

(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
2015 年 7 月 30 日 (30.07.2015)



(10) 国际公布号
WO 2015/109539 A1

- (51) 国际专利分类号:
G06Q 50/22 (2012.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2014/071403
- (22) 国际申请日: 2014 年 1 月 24 日 (24.01.2014)
- (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 CO., LTD) [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: 刘洋 (LIU, Yang); 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)。 张晓鑫 (ZHANG, Xiaocui); 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)。 韩怡 (HAN, Yi); 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)。 刘硕 (LIU, Shuo); 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)。
- (74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (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, LT, 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,

[见续页]

(54) Title: ULTRASONIC MEDICAL MONITORING DEVICE AND METHOD

(54) 发明名称: 超声监护设备及方法

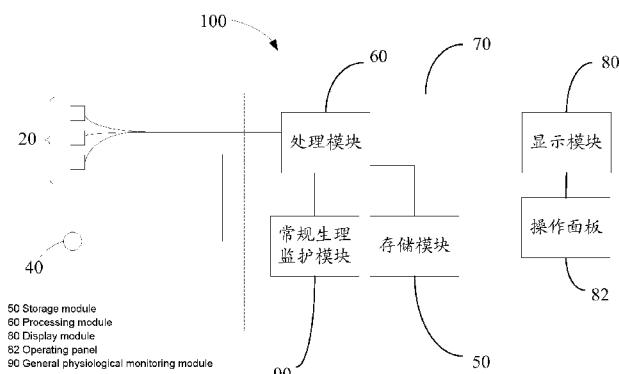


图 1 / Fig. 1

(57) Abstract: Provided in the present invention are an ultrasonic medical monitoring device and method. The ultrasonic medical monitoring device comprises: at least one ultrasonic probe, fitted to the body surface of the subject being tested and used for scanning the tested body surface and acquiring an echo signal; a blood pressure measurement module, used for measuring the blood pressure parameters of the subject being tested; a processing module, used for receiving the echo signal and processing same into blood flow parameters, and, on the basis of the blood flow parameters and blood pressure parameters, calculating mechanical parameters of the myocardium; and a display module, coupled to the processing module and used for displaying the blood pressure parameters, blood flow parameters, and mechanical parameters of the myocardium. The present device and method use ultrasonic wave and blood pressure monitoring technology to simultaneously determine blood flow parameters and blood pressure parameters, and, by means of computer program processing, calculate mechanical parameters of the myocardium such as maximal systolic elastance modulus, have a low level of invasiveness and are suitable for clinical application.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2015/109539 A1



ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

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)。

(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, 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,

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

本发明提供一种超声监护设备及超声监护方法。该超声监护设备包括: 至少一个超声波探头, 贴合在被测对象体表, 用于对被测对象体表进行扫描以获得回波信号; 血压测量模块, 用于测量被测对象的血压参数; 处理模块, 用于接收回波信号, 并将回波信号处理成血流参数, 根据血流参数和血压参数计算得出心肌力学参数; 及显示模块, 耦接于处理模块, 用于显示血压参数、血流参数及心肌力学参数。上述设备和方法利用超声波及血压监测技术, 同步测定血流参数和血压参数, 并通过计算机程序处理计算得出收缩期最大弹性模量等心肌力学参数, 对人体的创伤性较小, 适合临床应用。

说明书

发明名称: 超声监护设备及方法

[1] 【技术领域】

[2] 本发明涉及医疗设备领域，尤其涉及一种多探头同步扫描的超声诊断设备及方法。

[3] 【背景技术】

[4] 心室-外周动脉偶联是把循环系统作为一个整体来考虑，心室和动脉可以看作是一个弹性系统，其作用是相互影响的。心室的舒张和收缩是为了给包括自身在内的内脏和肢体远端供血。由于左心室和主动脉可以看成是相互串联的主动泵和被动泵，主动泵及其受到外周血管树的阻力会表现在动脉波形曲线上。当心室和外周动脉匹配合适、耦合良好的时候脉搏波会出现3个波峰，依次代表左心室、主动脉及主动脉瓣关闭。同时采集心室和外周动脉的容积和/或压力信息时就有可能评估心室收缩和外周动脉耦合的规律。

[5] 在众多的心功能检测指标中，心搏量、射血分数等均受心脏前后负荷和心率的影响，不能特异反映在体心室收缩功能和心肌的收缩力(文中的“在体”与“离体”相对)。大量的资料证明，收缩末期压力-容积关系对评估心脏收缩功能状态有着重要的意义。传统的心导管法测得的最大弹性模量(Maximum Elastance, E_{max})是心室收缩末期压力-容积关系线的斜率，是反映在体心室肌收缩力的特异指标。但因心导管法的创伤性及昂贵的价格，临床很难开展。

