

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2017 年 1 月 19 日 (19.01.2017)



(10) 国际公布号
WO 2017/008202 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01) *A61B 5/0402* (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2015/083766
- (22) 国际申请日: 2015 年 7 月 10 日 (10.07.2015)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 张晓霖 (ZHANG, Xiaocui); 中国广东省深圳南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 韩怡 (HAN, Yi); 中国广东省深圳南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 刘硕 (LIU, Shuo); 中国广东省深圳南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 中国广东省深圳福田区金田路与

福华路交汇处现代商务大厦 2201, Guangdong 518048 (CN)。

- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第 21 条(3))。

(54) Title: MONITORING SYSTEM, METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称: 一种监护系统、方法及装置



图 7

(57) Abstract: A monitoring system, method and device. The monitoring system comprises an ultrasonic imaging module (10), an electrocardiograph monitoring module (11), a data processing module (12) and an output module (13). The ultrasonic imaging module (10) is used for obtaining an echocardiogram of heart; the data processing module (12) serves to receive the echocardiogram and obtaining, according to the echocardiogram, mechanical motion identifiers of atriums and ventricles; the data processing module (12) outputs in real-time the mechanical motion identifiers for atriums and ventricles, together with electrocardiogram information, to the output module (13) in a comparable way for purposes of presentation. Ultrasonic monitoring approaches are employed to reflect the mechanical motions of heart, which are identified and then compared and analyzed in a comparable way with respect to the electrocardiogram data resulting from electrocardiogram monitoring, so as to judge the situation where electrical-mechanical motions are mismatched. The procedure for judgment is more direct, intuitional and timely, the reliance on the expertise and experience of doctors is reduced, and thus it is easier and more accurate to judge the periodical motions of heart.

(57) 摘要:

[见续页]

WO 2017/008202 A1



一种监护系统、方法及装置，包括超声成像模块(10)、心电监护模块(11)、数据处理模块(12)和输出模块(13)，超声成像模块(10)用于得到心脏的超声心动图，数据处理模块(12)用于接收超声心动图并根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识，数据处理模块(12)将心房、心室的机械运动标识与心电信息以可对比的方式实时输出至输出模块(13)进行呈现。由于采用超声监护的手段来反映心脏的机械活动，并将心脏的机械活动进行标识化，以可对比的方式与心电监测获得的心电图数据进行对比分析，判断发生电-机械活动不匹配的情况，判断过程更加直接、直观和及时，减少了对医生专业技能和经验的依赖，使得对心脏周期性运动情况的判断更加容易和准确。

一种监护系统、方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备，尤其涉及一种用于对心脏的周期性运动进行监测的监护系统。

[0002]

[0003] 背景技术

[0004] 通常情况下，通过心电监护设备来监测心脏的周期性运动情况，并根据心电图对患者进行诊断，例如对心律失常、心脏夺获以及电机械分离的诊断。但在临床发现以下问题：

[0005] 心电监护在心律失常的监护方面存在不准确性，比如当病人发生房颤时，可能存在杂波、电阻以及体位变动的干扰，进而加大了心电监护的不准确性。

[0006] 在一些特殊情况下，如体外起搏时，单纯的依靠心电图对心脏的夺获情况判断不准确。因为体外起搏的心电信号电压高低不一，电压较低的QRS波容易被漏检；电压过高时则存在过感知的问题，比如当出现高大的T波时，甚至可能导致心率的翻倍；另外，一些起搏波与后续波相距很近，后续波可能被误读为心脏夺获产生的QRS波（如图1所示），图中黑色标记处为起搏信号，后面的波形不是夺获产生的QRS波；但是，由于起搏波与此波相距很近，因此容易被误读为夺获产生的QRS波群，进而造成心脏被夺获的误判。因此，依靠心电无法准确判断心脏的夺获情况。

[0007] 另外，临床对于电机械分离（Electrical mechanical dissociation, EMD）的诊断，主要是结合病人的体征（如无心音、脉搏、呼吸和血压等）以及心电图的表现（如窦性、规律的、P-QRS-T顺序发生的各时段、电压正常的心电图形等）进行综合判定。病人心脏电活动可以通过心电图直接显示，而病人心脏的机械活动情况则是通过病人的体征间接显示，例如脉搏、呼吸和血压可以通过病人监护仪进行实时监测，而心音则依靠医生的听诊来判断。基于这些间接反映心脏机械活动的方法的判断，可能造成医生对病人EMD诊治的延迟。

[0008]

[0009] 发明内容

[0010] 根据第一方面，一种实施例中提供一种监护系统,包括超声成像模块、心电监护模块、数据处理模块和输出模块；

[0011] 所述超声成像模块包括：

[0012] 探头，用于向受测机体组织发射超声波，并接收从受测机体组织反射回来的带有组织信息的超声回波，所述受测机体组织包括心脏；和

[0013] 图像处理单元，其输入端和探头信号连接，接收探头输出的超声回波，对回波进行处理，生成超声影像，所述超声影像包括反映心脏信息的超声心动图；

[0014] 心电监护模块用于监测心电信号，生成随时间变化的心电信息；

[0015] 数据处理模块的输入端分别和图像处理单元和心电监护模块的输出端信号连接，用于接收超声心动图并根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识，数据处理模块将心房和心室的机械运动标识与心电信息输出至输出模块进行呈现。

[0016] 根据第二方面，一种实施例中提供一种心脏周期性运动监测方法，包括：

[0017] 接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波；

[0018] 基于超声回波生成超声心动图；

[0019] 根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识；

[0020] 接收心电监护模块输出的随时间变化的心电信息；

[0021] 显示心房和心室的机械运动标识和心电信息。

[0022] 根据第三方面，一种实施例中提供一种心脏周期性运动监测装置，包括：

[0023] 用于接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波的单元；

[0024] 用于接收心电监护模块输出的随时间变化的心电信息的单元；

[0025] 图像处理单元，用于接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波，并基于超声回波生成超声心动图；

[0026] 数据处理模块，用于根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识，将心房和心室的机械运动标识以及心电信息输出至输出模块进行呈现。

[0027]

[0028] 附图说明

[0029] 图1为具有体外起搏的心电图；

[0030] 图2为一种实施例的结构示意图；

[0031] 图3为一种实施例中对心脏周期性运动进行监测的流程图；

[0032] 图4为一种实施例中计算心动参数的流程图；

[0033] 图5为一种实施例中心房和心室的收缩期和三道图示意图；

[0034] 图6为将心房和心室的收缩期和心电图对比分析的第一种示意图；

[0035] 图7为将心房和心室的收缩期和心电图对比分析的第二种示意图；

[0036] 图8为将心房和心室的收缩期和心电图对比分析的第三种示意图；

[0037] 图9为将心房和心室的收缩期和心电图对比分析的第四种示意图；

[0038] 图10为在第一种分析图中增加心脏腔室内径的实时数据的示意图；

[0039] 图11为采用直立的柱状图表示心房和心室收缩期的示意图；

[0040] 图12为采用饼图表示心房和心室机械运动的示意图；

[0041] 图13为采用心脏图像表示心脏机械运动的示意图。

[0042]

[0043] 具体实施方式

[0044] 本发明的构思是采用超声监护的手段来反映心脏的机械活动，采用心电监护来得到心电信号，并将心脏的机械活动与心电信号进行对比分析，以直观的方式反映心脏的电-机械活动。

[0045] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0046] 请参考图2，监护系统包括超声成像模块10、心电监护模块11、数据处理模块12和输出模块13，超声成像模块10包括探头101、图像处理单元102和发射电路103，发射电路103与探头101信号连接，图像处理单元102的输入端和探头101信号连接，数据处理模块12的输入端分别和图像处理单元102和心电监护模块11的输出端信号连接，数据处理模块12的输出端和输出模块13信号连接。信号连接可以是直接的连接，也可以通过中间元器件的处理后的连接，可以是无线通信方式的连接，也可以是有线连接。

