本领域技术人员不偏离本发明精神可以对说明和举例说明的本装置的形式和细节、操作和方法做出各种省略、替代和变化。例如，旨在使得那些用相同的方法执行实质相同的功能以取得相同结果的要素和/或方法步骤的所有组合落入本发明范围以内。从一个描述的实施例到另外一个的要素的替代也是完全预期和设想得到的。因此，本发明的范围仅仅由附加的权利要求来限定。

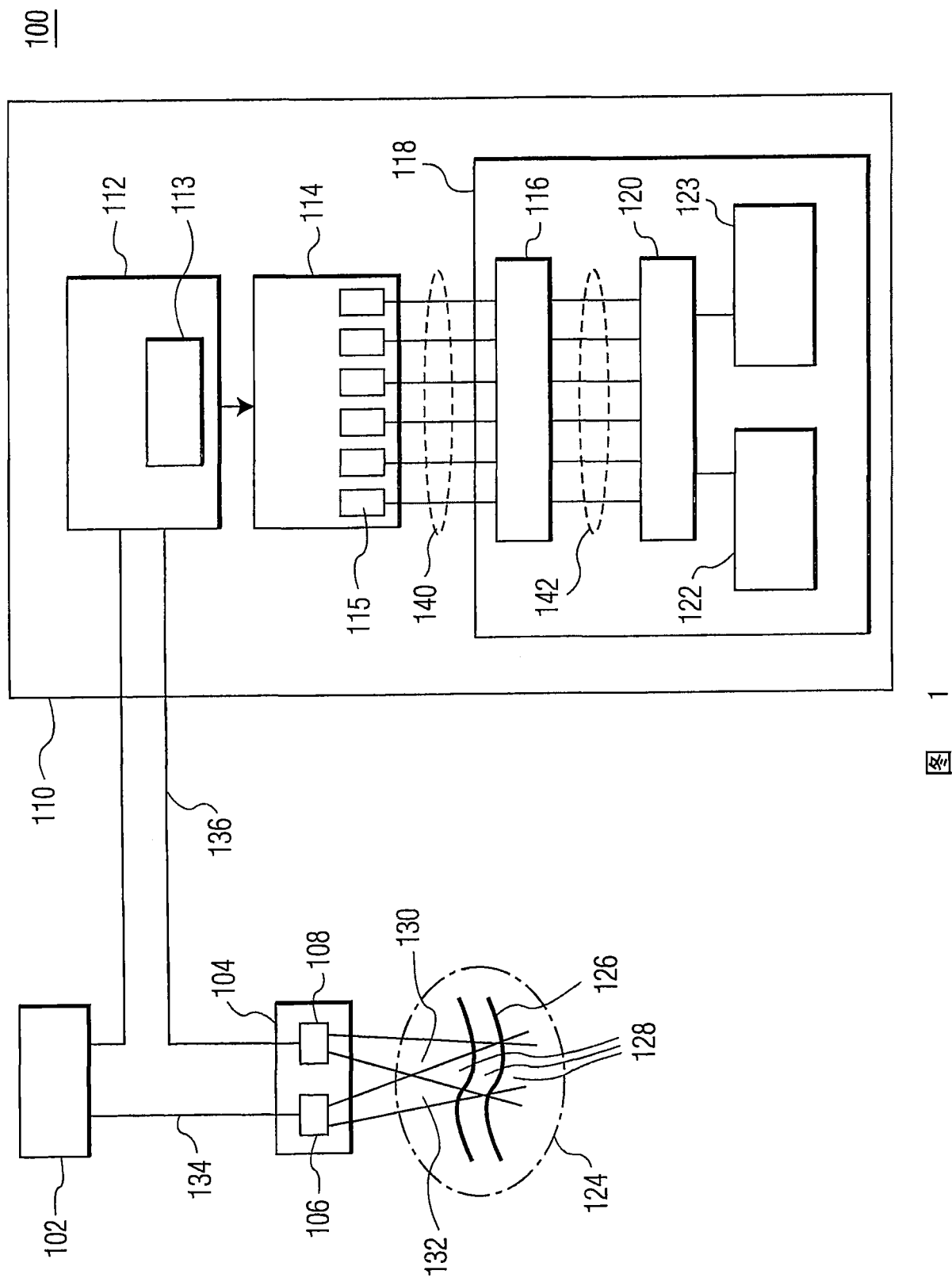


图 1

