



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580032825.0

[45] 授权公告日 2010年1月20日

[11] 授权公告号 CN 100581483C

[22] 申请日 2005.9.22
 [21] 申请号 200580032825.0
 [30] 优先权
 [32] 2004.9.28 [33] US [31] 60/613,996
 [86] 国际申请 PCT/IB2005/053129 2005.9.22
 [87] 国际公布 WO2006/035380 英 2006.4.6
 [85] 进入国家阶段日期 2007.3.28
 [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 E·科亨-索拉尔 S·阿亚蒂
 B·拉于
 [56] 参考文献
 US5409010A 1995.4.25
 US6050948A 2000.4.18
 US6575914B2 2003.6.10

US4608993 1986.9.2

审查员 杨德智

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 刘红 张志醒

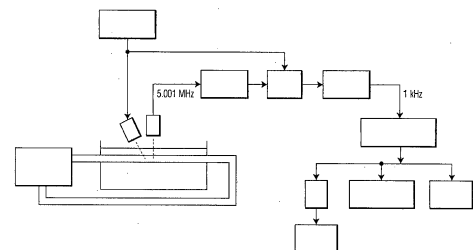
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于呈现关于由超声外部测量的体液的流动特性的信息的方法和装置

[57] 摘要

本发明涉及一种用于呈现通过使用超声设备非侵入式测量和/或检测液体的流动特性的结果的方法和系统，用于呈现对象内液体的流动特性的指标的超声测量。对多普勒信号功率频谱中的若干频段计算流动特性的指标并且这些指标可以用于确定脉动性和/或血液流动以及流动特性的其他参数。由于计算得的指标的健壮特性，该流动特性监视器在用于确定是否对患者除纤颤的自动或半自动外部除颤器(AED)中具有特别用途。



1、一种用于呈现通过使用超声设备非侵入式测量和/或检测液体的流动特性的结果的方法，所述超声设备具有用于呈现代表液体流动特性的指标的至少一个测量的视频和音频输出中的至少一种的装置，该方法包括：

根据从液体反向散射的超声信号为多个频段中的每个频段计算作为时间函数的总多普勒功率；

根据对多个频段的每一个确定的总多普勒功率，对该多个频段的每一个计算功率频谱；

根据每个频段的总多普勒功率和功率频谱的至少之一，为该频段计算流动特性的指标；以及

计算出的流动特性指标的值中的至少一个用于产生由呈现步骤所呈现的流动特性指标的至少一个测量。

2、根据权利要求1的方法，其中流动特性包括血液灌注状态、脉搏状态、心搏率和/或胶状或乳状溶液的流动和/或脉动活动中的至少一个。

3、根据权利要求1的方法，其中用于呈现的装置包括显示屏幕。

4、根据权利要求3的方法，其中显示屏幕包括阴极射线管(CRT)显示器、液晶显示器(LCD)和/或等离子显示器。

5、根据权利要求3的方法，其中流动特性的指标的至少一个测量由图标和/或符号呈现在显示屏幕上。

6、根据权利要求3的方法，其中流动特性的指标的至少一个测量作为条形图、数字、闪光频率、颜色、显示的图标和/或符号的个数，和/或图标和/或符号的形状呈现在显示屏幕上。

7、根据权利要求3的方法，其中多普勒频谱轨迹和多普勒频谱图中的至少一个显示在显示屏幕上。

8、根据权利要求7的方法，其中流动特性的指标的至少一个测量通过改变多普勒频谱轨迹和多普勒频谱图中至少一个的颜色而呈现。

9、根据权利要求7的方法，其中流动特性的指标的至少一个测量通过改变多普勒频谱轨迹的等级而呈现。

10、根据权利要求3的方法，其中其他测量同时显示在显示器屏幕上。

11、根据权利要求10的方法，其中所述其他测量包括生理参数测量。

12、根据权利要求10的方法，其中所述其他测量包括多普勒频谱图、多普勒频谱轨迹、心电图、脑电图、脉动式血氧计、血二氧化碳水平和/或血压。

13、根据权利要求1的方法，其中用于呈现的装置包括用于音频输出的扬声器。

14、根据权利要求1的方法，其中用于呈现的装置包括至少一个指示器。

15、根据权利要求14的方法，其中至少一个指示器包括至少一个灯。

16、根据权利要求15的方法，其中流动特性的指标由该至少一个灯的颜色、该至少一个灯的打开的数量和/或该至少一个灯的闪光频率呈现。

17、根据权利要求1的方法，其中该流动特性监视器直接或间接地连接到除纤颤器。

18、根据权利要求17的方法，其中所述除纤颤器是自动或半自动外部除纤颤器(AED)。

19、根据权利要求1的方法，其中流动特性的指标是具有频段之中最高值的流动特性指标。

20、根据权利要求1的方法，其中流动特性的指标包括脉动指数，所述脉动指数包括涉及频段的功率频谱中一个或多个峰值的至少一个和该频段的功率频谱中的总功率的比值。

21、根据权利要求1的方法，其中用于呈现视频和音频输出中至少一个的装置来呈现对象内是否存在液体的脉动流动的判定，其中所述判定通过将每个计算出的脉动指数与预定阈值比较而作出，并且其中如果任何计算出的脉动指数超出预定阈值，那么存在脉动流动。

22、根据权利要求1的方法，其中流动特性的指标包括流动指数，所述流动指数是由用于至少一个频段中的流动特性的测量的初始值归一化的、用于该至少一个频段中流动特性的测量的稍后值。

23、根据权利要求22的方法，其中用于呈现视频和音频输出中至少一个的装置，呈现是否存在液体流动的判定，其中所述判定通过将每个计算得的流动指数与预定阈值比较而作出，并且其中如果任何计算得的流动指数超出预定阈值，那么存在流动。

24、根据权利要求1的方法，其中流动特性的指标包括在至少一个频段中对多普勒功率的即时测量。

25、根据权利要求1的方法，其中用于呈现视频和音频输出中至少一个的装置，在流动特性的指标显示异常的形式和/或超出预定阈值的时候呈现警告。

26、根据权利要求1的方法，其中流动特性的指标包括所确定的功率频谱与由心电图和/或血压监视器收集的数据的互相关。

27、根据权利要求1的方法，其中所述超声设备还包括存储包括所述流动特性指标的数据的存储设备。

28、一种用于呈现使用超声设备非侵入式测量对象内液体流动特性的结果的系统，包括：

处理装置，用于以下操作：

为多个频段的每一个确定为时间的函数的总多普勒功率，其中所述总多普勒功率从反向散射自对象内的液体的超声信号计算而得；

根据所确定的总多普勒功率确定功率频谱，从而该多个频段的每一个具有在该频带的频率上的功率频谱；

对每个频段计算对象内液体的流动特性的第一指标；

用于呈现多普勒频谱轨迹的视频输出装置，其中流动特性的第一指标的当前测量由多普勒频谱轨迹的颜色表示； 和/或

用于输出流动特性的第二指标的音频输出装置，其中系统的用户能够听取对象内液体的流动特性。

29、根据权利要求28的系统，其中所述流动特性包括血液灌注、脉搏状态、心搏率和/或胶状或乳状溶液的流动和/或脉动活动中的至少一个。

30、根据权利要求28的系统，其中所述处理装置包括硬件和软件中的至少一种。

31、根据权利要求28的系统，其中所述处理装置将确定的功率频谱或确定的多普勒功率中的一个与由心电图或血压监视器收集的数据互相关，以便于计算流动特性的第一指标。

32、根据权利要求28的系统，其中流动特性的第二指标包括多普勒回波信号和/或心搏率。

33、根据权利要求28的系统，其中所述系统还包括：

存储设备，用于存储包括流动特性的第一和第二指标中至少一个的数据。

34、根据权利要求28的系统，其中所述系统还包括：除纤颤器。

35、根据权利要求33的系统，其中除纤颤器是自动或半自动外部除纤颤器（AED）。

用于呈现关于由超声外部测量的体液的流动特性的信息的方法和装置

技术领域

本发明一般涉及医学超声诊断领域,并特别涉及用于呈现关于使用外部附着超声装置测量到的体液的流动特性的信息的方法和装置。

背景技术

患者监视系统用于在紧急情况下和在手术过程期间、手术后重病特别护理以及其他威胁生命的情形下提供患者的重要器官临床参数的实时估计。通常,这些系统显示生命指征测量结果,诸如ECG(心电图)、EEG(脑电图)、SpO₂(血氧饱和度)、CO₂(血二氧化碳水平)、血压等。然而,对患者心脏和经由人体的血流情况的即时确定,对于护理者关于患者的诊断和动作常常是关键。同样地,在手术期间在手术室中、当警报发生时在加护病房中、当急诊医生(EMT)正对无意识人提供治疗时或者当未知疾病的准确特性时,对心脏情况和血流特性的监视更具关键性。

因此,在紧急情况下或在手术过程期间,对患者脉搏状态的评估对于问题的诊断和确定对该问题的合适疗法都是必需的。在紧急情况或在医院或诊所的满标监视器材不可获得的任何情况下,通常通过触诊患者颈部并感测由于患者颈动脉容量的改变的可触知压力改变,而检测患者心脉的存在。当心搏期间心脏左心室收缩时,压力波发送遍及患者的外周循环系统。心脉波形在心脏收缩期随着心室注血而上升,并且在来自心脏的压力波达到最大量时候到达波峰。当压力朝向脉搏的末端衰减,心脉再次下降。