- [0047] 探头101用于在受测机体组织表面扫描，向受测机体组织发射超声波，并接收从受测机体组织反射回来的带有组织信息的超声回波。探头10可以根据实际要求采用合适的探头。在具体实施例中，探头101通过切换开关104一方面耦合到发射电路103，在发射电路103的控制下向受测机体组织发射超声波，另一方面耦合到图像处理单元102，将接收的超声回波输出到图像处理单元102。本实施例中，探头10用于向心脏部位发射超声波，并接收从心脏组织反射回来的带有心脏组织信息的超声回波。本实施例中，探头可连续对心脏进行监测，为便于探头连续监测，探头可以是适合长时间贴合在受测机体体表的结构和/或形状。
- [0048] 发射电路103用于根据需要生成发射逻辑序列，将发射逻辑序列输出到探头101，探头101将发射逻辑序列转换成超声波。本实施例中，发射电路103还控制探头在设定时间段内对受测机体组织连续扫描。另一些实施例中，为防止探头连续发射超声波导致温度上升，发射电路103也可以控制探头在每完成一个设定时间段的连续监测后间歇一段时间，扫描间隔时长和扫描周期时长可以由医生设置，例如每五分钟启动一次扫描，每次扫描进行一分钟。
- [0049] 图像处理单元102用于对超声回波进行处理，例如波束合成、解调、图像处理等，最后按照要求的超声图像模式生成超声影像。本实施例中，超声影像可以为各种模式心动图。图像处理单元102可以是集成电路，也可以是分立元件组成的电路，在某些实施例中，图像处理单元102可以是处理芯片。
- [0050] 心电监护模块11通常包括若干导联和处理电路，导联用于与受测机体的心脏附件的体表接触，感应心脏腔室传导的电信号。处理电路用于对电信号进行处理，例如放大、滤波、模数转换等处理，然后将处理后的心电信息输出到数据处理模块12。
- [0051] 数据处理模块12用于对各种信息进行处理，也可以向监护系统的各部件发送控制信号，以对各部件进行控制，也可以用于将信息存储到存储模块14和/或从存储模块14中读取或使用信息，还可以用于将信息输出到输出模块13进行呈现，本实施例中，数据处理模块13的输入端分别和图像处理单元102和心电监护模块11的输出端信号连接，用于接收图像处理单元102输出的超声心动图和心电监护模块11输出的心电信息，根据超声心动图检测心房和心室的机械运动，并对发

生机械运动的时期进行标识，得到心房和心室的机械运动标识，然后将心房和心室的机械运动标识与心电信息输出至输出模块13进行显示或呈现，以供检查人员或者医生观察。

[0052] 本发明的一些实施例中，将心房和心室的机械运动标识与心电信息输出至输出模块13进行显示或呈现可以是实时的，例如以便对监护对象进行实时监护。另一些实施例中，将心房和心室的机械运动标识与心电信息输出至输出模块13进行显示或呈现可以是非实时，例如该心房和心室的机械运动标识以及心电信息可以先存储于监护系统中，然后在需要的时候输出至输出模块13，以便医生对监护对象的情况进行后续的、离线的或者非在现场的观察和分析。

[0053] 一些实施例中，可以将心房和心室的机械运动标识与心电信息以可对比的方式输出至输出模块13进行显示或呈现。可对比包括视觉上的对比、听觉上的对比以及两者的组合，视觉方式又可以包括图像和光信号，听觉方式包括声音，例如将心房、心室的机械运动标识与心电信息处理成可视化的图像或设定颜色的闪烁光信号，或将心房、心室的机械运动标识与心电信息处理成声音信号。由于超声心动图心电信息在采集和处理过程具有时间上的一致性，因此，可对心房、心室的机械运动标识与心电信息中的各个心电波在时间上进行对比。数据处理模块12可以是集成电路，也可以是分立元件组成的电路，在某些实施例中，数据处理模块12可以是微处理器。本实施例中，数据处理模块12与图像处理单元102可以是各自独立的模块，也可以集成为一个模块，或数据处理模块12的部分功能变换到图像处理单元102中，反之亦可。

[0054] 输出模块13用于呈现数据处理模块12输出的信号，输出模块13可以是显示器、光发射模块或扬声器，当输出模块13是显示器时，数据处理模块12将机械运动标识处理为可视化标识，将心电信息处理为心电图，然后将心房、心室的机械运动标识与心电信息沿同一时间轴实时输出到显示器进行显示。当输出模块13是光发射模块或扬声器时，数据处理模块12将机械运动标识对应地处理为光信号或声音信号，将心电信息也对应地处理为光信号或声音信号，然后将心房、心室的机械运动标识与心电信息沿同一时间轴实时输出到光发射模块或扬声器，光发射模块根据光信号发射光，扬声器根据声音信号播放声音。可以通过光

的颜色和不同的声音来区别心房、心室的机械运动和心电信息。

[0055] 基于上述监护系统对心脏周期性运动进行监测时，其一种监测方法如图3所示，包括以下步骤：

[0056] 步骤20，接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波。本实施例中超声探头可以长时间贴合在病人体表，进行间歇式连续监测，即每隔一段间歇期进行一段时间的连续超声波发射和回波接收。

[0057] 步骤21，接收心电监护模块输出的随时间变化的心电信息。

[0058] 步骤22，基于超声回波生成超声心动图；本实施例中，超声心动图为M型超声心动图，在其他实施例中，超声心动图也可以为二维超声心动图、造影超声心动图等，在有些实施例中，超声心动图是可选的，例如超声心动图默认为某种类型的超声心动图，另外还允许用户修改超声心动图的类型，在用户选择后生成用户所选的类型。

[0059] 步骤23，根据超声心动图计算实时的心动参数，心动参数包括心房舒张末时间点、心室舒张末时间点、心房收缩末时间点、心室收缩末时间点、心房舒张期时间长、心室舒张期时间长、心房收缩期时间长、心室收缩期时间长、心房舒张末内径、心室舒张末内径、心房收缩末内径和心室收缩末内径。在计算心动参数前可以先识别超声心动图的模式，根据模式将超声心动图中的特征提取出来，例如左室后壁、室间隔、左房腔壁等。根据这些特征的信息计算出心动参数。

[0060] 以左心房的M型超声心动图（也可简称为M图）为例，一种具体的计算过程如图4所示，包括以下步骤：

[0061] 步骤231，对左心房的M型超声心动图进行空间平滑，以消除噪声干扰。

[0062] 步骤232，对平滑后的图像进行边缘提取，识别出左房腔。由于进行边缘提取后会得到主动脉腔以及左房腔的边缘位置运动轨迹，请参考图5。因此可根据主动脉腔以及左房腔的相对位置识别出左房腔，如图5所示，纵坐标在下方的空腔区域为左房腔31，上方的空腔区域为主动脉腔32。