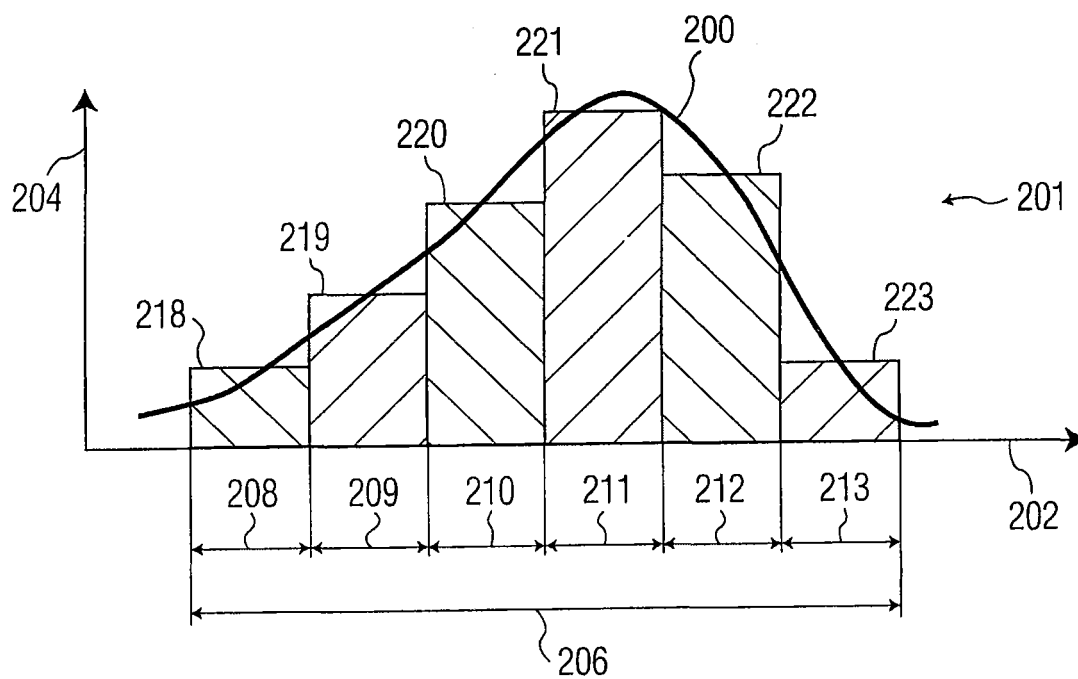


图 2

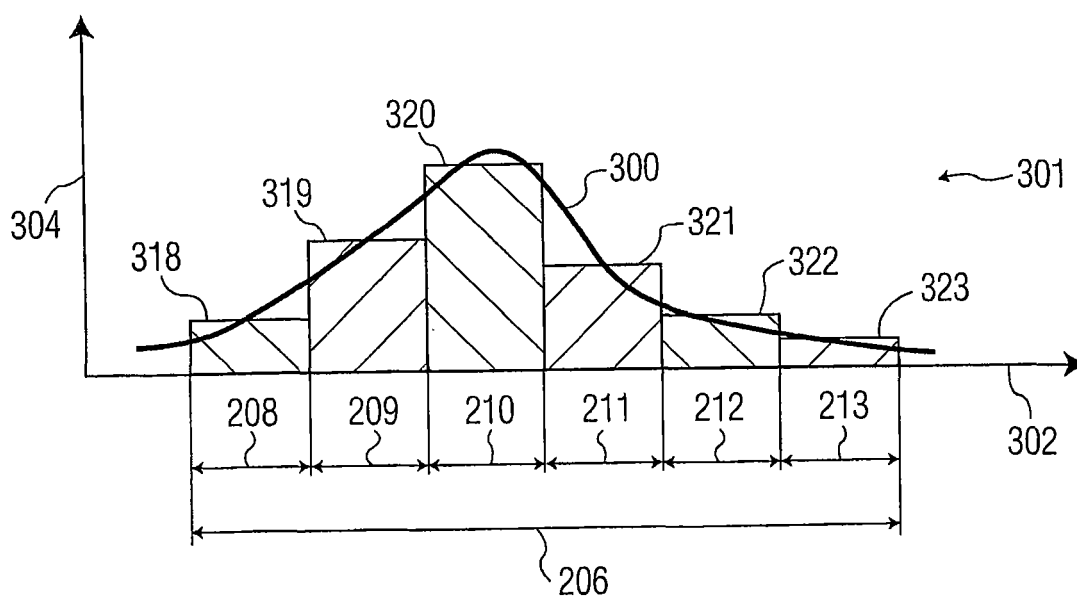


图 3

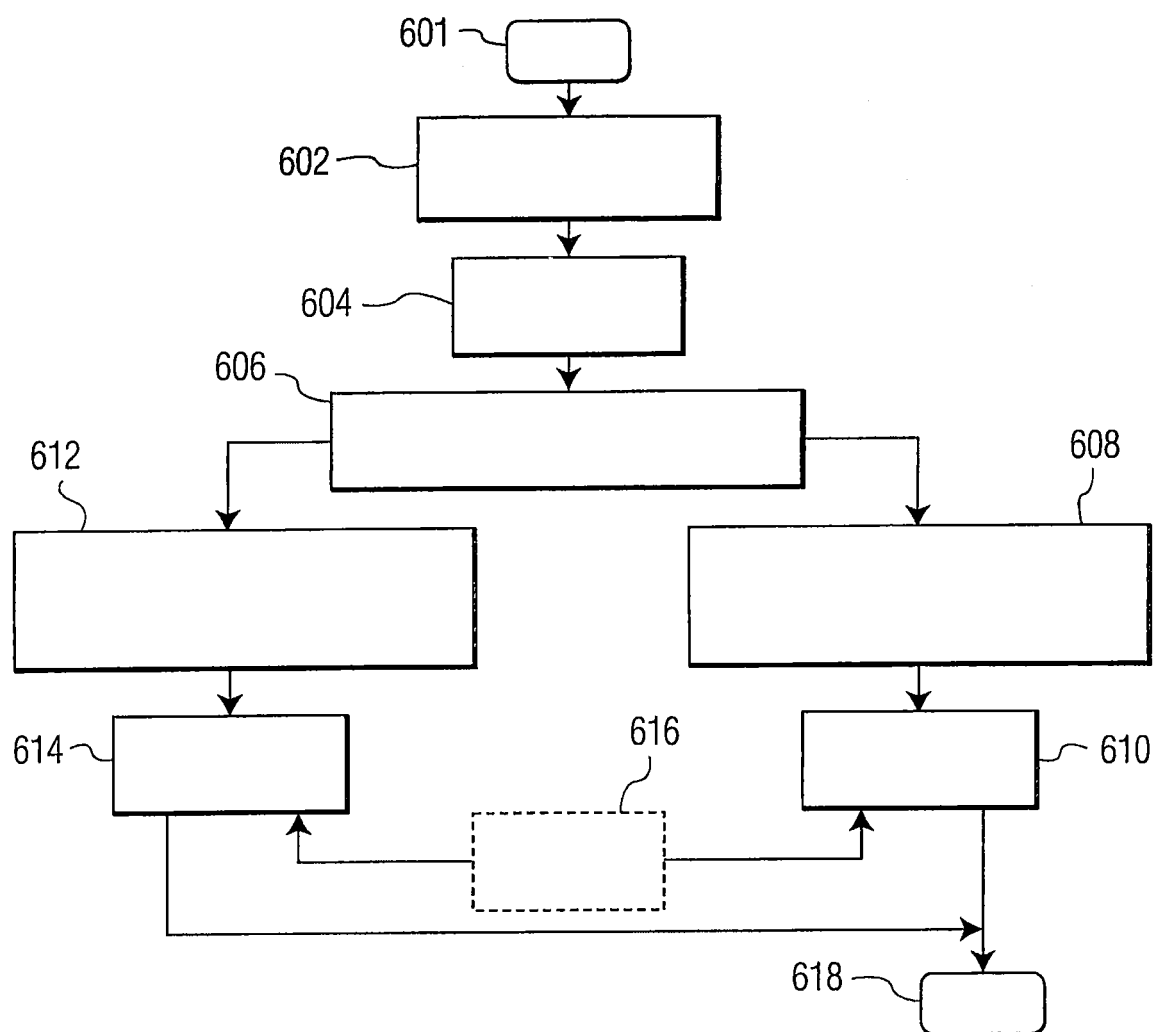