患者的可检测心脉的缺失是心脏停搏的强指示。心脏停搏是患者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)。

提供给患者心脏停搏的治疗方式部分依赖于对患者心脏状况的评估。例如,护理人员在患者处于心室纤维颤动(VF)或心室搏动过速(VT)时可以使用除纤颤电击,以停止无序或过快电行为,使得恢复灌注(perfuse)节律。外部心脏除纤颤,特别是通过由放置在患者身体表面的电极产生对患者心脏的强电击来提供。如果患者缺失可检测

到的脉搏并处于心搏停止或无脉搏电活动（PEA），护理人员不能使用心脏去颤的方法，而实施心肺复苏术（CPR）以使得患者的一些血液流动。

在对患者提供诸如除颤或 CPR 的疗法之前，护理者必须首先确认患者处于心搏停止状态。一般地，外部除颤仅适用于无意识的、呼吸暂停、无脉搏并且处于 VF 或 VT 中的患者。医学参考指引指示，患者心脉的存在或缺乏应当在 10 秒中内确定。例如，用于心肺复苏（CPR）的美国心脏协会协议要求专业的护理人员以五到十秒评估患者脉搏。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）信号通常用于确定是否应当施加除颤电击。然而，救助者可能遇到的一些节律不能单独由 ECG 信号确定，例如，无脉搏电活动；这些节律的诊断需要对缺乏灌注（即，血流）的支持证据，而不管如 ECG 信号所指示的心肌电活动。

由于手动地执行脉搏检查或血流测量，常出现人为错误，并且在时间非常重要的紧急情况下，花费在手动脉搏状态评估的时间量太长，由此导致不利的结果。需要一种可靠的脉冲状态评估设备以解决这些局限性。

即使当执行 ECG 分析时，结果也可能误导救助者采取错误的行动过程。例如，在心肌梗塞（MI）之后，患者可能进入无脉搏电活动（PEA）的状态，其中，ECG 将记录正常电活动，但是不存在脉搏。因为 ECG 分析示出了正常的节律，救助者将曲解数据为示出了“脉搏”，而救助者将不采取进一步行动，由此严重地危及患者。相反地，如果救助者错误地推定患者没有脉搏（由于必须地匆忙的初步评估或错误地确定 PEA），并且进而提供诸如 CPR 的治疗，那么患者恢复循环的机会减少。

因此，为了救助者能快速确定是否对患者提供治疗，必须开发一种合成系统，其能够快速和容易地分析患者脉搏、血流量以及或许 ECG 信号以正确地确定患者动脉中是否存在脉动血流。该必然性在救助者是未训练的和/或缺乏经验的人的情况或系统下尤其急需，正如在授予 Rock 等人的美国专利号 No. 6, 575, 914 中描述的系统中的情况下，该专利转让给与本发明相同的受让人，其在此全文引

入作为参考，并且此后将称作“Rock 专利”。Rock 专利公开了一种自动外部除纤颤器(AED)(下文中，AED 或半自动外部除纤颤器-SAED-将共同称作AED)，其能够由几乎没有或没有医疗训练的第一反应护理者用于确定是否对无意识患者施加除纤颤。

该 Rock AED 具有除纤颤器，用于发射和接收多普勒超声信号的传感器垫，两块用于获取 ECG 信号的传感器垫，以及接收和评估多普勒和 ECG 信号以确定对于患者除纤颤是否合适(即，是否存在脉搏)的处理器。多普勒垫黏附地固定到患者颈动脉上的皮肤上，以感测颈动脉脉搏(其是充足脉动血流的关键指示器)。

特别地，Rock AED 中的处理器分析多普勒信号以确定是否存在可检测脉搏并且分析 ECG 信号以确定是否存在“可电击节律”(例如，参见 Rock 专利中图 7 和第 6 栏第 60 行至第 7 栏第 52 行的随附描述)。根据两个独立分析的结果，处理器确定是否建议除纤颤(id.)。虽然 Rock 专利讨论“合成”多普勒和 ECG 信号，Rock AED 中的处理器仅仅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。

由 Rock AED 中处理器对可检测脉搏的确定，通过比较接收到的多普勒信号和“适合于接收的多普勒信号的统计阈值”(Rock 专利第 7 栏第 13-14 行)来确定。然而，使用这种多普勒信号的阈值分析至少存在一个问题：人类中的体形和尺寸、稳态(即，健康)血流、稳态血压等的变化。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 的感应垫可以放在男人、女人、小孩、成年人、老人、天生低脉动血流者等等身上，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，即使在使用多个换能器以确保其中之一捕获动脉的 AED 中，多换能器垫中的最优换能器可能仍然偏离动脉未知的距离，这意味着该信号与无偏移情况相比不同。

因而，需要一种方法和装置，能够在没有对特定个体的先验测量或认识的情况下，充分地评估和呈现关于个体血流特性的信息。此外，需要一种方法和装置，能够告知经验不足和/或未经训练的 AED 或者任何其他除纤颤设备的用户，对患者除纤颤是否合适。

发明内容

根据本发明的流动特性监视器呈现了视频或音频的输出至少之一，该输出代

表对象内液体流动特性的指标的至少一个测量。通过首先从来自体液（诸如颈动脉中血液）的反向散射的超声信号计算多普勒能谱图而确定该体液流动特性的指标，并且随后计算该计算出的多普勒能谱图中各个频段的功率频谱。从每个单独频段的功率频谱确定该指标。流动特性可能涉及血流灌注状态、脉搏状态、心搏率、血流活动和/或血液脉动活动。本发明预期可以用于其他体液以及包含在无生命对象中的其他胶态或乳状溶液。

与在整个频率频谱上分析多普勒信号的现有技术相比，根据本发明的流动性监视器使用隔绝和分析各个频带的流动特性指标，由此辨认各个频带中弱流动的信号，而不是在使用整个频率频谱的条件下允许该信号在背景噪声中损失。换句话说，如果使用小的相关频带而不是完整的频谱，能使信号与噪声相比更好地被显露出来。

流动性监视器还是一种用于医学超声诊断并且监视患者的装置，其提供了具有与患者心脏的机械活动相关的信息的医护人员。

在本发明的第一方面，提供了一种用于医学超声诊断并监视患者的装置，其包括至少一个超声换能器、数据处理器和操作者界面模块。该数据处理器使用在频带中执行的计算来测量并/或检测至少一个流动特性指标，其中在这些频带中，在一个心动周期期间，多普勒信号的功率具有最大信噪比和/或最大变化。如上所指示，流动特性可以包括血管（例如，颈动脉）中的灌注、心搏率和心脏的脉动活动的模式。在一个实施例中，操作者界面模块包括呈现流动特性的至少一个指标的测量结果的至少一个显示器和呈现关于心搏率的声音模式的诊断信息的一部分的至少一个可听信号的可选源。

在本发明的第二方面，提供了一种除纤颤系统，包括用于超声诊断和监视患者的发明装置、具有受控高压源的除纤颤单元和除纤颤单元的控制单元。在一个应用中，该装置用于诊断患者、提供确定是否对患者除纤颤的信息并且监视患者治疗后状况。

从以下结合附图的详细说明中，本发明的其他目的和特征将变得显然。虽然指出了应用到下面示出和描述的优选实施例的本发明基本的新特征，将理解，不脱离本发明的精神，本领域技术人员可以对所描述和图示的实施例与所描述的方法的形式和细节以及它们的操作进行各种省略和替代和改变。意图本发明仅由此处随附的权利要求的范围所指示。

附图说明

通过结合附图考虑以下详细说明，本发明的教义将变得显而易见，其中：

图1示出了根据本发明的用于测试方法和装置的可行性的实验结构的示意图；

图2示出了使用图1的实验结构从VF中的心脏获取的具有相应的ECG和动脉血压(ABP)信号的多普勒频谱图；

图3示出了根据本发明优选实施例来自图2的多普勒频谱图的四个频段的自相关和自相关的傅立叶变换；

图4示出了根据本发明优选实施例来自图3的1150-1350Hz频段的10秒和30秒的傅立叶变换；

图5根据本发明优选实施例在底部图形中示出了从示出在上面三幅图形中的图2中的数据计算得的第三脉动指数；

图6根据本发明优选实施例在底部图形中示出了从示出在上面三幅图形中的图2中的数据计算得的流动指数；

图7示出了根据本发明一个实施例可用于超声医学诊断和监视患者的类型的示范装置的结构框图；

图8示出了图示在图7的装置中显示的心动周期期间多普勒信号数据的频谱功率分布的示范图；以及

图9示出了根据本发明一个实施例的具有图1的装置的示范除纤颤系统的结构框图。

具体实施方式

在此，在可能的情况下，相同的附图标记用于指定附图中共同的不同元件。出于说明性目的，附图中的图像通常被简化并且未按比例描绘。

随附的附图示出了本发明的示范实施例，并且同样地不应认为其限制了本发明的范围，本发明的范围能够允许其他同样有效的实施例。

该详细说明书分成两个部分：第一部分描述了对流动特性新的和发明性的测量，同时第二部分描述了用于将测量结果呈现给护理者的装置。

如上所讨论的，评估患者的脉搏状况表现为挑战性的任务，尤其在紧急情况下或在手术过程、手术后重病特别护理以及其他威胁生命的情形期间。在这种情形下，在检测心脏电活动的同时，心电图(ECG)可能无意地遮蔽了心脏机械活动(即，泵血功能)的缺乏，因而当心脏在无脉搏电活动(PEA)的状况中时，提供了不适当的诊断数据(导致护理者推论存在脉搏)。