[6] 【发明内容】

[7] 基于此，有必要提供一种超声监护设备及超声监护方法，能够创伤性较小地获得心肌力学参数。

[8] 至少一个超声波探头，贴合在被测对象体表，用于对所述被测对象体表进行扫描以获得回波信号；

[9] 血压测量模块，用于测量所述被测对象的血压参数；

[10] 处理模块，用于接收所述回波信号，并将所述回波信号处理成血流参数，根据所述血流参数和所述血压参数计算得出心肌力学参数；及

- [11] 显示模块，耦接于所述处理模块，用于显示所述血压参数、所述血流参数及所述心肌力学参数。
- [12] 在其中一个实施例中，所述血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息。
- [13] 在其中一个实施例中，所述血压信息为收缩压、舒张压及平均动脉压。
- [14] 在其中一个实施例中，所述超声监护设备包括多个超声波探头，所述多个超声波探头贴合在被测对象体表的部位。
- [15] 在其中一个实施例中，所述多个超声波探头分别贴合在被测对象的心室、主动脉和外周动脉上进行同步实时扫描。
- [16] 在其中一个实施例中，所述处理模块用于对所述回波信号进行数字处理获得数字处理环节信号，并根据数字处理环节信号计算获得数值型参数、波形或趋势图，所述数字处理环节信号为射频信号、基带信号、包络信号其中之一。
- [17] 在其中一个实施例中，所述处理模块用于将所述回波信号进行数字处理以获得数字处理环节信号，根据数字处理环节信号及所选择的成像模式获得超声图像，并根据所述超声图像计算获得所述血流参数；所述处理模块所支持的成像模式为如下的至少一种：B型成像模式、M型成像模式、彩色成像模式、脉冲波成像模式、弹性成像模式、3D成像模式及4D成像模式。
- [18] 在其中一个实施例中，所述血流参数包括如下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。
- [19] 在其中一个实施例中，所述处理模块用于根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。
- [20] 在其中一个实施例中，所述处理模块用于根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。
- [21] 在其中一个实施例中，所述心肌力学参数包括以下中的至少一种：主动脉瓣关闭到外周动脉ABP波形上升支起始点时间、用心室的SV变异度加权主动脉波形变异度、M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、左室收缩末期压力-容积关系

线外延在X轴截距及收缩期最大弹性模量。

- [22] 在其中一个实施例中，所述收缩期最大弹性模量通过以下公式计算得到： $E_{max} = P_{es} / (V_{es} - V_{op})$ ，其中 E_{max} 为收缩期最大弹性模量； P_{es} 为收缩末期左室压； V_{es} 为左室收缩末期容积； V_{op} 为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。
- [23] 在其中一个实施例中，超声监护设备还包括：用于接收触发信号的操作面板；所述显示模块用于显示多个显示窗口，所述多个显示窗口用于在所述操作面板的触发下对显示的数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。
- [24] 在其中一个实施例中，所述血压测量模块为以下中的至少一种：袖带式血压计、指套式血压计、动脉置管及静脉置管。
- [25] 在其中一个实施例中，超声监护设备还包括存储模块，用于存储所述血压参数和血流参数。
- [26] 一种超声监护方法，其在上述的超声监护设备上实现，所述方法包括如下步骤：
- [27] 通过所述超声波探头对所述被测对象体表的进行扫描以获得回波信号；
- [28] 通过所述血压测量模块测量被测对象的血压参数；
- [29] 通过所述处理模块接收所述回波信号，并将所述回波信号处理成血流参数；并根据所述血流参数和所述血压参数计算得出心肌力学参数；及
- [30] 通过所述显示模块显示所述血压参数、所述血流参数及所述心肌力学参数。
- [31] 在其中一个实施例中，所述血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息。
- [32] 在其中一个实施例中，所述血压信息为收缩压、舒张压及平均动脉压。
- [33] 在其中一个实施例中，所述超声监护设备包括多个超声波探头，所述多个超声波探头贴合在被测对象体表的不同部位。
- [34] 在其中一个实施例中，所述多个超声波探头分别贴合在被测对象的心室、主动脉和外周动脉上进行同步实时扫描。
- [35] 在其中一个实施例中，所述处理模块对所述回波信号进行处理的步骤为：对所述回波信号进行数字处理获得数字处理环节信号，并根据数字处理环节信号计算获得数值型参数、波形或趋势图，所述数字处理环节信号为射频信号、基带

信号、包络信号其中之一。

- [36] 在其中一个实施例中，所述处理模块对所述回波信号进行处理的步骤为：对所述回波信号进行数字处理以获得数字处理环节信号，根据数字处理环节信号及所选择的成像模式获得超声图像，并根据所述超声图像计算获得所述血流参数；所述处理模块所支持的成像模式为如下的至少一种：B型成像模式、M型成像模式、彩色成像模式、脉冲波成像模式、弹性成像模式、3D成像模式及4D成像模式。
- [37] 在其中一个实施例中，所述血流参数包括如下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。
- [38] 在其中一个实施例中，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。
- [39] 在其中一个实施例中，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。
- [40] 在其中一个实施例中，所述心肌力学参数包括以下中的至少一种：主动脉瓣关闭到外周动脉ABP波形上升支起始点时间、用心室的SV变异度加权主动脉波形变异度、M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距及收缩期最大弹性模量。
- [41] 在其中一个实施例中，所述收缩期最大弹性模量通过以下公式计算得到： $E_{max} = P_{es} / (V_{es} - V_{op})$ ，其中 E_{max} 为收缩期最大弹性模量； P_{es} 为收缩末期左室压； V_{es} 为左室收缩末期容积； V_{op} 为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。
- [42] 在其中一个实施例中，所述显示模块用于显示多个显示窗口，所述多个显示窗口用于在所述操作面板的触发下对显示的数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。
- [43] 在其中一个实施例中，所述血压测量模块为以下中的至少一种：袖带式血压计

