

(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
2018 年 8 月 23 日 (23.08.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/149355 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/024 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2018/075731

(22) 国际申请日: 2018 年 2 月 8 日 (08.02.2018)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201710083167.2 2017年2月16日 (16.02.2017) CN

(72) 发明人: 及

(71) 申请人: 刘 炯 (LIU, Jiong) [CN/CN]; 中国北京市丰台区万源南里 43 栋 4 单元 101 号, Beijing 100076 (CN)。

(72) 发明人: 李畅玥 (LI, Changyue); 中国北京市丰台区万源南里 43 栋 4 单元 101 号, Beijing 100076 (CN)。
左佑 (ZUO, You); 中国北京市丰台区万源南里 43 栋 4 单元 101 号, Beijing 100076 (CN)。

(74) 代理人: 北京纪凯知识产权代理有限公司 (JEEKAI & PARTNERS); 中国北京市丰台区广安路 9 号 5 号楼 15A 层, Beijing 100055 (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

(54) Title: DEVICE FOR DETECTING FOETAL HEART

(54) 发明名称: 一种胎心检测设备

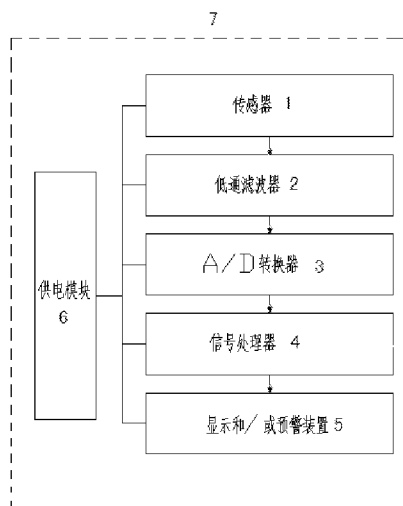


图 1

- 1 SENSOR
- 2 LOW-PASS FILTER
- 3 CONVERTER
- 4 SIGNAL PROCESSOR
- 5 DISPLAY AND/OR WARNING DEVICE
- 6 POWER SUPPLY MODULE

(57) Abstract: Disclosed is a device for detecting a foetal heart, comprising: a signal acquisition device for acquiring a synthetic pulse signal from a maternal body, wherein the synthetic pulse signal includes a maternal pulse signal and a foetal pulse signal; a signal processor (4) for separating the synthetic pulse signal to obtain foetal heart rate data; a display and/or warning device (5) for displaying and/or warning of the acquired foetal heart rate data; and a power supply module (6) for supplying power to each element of the device for detecting a foetal heart. The device for detecting a foetal heart is widely applicable to foetal heart detection of a foetus.

(57) 摘要: 一种胎心检测设备, 包括: 一用于从母体获取合成脉搏信号的信号获取装置, 其中, 合成脉搏信号包括母体脉搏信号和胎儿脉搏信号; 一用于对合成脉搏信号进行分离获得胎儿心率数据的信号处理器 (4); 一用于对获取的胎儿心率数据进行显示和/或预警的显示和/或预警装置 (5); 一用于对胎心检测设备的各器件进行供电的供电模块 (6)。胎心检测设备广泛应用于胎儿的胎心检测中。

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))。

一种胎心检测设备

技术领域

本发明是关于一种能够从母体脉搏信号检测胎儿心率的胎心检测设备，涉及医疗设备技术领域。

背景技术

胎心检测设备是一种很常见的医用和家用设备，目前胎心检测设备多是基于非聚焦超声波多普勒原理，由与母体腹部声耦合的超声换能器及电路部分组成，可监测和记录胎儿心率功能。检测时，超声换能器产生的超声束直接对准胎儿，入射超声束的一部分到胎心运动表面，由于多普勒效应超声波频率发生频移，由接收换能器检测，经信号处理可将与胎心有关的低频信号进行分离完成胎心检测。

现有的胎心检测设备需要超声波束对准胎儿，入射超声束的一部分辐射到胎心运动表面，由于胎儿位置及胎心位置的不确定性，即使是专业医护人员有时都很难找到胎心位置，使得普通人员实时进行胎心检测从而监测和记录胎儿心率越发困难。由于现有胎心检测设备对使用者的技术水平有较高的要求，使胎心检测不能在大众中得到普及，不能随时随地的快速开展胎心检测。另外，现有的胎心检测设备必须在母体腹部进行，要将超声换能器紧贴母体腹部，并同时需要涂抹耦合剂。因此使得胎心检测不能随时随地开展，完成一次胎心检测步骤较为繁琐，不能快速、实时的开展胎心检测。

发明内容

针对上述问题，本发明的目的是提供一种能够实时高效地从母体脉搏信号获取胎儿心率的胎心检测设备。

为实现上述目的，本发明采取以下技术方案：一种胎心检测设备，其特征在于，该检测设备包括：一用于从母体获取合成脉搏信号的信号获取装置，其中，合成脉搏信号包括母体脉搏信号和胎儿脉搏信号；一用于对合成脉搏信号进行分离获得胎儿心率数据的信号处理器；一用于对获取的胎儿心率数据进行显示和/或预警的显示和/或预警装置；一用于对所述胎心检测设备的各器件进行供电的供电模块。