[0063] 步骤233，根据左房腔边缘位置的运动轨迹获取左房腔内径尺寸，左房腔内径尺寸即左房腔上下边缘之间的纵向距离。

- [0064] 步骤234, 比较各时间点的左房腔内径尺寸, 得到心房运动周期特征时间点, 心房运动周期特征时间点包括心房舒张末时间点和心房收缩末时间点, 心房舒张末时间点即心房内径最大处, 见图5的标记T1\T4\T7, 心房收缩末时间点即心房内径最小处, 见图5的标记T2\T5\T8。
- [0065] 步骤235, 根据心房运动周期特征时间点得到心动参数。如图5所示, 根据心房运动周期特征时间点可得到心房的心动参数, 图5中, T1\T4\T7时间点为心房舒张末时间点, T2\T5\T8为心房收缩末时间点, 心房舒张末时间点到紧随其后的心房收缩末时间点之间的时长为心房收缩期时间长, 心房收缩末时间点到紧随其后的心房舒张末时间点之间的时长为心房舒张期时间长, 心房舒张末时间点处的心房内径为心房舒张末内径, 心房收缩末时间点处的心房内径为心房收缩末内径。
- [0066] 同理对左心室的M图进行空间平滑, 消除噪声干扰; 进行边缘提取, 得到左室腔33的边缘位置运动轨迹, 请见图5; 获取内径尺寸, 即左室腔上下边缘之间的纵向距离; 得到心室运动周期特征时间点, 心室运动周期特征时间点包括心室舒张末时间点和心室收缩末时间点, 心室舒张末时间点即心室内径最大且开始变小的拐点处, 见图5中的标记T2\T5\T8, 心室收缩末时间点即心室内径最小处, 见图5中的标记T3\T6\T9。同理, 根据心室运动周期特征时间点也可得到心室的心动参数, 图5中, T2\T5\T8时间点为心室舒张末时间点, T3\T6\T9为心室收缩末时间点, 心室舒张末时间点到紧随其后的心室收缩末时间点之间的时长为心室收缩期时间长, 心室收缩末时间点到紧随其后的心室舒张末时间点之间的时长为心室舒张期时间长, 心室舒张末时间点处的心室内径为心室舒张末内径, 心室收缩末时间点处的心室内径为心室收缩末内径。
- [0067] 步骤24, 根据心脏的心动参数得到实时的心房和心室的收缩期。根据心房舒张末时间点、心房收缩末时间点和心房收缩期时间长可得到心房的收缩期, 根据心室舒张末时间点、心室收缩末时间点和心室收缩期时间长可得到心室的收缩期。
- [0068] 步骤25, 生成心房和心室的收缩期对应的机械运动标识。本实施例中, 心房和心室的收缩期对应的机械运动标识为可视化标识, 例如, 采用柱状图分别表示

心房和心室的收缩期，柱状图的柱长表示该柱状图所对应腔室的收缩期时长。在呈现形式上，可以通过以下类似于“三道图”的形式进行呈现。如图5中所示，采用水平的柱状图表示心房和心室的收缩期，位于第一道的以斜线填充的柱状图34代表了心房收缩过程；位于第三道的以点状填充的柱状图35代表了心室收缩期。本实施例中，柱状图34和柱状图35的柱长方向与时间轴T平行，柱状图34柱长的两端边线分别对应心房舒张末时间点T1\T4\T7和收缩末时间点T2\T5\T8，柱长表示为心房收缩期时长。柱状图35柱长的两端边线分别对应心室舒张末时间点T2\T5\T8和收缩末时间点T3\T6\T9，柱长表示为心室收缩期时长。表示心房收缩期和心室收缩期的柱状图之间在垂直于时间轴方向上具有间距，形成位于第一道图和第三道图之间的第二道图，位于第二道图区域的连线连接两柱状图的舒张末时间点，该连线代表了顺序传导，也代表了心房与心室收缩的房室间期，连线的斜率越陡，说明从心房传到心室的时间越短，心脏跳动得越快。本实施例中的三道图方式既包括了顺序传导信息，也包括了房室收缩时间信息。

[0069] 步骤26，将心房、心室的收缩期标识与心电信息以可对比的方式实时输出至输出模块。如图6-9所示，数据处理模块将心房、心室的收缩期标识与心电图沿同一时间轴实时输出到显示器进行显示。

[0070] 步骤27，将心房、心室的收缩期标识和心电图联合分析。该分析过程可由医生完成，医生可通过直观的显示图像判断心电图检测到的心房、心室电信号（分别是P波和QRS波）之后是否跟随有对应心脏腔室的机械活动，使医生的判断方式更直接、直观，避免了医生因缺乏经验而导致误判。

[0071] 该分析过程也可由监护系统自动完成，由数据处理模块判断心电信息中的P波和QRS波和其对应腔室的收缩期标识在节律和频率上是否保持一致，即P波出现时，应同时出现心房的收缩期标识，QRS波出现时，应同时出现心室的收缩期标识。在判断两者的节律和频率不一致时输出报警信息。自动分析的方式更免去了医生判断，可直接得到判断结果并根据结果进行报警，例如当发生电-机械活动不匹配的情况时，监护仪可以给予相应报警提示。如心电图监测到某个电信号而超声心动图未检测到任何机械活动时，如图6所示，心电图虚线方框中检测到心率信号，而超声心动图中未检测到机械搏动，表明该心电信号未能引起有

效的心脏搏动，即认为发生了传导阻滞；例如心电图检测到心率而超声心动图无法探测到机械活动时，如图7所示，心电图虚线方框中持续检测到心率信号，而超声心动图中显示心脏已处于停止搏动状态，即认为发生了机械停搏；例如心电图检测到的心率快于超声心动图探测到的机械活动频率时，如图8所示，心电图检测到5个电信号，而超声心动图仅检测到4个机械信号，机械信号与电信号以各自的频率进行，即认为出现了频率分离。在发生心律失常或特殊情况时，也可以使用该功能更加直观的对心电诊断的结果进行确定，从而确保诊断的准确及合理性。在体外起搏的情况下，也可以使用该功能更加准确地判断心脏夺获情况，如图9所示，通过三道图进行确认每一个起搏波之后都有有效的QRS波群，因此可判断对心脏进行了夺获。

[0072] 为更详细显示心脏腔室的内径变化，还可以在三道图附件显示心脏腔室的实时内径，如图10所示。

[0073] 本实施例采用超声监护的手段来直接反映心脏的机械活动，与通过病人的体征（如无心音、脉搏、呼吸和血压等）间接反映心脏机械活动的方案相比更直接、直观和及时。并将心脏的机械活动进行标识化，以可对比的方式与心电监测获得的心电图数据进行对比分析，判断发生电-机械活动不匹配的情况，使得判断过程更加直观、减少了对医生专业技能和经验的依赖，进而使得对心脏周期性运动情况的判断更加容易和准确。

[0074] 本实施例中机械运动标识为心脏腔室收缩期标识，包括心房收缩期标识和心室收缩期标识，在其它的实施例中，机械运动标识也可以为心脏腔室舒张期标识，包括心房舒张期标识和心室舒张期标识。

[0075] 在其它实施例中，也可以采用的展现方式直观地表现心房和心室的机械运动以及二者之间的传导信息。例如图11所示，采用直立的柱状图表示心房和心室的收缩期，两柱状图显示在同列，柱长方向与时间轴垂直，柱状图的柱长表示为柱状图所对应腔室的收缩期时长，图中，柱状图A表示心房收缩期标识，柱状图V表示心室收缩期标识，两柱状图在与时间轴垂直方向上的间距A-V与房室传导的时间关联，间距越大反映房室传导越慢，间距越大反映房室传导越快。又例如图12所示，采用饼图表示心房和心室的机械运动，饼图随着时间的推移，围

绕圆心刷新。每刷新一周，代表一个心动周期；依次刷新出心房收缩信息、房室间期信息、心室收缩信息；图中，扇形A表示心房收缩期标识，扇形V表示心室收缩期标识，扇形角度的大小代表了时间的长短，A-V表示房室传导。再例如图13所示，采用心脏收缩示意图表示心房和心室的机械运动，可根据超声心动图所获得的心脏径线信息，还原心脏收缩、舒张的图示，这种呈现方式可更加直观的将心脏的机械运动展现给用户。

[0076] 此外，还可以通过超声感受到的声音信息，来反映房室收缩、舒张，及其间期有关的信息，例如采用“嘟”反映心脏机械运动的声音，采用“哔”反映心脏的心电信号。使用声音的方式进行展示，使得医护人员可以通过声音，更加直观的辨别患者心脏功能的变化情况。另外，也可将两者中的一者采用声音，另一采用图像显示。