如果存在弱灌注，由于与解决在高水平的背景频谱噪声下的回波信号的平均(或中心)多普勒频率的小变化(即，多普勒频移)相关的困难，分析心脉的脉

动活动是成问题的。这种限制对于使用超声诊断信息的医疗系统的能力和临床有效性具有负面影响。在医疗系统用于由外行使用的情况下尤其如此，例如可编程除纤颤器（AED）。

本发明优选实施例使用多普勒频谱图的多个频带的每一个中的功率频谱的选择性计算。该多个频带或频段可以包括多普勒频谱图的整个频谱，或者仅频谱中的两个或多个预选定的频段。在一个实施例中，选择预选定的频段以使得它们的组合将充分地覆盖大量不同人类（或其他对象）的血流特性的尽可能多的指标。频段可以是相等或不等的尺寸。此外，频段的尺寸或位置可以是动态的，即频段的尺寸和/或位置在对特定患者的分析期间可以改变。

任何超声多普勒方法能够用于本发明。最简单的方法是连续波（CW）多普勒方法。在该方法中，一个超声换能器发射连续波信号而另一换能器接收从两个波束之间的重叠区域反向散射的信号。该接收到的信号在合适的放大之后，发送到混频器，在混频器中产生和频率与差频率的信号。低通滤波器移除和频率而剩下其频率等于多普勒频率的低频基带信号。该CW方法确定了经典多普勒频移。该方法的缺点是不能定位血液信号，由于除了来自血液的信号以外，来自所有组织位置的信号是内在组合的。

另一备选方法是脉冲波（PW）多普勒技术。在该方法中，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。

在研究根据本发明的方法和系统的可行性的实验中，使用了较简单的CW方法。在优选实施例中，不必精确知道信号从何处反射。反向散射的信号从血流和直到由信号的衰减所限制的深度的所有其它组织获得。为了从组织运动中分离出血流，基于组织速度具有远低于血流速度的低频的假设，使用高通壁滤波器。对猪进行实验，因为它们的心血管系统与人类的相似。

图1示出了CW实验结构的示意图，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 额定输出功率电容。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。

同时记录三个信号: 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、滤波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。该 Krohn -Hite 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活动。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。高通截止初始设置为 50Hz, 随后的试验中变化到 200Hz。低通截止设置为 3kHz。

图 2 表示使用在示范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短时间傅里叶变换 (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 2 描绘了在示范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 显示颈动脉中血压的脉动特性。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动特性。多普勒频谱图的周期

与 ABP 周期对应。在大约 18 秒时，对开放 (open) 的心脏实施一次迫使心脏处于 VF 状态的电击。在此刻，ECG 丢失其正常节律，ABP 急剧下降。相关多普勒频谱图不显示在 VF 之前看到的正常脉动特性。在动物处于 VF 约 15 秒后，实施除纤颤电击，这促使心脏恢复搏动活动。ECG 恢复正常节律，ABP 增加到正常速率。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动特性是显而易见的，如同 VF 状态中脉搏的丢失一样。

已建立了一组根据类似图 2 所示使用图 1 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指标。

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 2 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。脉动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、病人的正常脉动血流等等。

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在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2频谱图中一个水平段相同。计算了每个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3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短时间的折衷。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。称作功率谱的自相关的傅里叶变换（FT）也被计算，如图3的右边部分所示。预期在脉动活动期间，功率谱将在对应脉动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。

在图3中所示的自相关中，在初始和恢复状态期间多普勒功率谱的脉动特性容易明显。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

能揭示周期性质。

图 4 显示在两个特定时刻由图 3 获得的 1150 到 1350Hz 频带中的功率谱。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，如由监视 ECG 信号的除纤颤器测量的相同。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。

应当注意，在此使用的术语频率在不同上下文中是不同的：超声频率是在 MHz 的范围中，多普勒频率在数百 Hz 到 kHz 范围中，而相应于流动脉动的最终脉搏频率通常在几 Hz 范围中。根据上下文，对于本领域技术人员，不同的用法是显然的。

提出的第一个流动特性指标是指通过多普勒信号周期性测量的流动脉搏。这个指标称作“脉动指数”，它是一个频段（例如图 4）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动指数，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。对于正常脉动血流的情况，预期总功率中的重要部分存在于该窄频带中，而当脉动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判定。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，算法设置计算出的指数为 0。

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

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

第二脉动指数是围绕峰值频率的窄频带和二倍峰值频率(被称为二次谐频)的总功率之和与所有频率的总功率之间的比值。这种测量考虑脉动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。

第三脉动指数是围绕峰值频率的窄频带中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,可以调用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,第二脉动指数大约是第一脉动指数的两倍,因为分子中存在两倍的噪声量。对于有血流情况,第二脉动指数小于第一脉动指数的两倍,因为二次谐频的幅度小于基频。因此,两种情况中第一脉动指数值比第二脉动指数值在指数值中具有更大的间距。因此,如果任务是辨别血流有无,第一脉动指数优于第二脉动指数。

第一和第三脉动指数的区别仅在于分母,即第三脉动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,因此增加第三脉动指数的值,比第一脉动指数更加接近单位数。因此,第三脉动指数在血流有无时将有更大的区别。在此试探分析中,第三脉动指数在三种指数中最优选。

按照本发明的一个实施例,对几个频段计算脉动指数,所有频段的脉动指数值的最大值用于判定是否存在血流。因为最佳捕获脉动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、病人的正常脉动血流等等),不可能选取到先验的最理想频带。因此,本实施例中,假设脉动指数的最大值是寻找脉冲是否存在最佳频带。然而,本发明的其它实施例中,可以不同地操作不同频段的脉动指数值来判断是否存在血流。

图5的底部图形示出了从图2中的数据（其在图5的顶部三幅图形中再现）经过稍微延长的时间阶段（图5中的60秒与图2中的40秒相比）计算而得的第三脉动指数。可以看出第三脉动指数对于正常和恢复状态是高的，而对于VF状态是低的。在图5的底部图形中，用于计算该脉动指数的频带根据哪个频带具有最强信号而随着时间改变，如在前一段所讨论的。频带中的改变由图形中轨迹采用的不同灰色阴影表示。特别地，1150-1350Hz带用于从0到稍微多于20秒，以及从33秒前到60秒（即，对于大部分的正常和恢复阶段）。在VF期间，使用的频带在225-425Hz、680-850Hz、1650-1850Hz以及1150-1350Hz带之间改变数次。

提出的第二个血流特性指标是指测量整体血流，不管是否存在脉搏或是否稳定。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”的该指标相当于传统超声系统的显示器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。更优的是对相同病人执行归一化。

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，可以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，比较当前的多普勒功率测量与预先无血流情况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（当病人可能处于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，从本质上不同于脉动指数。应该注意该值应该仅当AED确定病人在干预时间处于VF状态时计算。明显地，该测量可被用于判定除纤颤后PEA的存在性。

和使用脉动指数的优选实施例一样，计算多个频段的流动指数值，选择这些频段中的最大值作为流动指数。其它实施例中，也可以使用若干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点值的选择有些随意，但是最大值对噪声非常敏感，而平均值不能揭示收缩期血流高于心动周期中的平均血流的事实。

图6的底部图示出了从与图5(和图2)相同的数据计算得的流动指数。再次,流动指数对于正常和恢复状态为高,而对于VF状态为低。如上讨论的,用于计算流动指数的频带根据哪个频带具有最强信号而随着时间改变,这由图形中轨迹采用的不同灰色的阴影表示。

虽然根据本发明的流动特性监视器能够以图5和6的底部图形中显示的轨迹形式在显示器屏幕上显示流动特性的指标,应当理解,这些图形显示仅是能够呈现指标的各种形式之一的实例,如将在下一部分更完整地讨论的。

优选实施例中使用的流动特性指标(即,脉动指数和流动指数)具有超过其它用于判断流动特性的测量值的许多优点。虽然诸如在整个多普勒频谱图上的平均多普勒频移的测量有可能很好地判定脉搏,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,意味着平均多普勒频移的预期特性也未知。这里揭示的指示脉动血流的流动特性的指标没有受到这个缺陷影响,因此,显得对于脉冲状态评价更加健壮。然而,按照本发明有可能使用每个频段中的平均多普勒频移。

脉动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动血流的测量值。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动指数的测量值,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,并且因为ECG信号通常可以假定各种形状取决于病人心脏状态,难以先验推算其预期的形状,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,关注脉动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(例如,ECG)的任何相关性,因此可被用于单独的脉搏检测系统。

尽管用于优选实施例的流动特性指标(即脉动指数和流动指数)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自动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动指数是以正弦曲线类型的周期搜索为基础。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动

指数值的谐频。为避免这种情况，第三脉动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在没有对特定个体的先验测量或认知的情况下，能够充分地评估个体的体液如血液的流动。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的差异、病人体形和尺寸的可能宽范围差异、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。