图 6

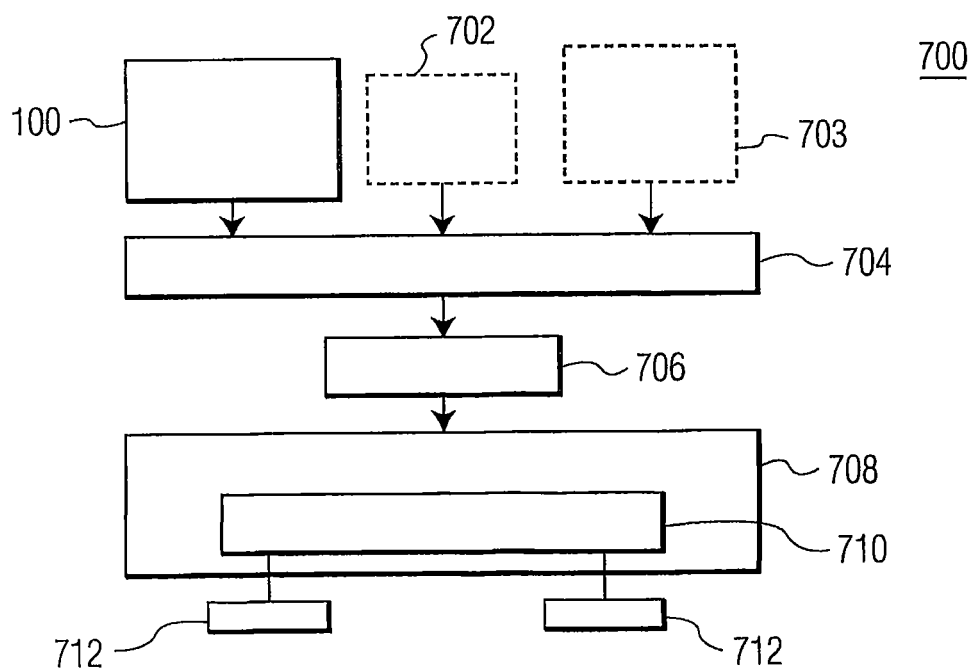
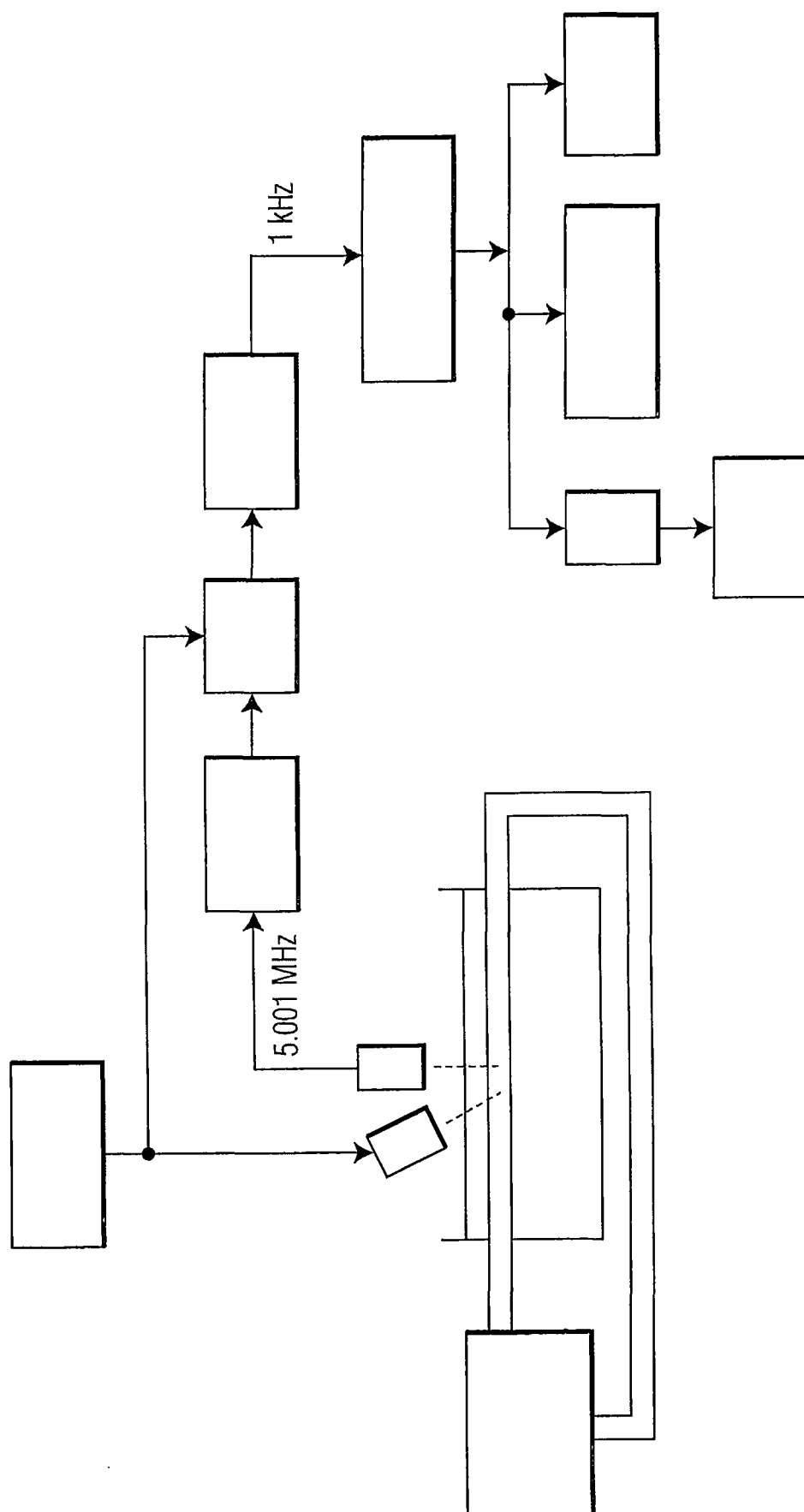