、指套式血压计、动脉置管及静脉置管。

[44] 在其中一个实施例中，超声监护方法还包括通过存储模块存储所述血压参数和血流参数。

[45] 相对传统的心导管法，上述设备和方法利用超声波及血压同步监测技术，测定血流参数和血压参数，并通过计算机程序处理计算得出收缩期最大弹性模量等心肌力学参数，对人体的创伤性较小，适合临床应用。

[46] 【附图说明】

[47] 通过附图中所示的本发明的优选实施例的更具体说明，本发明的上述及其它目的、特征和优势将变得更加清晰。在全部附图中相同的附图标记指示相同的部分，且并未刻意按实际尺寸等比例缩放绘制附图，重点在于示出本发明的主旨。

[48] 图1为一实施方式的超声监护设备的功能模块示意图；

[49] 图2为血压波形曲线的示意图；

[50] 图3为一实施方式的超声监护方法的流程图。

[51] 【具体实施方式】

[52] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施，本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进，因此本发明不受下面公开的具体实施的限制。

[53] 请参阅图1，一实施例的超声监护设备100包括至少一个超声波探头20、血压测量模块40、处理模块60及显示模块80。

[54] 超声波探头20的数量可以为一个或多个。在一个实施例中，多个超声波探头20可以通过多种方式附着在被测对象（例如人体）体表的部位，向体组织发送超声波。该超声波被血管反射或散射，一部分返回到超声波探头20内作为回波被接收，由此可以对多个不同部位的切面实现长时间、稳定的连续超声扫描监测。使用者（例如医生）可以自由调节超声波探头20的固定位置，例如心室、主动脉及外周动脉等，以对被测对象的固定位置处的同一切面进行扫描，从

而使得探头可以以任意角度扫描人体，如此可以使获得的超声图像更加准确。
多个超声波探头20然后将扫描得到回波信号传送给处理模块60。

[55] 血压测量模块40主要用于测量被测对象的血压参数，并将该参数发送给处理模块60。测量方法可以为无创法及有创法测量。血压测量模块40可以为以下中的至少一种：袖带式血压计、指套式血压计、动脉置管及静脉置管，其通过导线与处理模块60相连。在其他实施例中，血压测量模块40也可作为各种原理的压力传感器或者其他形式的压力测量模块，包括间接测量法和直接测量法所采用的各种相应模块，包括但不限于容积补偿法、脉搏波速测定法等，还可以是超声血压测量模块，在此不进行详细说明。测量得到的血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息，例如平均动脉压、舒张压、收缩压及血压波形曲线等。请参阅图2，其为典型的血压波形曲线。其中，a表示压力上升速度，其与心肌收缩力有关；b表示脉搏压曲线下面积，表征每搏输出量；c表示收缩期，表征心肌氧耗时间；d表示舒张期，表征心肌氧供时间。在处理模块60的控制下，血压测量模块40可以与多个超声波探头20进行同步监测扫描。

[56] 处理模块60可以被集成到一个监护主机70中，用于对获得的回波信号进行处理得到血流参数。在一个实施例中，处理模块60对被测对象的回波信号进行处理可以具体为：根据回波信号进行计算，获得数值型参数、波形或趋势图，所述数值型参数即为血流动力学参数及心动参数等生理参数信息。在另一个实施例中，处理模块60对被测对象的回波信号进行处理可以具体为：对回波信号进行数字处理以生成数字处理环节信号，并可选择性的进一步生成所选或者所支持成像模式的超声图像，然后根据所支持的成像模式获得的超声图像进行自动计算分析，获得数值型参数、波形或趋势图；所述数字处理环节信号为如下的至少一种：射频信号、基带信号、包络信号；处理模块60所支持的成像模式为如下的至少一种：B型（Brightness，辉度）成像模式、M型（Motion，一维空间多点运动时序图）成像模式、彩色成像模式、脉冲波（PW）成像模式、弹性成像模式、3D（三维）成像模式及4D（四维）成像模式。

[57] 经处理模块60处理获得的血流参数可以包括血流动力学参数及心动参数等。例如，可以包括以下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者

M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。基于上述血流参数，在一个实施例中，处理模块60还可以计算得到如下参数中的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。在一个实施例中，处理模块60还可以计算得到如下参数中的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。

[58] 本实施例中，处理模块60还可以根据上述血流参数和从血压测量模块40得到的血压参数计算得出以下心肌力学参数中的至少一种：

[59] (1) 主动脉瓣关闭到外周动脉血压 (Arterial Blood Pressure, ABP) 波形上升支起始点时间。主动脉瓣关闭时间点可以通过超声M图像获得，ABP上升支起始时间可以通过血压测量模块40得到，两者做差值即可得到。