已经大体上描述了新的和发明性的超声测量，并且已经描述了流动特性的指标的各种实施例，现在将描述根据本发明的监视系统的示范实施例。

虽然根据本发明的流动特性监视器的更重要实施例之一用于AED，应当理解，流动特性监视器可以用于多种环境。例如，流动特性监视器可以合成到视频显示监视器中，例如像通常用于医院或诊所中的视频显示监视器，在这种情况下，流动特性的指标将与诸如ECG、EEG、SpO₂、CO₂、血压等其他测量结果并排显示。因而，其可以用于急诊室器材、加护病房器材、诊所或医生办公室器材、急救车或任何移动护理单元器材、急救器材等中。

还应当注意，使用超声技术用于这种监视在许多情况下是优选的，因为这是非侵入式的，即，不需要将传感器插入患者体内。然而，当设备已经插入患者体内的情况下时，例如在手术过程期间，对非侵入式流动特性监视器的需求降低了。

此外，由于脉动指数发现微弱脉搏的能力，根据本发明的流动特性监视器将特别适用作胎心监视器。

而且，根据本发明的流动特性监视器不限于人类和/或动物护理或诊断。例如，流动特性监视器能够用于分析可以由超声多普勒测量的任何流体质量，包括但不局限于地下液体沉积和溪流的分析、管道流动和/或动力学分析，或者事实上任何流体动力学系统的分析。

本发明的一个示范实施例是非侵入式颈动脉流动特性监视器。颈动脉流动是心脏灌注大脑的工作状况的良好测量，并且在紧急情况下尤其有用。非侵入式颈

动脉流动特性监视器作为 AED 的一部分将尤其有用。

根据本发明的流动特性监视器能以视频和/或音频形式呈现信息。

在一些超声系统中，频谱多普勒轨迹显示在监视器屏幕上。然而，根据本发明的流动特性监视器，在多个频段中计算流动特性的指标，能够确认最优频段并与其它频段隔离地显示该频段的可见的轨迹。而且，监视器可以随着时间动态地改变频段。当然，还可能以与图 3 的右侧和左侧的屏幕相同的方式显示带。

此外，对流动特性的指标的测量结果将合成到超声监视器的当前可见显示中。例如，可以使用彩色编码方案，将指标测量结果添加到频谱多普勒轨迹上，即追踪点的轨迹颜色将随着时间改变。例如，颜色绿色可以代表正常、健康的脉搏（如使用指标测量所确定的），颜色红色可以代表无脉动活动，而颜色橙色可以代表脉搏状态中的可能变化或不正常形式（探索式或者根据患者历史确定的）。

作为另一实例，指标测量结果可以被添加作为显示器上单独的图标或符号。无论指标是脉动指数或者流动指数，测量结果可以表示为从 0（无流动或无脉搏）到 1（检测到的流动或检测到的健康脉搏）的条形图。该表示可以是圆形环，该环是白色或黑色、或者多种颜色中的一种，或者具有根据脉搏改变尺寸的直径等的。存在许多可能方法，可以用显示屏幕上的图标或符号代表流动特性指标的当前测量结果。

在诸如 AED 的实施例中，监视器可以包括简单的、唯一的电灯泡，其通过打开（检测到脉搏）或熄灭（未检测到脉搏）或者通过改变颜色（使用诸如上述讨论的色彩方案）将告知未经训练的护理者是否检测到脉搏。可以使用三个或四个灯，其中它们的标签或颜色指示指标测量的结果。AED 上的一个或多个灯可以显示指标测量结果的可能排列方式是无限的（而所有的都根据本发明）。

根据本发明还能够使用声音来表示流动特性指标的测量结果。例如，改变连续蜂鸣的频率可以指示流动特性的当前状态，或者警报可以指示流动特性的突然改变，或者不同的音调可以指示流动特性的当前状态。再一次，可能性是无穷的并且所有可能性将都根据本发明。

在流动特性监视器的一个优选实施例中，流动特性当前状态的可见表示与多普勒信号的音频输出结合。在这个优选实施例中，如上所述，彩色编码方案与多普勒频谱轨迹一起使用。除了该可见信息，表示多普勒信号的音频信号输出到扬声器。因为该信号在可听见的范围中，用户能够不看显示多普勒频谱轨迹的显示器屏幕，而听取并且感知流动特性。该音频输出还能够用于告知用户何时存在流

动特性的改变(即,何时多普勒频谱轨迹的颜色正在改变),从而用户将看着多普勒频谱轨迹以准确地观察正在发生什么。该“警报”能力还能够用于发信号通知 ECG 中的异常模式或改变。

已经大体上描述了流动特性监视器,并且描述了根据本发明的流动特性监视器的各种可能实施例,现在将描述根据本发明的系统的示范实施例。

本发明的示范实施例有利地提供了一种用于监视患者的超声装置,由此为医学工作者提供了关于患者心脏机械活动的诊断信息。在该实施例中,通过使用对多个信号频带中回波多普勒信号的功率的选择性计算而采集信息,并且通过使用操作者界面呈现该信息,所述操作者界面包括视频显示器和可选的音频输出。图 7 示出了根据本发明一个实施例检测和/或测量流动特性的至少一个指标(例如,灌注状态、心搏率和/或患者心脏的脉动活动形式)的示范装置 100 的结构框图。装置 100 可以用作除纤颤系统(下面参考图 9 所讨论的)、复苏系统、监视器、弱心搏(例如胎心搏)的监测器和/或其他医学系统的一个部分。

在一个当前优选实施例中,装置 100 包括超声单元 101 和操作者界面模块 103。超声单元 101 通常包括超声模块 106 和数据处理器 108,该数据处理器包括回波信号采集模块 112 和多普勒信号的分析器 118。

超声模块 106 包括至少一个超声换能器 114(示出了 4 个换能器 114)、RF 发生器 102 和支撑系统 138。在一个实施例中,换能器 114 一起形成了阵列 104,其能够布置在应用垫(未示出)上。支撑系统 138 包括发生器 102 和超声换能器 114 的控制和同步电路。换能器阵列系统的实例包括共同受让的 2003 年 6 月 10 日公布的美国专利序列号 No. 6,575,914B2。

换能器 114 可以包括超声发射器和回波信号接收器。在该实施例中,发生器 102 通常是连续波(CW)射频(RF)信号(例如,1-10MHz)源。在备选实施例中,阵列 104 可以包括能够在 RF 功率打开(ON)时作为发射器,或者当 RF 功率关闭(OFF)时作为接收器的换能器 114。在这样的实施例中,发生器 102 产生脉冲 RF 功率(PW),其具有约 0.2 到 20 微秒的 ON 时间段的持续时间和约 0.2 到 20% 范围中的占空因数。

在操作中,发生器 102 激活(即,激励)换能器 114 的发射器以发射超声波束 132,其在换能器阵列 104 下的患者体中的一部分 124 中传播。换能器 114 的接收器收集在包括大血管 126 的区域 128 中散射的声学回波信号 130,将该回波信号转换成电信号并且经由界面 136 传送到采集模块 112。在一个示范应用中,血管 126 是患者的颈动脉。在超声单元 101 和操作者界面模块 103 是 AED

中部件的实施例中,将在使用 AED 的未经训练人员可能无法将换能器阵列 104 放置在合适的位置的理解下建立换能器阵列。例如,换能器阵列 104 中的换能器 114 的结构可能提供大量冗余,或者换能器阵列 104 的物理形状将合适地匹配其设计用于的颈部部分。

在一个实施例中,使用在信号的多个频带中选择执行的多普勒信号频谱功率的计算,数据处理器 108 从流动特性的至少一个指标的测量中创建诊断信息。这种诊断信息可以包括灌注状态、心搏率和/或患者心脏脉动活动模式。通常由该数据处理器 108 的分析器 118 在多普勒信号基础上以数字形式执行该计算,所述多普勒信号被使用回波采集模块 112 预处理并且转换到数字域。

应当注意到,在其他实施例中,分析和/或计算可以在模拟域而非数字域中执行,例如,多普勒信号分析器 118 可以包括模拟滤波器组和校正器等,正如本领域普通技术人员已知的。

更特别地,使用对多普勒信号功率的频谱分布计算在数据处理器 108 中获得诊断信息。一般地,数据处理器 108 可以使用频谱分析、傅立叶分析、相关分析、多普勒信号的自相关分析、平均周期图估计、参数分析和/或任何其他适用于执行多普勒信号功率频谱分布计算的计算技术中的至少一种,正如本领域普通技术人员已知的。在一个示范实施例中,在频带中执行这种计算,这些频带是在心动周期期间多普勒信号的功率具有最高信噪比和/或信号中最大变化的频带。

在一个实施例中,操作者界面模块 103 包括视频显示器 122 (例如,阴极射线管 (CRT) 显示器、液晶显示器 (LCD)、等离子显示器等)、音频输出 120 (例如,至少一个扬声器) 以及缓冲模块 116。使用数字链接 140 将缓冲模块 116 耦合到多普勒信号分析器 118。在操作中,缓冲模块 116 将包含患者超声诊断信息的分析器 118 的输出信号转换为可以由视频显示器 122 和音频输出 120 支持的形式。