[0077] 本领域技术人员可以理解，上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成，该程序可以存储于一计算机可读存储介质中，存储介质可以包括：只读存储器、随机存储器、磁盘或光盘等。

[0078] 以上应用了具体个例对本发明进行阐述，只是用于帮助理解本发明而并不用以限制本发明。对于本领域的一般技术人员，依据本发明的思想，可以对上述具体实施方式进行变化。

技术问题

问题的解决方案

发明的有益效果

权利要求书

- [权利要求 1] 一种监护系统,其特征在于包括超声成像模块、心电监护模块、数据处理模块和输出模块;
- 所述超声成像模块包括:
- 探头,用于向受测机体组织发射超声波,并接收从受测机体组织反射回来的带有组织信息的超声回波,所述受测机体组织包括心脏;和
- 图像处理单元,其输入端和探头信号连接,接收探头输出的超声回波,对回波进行处理,生成超声影像,所述超声影像包括反映心脏信息的超声心动图;
- 心电监护模块用于监测心电信号,生成随时间变化的心电信息;
- 数据处理模块的输入端分别和图像处理单元和心电监护模块的输出端信号连接,用于接收超声心动图并根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识,并将心房和心室的机械运动标识以及心电信息输出至输出模块进行呈现。
- [权利要求 2] 如权利要求1所述的监护系统,其特征在于:数据处理模块将心房和心室的机械运动标识与心电信息以可对比的方式输出至输出模块进行呈现。
- [权利要求 3] 如权利要求2所述的监护系统,其特征在于,所述输出模块包括显示器,所述机械运动标识为可视化标识,所述数据处理模块将心房和心室的机械运动标识与心电信息沿同一时间轴输出到显示器进行显示。
- [权利要求 4] 如权利要求3所述的监护系统,其特征在于,所述数据处理模块还用于判断心电信息中心房和心室的电信号和其机械运动标识在节律和频率上是否保持一致,并在判断不一致时输出报警信息。
- [权利要求 5] 如权利要求1或者2或3所述的监护系统,其特征在于,所述机械运动标识为心脏腔室收缩期标识,包括心房收缩期标识和心室收缩期标识。
- [权利要求 6] 如权利要求5所述的监护系统,其特征在于,所述心房收缩期标识和心室收缩期标识分别为柱状图,所述数据处理模块将柱状图的柱长表

示为柱状图所对应腔室的收缩期时长。

- [权利要求 7] 如权利要求6所述的监护系统，其特征在于，表示心房收缩期和心室收缩期的柱状图的柱长方向与时间轴平行，柱长的两端边线分别对应其所对应腔室的舒张末时间点和收缩末时间点。
- [权利要求 8] 如权利要求7所述的监护系统，其特征在于，表示心房收缩期和心室收缩期的柱状图之间在垂直于时间轴方向上具有间距，所述数据处理模块在显示器的显示界面上显示跨越间距区域连接两柱状图的舒张末时间点的连线。
- [权利要求 9] 如权利要求6所述的监护系统，其特征在于，表示心房收缩期和心室收缩期的柱状图的柱长方向与时间轴垂直，所述数据处理模块将两柱状图显示在同列，且使两柱状图在与时间轴垂直方向上的间距大小与房室传导的时间关联。
- [权利要求 10] 如权利要求1所述的监护系统，其特征在于，所述输出模块包括扬声器，所述机械运动标识为声音标识，所述数据处理模块将与心电信息和心房及心室的机械运动分别对应的声音信号输出到扬声器。
- [权利要求 11] 如权利要求1至10中任一项所述的监护系统，其特征在于超声成像模块还包括发射电路，发射电路的输出端耦合到探头，用于根据需要生成发射逻辑序列，并控制探头在设定时间段内对受测机体组织连续监测。
- [权利要求 12] 如权利要求11所述的监护系统，其特征在于，所述发射电路控制探头在每完成一个设定时间段的连续监测后间歇一段时间。
- [权利要求 13] 如权利要求1至12中任一项所述的监护系统，其特征在于，数据处理模块用于根据超声心动图得到心房和心室的边缘运动轨迹，根据心房和心室的边缘运动轨迹得到心房和心室的内径尺寸，根据内径尺寸得到心房和心室的运动周期特征时间点，根据运动周期特征时间点得到心房和心室的收缩期，根据心房和心室的收缩期得到对应的机械运动标识。
- [权利要求 14] 如权利要求13所述的监护系统，其特征在于，所述超声心动图为M

型超声心动图。

- [权利要求 15] 一种心脏周期性运动监测方法，其特征在于包括：
接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波；
基于超声回波生成超声心动图；
根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识；
接收心电监护模块输出的随时间变化的心电信息；
显示心房和心室的机械运动标识以及心电信息。
- [权利要求 16] 如权利要求15所述的方法，其特征在于，所述显示心房和心室的机械运动标识和心电信息包括：以将心房和心室的机械运动标识与心电信息以可对比的方式呈现。
- [权利要求 17] 如权利要求15所述的方法，其特征在于，所述机械运动标识为可视化标识，将心房和心室的机械运动标识与心电信息沿同一时间轴显示在显示器的显示界面上。
- [权利要求 18] 一种心脏周期性运动监测装置，其特征在于包括：
用于接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波的单元；
用于接收心电监护模块输出的随时间变化的心电信息的单元；
图像处理单元，用于接收探头收集的从受测机体的心脏反射回来的带有心脏信息的超声回波，并基于超声回波生成超声心动图；
数据处理模块，用于根据超声心动图得到心房和心室的机械运动标识，将心房和心室的机械运动标识以及心电信息输出至输出模块进行呈现。
- [权利要求 19] 如权利要求18所述的装置，其特征在于，所述数据处理模块将心房和心室的机械运动标识与心电信息以可对比的方式输出至输出模块进行呈现。
- [权利要求 20] 如权利要求19所述的装置，其特征在于，所述机械运动标识为可视化标识，所述数据处理模块将心房和心室的机械运动标识与心电信息

沿同一时间轴实时输出到显示器进行显示。

[权利要求 21] 如权利要求20所述的装置，其特征在于，所述机械运动标识为心脏腔室收缩期标识，包括心房收缩期标识和心室收缩期标识。

[权利要求 22] 如权利要求20所述的装置，其特征在于，所述心房收缩期标识和心室收缩期标识分别为柱状图，所述数据处理模块将柱状图的柱长表示为柱状图所对应腔室的收缩期时长。

[权利要求 23] 如权利要求18至22中任一项所述的装置，其特征在于，所述超声心动图为M型超声心动图。

[权利要求 24] 如权利要求23所述的装置，其特征在于，数据处理模块用于根据超声心动图计算实时的心动参数，根据心动参数得到心房和心室的收缩期，生成心房和心室的收缩期对应的机械运动标识，所述心动参数包括心房舒张末时间点、心室舒张末时间点、心房收缩末时间点、心室收缩末时间点、心房舒张期时间长、心室舒张期时间长、心房收缩期时间长、心室收缩期时间长、心房舒张末内径、心室舒张末内径、心房收缩末内径和心室收缩末内径。