[60] (2) 用心室的每搏输出量 (Stroke Volume, SV) 变异度加权主动脉波形变异度。每搏输出量变异度，简称SV变异度 (SVV)，可通过如下公式计算得到： $SVV = (SV_{max} - SV_{min}) / SV_{mean}$ ，即最高的每搏输出量 SV_{max} 与最低的每搏输出量 SV_{min} 的差值再与每搏输出量平均值 SV_{mean} 相比。主动脉波形变异度可参考脉压变异率 (pulse pressure variation, PPV)，并通过如下公式计算得到： $PPV = (PP_{max} - PP_{min}) / PP_{mean}$ ，其中最大脉压 PP_{max} 及最小脉压 PP_{min} 均可以通过血压测量模块40测得。加权方式可以为比值、相关系数、函数图像等等，其可由实际临床经验来确定。

[61] (3) M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率。M曲线上升速度由超声M图获得：(舒张末期容积-收缩末期容积)/舒张时间；ABP上升斜率由血压测量模块40获得，如图2中a线所示。此处及文中其他段落所述的“回归”是指两个变量间依存变化的近似的数量关系。

[62] (4) 主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率。主动脉前向血流速度由主动脉前向多普勒血流信号计算得到；上升支斜率同(3)所述。

[63] (5) 左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距 (Vop)。Vop是左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距，即应力等于0时的左室收缩末期容积，其可以根据压力-容积多组数据外延或经计算机程序化处理后求出。实践中，用袖

带血压和左心导管直测左室压可以获得左室收缩末期压和收缩末期压力-容积关系。结果显示,收缩末期左室压(Pes)与平均动脉血压(Bp)相关性良好($r=0.82$)。用Bp代替左室收缩末期压求得的左室收缩末期压力-容积关系线(end-systolic pressure-volume relation, ESPVR)与创伤直测压计算的ESPVR相比,相关性更好($r=0.99$),因此,可以用平均动脉血压代替收缩末期左室压来评估左室收缩末期压力-容积关系线。收缩末期左室压(Pes)可以通过如下方式计算: $Pes=(Pps-Pd)/3+Pd$, 其中, Pps为收缩压, Pd为舒张压, 均可以通过血压测量模块40获得。

- [64] (6) 收缩期最大弹性模量(E_{max})。E_{max}是把左室看成后壁空腔的椭圆弹性体, 根据心肌力学原理: $E_{max}=Pes/(Ves-Vop)$ 求得。其中Pes为收缩末期左室压; Ves为左室收缩末期容积; Vop为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。E_{max}是反映心室收缩力的敏感指标, 且不受负荷因素影响。
- [65] 显示模块80耦接于处理模块60, 用于显示上述血压参数、血流参数及上述经计算得到的参数。具体的, 显示模块80具有: 1) 图像显示模式, 用于显示2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号; 2D或者M型外周动脉运动曲线; 外周动脉的多普勒血流信号(用户自选); 2) 参数显示模式, 用于显示多部位血流参数及波形、血压数值及波形、心室直径、M型曲线上升速度和加速度数值及趋势图、收缩期最大弹性模量E_{max}; 3) 显示外周动脉压力-心室容积图(收缩期); 4) 同时显示左心室、主动脉、外周动脉、末梢血管的血流状态。其中左心室、主动脉、外周动脉可通过2D超声(即B型)、M超、超声多普勒甚至3D的方式来表示; 末梢血管可通过超高频线阵来实现2D、M或者多普勒的显示方式, 也可通过血氧模块实现血氧饱和度(SPO₂)的显示。显示哪些部位, 各部位采用何种表现方式, 均可由使用者自由选择。由此可以对左室-主动脉-外周动脉-末梢循环这个完整的循环系统提供一个同步的、耦合的表现机制。
- [66] 在一个实施例中, 超声监护设备100还包括用于接收触发信号的操作面板82。显示模块80能够显示多个显示窗口, 所述多个显示窗口用于在操作面板82的触发下对显示的数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。所提到的“触发”可以通

过采用物理操作键或集成在显示模块80的显示屏上的触控按钮来实现，即通过触动操作键或选择一个对应的触控按钮，使显示模块80的显示屏显示超声图像等不同信息，以利医生进行查看。

[67] 在一个实施例中，超声监护设备100还包括存储模块50，用于存储上述血压参数、血流参数和其他参数，供医生等随时提取调阅。

[68] 在一个实施例中，超声监护设备100还可以包括常规生理监护模块90，用于监测常规生理参数。所述常规生理参数包括诸如：ECG参数（心电监护参数）、血氧饱和度参数及呼吸等。具体地，常规生理监护模块90为集成有监测上述至少一种参数的功能模块，具体例如集成有ECG监护的功能、监护血氧饱和度参数功能及监护呼吸功能等的模块。常规生理监护模块90与处理模块60耦合，并能将监测得到的常规监护生理参数显示在显示模块80的窗口中。

[69] 可以理解，多个超声波探头20、血压测量模块40及常规生理监护模块90也为相互独立的可拆卸的模块，其均与监护主机70实现插拨连接。可以在监护主机70上相应位置上预留有相对应的插拨接口，当需要使用某个/某些监测模块时，只需将相应的测量模块插接到该监护主机上即可，这样可以方便医生灵活选用。