在又一实施例中,操作者界面模块 103 可以包括由装置 100 的操作者 (急诊室医生、外科医生、心脏病专家、护理人员等) 促进数据处理器 108 的交互控制的特征。举例来说,这种交互控制功能可以包括操作者将呈现在视频显示器 122 上的超声诊断数据和从同时操作的心电图 (ECG) 134、血压监视器 502 (在下面图 9 中所示) 或其他医疗系统 (未示出) 中可获得的信息相关联的请求。在又一实施例中 (未示出),操作者界面模块 103 可以包括多个视频显示器 122 和/或音频输出 120,其使得有关患者诊断信息可被一组医学专家使用。

然而,应当注意到,ECG 信号通常对应于心脏的电活动,而搏动心脏与处于

无脉搏电活动 (PEA) 状态中的心脏的 ECG 的视频输出可能具有相似的图案。同样地, 只使用 ECG 诊断可能无意地导致遮蔽患者心脏的机械活动 (即, 泵血功能) 的缺乏。

在当前优选示范实施例中, 视频显示器 112 显示了对流动特性的指标的测量, 并且由此提供了关于例如血液灌注状态、脉搏状态、心搏率和/或心脏的流动和/或脉动活动中至少一个的诊断信息。

图 8 示出了图 7 的装置 100 中的视频显示器 122 上显示的监视器屏幕的特例。该监视器屏幕显示了心动周期期间多普勒信号的频谱功率分布。更特别地, 图形 401 示出了多普勒信号频谱功率分布的幅度 (y-轴 404) 与多普勒信号的频率范围 4 中的频率 (x-轴 402) 的关系。在此, 图形 406 和 408 说明性地分别相应于患者心动周期的心脏收缩和心脏舒张相位, 并且描述了患者心脏的脉动活动的模式。当然, 这仅是根据本发明的流动特性监视器的一个实例, 而许多其他实施例是可能的 (如在该部分的开始所讨论的)。

图 9 是根据本发明一个实施例的示范可编程除纤颤系统 500 的结构框图。举例来说, 除纤颤系统 500 包括图 7 的超声诊断装置 100、可选的 ECG134、可选的 ABP 监视器 502、除纤颤单元 508 和除纤颤单元的可编程控制器 506。在操作中, 控制器 506 可以由操作者 (例如, 急诊室医生、外科医生、心脏病专家、护理人员等) 基于在视频显示器 122 上回顾例如关于心脏机械活动的超声诊断信息或听取音频输出 120 而进行编程。

在一个实施例中, 超声诊断信息可以在视频显示器 122 上以图形形式获得, 并且包括灌注状态、心搏率和/或患者心脏的脉动活动模式中至少一个, 如上所讨论的。另外, 关于患者心搏率的模式 (即, 节律) 的一部分信息可能使用音频输出 120 告知操作者。在又一实施例中, 除纤颤系统 500 的至少两个部件的视频显示, 诸如装置 110、ECG134 和 ABP 监视器 502, 可以实施为单一 (即, 组合或合成) 视频显示 (未示出)。

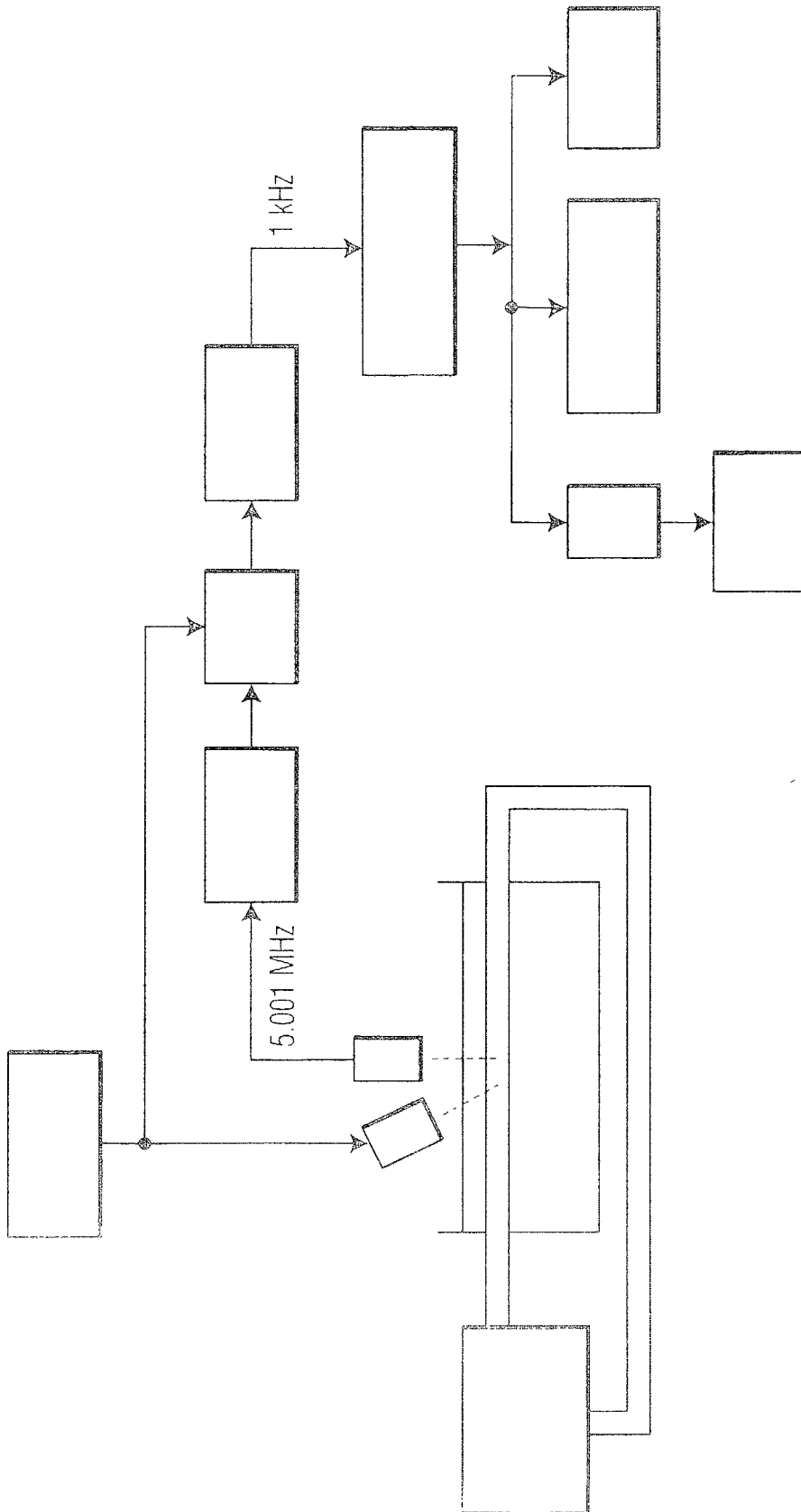
正常搏动的心脏和缺乏泵血功能的心脏的多普勒信号具有易于辨认的音频形式, 其可以电子地发射到远离界面模块 103 的操作者的位置或者从该位置得到监视。在另一实施例中, 当受控参数 (例如, 心搏节律) 达到或超出预定义临床值时, 可以使用音频输出 120 产生预记录的警告信号和/或通知。使用例如彩色编码方案, 诊断信息还可以以可视形式显示在视频显示器 122 上。在又一实施例中, 装置 100 和/或除纤颤系统 500 可以包括多个视频显示器 122 和音频输出 120, 其使得有关患者诊断信息可被一组医学专家使用。

在一个示范实施例中，通过用超声模块106在患者颈动脉上实施的测量和数据处理器108执行的多普勒信号频谱功率的选择性计算，获得超声诊断信息，如上参考图7所讨论的。另外，这种信息可以用于诊断患者大脑的血液供应状态。在又一实施例中，ECG134和装置100可以同时采集患者数据。在该实施例中，超声诊断信息可以进一步与ECG数据互相关。这种相关另外增加了系统500的操作者解释患者诊断信息的精确性和可靠性。在再一实施例中，超声数据和ECG数据可以进一步与由ABP监视器502或可选地由其他诊断工具收集的数据互相关。

在一个说明性应用中，在回顾诊断信息的基础上，系统500的操作者作出是否对患者除纤颤的判定，选择除纤颤过程的处理参数，并手动或经由电子装置控制器514相应地配置可编程控制器506。控制器506管理除纤颤单元508的执行过程，所述除纤颤单元508通常包括高压受控源510和应用电极512（示出两个电极512）。

在上面参考图7和图9讨论的说明性实施例中，装置100和系统500的许多部分来自荷兰Eindhoven的Koninklijke Philips Electronics N.V.的医学超声和除纤颤系统中可获得。

因而，虽然已经示出、描述和指出了在本发明的优选实施例中应用的本发明的基本新颖特征，但是应该理解，本领域技术人员在不脱离本发明的精神的情况下可以对所描述和图示的设备以及它们的操作和所述的方法进行形式和细节的各种省略、替代和改变。例如，显然意图使得以基本上相同的方式执行基本上相同的功能以获得相同的结果的那些元件和/或方法步骤的所有组合都落入本发明的范围中。从所述的一个实施例到另一个实施例的元件替换也完全是预期和预想的。因此，本发明仅由所附权利要求的范围来限制。