优选地，所述信号获取装置采用传感器或带有闪光灯和摄像头的移动设备终端。

优选地，所述传感器通过承载装置与母体进行接触，所述承载装置为指环、夹子、腕带或绑带。

优选地，所述传感器采用光电容积脉搏传感器或压电式脉搏传感器。

优选地，该检测设备还包括一用于对合成脉搏信号进行滤波处理的滤波装置。

优选地，该检测设备还包括一用于将合成脉搏信号进行 A/D 转换得到合成脉搏数字信号的 A/D 转换器。

- 5 优选地，所述信号处理器包括 FFT 模块、脉搏分离及胎儿心率计算模块和统计模块；所述 FFT 模块用于将得到合成脉搏数字信号进行快速傅里叶变换，得到包含母体脉搏频率和胎儿脉搏频率的合成频谱数据；所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率；所述统计模块用于对胎儿心率进行记录和统计，当得到的胎儿心率与预设值进行比较超过正
10 常范围表明胎儿可能存在危险发送信号到所述显示和/或预警装置进行显示和/或预警。

- 优选地，所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率，具体过程为：从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉，母体脉搏频率为幅度最大频谱线的频率，剩下频谱为胎
15 儿脉搏信号的频谱，其中谱线频率为胎儿的脉搏频率或其整数倍，将所有谱线频率构成一个数组 $F(X)$ ：

$$F(X) = (f_1', f_2', f_3', \dots, f_n', \dots, nf_1', nf_2', nf_3', \dots, nf_n')$$

- 因胎儿的个数不同，脉搏频率可能存在多个基频 $f_1', f_2', f_3', \dots, f_n'$ ，每个基频与一个胎儿的脉搏频率线性相关，即第 n 个频率 f_n' 与第 n 个胎儿的脉搏频率线性
20 相关，胎儿的心率为 f_n ，则：

$$f_n = f_n' \times C$$

C 为常数，初值为 1，可通过试验验证后进行修正。

- 优选地，所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率，具体过程为：母体脉搏信号的傅里叶展开项
25 的频谱频率应为母体脉搏频率的整数倍，母体脉搏频率为幅度最大频谱线的频率，从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉，剩下频谱为胎儿脉搏信号的频谱 $F_1(X)$ ， $F_1(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_1' 与第 1 个胎儿的脉搏频率线性相关，胎儿心率：

$$f_1 = f_1' \times C$$

- 30 C 为常数，初值为 1，可通过试验验证后进行修正，当有第 2 个胎儿时：从 $F_1(X)$ 中去掉 f_1' 整数倍频率的频谱线，获得胎儿频谱 $F_2(X)$ ， $F_2(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_2' 与第 2 个胎儿的脉搏频率线性相关，胎儿心率：

$$f_2 = f_2' \times C$$

当有第 n 个胎儿时，按照上述过程依次类推以获得胎儿心率 f_n 。

优选地，所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率，具体过程为：将变换后数字信号进行傅里叶变换，得到包含周期、脉宽、幅度信息的母体和胎儿合成信号的频谱数据，假设母体脉搏脉冲序列信号周期为 T_1 、脉宽为 T_a 、幅度为 A ；胎儿 1 的脉搏脉冲序列信号周期为 T_2 、脉宽为 T_b 、幅度为 B ；胎儿 2 的脉搏脉冲序列信号周期为 T_3 、脉宽为 T_c 、幅度为 C ，母体和胎儿脉搏脉冲信号分别表示为：

$$\begin{aligned} \text{母体: } x_1(t) &= A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_1}{T_a}\right) \\ \text{胎儿 1: } x_2(t) &= B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_2}{T_b}\right) \\ \text{胎儿 2: } x_3(t) &= C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_3}{T_c}\right) \end{aligned}$$

其中： $\Pi(t)$ 为 $t \in \left(-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right)$ 幅度为 1 矩形脉冲信号， k 表示脉冲的序号；

对 $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$ 、 $x_3(t)$ 求傅里叶变换，分别得到 $X_1(f)$ 、 $X_2(f)$ 、 $X_3(f)$ ，如下所示：

$$\begin{aligned} \text{母体: } X_1(f) &= A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_a f)}{\pi T_a f} e^{-jfkT_1} \\ \text{胎儿 1: } X_2(f) &= B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_b f)}{\pi T_b f} e^{-jfkT_2} \\ \text{胎儿 2: } X_3(f) &= C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_c f)}{\pi T_c f} e^{-jfkT_3} \end{aligned}$$

由于母体和胎儿数字信号傅里叶变换后频谱信号的周期、脉宽、幅度不同，因此，通过合成信号的频谱数据读出幅度较大的即为母体信号，该信号两个零点之间间隔 $2/T_a$ ，峰峰值之间间隔为 $1/T_1$ ，即为母体的脉搏频率；幅度较小的信号即为胎儿信号，胎儿 1 和胎儿 2 信号的脉宽不同，根据频谱信号两个零点之间间隔进行区分，胎儿 1 为 $2/T_b$ ，胎儿 2 为 $2/T_c$ ，脉宽为 $2/T_b$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_2$ ，即为胎儿 1 的脉搏频率，脉宽为 $2/T_c$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_3$ ，即为胎儿 2 的脉搏频率，若有其他胎儿脉搏频率获取以此类推。