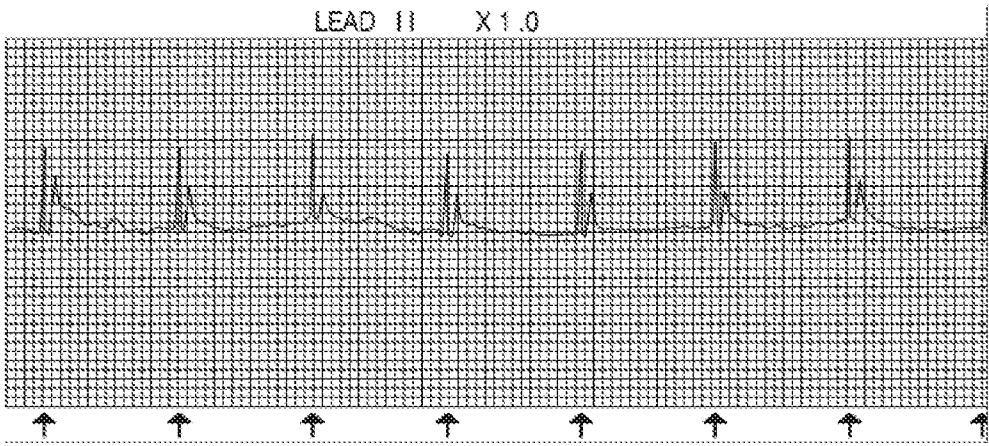


图 1

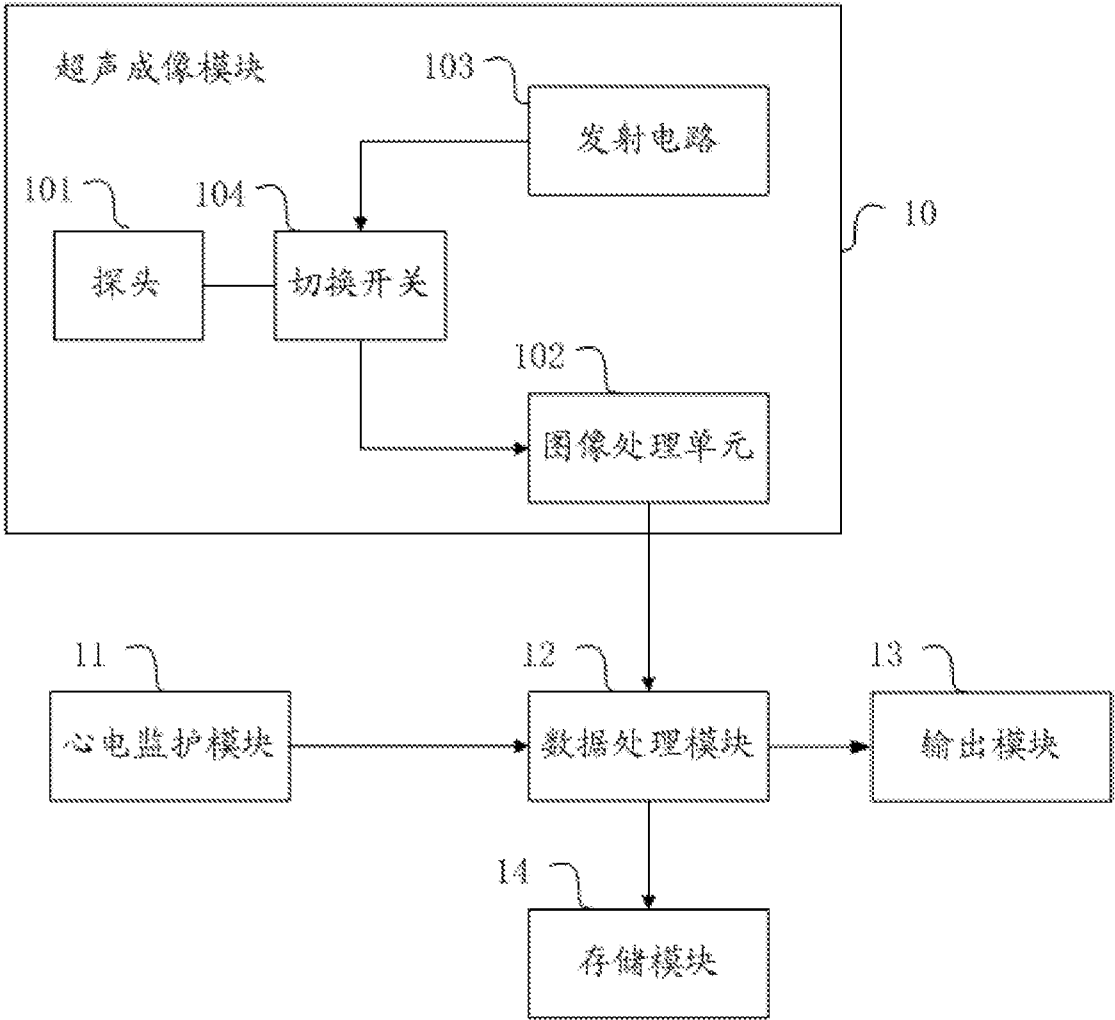


图 2

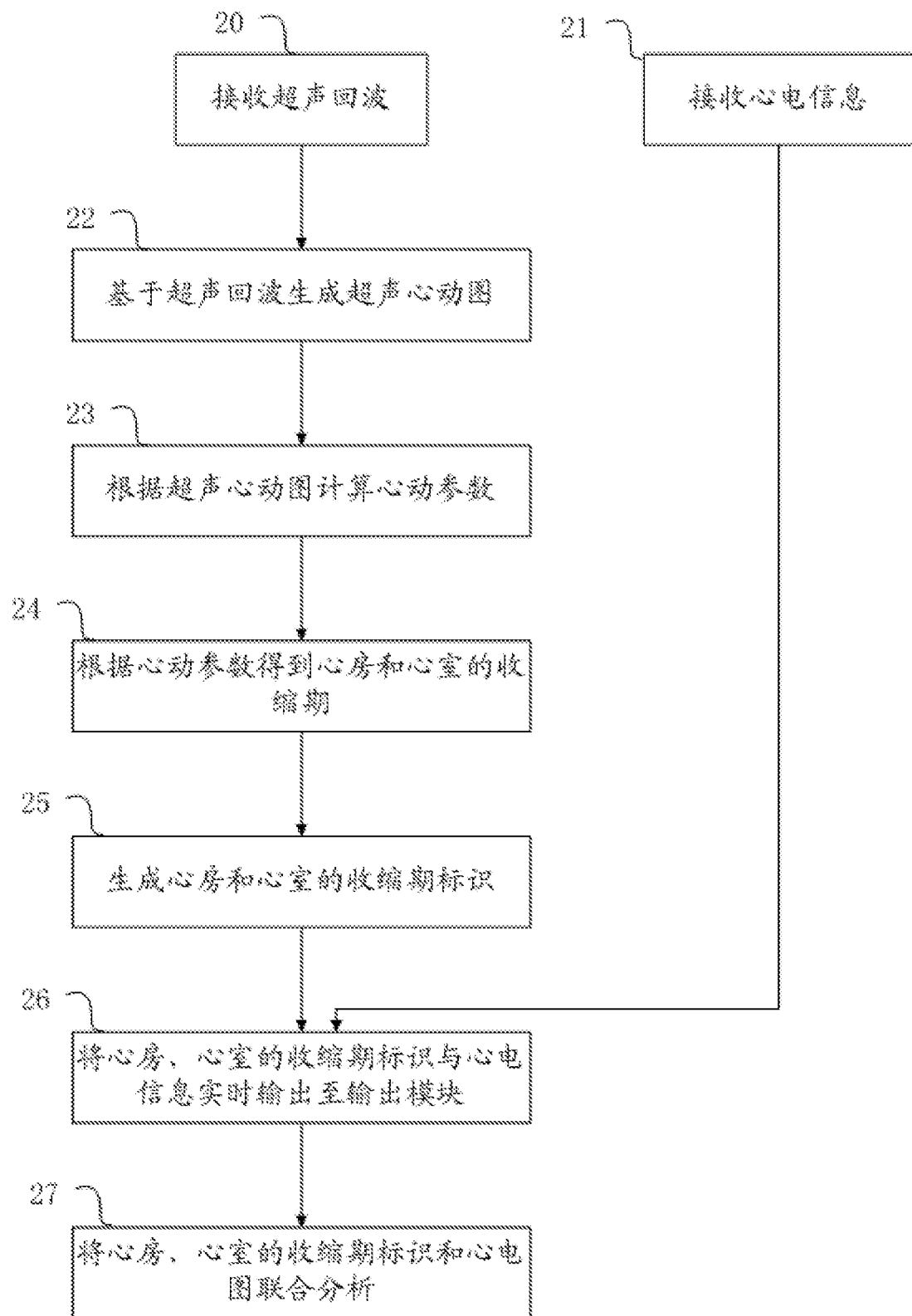


图 3

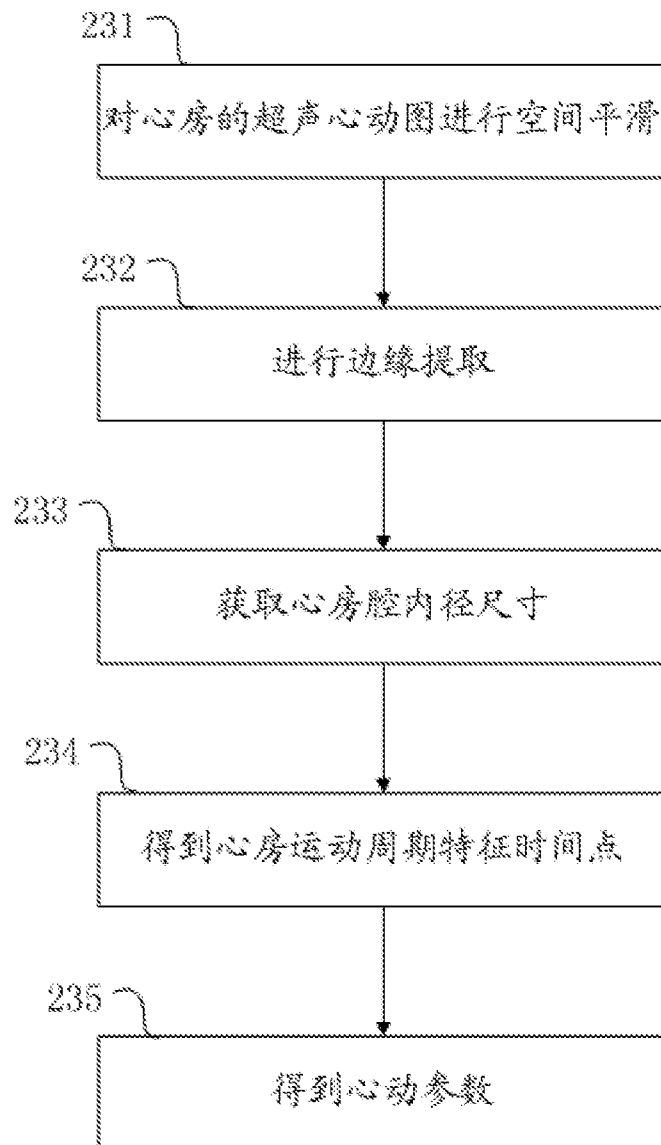


图 4

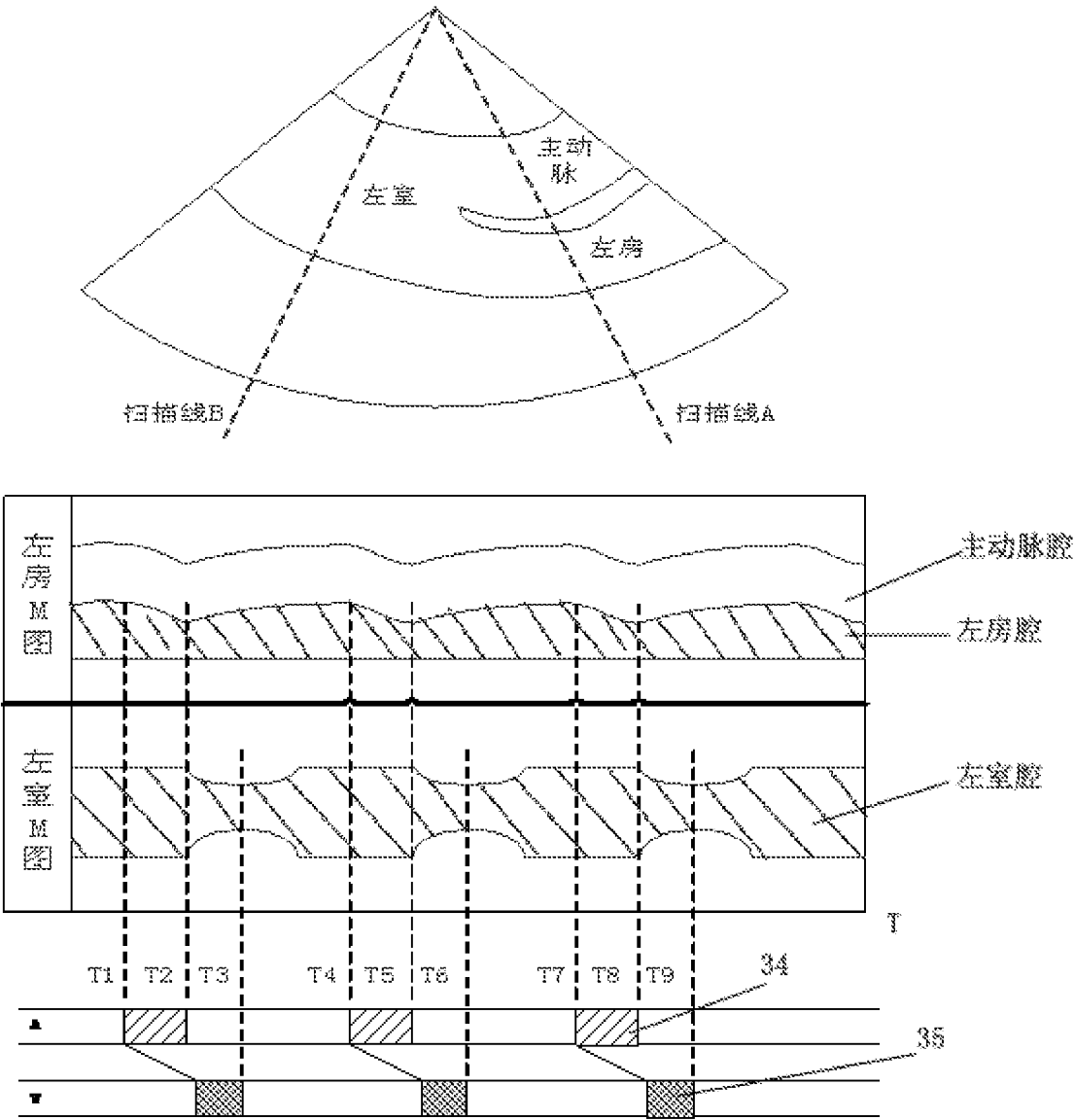


图 5

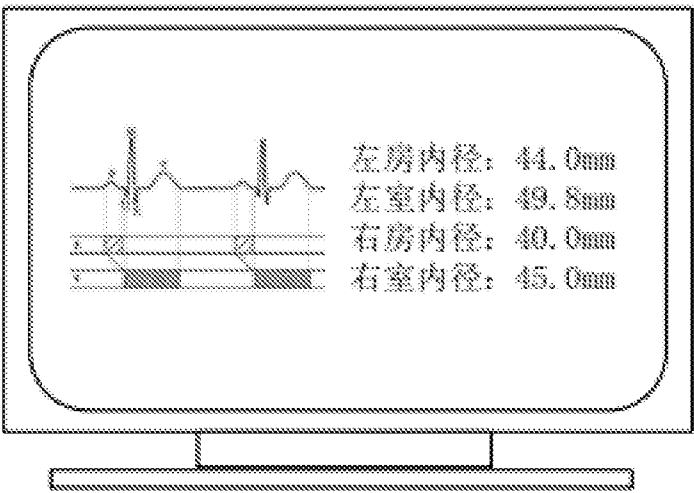


图 6

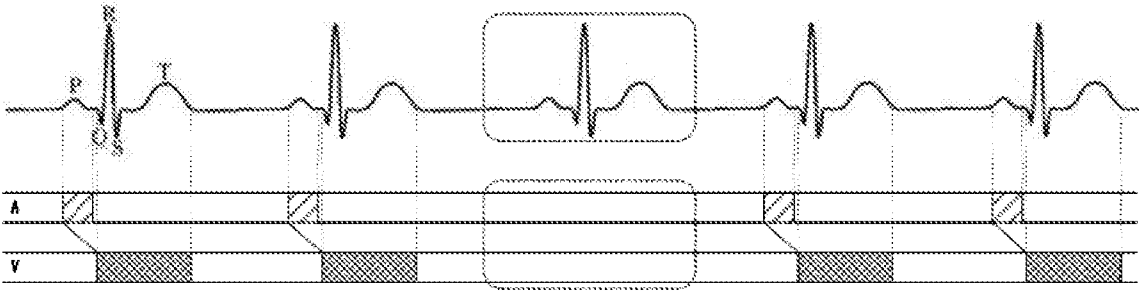


图 7

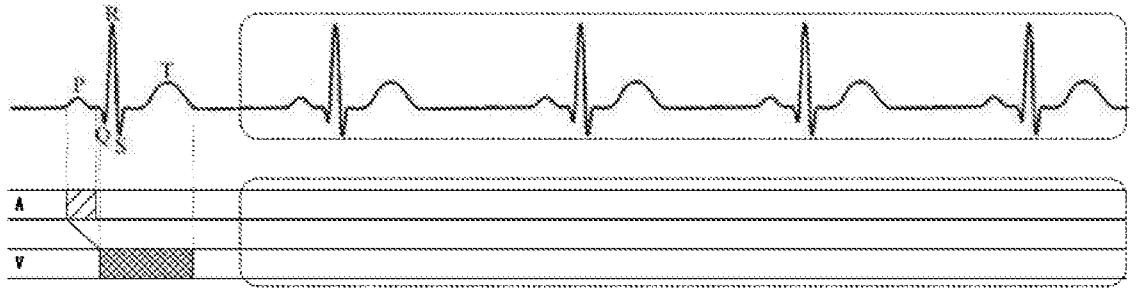


图 8

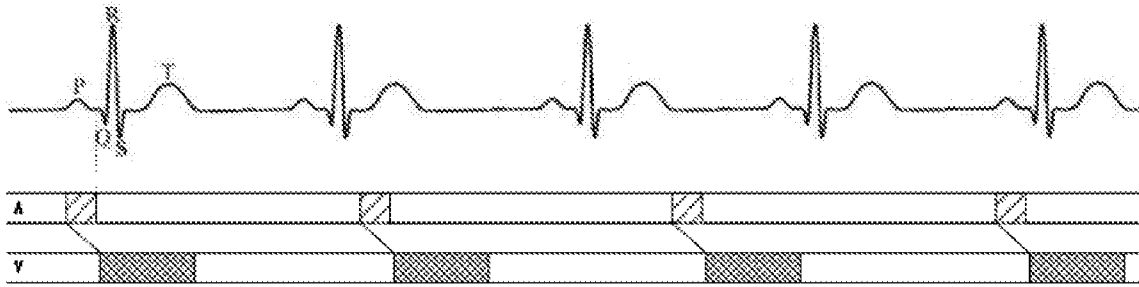


图 9

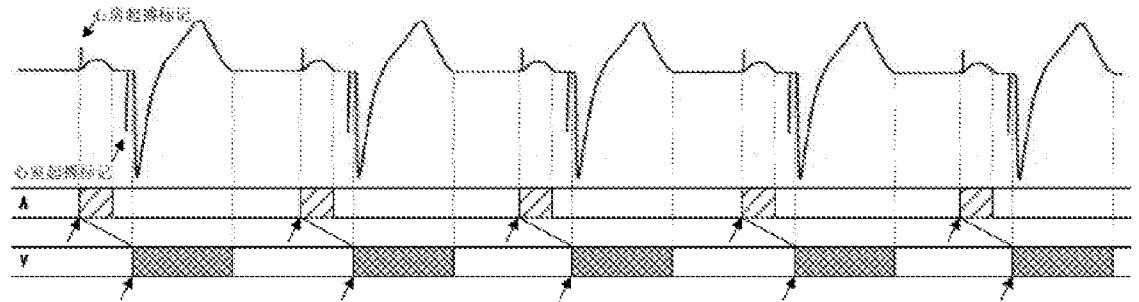


图 10

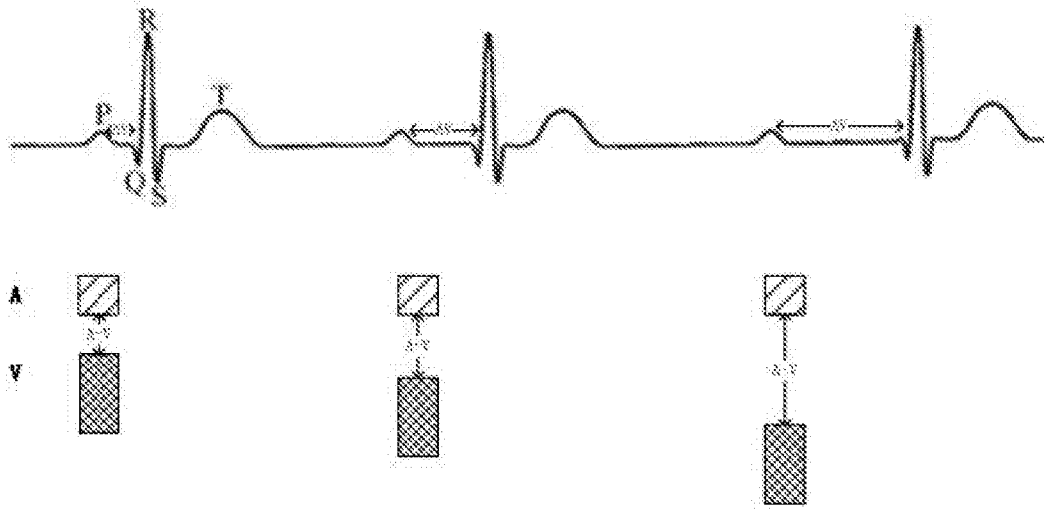


图 11

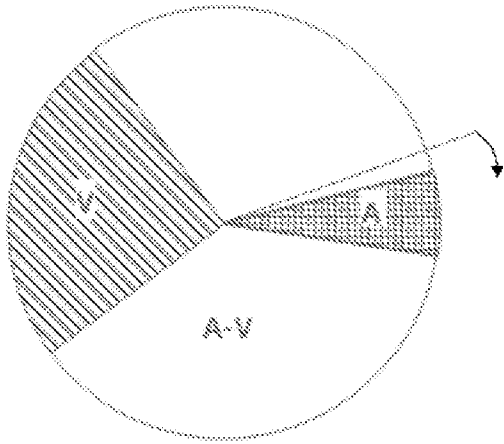


图 12

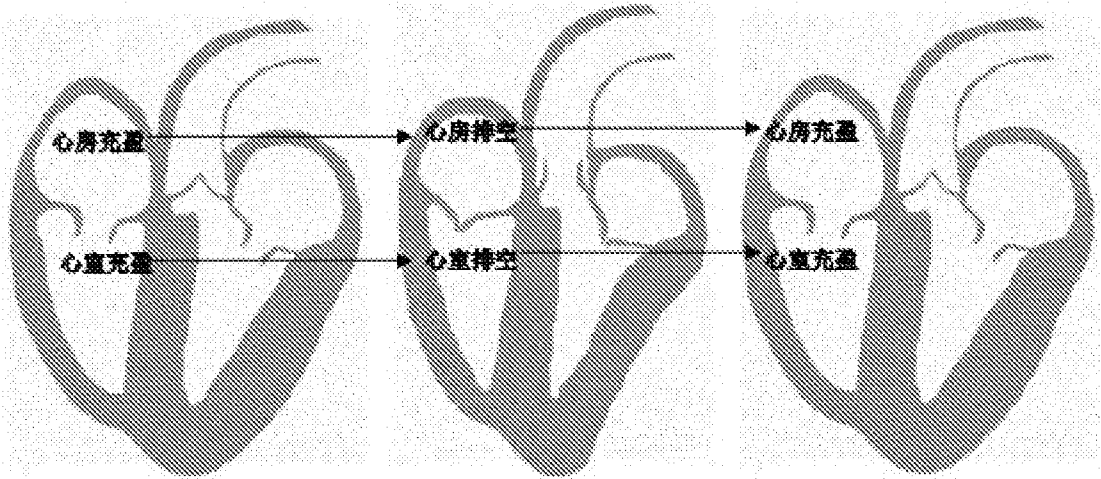


图 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2015/083766

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00 (2006.01) i; A61B 5/0402 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: rhythm, judge, analyze, frequency separation, electrocardiogram, frequency; MINDRAY; synchronize, conduction block, columnar, ECG, shrink, consistent, mechanical stop gamble, match, capture, conjoint analysis, echocardiograph+, supersonic+, heart, cardiogram, electrocardiogram, mode, ultrasonic+, compar+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 1486675 A (TOSHIBA CORPORATION), 07 April 2004 (07.04.2004), claim 26, description, page 7, line 21 to page 8, line 2, page 10, lines 25-26, page 39, lines 10-23 and page 40, lines 20-22, and figures 4-8, 11 and 16	1-3, 5-24
A	CN 103429164 A (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION), 04 December 2013 (04.12.2013), the whole document	1-24