1
1/1

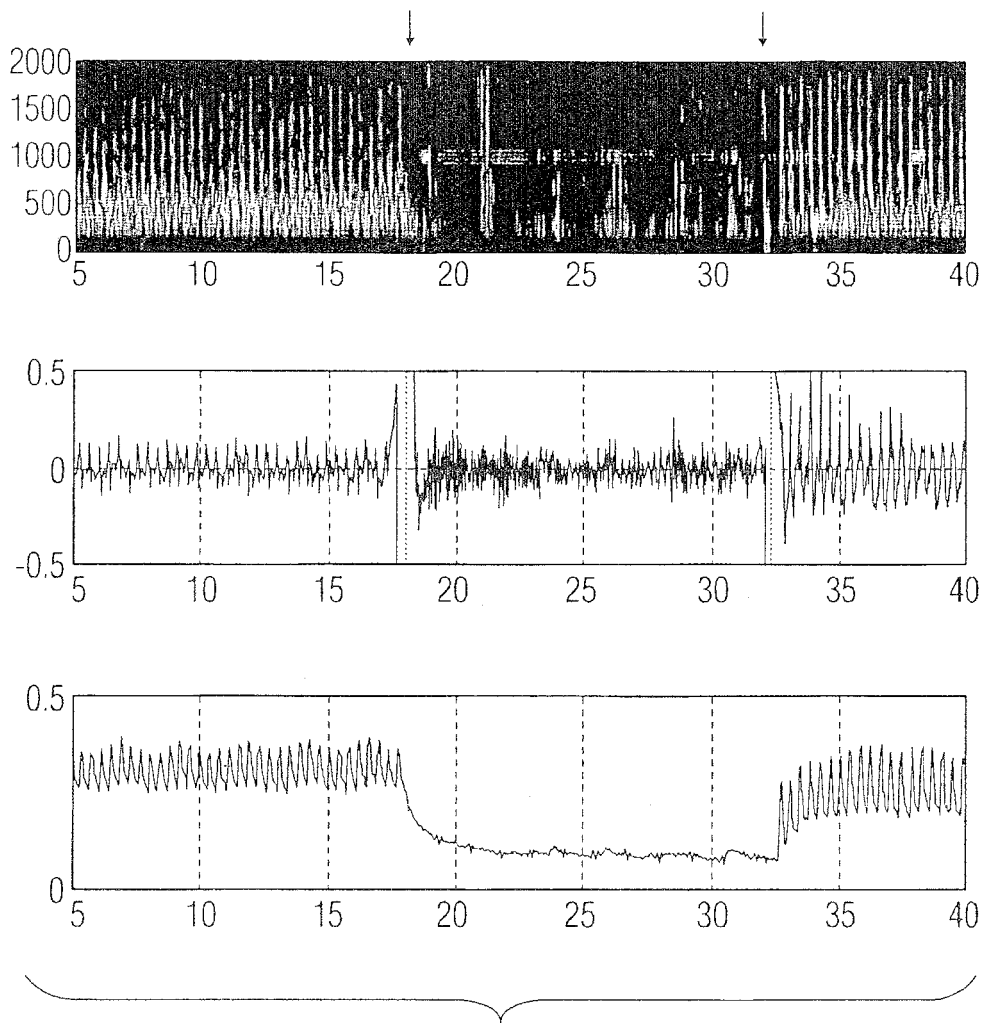


图 2

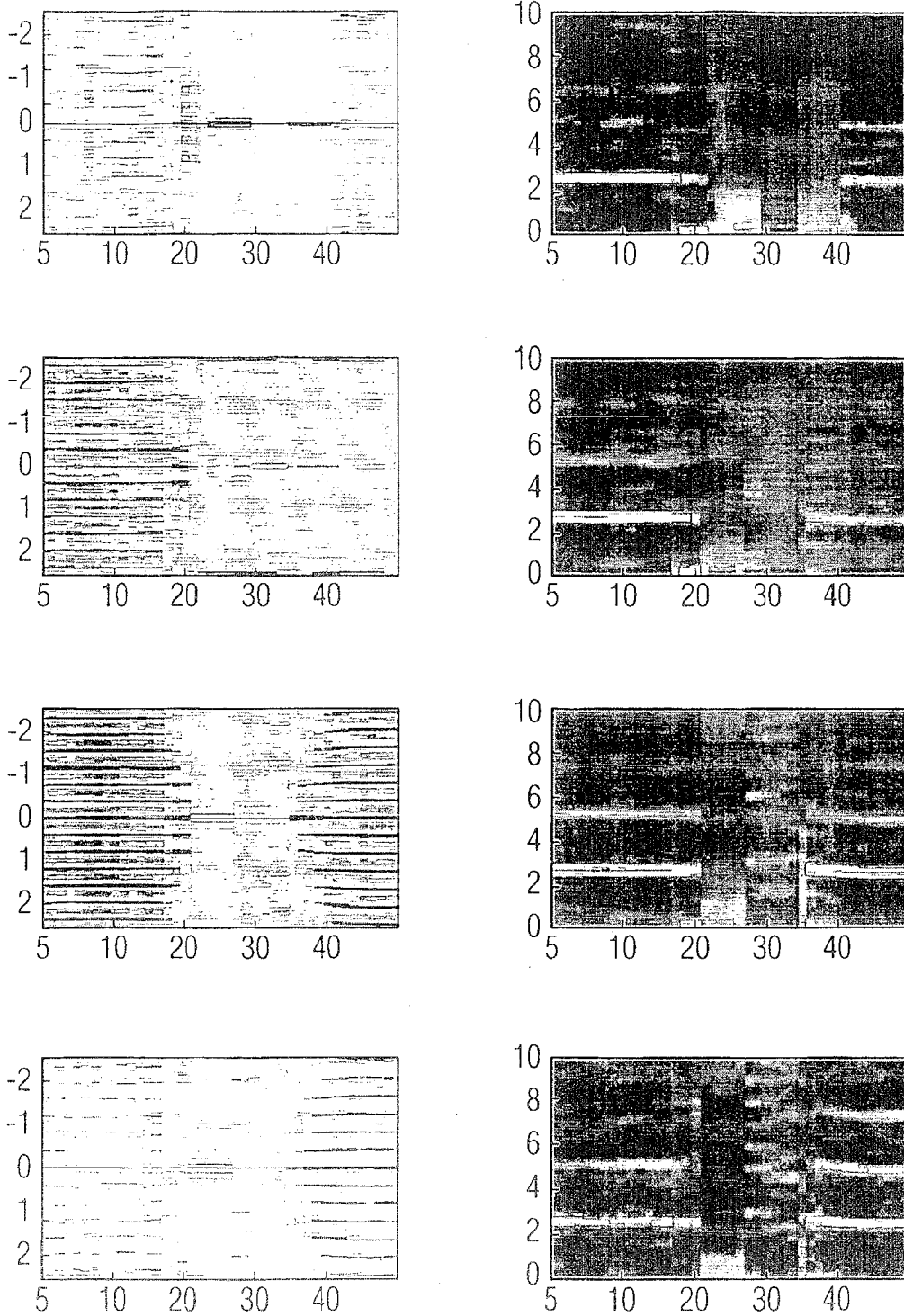


图 3

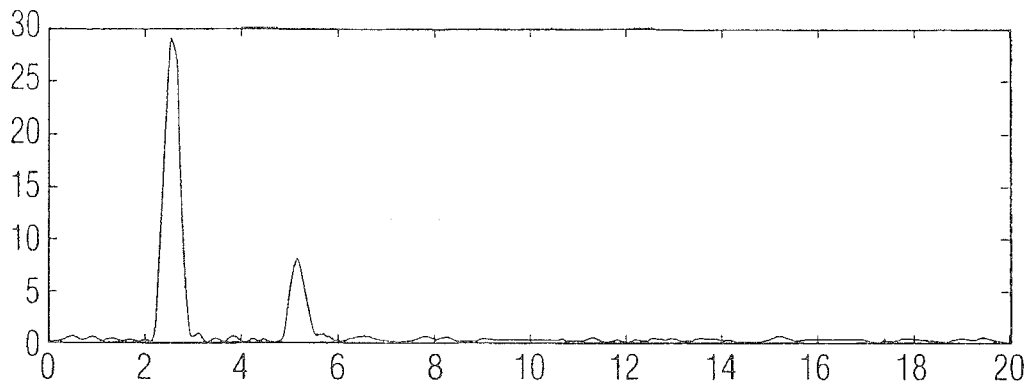


图 4A

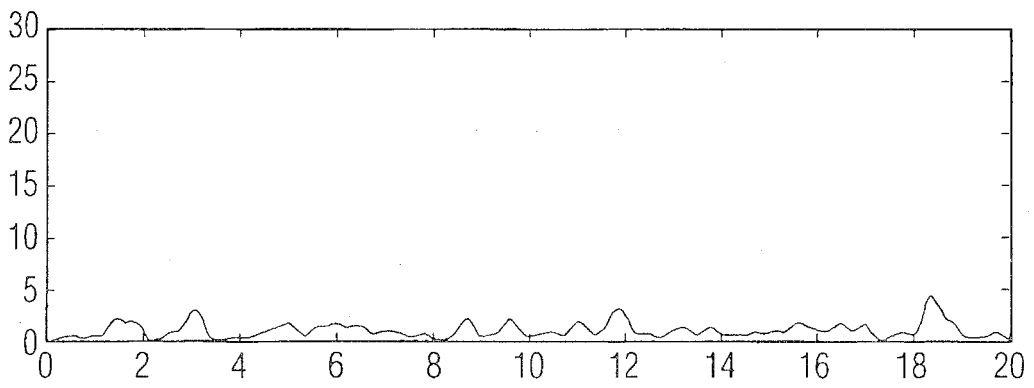


图 4B

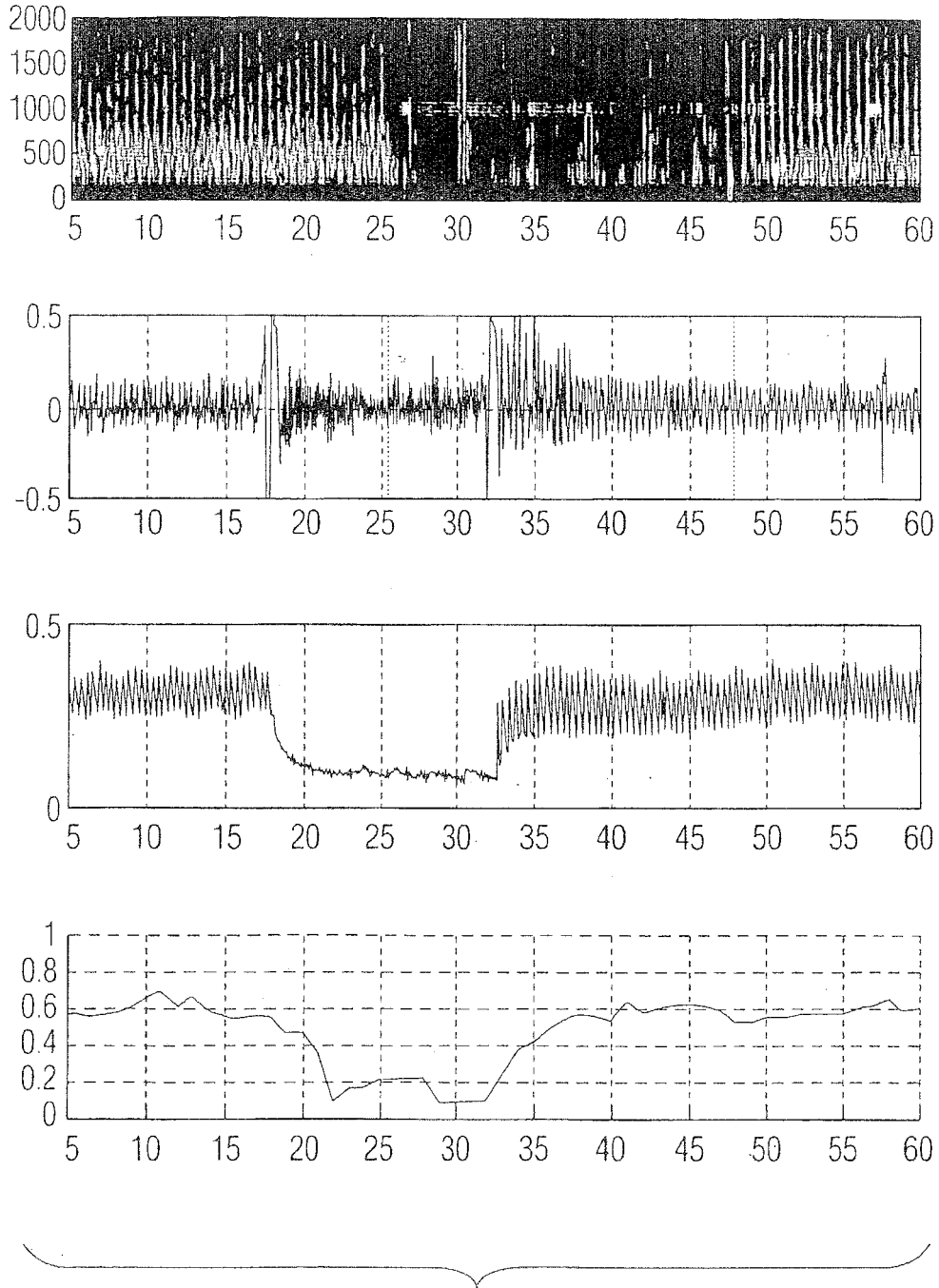


图 5

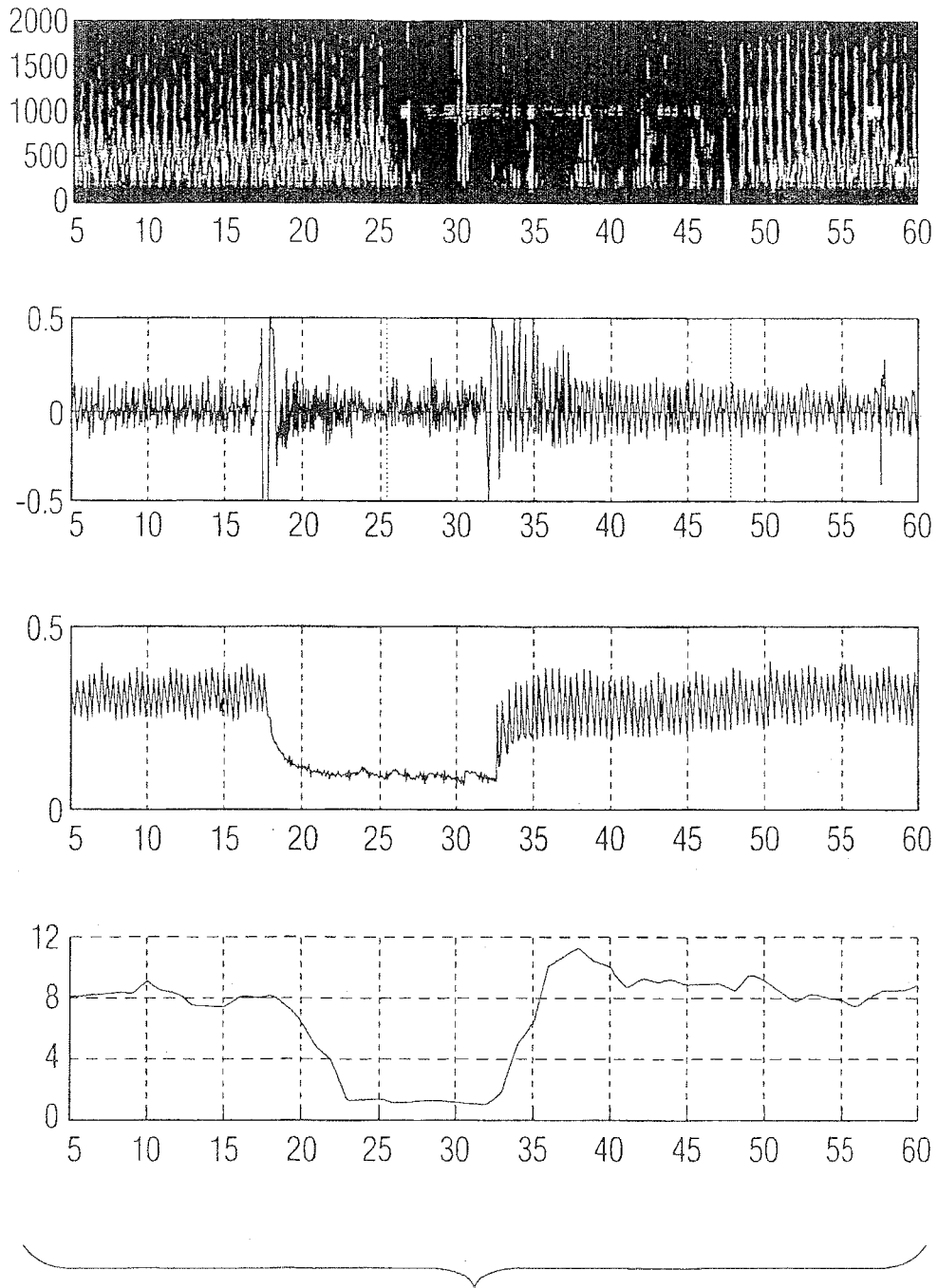


图 6

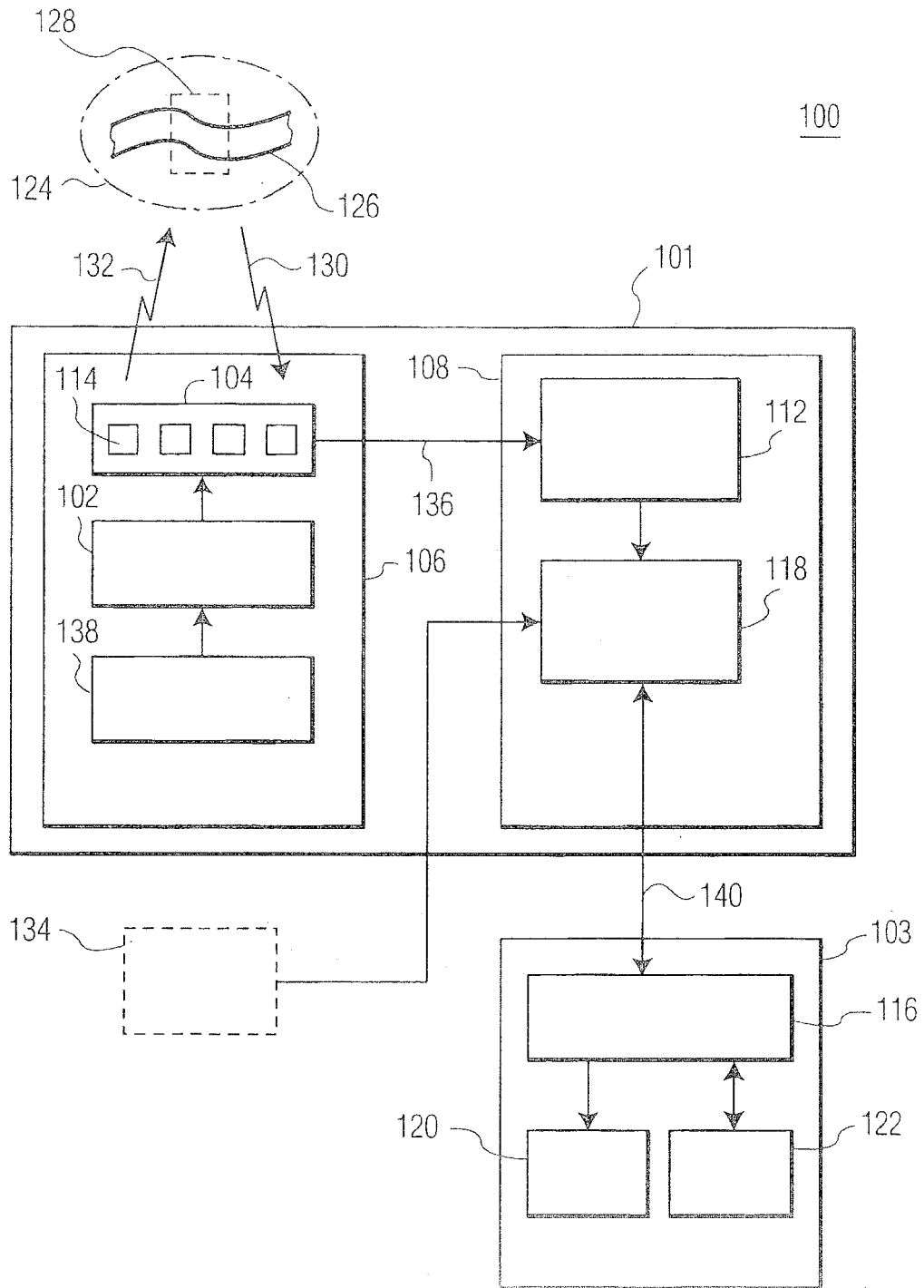


图 7