[70] 相对传统的心导管法，上述设备利用超声波及血压同步监测技术，测定血流参数和血压参数，并通过计算机程序处理计算得出收缩期最大弹性模量等心肌力学参数，对人体的创伤性较小，可做相对长时间内的连续监测，适合临床应用。

[71] 请参阅图3，一实施方式的超声监护方法，可以在如前所述的超声监护设备中实现，其包括如下步骤：

[72] S310，通过所述超声波探头对所述被测对象体表的进行扫描以获得回波信号。

[73] 在一个实施例中，多个超声波探头可以通过多种方式附着在被测对象（例如人体）体表的不同部位，由此可以对多个不同部位的切面实现长时间、稳定的连续超声扫描监测。

[74] 在一个实施例中，所述多个超声波探头分别贴合在被测对象的心室、主动脉和外周动脉上进行同步实时扫描。

[75] S320，通过所述血压测量模块测量被测对象的血压参数。

- [76] 在一个实施例中，所述血压测量模块为以下中的至少一种：袖带式血压计、指套式血压计、动脉置管及静脉置管。
- [77] 在一个实施例中，所述血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息。
- [78] 在一个实施例中，所述血压信息为收缩压、舒张压及平均动脉压。
- [79] S330，通过所述处理模块接收所述回波信号，并将所述回波信号处理成血流参数；并根据所述血流参数和所述血压参数计算得出心肌力学参数。
- [80] 在一个实施例中，所述处理模块对所述回波信号进行的处理为：对所述回波信号进行数字处理获得数字处理环节信号，并根据数字处理环节信号计算获得数值型参数、波形或趋势图，所述数字处理环节信号为射频信号、基带信号、包络信号其中之一。
- [81] 在另一个实施例中，所述处理模块对所述回波信号进行的处理为：将所述回波信号进行数字处理以获得数字处理环节信号，根据数字处理环节信号及所选择的成像模式获得超声图像，并根据所述超声图像计算获得所述血流参数；所述处理模块所支持的成像模式为如下的至少一种：B型成像模式、M型成像模式、彩色成像模式、脉冲波成像模式、弹性成像模式、3D成像模式及4D成像模式。
- [82] 在一个实施例中，所述血流参数包括如下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。
- [83] 在一个实施例中，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。
- [84] 在一个实施例中，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。
- [85] 在一个实施例中，所述心肌力学参数包括以下中的至少一种：主动脉瓣关闭到外周动脉ABP波形上升支起始点时间、用心室的SV变异度加权主动脉波形变异度、M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距及收缩期最大弹性模量。

- [86] 在一个实施例中，所述收缩期最大弹性模量通过以下公式计算得到： $E_{\max} = P_{es} / (V_{es} - V_{op})$ ，其中 $E_{\max}$ 为收缩期最大弹性模量； P_{es} 为收缩末期左室压； V_{es} 为左室收缩末期容积； V_{op} 为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。
- [87] S340，通过所述显示模块显示所述血压参数、所述血流参数及所述心肌力学参数。
- [88] 在一个实施例中，所述显示模块用于显示多个显示窗口，所述多个显示窗口用于在所述操作面板的触发下对显示的数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。
- [89] 在一个实施例中，所述超声监护方法还包括通过所述存储模块存储所述血压参数和血流参数。
- [90] 可以理解的是，本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法的实施例的流程。其中，所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体（Read-Only Memory, ROM）或随机存储记忆体（Random Access Memory, RAM）等。本文所称的耦接，包括可以传递信号/能量的各种接触式和非接触式连接方式。本文虽然定义了超声监护设备，但可以理解的是，也可以通过将超声波探头和血压测量模块一同集成到其他医疗设备或系统中，比如将超声波探头和血压测量模块集成到CT、MRI设备中。
- [91] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种超声监护设备，其特征在于，包括：
- 至少一个超声波探头，贴合在被测对象体表，用于对所述被测对象体表进行扫描以获得回波信号；
- 血压测量模块，用于测量所述被测对象的血压参数；
- 处理模块，用于接收所述回波信号，并将所述回波信号处理成血流参数，根据所述血流参数和所述血压参数计算得出心肌力学参数；及
- 显示模块，耦接于所述处理模块，用于显示所述血压参数、所述血流参数及所述心肌力学参数。
- [权利要求 2] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，所述血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息。
- [权利要求 3] 根据权利要求2所述的超声监护设备，其特征在于，所述血压信息为收缩压、舒张压及平均动脉压。
- [权利要求 4] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，所述超声监护设备包括多个超声波探头，所述多个超声波探头贴合在被测对象体表的部位。
- [权利要求 5] 根据权利要求4所述的超声监护设备，其特征在于，所述多个超声波探头分别贴合在被测对象的心室、主动脉和外周动脉上进行同步实时扫描。
- [权利要求 6] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，所述处理模块用于对所述回波信号进行数字处理获得数字处理环节信号，并根据数字处理环节信号计算获得数值型参数、波形或趋势图，所述数字处理环节信号为射频信号、基带信号、包络信号其中之一。
- [权利要求 7] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，所述处理模块用于对所述回波信号进行数字处理以获得数字处理环节信号，根据数字处理环节信号及所选择的成像模式获得超声图像，并根据所述超声图像计算获得所述血流参数；所述处理模块所支持的成