A	CN 102821680 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD.), 12 December 2012 (12.12.2012), the whole document	1-24
A	CN 101147687 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 26 March 2008 (26.03.2008), the whole document	1-24
A	CN 1989910 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 04 July 2007 (04.07.2007), the whole document	1-24
A	JP 03191951 A (TOSHIBA CORP.), 21 August 1991 (21.08.1991), the whole document	1-24

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 21 September 2015 (21.09.2015)	Date of mailing of the international search report 13 April 2016 (13.04.2016)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer CHEN, Fei Telephone No.: (86-10) 82245597

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2015/083766

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003045796 A1 (FRIEDMAN, Z.M.), 06 March 2003 (06.03.2003), the whole document	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2015/083766

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 1486675 A	07 April 2004	US 7175598 B2	13 February 2007
		US 2004044283 A1	04 March 2004
		CN 1269456 C	16 August 2006
		JP 2004073850 A	11 March 2004
		JP 4443863 B	31 March 2010
CN 103429164 A	04 December 2013	CN 103429164 B	22 April 2015
		JP 2013226411 A	07 November 2013
		WO 2013147262 A1	03 October 2013
		US 2015018684 A1	15 January 2015
CN 102821680 A	12 December 2012	US 2013023780 A1	24 January 2013
		EP 2552307 A1	06 February 2013
		WO 2011121493 A1	06 October 2011
CN 101147687 A	26 March 2008	US 8216143 B2	10 July 2012
		JP 2008073282 A	03 April 2008
		JP 4912807 B2	11 April 2012
		US 2008077012 A1	27 March 2008
		CN 101147687 B	11 August 2010
CN 1989910 A	04 July 2007	US 2007167777 A1	19 July 2007
		EP 1804078 A1	04 July 2007
		CN 1989910 B	23 March 2011
		JP 2007175235 A	12 July 2007
		US 7824337 B2	02 November 2010
		JP 4805669 B2	02 November 2011
		EP 1804078 B1	24 February 2010
		DE 602006012436 E	08 April 2010
JP 03191951 A	21 August 1991	None	
US 2003045796 A1	06 March 2003	US 6673018 B2	06 January 2004

A. 主题的分类 A61B 8/00 (2006.01) i; A61B 5/0402 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 节律, 判断, 分析, 超声, 频率分离, 心电图, 频率, 迈瑞, 同步, 心动图, 传导阻滞, 柱状, ECG, 心电图, 比较, 收缩, 一致, 机械停搏, 匹配, 对比, 夺获, 联合分析, echocardiograph+, supersonic+, heart, cardiogram, electrocardiogram, mode, ultrasonic+, compar+		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 1486675 A (株式会社东芝) 2004年 4月 7日 (2004 - 04 - 07) 权利要求26, 说明书第7页第21行至第8页第2行, 第10页25-26行, 第39页第10-23行, 第40页20-22行、图4-8, 11, 16	1-3, 5-24
A	CN 103429164 A (东芝医疗系统株式会社) 2013年 12月 4日 (2013 - 12 - 04) 全文	1-24
A	CN 102821680 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 12月 12日 (2012 - 12 - 12) 全文	1-24
A	CN 101147687 A (株式会社东芝 等) 2008年 3月 26日 (2008 - 03 - 26) 全文	1-24
A	CN 1989910 A (株式会社东芝 等) 2007年 7月 4日 (2007 - 07 - 04) 全文	1-24
A	JP 03191951 A (TOSHIBA CORP.) 1991年 8月 21日 (1991 - 08 - 21) 全文	1-24