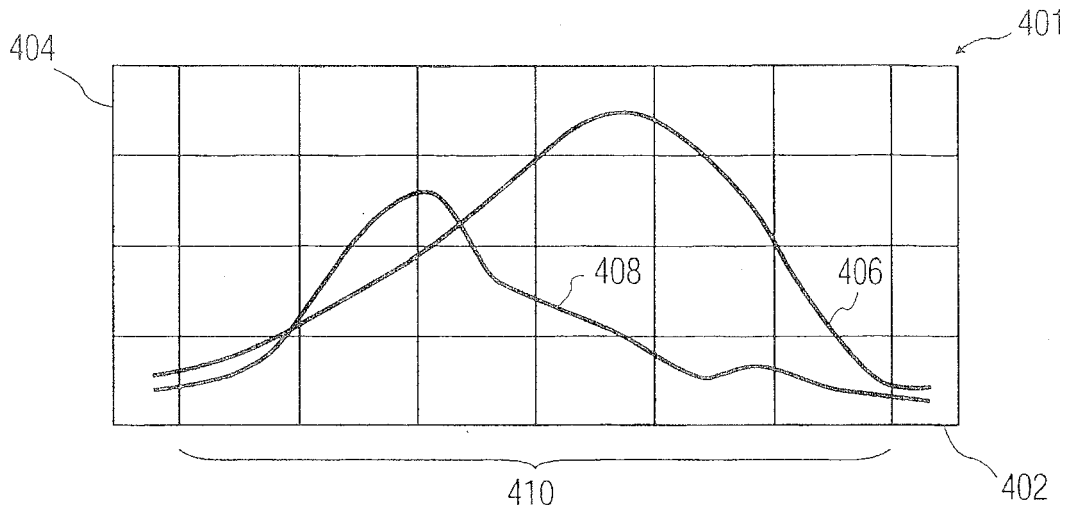


图 8

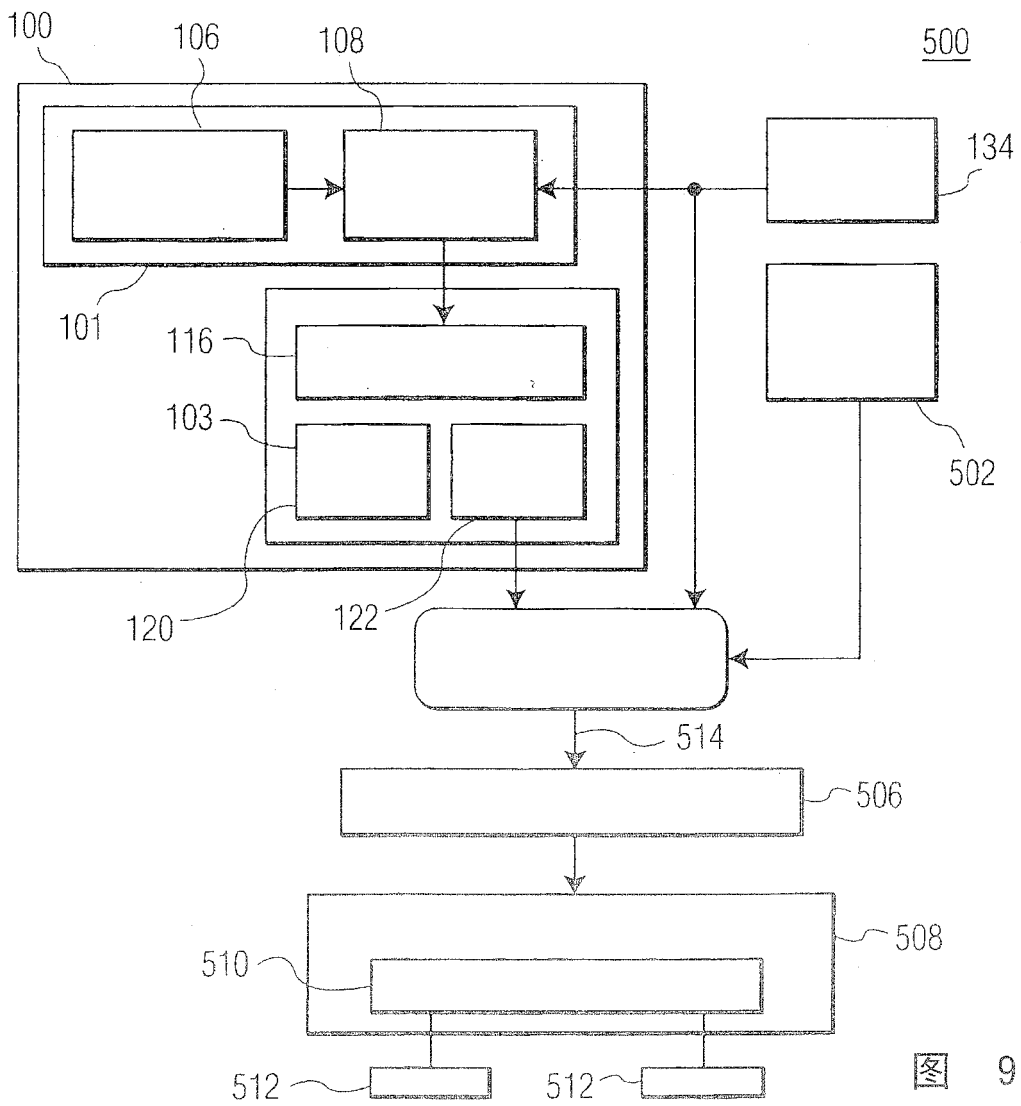


图 9

专利名称(译)	用于呈现关于由超声外部测量的体液的流动特性的信息的方法和装置		
公开(公告)号	CN100581483C	公开(公告)日	2010-01-20
申请号	CN200580032825.0	申请日	2005-09-22
[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	E科亨 索拉尔 S阿亚蒂 B拉于		
发明人	E·科亨·索拉尔 S·阿亚蒂 B·拉于		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61N1/3925 A61B8/06 A61B8/02 A61B8/488		
代理人(译)	刘红		
审查员(译)	杨德智		
优先权	60/613996 2004-09-28 US		
其他公开文献	CN101031242A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于呈现通过使用超声设备非侵入式测量和/或检测液体的流动特性的结果的方法和系统，用于呈现对象内液体的流动特性的指标的超声测量。对多普勒信号功率频谱中的若干频段计算流动特性的指标并且这些指标可以用于确定脉动性和/或血液流动以及流动特性的其他参数。由于计算得的指标的健壮特性，该流动特性监视器在用于确定是否对患者除颤的自动或半自动外部除颤器(AED)中具有特别用途。