像模式为如下的至少一种：B型成像模式、M型成像模式、彩色成像模式、脉冲波成像模式、弹性成像模式、3D成像模式及4D成像模式。

[权利要求 8] 根据权利要求7所述的超声监护设备，其特征在于，所述血流参数包括如下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。

[权利要求 9] 根据权利要求8所述的超声监护设备，其特征在于，所述处理模块用于根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。

[权利要求 10] 根据权利要求8所述的超声监护设备，其特征在于，所述处理模块用于根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。

[权利要求 11] 根据权利要求9所述的超声监护设备，其特征在于，所述心肌力学参数包括以下中的至少一种：主动脉瓣关闭到外周动脉ABP波形上升支起始点时间、用心室的SV变异度加权主动脉波形变异度、M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距及收缩期最大弹性模量。

[权利要求 12] 根据权利要求11所述的超声监护设备，其特征在于，所述收缩期最大弹性模量通过以下公式计算得到： $E_{max} = P_{es} / (V_{es} - V_{op})$ ，其中 E_{max} 为收缩期最大弹性模量； P_{es} 为收缩末期左室压； V_{es} 为左室收缩末期容积； V_{op} 为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。

[权利要求 13] 根据权利要求6所述的超声监护设备，其特征在于，还包括：用于接收触发信号的操作面板；所述显示模块用于显示多个显示窗口，所述多个显示窗口用于在所述操作面板的触发下对显示的

数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。

[权利要求 14] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，所述血压测量模块为以下中的至少一种：袖带式血压计、指套式血压计、动脉置管及静脉置管。

[权利要求 15] 根据权利要求1所述的超声监护设备，其特征在于，还包括存储模块，用于存储所述血压参数和血流参数。

[权利要求 16] 一种超声监护方法，其在如权利要求1至权利要求15任一项所述的超声监护设备上实现，所述方法包括如下步骤：

通过所述超声波探头对所述被测对象体表的进行扫描以获得回波信号；

通过所述血压测量模块测量所述被测对象的血压参数；

通过所述处理模块接收所述回波信号，并将所述回波信号处理成血流参数；并根据所述血流参数和所述血压参数计算得出心肌力学参数；及

通过所述显示模块显示所述血压参数、所述血流参数及所述心肌力学参数。

[权利要求 17] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述血压参数包括外周动脉脉搏波信息及血压信息。

[权利要求 18] 根据权利要求17所述的方法，其特征在于，所述血压信息为收缩压、舒张压及平均动脉压。

[权利要求 19] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述超声监护设备包括多个超声波探头，所述多个超声波探头贴合在被测对象体表的不同部位。

[权利要求 20] 根据权利要求19所述的方法，其特征在于，所述多个超声波探头分别贴合在被测对象的心室、主动脉和外周动脉上进行同步实时扫描。

[权利要求 21] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述处理模块对所述回波信号进行处理的步骤为：对所述回波信号进行数字处理获得

数字处理环节信号，并根据数字处理环节信号计算获得数值型参数、波形或趋势图，所述数字处理环节信号为射频信号、基带信号、包络信号其中之一。

[权利要求 22] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述处理模块对所述回波信号进行处理的步骤为：对所述回波信号进行数字处理以获得数字处理环节信号，根据数字处理环节信号及所选择的成像模式获得超声图像，并根据所述超声图像计算获得所述血流参数；所述处理模块所支持的成像模式为如下的至少一种：B型成像模式、M型成像模式、彩色成像模式、脉冲波成像模式、弹性成像模式、3D成像模式及4D成像模式。

[权利要求 23] 根据权利要求22所述的方法，其特征在于，所述血流参数包括如下的至少一种：2D心室运动曲线、M型心室运动曲线、2D或者M型主动脉运动曲线、主动脉前向多普勒血流信号、2D或者M型外周动脉运动曲线及外周动脉的多普勒血流信号。

[权利要求 24] 根据权利要求23所述的方法，其特征在于，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心脏射血分数、左室内短轴缩短率、每搏输出量、心排血量、心脏指数、左室舒张末期容积及左室收缩末期容积。

[权利要求 25] 根据权利要求23所述的方法，其特征在于，所述处理模块还根据所述血流参数计算得到如下的至少一种：心室直径、心室容积、M型曲线上升速度和加速度。

[权利要求 26] 根据权利要求24所述的方法，其特征在于，所述心肌力学参数包括以下中的至少一种：主动脉瓣关闭到外周动脉ABP波形上升支起始点时间、用心室的SV变异度加权主动脉波形变异度、M型曲线中的上升速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、主动脉前向血流速度回归ABP波形曲线中的上升支的斜率、左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距及收缩期最大弹性模量。