图 7



8



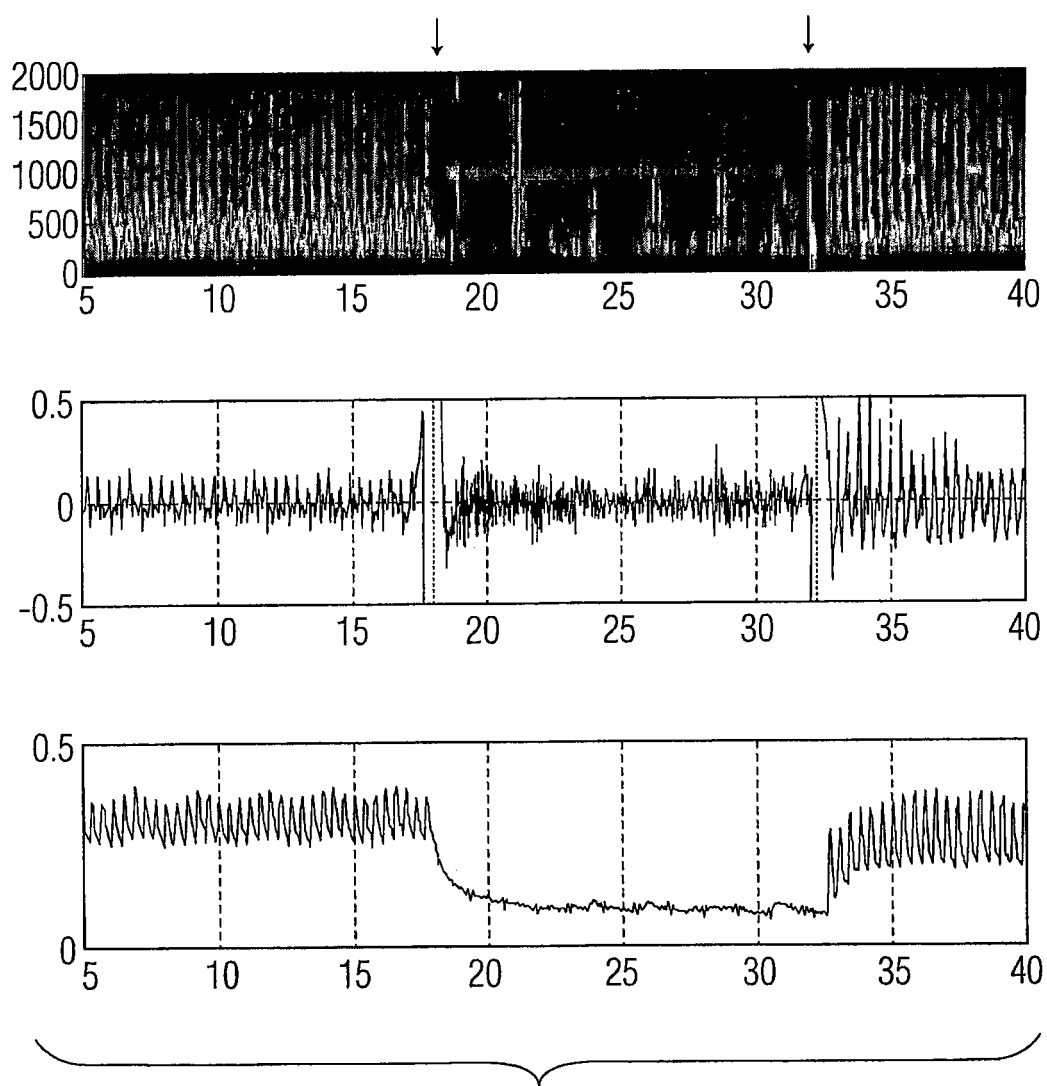


图 9

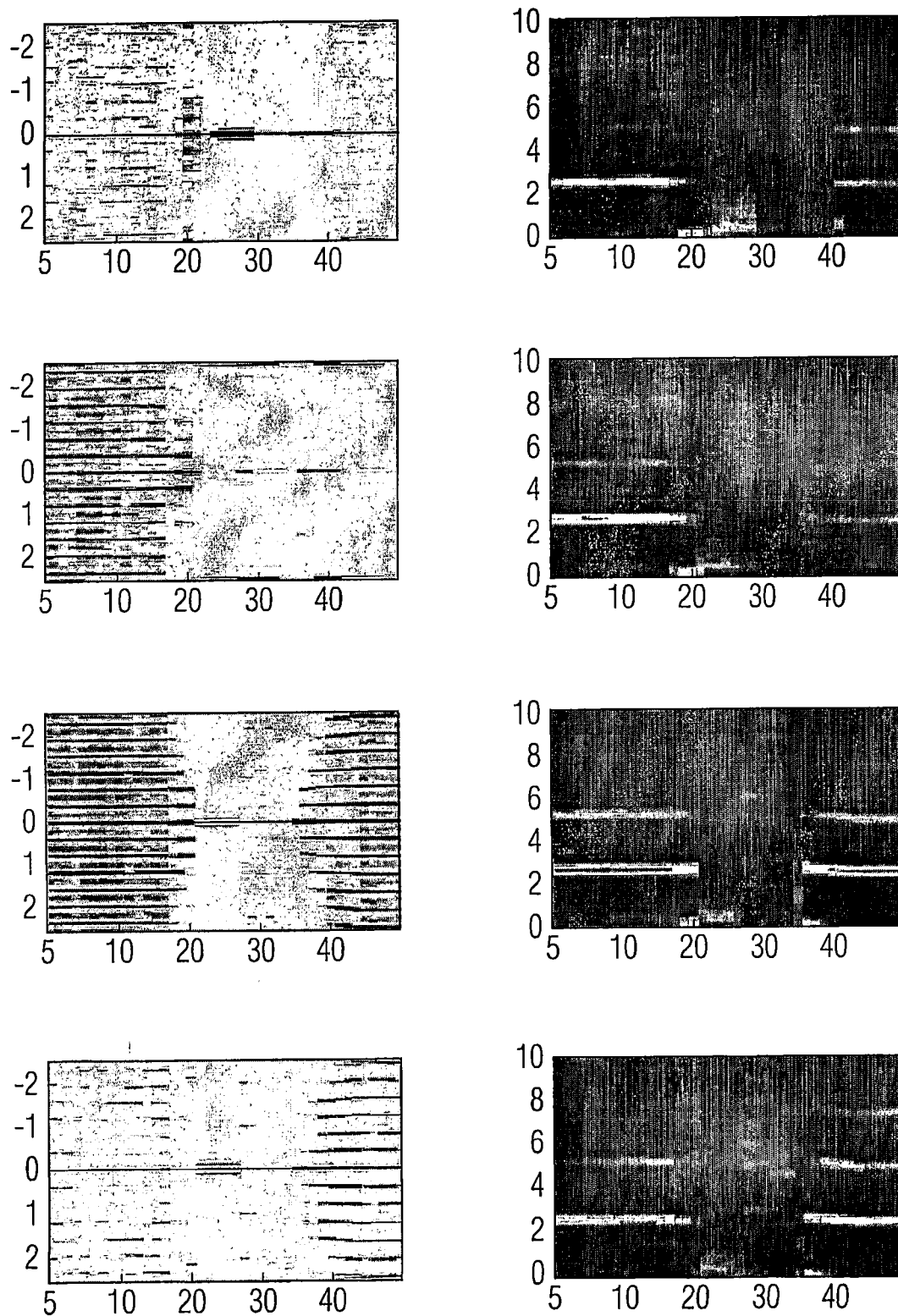


图 10

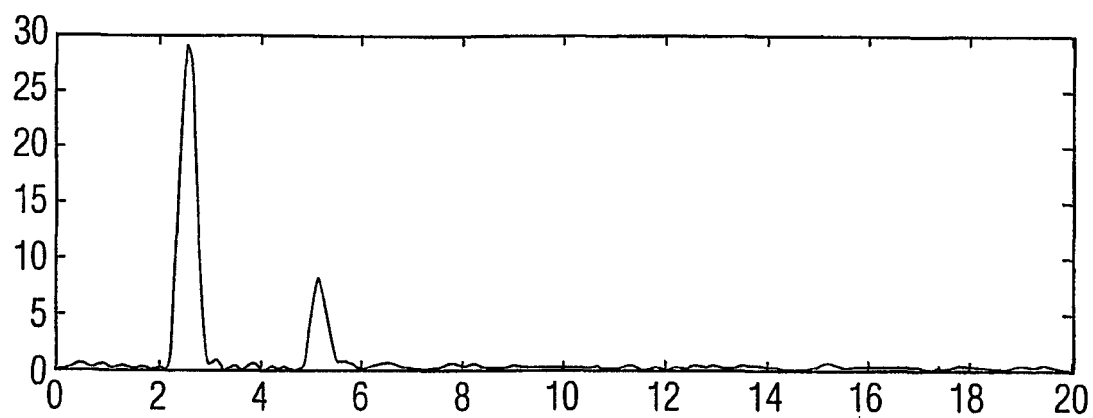


图 11A

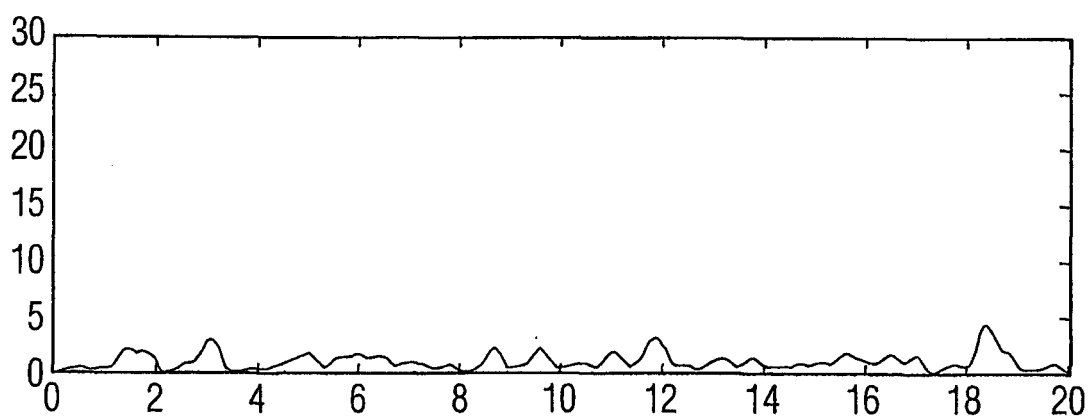


图 11B

专利名称(译)	用超声测量和/或检测体液流动特性的方法和设备		
公开(公告)号	CN101072541A	公开(公告)日	2007-11-14
申请号	CN200580030688.7	申请日	2005-09-08
[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	B拉于 E科亨 索拉尔 S阿亚蒂		
发明人	B·拉于 E·科亨·索拉尔 S·阿亚蒂		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/021 G01S15/58 A61N1/3925 A61N1/39 A61B8/02 G01S15/582 G01S15/586 G01S15/025 A61B8/06 A61B8/488 A61N1/3904 G01S15/86		
代理人(译)	刘红		
优先权	60/609676 2004-09-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种测量和/或检测被检测体脉搏和/或血流的超声方法和设备，根据被检测体动脉血流的超声反向散射计算多普勒信号频谱。计算多普勒信号频谱中几段频带的流动特性指标，这些指数可以用于确定脉搏或血流，也可以用于确定流动特性的其它参数。由于所计算指数的健壮性，本超声方法和设备在自动和半自动外部心脏除颤器(AED)方面具有判定是否对病人实施除颤的特殊用途。