本发明由于采取以上技术方案，其具有以下优点：1、本发明通过采用传感器或带有闪光灯和摄像头的移动设备终端获取母体的脉搏信号对胎儿的胎心进行检测，无需涂抹耦合剂，操作简单方便。2、本发明将带有传感器的指环、绑带、夹子、腕带或移动设备终端的闪光灯和摄像头中的一种与母体的手指、耳垂或手腕进行接触即可进行胎心检测，操作快捷，并实现了随时随地，快捷高效的胎心检测。3、本发明无需在母体腹部查找胎儿位置，对使用者要求低，胎心检测用时短，使得普通人员能够随时随地实时进行胎心检测。4、本发明通过母体的肢体末梢进行胎心检测，不对胎儿产生任何形式的辐射伤害。本发明可以广泛应用于胎儿的胎心检测中。

附图说明

图 1 是本发明的第一实施例的胎心检测设备结构示意图；

图 2 是本发明的第二实施例的胎心检测设备结构示意图；

图 3 是本发明的第三实施例的胎心检测设备结构示意图；其中，图 1～图 3 的虚线框均表示承载装置；

图 4 是本发明的第四实施例的胎心检测设备结构示意图。

具体实施方式

以下结合附图来对本发明进行详细的描绘。然而应当理解，附图的提供仅为了更好地理解本发明，它们不应该理解成对本发明的限制。

如图 1 所示，本发明提供的胎心检测设备，包括传感器 1、低通滤波器 2、A/D 转换器 3、信号处理器 4、显示和/或预警模块 5、供电模块 6 和承载装置 7。

本发明将传感器 1 通过承载装置 7 与母体的手指、耳垂或手腕进行接触，用于获取母体的脉搏信号，本发明认为胎儿处于母体内，其胎心脉动必然会造成母体的血管存在相同规律的脉动信息，因此从母体获得的脉搏信号不仅携带母体的脉搏信息同时携带胎儿的脉搏信息，本发明将其称之为合成脉搏信号，此合成脉搏信号包括母体脉搏信号和胎儿脉搏信号。

低通滤波器 2 用于对合成脉搏信号进行滤波处理。

A/D 转换器 3 用于将合成脉搏信号进行 A/D 转换得到合成脉搏数字信号。

信号处理器 4 用于对合成脉搏数字信号进行分离处理获得胎儿心率数据。

显示和/或预警装置 5 用于对获取的胎儿心率数据进行显示和/或预警。

供电模块 6 用于为胎心检测设备的各器件进行供电。

在一个优选的实施例中，传感器 1 可以采用光电容积脉搏传感器，光电容积脉搏传感器包括光源和光电变换器两部分组成，其工作原理为：光源发射光束透过人

体外周血管，由于动脉搏动充血容积变化导致光束的透光率改变，此时由光电变换器接收经人体组织反射的光线，光电转变为电信号并将其放大、输出。由于人体脉搏是随心脏搏动而周期变化信号，动脉血管容积也周期变化，因此光电变换后电信号的变化周期为人体脉搏率，光电容积脉搏传感器是利用人体组织在血管搏动时造成光束透光率不同进行脉搏测量获得。典型的光电容积脉搏传感器为可见光脉搏传感器 PulseSensor（光电反射式模拟传感器）以及红外脉搏传感器 HKG-07 系列红外脉搏传感器。传感器 1 还可以采用压电式脉搏传感器，其工作原理为：压电式脉搏传感器采用压电复合材料作为换能元件，信号通过特殊的匹配层传递到换能元件上变成电荷量，再经压电式脉搏传感器内部放大电路转换成电压信号输出，典型的压电式脉搏传感器有 SC0073 压电脉搏传感器。

在一个优选的实施例中，承载装置 7 可以为指环、夹子、腕带或绑带等各种方便与母体进行接触的器件，在此不做限制，可以根据实际应用进行选择。

在一个优选的实施例中，信号处理器 4 包括 FFT（快速傅里叶变换）模块、脉搏分离及胎儿心率计算模块和统计模块。FFT 模块用于将得到合成脉搏数字信号进行快速傅里叶变换，得到包含母体脉搏频率和胎儿脉搏频率的合成频谱数据。脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率。统计模块用于对胎儿心率进行记录和统计，当得到的胎儿心率与预设值进行比较超过正常范围表明胎儿可能存在危险，发送信号到显示和/或预警装置进行预警提示。

在一个优选实施例中，脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎儿心率，具体计算方法包括以下三种：

方法一：在合成频谱数据中，由于母体脉搏幅度强，因此可以从频谱数据中找到幅度最大频谱线的频率，此频率即为母体脉搏，由于母体脉搏是一个周期性的脉冲信号，母体脉搏信号的傅里叶展开项的频谱频率应为母体脉搏频率的整数倍，因此可以从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉，剩下频谱为胎儿脉搏信号的频谱，其中谱线频率为胎儿的脉搏频率或其整数倍，将所有谱线频率构成一个数组 $F(X)$ ：

$$F(X) = (f_1', f_2', f_3', \dots, f_n', \dots, nf_1', nf_2', nf_3', \dots, nf_n')$$