[权利要求 27] 根据权利要求26所述的方法，其特征在于，所述收缩期最大弹性

模量通过以下公式计算得到： $E_{\max} = P_{es} / (V_{es} - V_{op})$ ，其中 $E_{\max}$ 为收缩期最大弹性模量； P_{es} 为收缩末期左室压； V_{es} 为左室收缩末期容积； V_{op} 为左室收缩末期压力-容积关系线外延在X轴截距。

[权利要求 28] 根据权利要求21所述的方法，其特征在于，所述显示模块用于显示多个显示窗口，所述多个显示窗口用于在所述操作面板的触发下对显示的数值型参数、波形和趋势图之间进行切换。

[权利要求 29] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，所述血压测量模块为以下中的至少一种：袖带式血压计、指套式血压计、动脉置管及静脉置管。

[权利要求 30] 根据权利要求16所述的方法，其特征在于，还包括通过所述存储模块存储所述血压参数和血流参数。

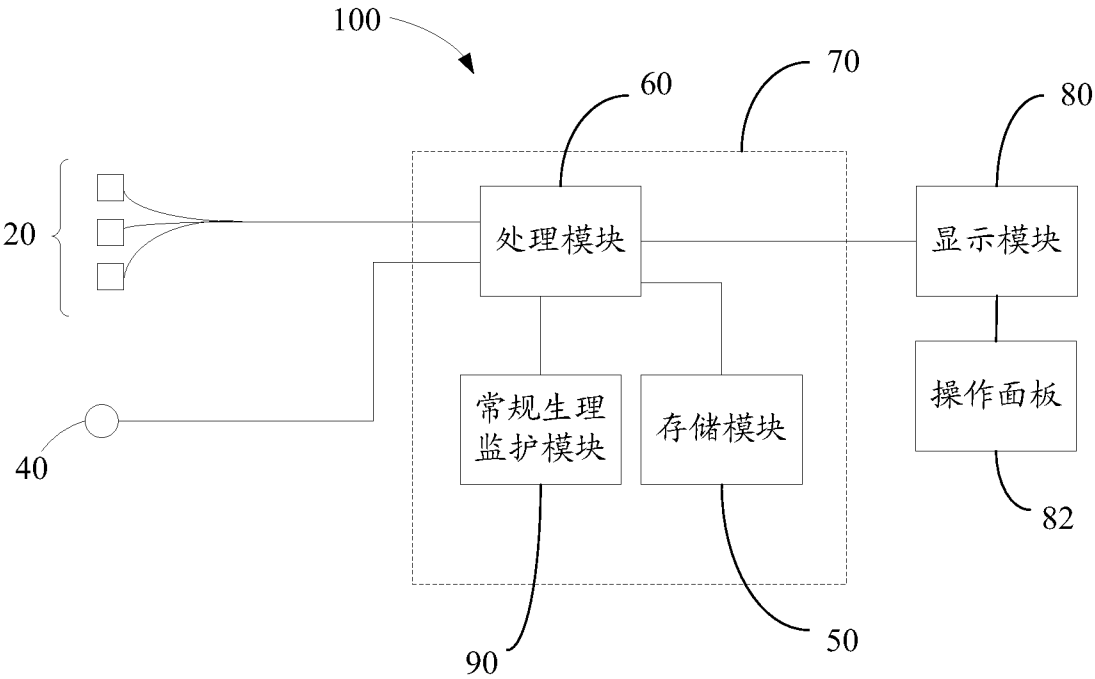


图 1

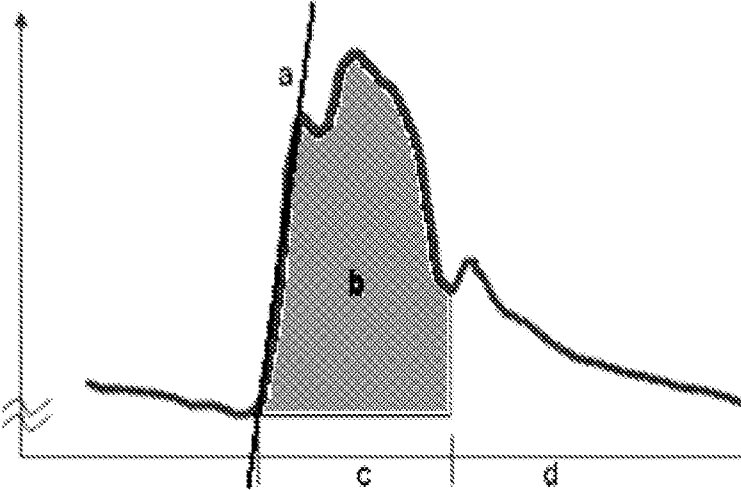


图 2

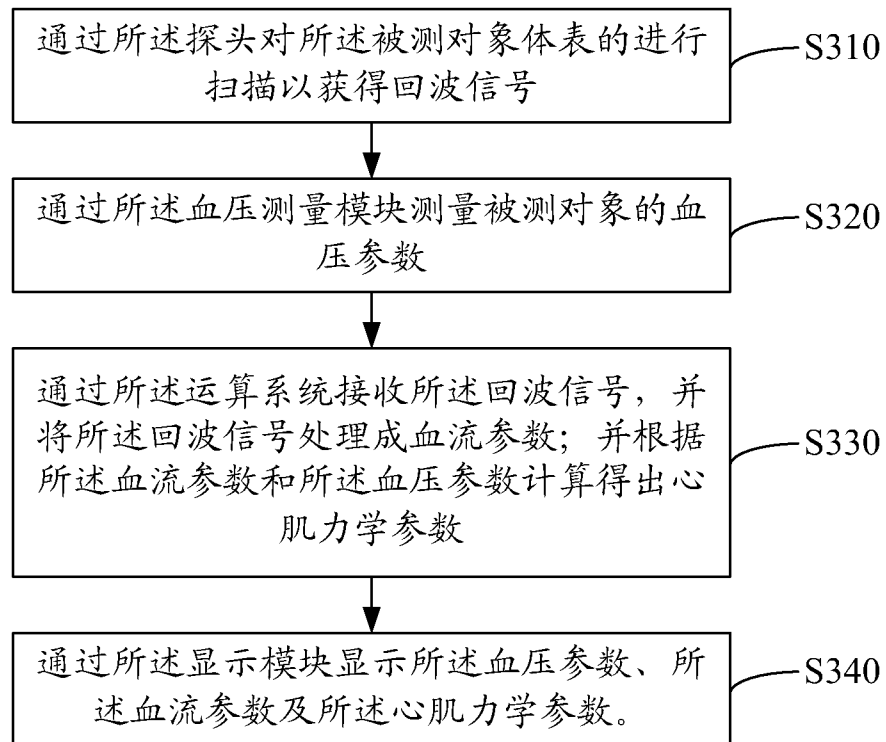


图 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2014/071403**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

G06Q 50/22 (2012.01) 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)

G06Q

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)

CNABS; VEN: blood flow, ultrasound, blood pressure, pressure, parameter, wave, blood, display, flow

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101365387 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD.), 11 February 2009 (11.02.2009), description, page 4, line 12 to page 12, line 31	1-30
A	CN 101031242 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD. et al.), 05 September 2007 (05.09.2007), the whole document	1-30
A	CN 102753101 A (HITACHI MEDICAL CORPORATION), 24 October 2012 (24.10.2012), the whole document	1-30

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“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)

“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

“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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 September 2014 (18.09.2014)

Date of mailing of the international search report

10 October 2014 (10.10.2014)

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

YANG, JieTelephone No.: (86-10) **62411825**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2014/071403

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101365387 A	11 February 2009	WO 2007057825 A3	18 October 2007
		JP 2009515631 A	16 April 2009