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2015年 9月 21日		国际检索报告邮寄日期 2016年 4月 13日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10) 62019451		授权官员 陈飞 电话号码 (86-10) 82245597

C. 相关文件		
类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2003045796 A1 (FRIEDMAN, ZVI M.) 2003年 3月 6日 (2003 - 03 - 06) 全文	1-24

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2015/083766

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	1486675	A	2004年 4月 7日	US	7175598	B2	2007年 2月 13日
				US	2004044283	A1	2004年 3月 4日
				CN	1269456	C	2006年 8月 16日
				JP	2004073850	A	2004年 3月 11日
				JP	4443863	B	2010年 3月 31日
CN	103429164	A	2013年 12月 4日	CN	103429164	B	2015年 4月 22日
				JP	2013226411	A	2013年 11月 7日
				WO	2013147262	A1	2013年 10月 3日
				US	2015018684	A1	2015年 1月 15日
CN	102821680	A	2012年 12月 12日	US	2013023780	A1	2013年 1月 24日
				EP	2552307	A1	2013年 2月 6日
				WO	2011121493	A1	2011年 10月 6日
CN	101147687	A	2008年 3月 26日	US	8216143	B2	2012年 7月 10日
				JP	2008073282	A	2008年 4月 3日
				JP	4912807	B2	2012年 4月 11日
				US	2008077012	A1	2008年 3月 27日
				CN	101147687	B	2010年 8月 11日
CN	1989910	A	2007年 7月 4日	US	2007167777	A1	2007年 7月 19日
				EP	1804078	A1	2007年 7月 4日
				CN	1989910	B	2011年 3月 23日
				JP	2007175235	A	2007年 7月 12日
				US	7824337	B2	2010年 11月 2日
				JP	4805669	B2	2011年 11月 2日
				EP	1804078	B1	2010年 2月 24日
				DE	602006012436	E	2010年 4月 8日
JP	03191951	A	1991年 8月 21日	无			
US	2003045796	A1	2003年 3月 6日	US	6673018	B2	2004年 1月 6日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)