因胎儿的个数不同，脉搏频率可能存在多个基频 $f_1', f_2', f_3', \dots, f_n'$ ，每个基频与一个胎儿的脉搏频率线性相关，即第 n 个频率 f_n' 与第 n 个胎儿的脉搏频率线性相关，胎儿的心率为 f_n ，则：

$$f_n = f_n' \times C$$

C 为常数，初值为 1，可通过试验验证后进行修正。

方法二：将合成频谱数据中，由于母体脉搏幅度强，因此可以从频谱数据中找到幅度最大频谱线的频率，此频率即为母体脉搏，由于母体脉搏是一个周期性的脉冲信号，母体脉搏信号的傅里叶展开项的频谱频率应为母体脉搏频率的整数倍，因此可以从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉，剩下频谱为胎儿脉搏信号的频谱 $F_1(X)$ ， $F_1(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_1' 与第 1 个胎儿的脉搏频率线性相关，胎儿心率：

$$f_1 = f_1' \times C$$

C 为常数，初值为 1，可通过试验验证后进行修正。当有第 2 个胎儿时：从 $F_1(X)$ 中去掉 f_1' 整数倍频率的频谱线，获得胎儿频谱 $F_2(X)$ ， $F_2(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_2' 与第 2 个胎儿的脉搏频率线性相关，胎儿心率：

$$f_2 = f_2' \times C$$

当有第 n 个胎儿时，按照上述过程依次类推以获得胎儿心率 f_n 。

方法三：将变换后数字信号进行傅里叶变换，可得到包含周期、脉宽、幅度信息的母体和胎儿合成信号的频谱数据。

假设母体脉搏脉冲序列信号周期为 T_1 、脉宽为 T_a 、幅度为 A；胎儿 1 脉搏脉冲序列信号周期为 T_2 、脉宽为 T_b 、幅度为 B；胎儿 2 脉搏脉冲序列信号周期为 T_3 、脉宽为 T_c 、幅度为 C。母体和胎儿脉搏脉冲信号分别表示为：

$$\text{母体: } x_1(t) = A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_1}{T_a}\right)$$

$$\text{胎儿 1: } x_2(t) = B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_2}{T_b}\right)$$

$$\text{胎儿 2: } x_3(t) = C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_3}{T_c}\right)$$

其中： $\Pi(t)$ 为 $t \in \left(-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right)$ 幅度为 1 矩形脉冲信号， k 表示脉冲的序号。

对 $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$ 、 $x_3(t)$ 求傅里叶变换，分别得到 $X_1(f)$ 、 $X_2(f)$ 、 $X_3(f)$ ，如下所示：

$$\text{母体: } X_1(f) = A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_a f)}{\pi T_a f} e^{-jfkT_1}$$

$$\text{胎儿 1: } X_2(f) = B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_b f)}{\pi T_b f} e^{-jfkT_2}$$

$$\text{胎儿 2: } X_3(f) = C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_c f)}{\pi T_c f} e^{-jfkT_3}$$

由于母体和胎儿数字信号傅里叶变换后频谱信号的周期、脉宽、幅度不同，因此，通过合成信号的频谱数据可读出幅度较大的即为母体信号，该信号两个零点之间间隔 $2/T_a$ ，峰峰值之间间隔为 $1/T_1$ ，即为母体的脉搏频率。幅度较小的信号即为胎儿信号，胎儿 1 和胎儿 2 信号的脉宽不同，可根据频谱信号两个零点之间间隔进行区分。胎儿 1 为 $2/T_b$ ，胎儿 2 为 $2/T_c$ ，脉宽为 $2/T_b$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_2$ ，即为胎儿 1 的脉搏频率，脉宽为 $2/T_c$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_3$ ，即为胎儿 2 的脉搏频率，若有其他胎儿脉搏频率获取以此类推。

在一个优选的实施例中，显示和/或预警装置 5 可以固定设置在承载装置 7 上，显示和/或预警装置 5 可以为微型液晶屏或者数码管等能够进行显示和/或预警的设备。

在一个优选的实施例中，如图 2 所示，显示和/或预警装置 5 还可以是一外部终端 8，外部终端 8 用于接收胎儿心率信号，并对胎儿心率信号进行显示和/或预警。外部终端 8 可以采用计算机或其他网络终端及移动设备终端等，外部终端 8 通过一传输模块 9 连接信号处理器获取胎儿心率信号，其中，传输模块 9 可以为无线传输模块，例如蓝牙等，传输模块 9 还可以采用有线网络模块。

在一个优选的实施例中，如图 3 所示，信号处理器 4 与显示和/或预警装置 5 都可以通过一外部终端 8 进行实现，外部终端 8 用于接收 A/D 转换器 3 输出从母体获取的合成脉搏信号，将母体脉搏信号和胎儿脉搏信号进行分离到胎儿心率，并对胎儿心率信号进行显示和/或预警。外部终端 8 可以采用移动设备终端、计算机或其他网络终端等，外部终端 8 通过一传输模块 9 连接 A/D 转换器 3 获取合成脉搏信号，其中，传输模块 9 可以为无线传输模块，例如蓝牙等，传输模块 9 还可以采用有线网络模块。