		US 2010022886 A1	28 January 2010
		EP 1951126 A2	06 August 2008
		RU 2008123883 A	27 December 2009
CN 101031242 A	05 September 2007	WO 2007057825 A2	24 May 2007
		EP 1796546 A1	20 June 2007
		CN 100581483 C	20 January 2010
		WO 2006035380 A1	06 April 2006
		JP 2008514263 A	08 May 2008
CN 102753101 A	24 October 2012	US 2008077010 A1	27 March 2008
		EP 2537469 A4	20 November 2013
		EP 2537469 A1	26 December 2012
		US 2012296209 A1	22 November 2012
		WO 2011102221 A1	25 August 2011
		JP 5386631 B2	15 January 2014

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2014/071403

A. 主题的分类

G06Q 50/22(2012.01) 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)

G06Q

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))

CNABS;VEN:血流, 超声, 波, 血压, PRESSURE, PARAMETER, WAVE, BLOOD, DISPLAY, FLOW

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 101365387 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2009年 2月 11日 (2009 - 02 - 11) 说明书第4页第12行至第12页第31行	1-30
A	CN 101031242 A (皇家飞利浦电子股份有限公司等) 2007年 9月 05日 (2007 - 09 - 05) 全文	1-30
A	CN 102753101 A (株式会社日立医疗器械) 2012年 10月 24日 (2012 - 10 - 24) 全文	1-30

☐ 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

2014年 9月 18日

国际检索报告邮寄日期

2014年 10月 10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)
北京市海淀区蓟门桥西土城路6号
100088 中国

传真号 (86-10)62019451

授权官员

杨洁

电话号码 (86-10)62411825

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2014/071403

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	101365387	A	2009年 2月 11日	WO	2007057825	A3	2007年 10月 18日
				JP	2009515631	A	2009年 4月 16日
				US	2010022886	A1	2010年 1月 28日
				EP	1951126	A2	2008年 8月 06日
				RU	2008123883	A	2009年 12月 27日
				WO	2007057825	A2	2007年 5月 24日
CN	101031242	A	2007年 9月 05日	EP	1796546	A1	2007年 6月 20日
				CN	100581483	C	2010年 1月 20日
				WO	2006035380	A1	2006年 4月 06日
				JP	2008514263	A	2008年 5月 08日
				US	2008077010	A1	2008年 3月 27日
CN	102753101	A	2012年 10月 24日	EP	2537469	A4	2013年 11月 20日
				EP	2537469	A1	2012年 12月 26日
				US	2012296209	A1	2012年 11月 22日
				WO	2011102221	A1	2011年 8月 25日
				JP	5386631	B2	2014年 1月 15日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)