在一个优选的实施例中，如图 4 所示，本发明的传感器 1 还可以替换为带有闪光灯和摄像头的移动设备终端，例如移动电话、PDA 等，带有闪光灯和摄像头的移动设备终端原理上可以构成一种光电容积脉搏传感器，闪光灯可以等效为光电容积脉搏传感器的光源，摄像头可以等效为光电容积脉搏传感器的光电变换器，摄像头通过摄取人体组织反射的光线图像从而得到母体脉搏信号，并通过摄像头自带或其它的图像处理系统进行滤波和/或 A/D 转换，信号处理器 4 可以直接采用移动设备终端的处理器进行数据处理，移动设备终端的处理器通过对摄像头摄取的数据采用本发明将母体脉搏信号和胎儿脉搏信号进行分离方法进行处理得到胎儿心率，显示

和/或预警装置 5 可以为移动设备终端的显示屏，即本发明可以采用现有的移动设备终端就能够快速高效地从获取的母体脉搏信号中分离出胎儿心率。

上述各实施例仅用于说明本发明，其中各部件的结构、连接方式和制作工艺等都是可以有所变化的，凡是在本发明技术方案的基础上进行的等同变换和改进，均不应排除在本发明的保护范围之外。

权利要求

1、一种胎心检测设备，其特征在于，该检测设备包括：

一用于从母体获取合成脉搏信号的信号获取装置，其中，合成脉搏信号包括母
5 体脉搏信号和胎儿脉搏信号；

一用于对合成脉搏信号进行分离获得胎儿心率数据的信号处理器；

一用于对获取的胎儿心率数据进行显示和/或预警的显示和/或预警装置；

一用于对所述胎心检测设备的各器件进行供电的供电模块。

2、如权利要求 1 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，所述信号获取装置
10 采用传感器或带有闪光灯和摄像头的移动设备终端。

3、如权利要求 2 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，所述传感器通过一
承载装置与母体进行接触，所述承载装置为指环、夹子、腕带或绑带。

4、如权利要求 2 或 3 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，所述传感器采
用光电容积脉搏传感器或压电式脉搏传感器。

5、如权利要求 1 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，该检测设备还包括
15 一用于对合成脉搏信号进行滤波处理的滤波装置。

6、如权利要求 1 或 5 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，该检测设备还
包括一用于将合成脉搏信号进行 A/D 转换得到合成脉搏数字信号的 A/D 转换器。

7、如权利要求 1~3、5 任一项所述的一种胎心检测设备，其特征在于，所述
20 信号处理器包括 FFT 模块、脉搏分离及胎儿心率计算模块和统计模块；

所述 FFT 模块用于将得到合成脉搏数字信号进行快速傅里叶变换，得到包含母
体脉搏频率和胎儿脉搏频率的合成频谱数据；

所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到
胎儿频谱并计算出胎儿心率；

25 所述统计模块用于对胎儿心率进行记录和统计，当得到的胎儿心率与预设值进
行比较超过正常范围表明胎儿可能存在危险，发送信号到所述显示和/或预警装置
进行显示和/或预警。

8、如权利要求 7 所述的一种胎心检测设备，其特征在于，所述脉搏分离及胎
儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离，得到胎儿频谱并计算出胎
30 心率，具体过程为：

从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉，剩下频谱为胎儿脉搏
信号的频谱，其中谱线频率为胎儿的脉搏频率或其整数倍，将所有谱线频率构成一

个数组 $F(X)$:

$$F(X) = (f_1', f_2', f_3', \dots, f_n', \dots, nf_1', nf_2', nf_3', \dots, nf_n')$$

因胎儿的个数不同, 脉搏频率可能存在多个基频 $f_1', f_2', f_3', \dots, f_n'$, 每个基频与一个胎儿的脉搏频率线性相关, 即第 n 个频率 f_n' 与第 n 个胎儿的脉搏频率线性相关, 胎儿的心率为 f_n , 则:

$$f_n = f_n' \times C$$

C 为常数, 初值为 1, 可通过试验验证后进行修正。

9、如权利要求 7 所述的一种胎心检测设备, 其特征在于, 所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离, 得到胎儿频谱并计算出胎儿心率, 具体过程为:

母体脉搏信号的傅里叶展开项的频谱频率应为母体脉搏频率的整数倍, 从合成频谱数据中将母体脉搏频率整数倍的频谱线去掉, 剩下频谱为胎儿脉搏信号的频谱 $F_1(X)$, $F_1(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_1' 与第 1 个胎儿的脉搏频率线性相关, 胎儿心率:

$$f_1 = f_1' \times C$$

C 为常数, 初值为 1, 可通过试验验证后进行修正, 当有第 2 个胎儿时: 从 $F_1(X)$ 中去掉 f_1' 整数倍频率的频谱线, 获得胎儿频谱 $F_2(X)$, $F_2(X)$ 中幅度最大频谱线的频率 f_2' 与第 2 个胎儿的脉搏频率线性相关, 胎儿心率:

$$f_2 = f_2' \times C$$

当有第 n 个胎儿时, 按照上述过程依次类推以获得胎儿心率 f_n 。

10、如权利要求 7 所述的一种胎心检测设备, 其特征在于, 所述脉搏分离及胎儿心率计算模块用于将母体脉搏和胎儿脉搏进行分离, 得到胎儿频谱并计算出胎儿心率, 具体过程为:

将变换后数字信号进行傅里叶变换, 得到包含周期、脉宽、幅度信息的母体和胎儿合成信号的频谱数据, 假设母体脉搏脉冲序列信号周期为 T_1 、脉宽为 T_a 、幅度为 A ; 胎儿 1 的脉搏脉冲序列信号周期为 T_2 、脉宽为 T_b 、幅度为 B ; 胎儿 2 的脉搏脉冲序列信号周期为 T_3 、脉宽为 T_c 、幅度为 C , 母体和胎儿脉搏脉冲信号分别表示为:

$$\text{母体: } x_1(t) = A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_1}{T_a}\right)$$

$$\text{胎儿 1: } x_2(t) = B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_2}{T_b}\right)$$

$$\text{胎儿 2: } x_3(t) = C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \Pi\left(\frac{t-kT_3}{T_c}\right)$$

其中: $\Pi(t)$ 为 $t \in \left(-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right)$ 幅度为 1 矩形脉冲信号, k 表示脉冲的序号;

对 $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$ 、 $x_3(t)$ 求傅里叶变换, 分别得到 $X_1(f)$ 、 $X_2(f)$ 、 $X_3(f)$, 如下所示:

$$\text{母体: } X_1(f) = A \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_a f)}{\pi T_a f} e^{-jfkT_1}$$

5

$$\text{胎儿 1: } X_2(f) = B \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_b f)}{\pi T_b f} e^{-jfkT_2}$$

$$\text{胎儿 2: } X_3(f) = C \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} \frac{\sin(\pi T_c f)}{\pi T_c f} e^{-jfkT_3}$$

由于母体和胎儿数字信号傅里叶变换后频谱信号的周期、脉宽、幅度不同, 因此, 通过合成信号的频谱数据读出幅度较大的即为母体信号, 该信号两个零点之间间隔 $2/T_a$, 峰峰值之间间隔为 $1/T_1$, 即为母体的脉搏频率; 幅度较小的信号即为胎
10 儿信号, 胎儿 1 和胎儿 2 信号的脉宽不同, 根据频谱信号两个零点之间间隔进行区分, 胎儿 1 为 $2/T_b$, 胎儿 2 为 $2/T_c$, 脉宽为 $2/T_b$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_2$, 即为胎儿 1 的脉搏频率, 脉宽为 $2/T_c$ 的胎儿信号峰峰值之间间隔为 $1/T_3$, 即为胎儿 2 的脉搏频率, 若有其他胎儿脉搏频率获取以此类推。

7

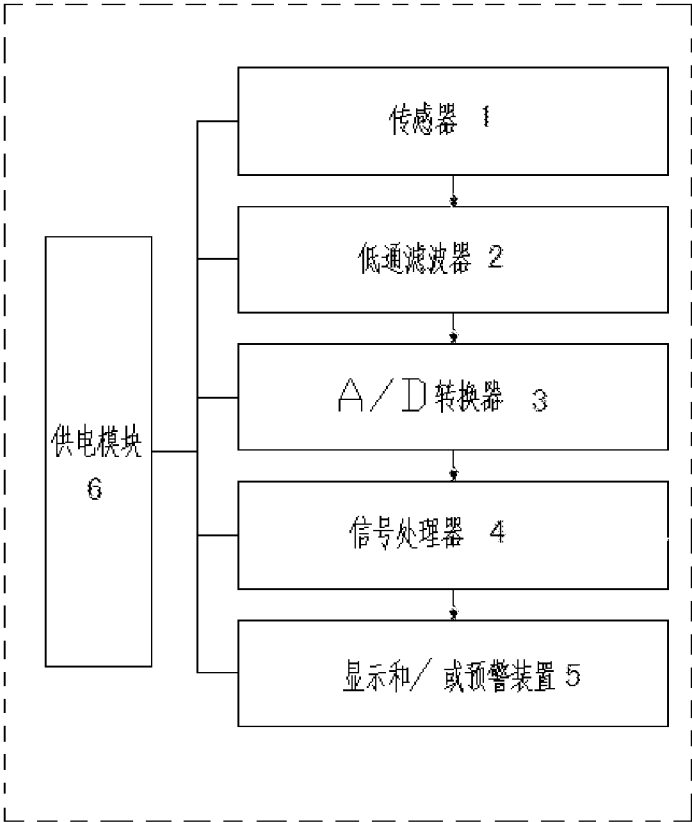


图 1

7

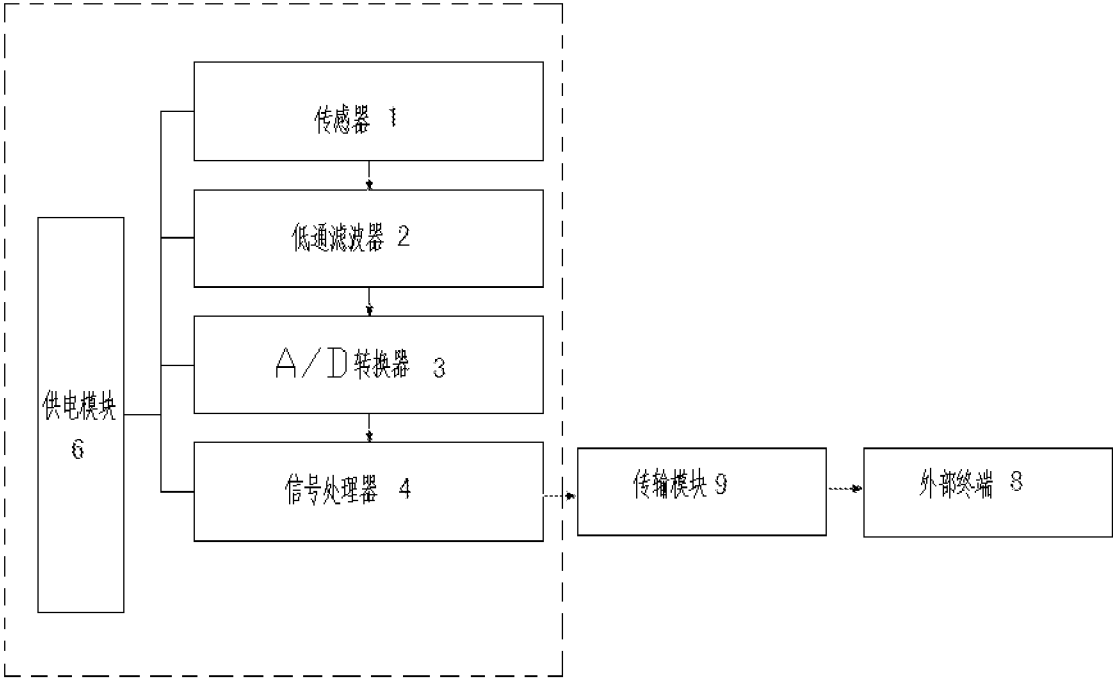


图 2

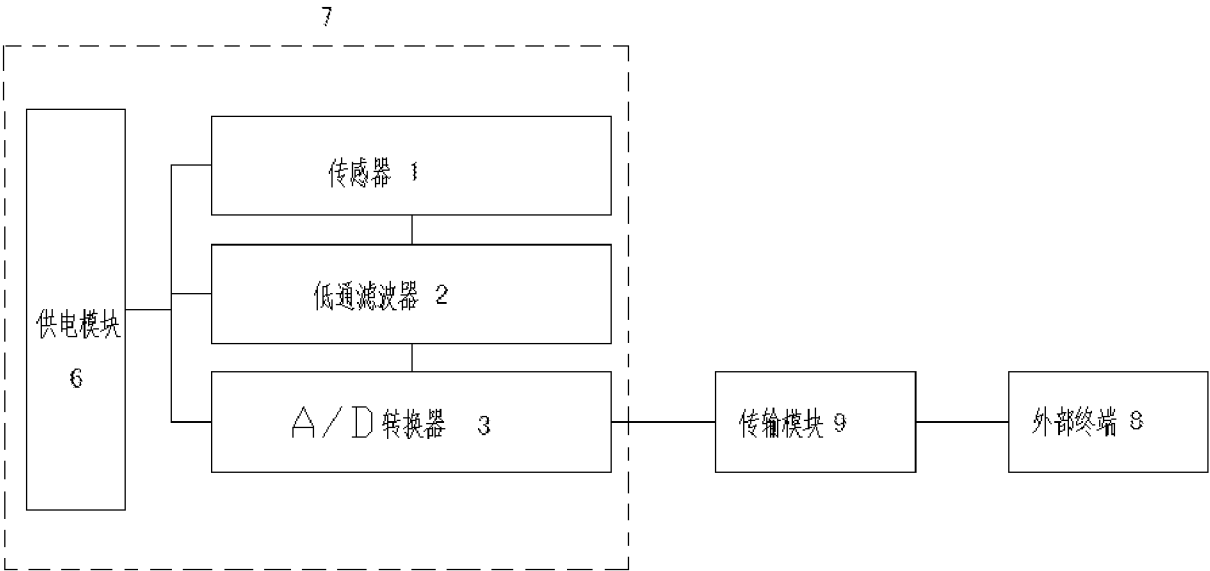


图 3

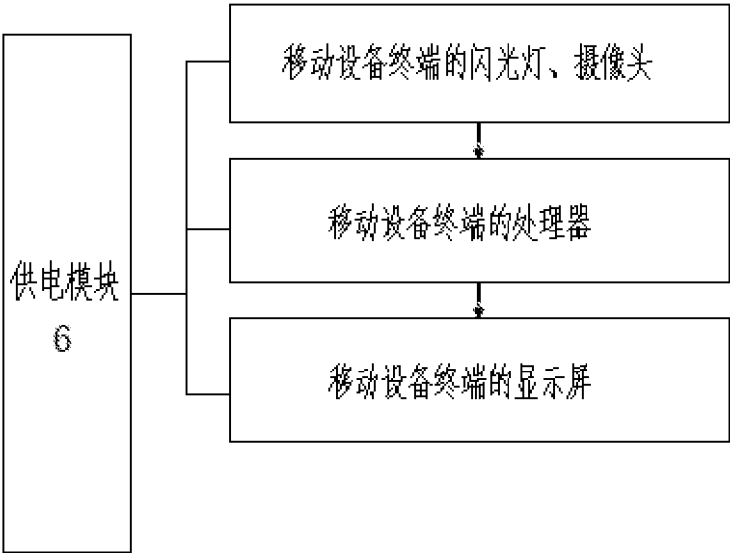


图 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2018/075731

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/024 (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: 刘炯, 李畅玥, 左佑, 心率, 脉搏, 胎儿心率, 婴儿, 胎心, 母体, 孕妇, 胎心音, 心跳, 心电图, 分离, 信号, 预警, 警报, 阈值, 传感器, 傅里叶, 傅立叶, 频谱, 频率, 周期, heart, rate, pulse, fetus, fetal, maternal, matrix, signal, warning, threshold, value, sens+, frequency

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 106859626 A (LIU, Jiong) 20 June 2017 (20.06.2017), claims 1-10	1-10
X	CN 103263262 A (JABIL CIRCUIT (SHANGHAI) LTD.) 28 August 2013 (28.08.2013), description, paragraphs [0032]-[0036]	1-6
Y	CN 103263262 A (JABIL CIRCUIT (SHANGHAI) LTD.) 28 August 2013 (28.08.2013), description, paragraphs [0032]-[0036]	7
Y	CN 103271734 A (NO. 152 CENTRAL HOSPITAL OF THE CHINESE PEOPLE'S LIBERATION ARMY et al.) 04 September 2013 (04.09.2013), description, paragraph [0019]	7
A	CN 204410837 U (HUANG, Ping) 24 June 2015 (24.06.2015), entire document	1-10
A	CN 104382618 A (SHENZHEN EDAN INSTRUMENTS INCORPORATION) 04 March 2015 (04.03.2015), entire document	1-10

☒ 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 17 April 2018	Date of mailing of the international search report 02 May 2018
Name and mailing address of the ISA 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 LI, Hui Telephone No. (86-10) 53962556

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2018/075731

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 4569356 A (NIHON KOHDEN CORPORATION) 11 February 1986 (11.02.1986), entire document	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2018/075731

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 106859626 A	20 June 2017	None	
CN 103263262 A	28 August 2013	CN 103263262 B	11 February 2015
CN 103271734 A	04 September 2013	None	
CN 204410837 U	24 June 2015	None	
CN 104382618 A	04 March 2015	CN 104382618 B	26 September 2017
US 4569356 A	11 February 1986	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2018/075731

A. 主题的分类 A61B 5/024 (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: 刘炯, 李畅玥, 左佑, 心率, 脉搏, 胎儿心率, 婴儿, 胎心, 母体, 孕妇, 胎心音, 心跳, 心电图, 分离, 信号, 预警, 警报, 阈值, 传感器, 傅里叶, 傅立叶, 频谱, 频率, 周期, heart, rate, pulse, fetus, fetal, maternal, matrix, signal, warning, threshold, value, sens+, frequency																										
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 106859626 A (刘炯) 2017年 6月 20日 (2017 - 06 - 20) 权利要求1-10</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段</td> <td>1-6</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段</td> <td>7</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 103271734 A (中国人民解放军第一五二中心医院 等) 2013年 9月 4日 (2013 - 09 - 04) 说明书第[0019]段</td> <td>7</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 204410837 U (黄平) 2015年 6月 24日 (2015 - 06 - 24) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104382618 A (深圳市理邦精密仪器股份有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 4569356 A (NIHON KOHDEN CORPORATION) 1986年 2月 11日 (1986 - 02 - 11) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 106859626 A (刘炯) 2017年 6月 20日 (2017 - 06 - 20) 权利要求1-10	1-10	X	CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段	1-6	Y	CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段	7	Y	CN 103271734 A (中国人民解放军第一五二中心医院 等) 2013年 9月 4日 (2013 - 09 - 04) 说明书第[0019]段	7	A	CN 204410837 U (黄平) 2015年 6月 24日 (2015 - 06 - 24) 全文	1-10	A	CN 104382618 A (深圳市理邦精密仪器股份有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文	1-10	A	US 4569356 A (NIHON KOHDEN CORPORATION) 1986年 2月 11日 (1986 - 02 - 11) 全文	1-10
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 106859626 A (刘炯) 2017年 6月 20日 (2017 - 06 - 20) 权利要求1-10	1-10																								
X	CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段	1-6																								
Y	CN 103263262 A (捷普科技上海有限公司) 2013年 8月 28日 (2013 - 08 - 28) 说明书第[0032]-[0036]段	7																								
Y	CN 103271734 A (中国人民解放军第一五二中心医院 等) 2013年 9月 4日 (2013 - 09 - 04) 说明书第[0019]段	7																								
A	CN 204410837 U (黄平) 2015年 6月 24日 (2015 - 06 - 24) 全文	1-10																								
A	CN 104382618 A (深圳市理邦精密仪器股份有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文	1-10																								
A	US 4569356 A (NIHON KOHDEN CORPORATION) 1986年 2月 11日 (1986 - 02 - 11) 全文	1-10																								
☐ 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 2018年 4月 17日		国际检索报告邮寄日期 2018年 5月 2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 李慧 电话号码 86-(10)-53962556																								

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2018/075731

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	106859626	A	2017年 6月 20日	无	
CN	103263262	A	2013年 8月 28日	CN 103263262	B 2015年 2月 11日
CN	103271734	A	2013年 9月 4日	无	
CN	204410837	U	2015年 6月 24日	无	
CN	104382618	A	2015年 3月 4日	CN 104382618	B 2017年 9月 26日
US	4569356	A	1986年 2月 11日	无	

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2015年1月)