



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102834127 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 19

(21) 申请号 201180017722. 2

A61B 5/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 03. 16

A61M 5/142 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-080224 2010. 03. 31 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/056218 2011. 03. 16

(87) PCT申请的公布数据

W02011/125439 JA 2011. 10. 13

(71) 申请人 泰尔茂株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 森田孝司 菅原吉久 岩田丈晴

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈伟 孟祥海

(51) Int. Cl.

A61M 5/00 (2006. 01)

权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 7 页

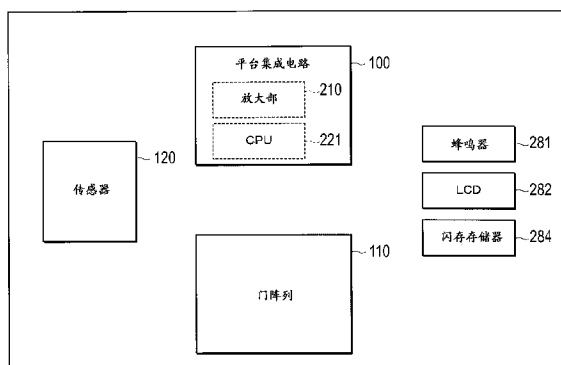
(54) 发明名称

集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械

(57) 摘要

本发明提供一种能够实现低成本化的集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械。被多个医疗器械分别使用的公用集成电路 (100)，其特征在于：被多个医疗器械 (10) 中的至少一个医疗器械使用的所述集成电路与补充功能集成电路 (110) 连接，该功能补充集成电路 (110) 根据医疗器械的功能来补充集成电路的一部分功能。

10



1. 一种集成电路,其是被多个医疗器械分别使用的公用集成电路,该集成电路的特征在于,

被所述多个医疗器械中的至少一个医疗器械使用的所述集成电路,与根据所述医疗器械的功能来补充所述集成电路的一部分功能的功能补充集成电路连接。

2. 根据权利要求 1 所述的集成电路,其特征在于,

所述集成电路具有运算部,

与所述集成电路连接的所述功能补充集成电路,通过与所述运算部的并行处理来补充所述集成电路的运算功能。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的集成电路,其特征在于,

所述集成电路被输入来自所述医疗器械所具有的传感器的检测信号。

4. 根据权利要求 3 所述的集成电路,其特征在于,

所述多个医疗器械为注射泵、输液泵、血糖仪以及血压计。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的集成电路,其特征在于,

还包括放大部,该放大部对来自所述传感器的检测信号进行放大;

所述运算部接受由所述放大部放大后的检测信号,并根据内部程序进行用于检测结果的计算或所述医疗器械的控制的运算处理。

6. 根据权利要求 4 所述的集成电路,其特征在于,

在所述医疗器械为所述注射泵或所述输液泵时连接所述功能补充集成电路。

7. 一种医疗器械,其使用了权利要求 1 ~ 6 中的任一项所述的集成电路。

集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械。

背景技术

[0002] 以往,医疗器械的内部电路通过在布线基板上安装所谓微型机计算机或运算放大器的电子部件而构成。

[0003] 下述文献(专利文献1)中记载了使多个部件集成(下面,称为“单芯片化”)在一个集成电路上来实现部件的低成本化的技术。

[0004] 专利文献1:日本特开2001-212098号公报

发明内容

[0005] 但是,由上述现有技术单芯片化的集成电路被定制为一个器械用的专用部件,因此不能作为被安装在使用的集成电路所要求的功能不同的其他器械上的公用部件来使用。因此,存在无法实现在多个器械中使部件公用所带来的更低成本化的问题。

[0006] 本发明是为了解决这种问题而完成的,其目的在于:实现医疗器械部件、以及使用了该医疗器械部件的医疗器械的更低成本化。

[0007] 为了解决上述问题,本发明提供一种集成电路,该集成电路是被多个医疗器械分别使用的公用集成电路,其中,被所述多个医疗器械中的至少一个医疗器械使用的所述集成电路与功能补充集成电路连接,该功能补充集成电路根据所述医疗器械的功能,补充所述集成电路的一部分功能。

[0008] 另外,本发明还提供一种医疗器械,该医疗器械使用上述功能集成电路而形成。

[0009] 发明效果

[0010] 根据本发明提供的集成电路,将被多个医疗器械分别使用的公用部件组作为平台集成电路来公用,同时针对高性能器械将补充平台集成电路的一部功能的集成电路(下面,称为“功能补充集成电路”)与平台集成电路并用。由此,能够实现多个医疗器械部件的公用、成为对象的医疗器械的范围扩大、以及公用后的集成电路的芯片尺寸缩小。因此能够实现医疗器械部件、以及使用了该医疗器械部件的医疗器械的更低成本化。

附图说明

[0011] 图1是表示本发明实施方式的医疗器械中注射泵和输液泵的功能框图的图。

[0012] 图2是表示本发明的实施方式的医疗器械中血糖仪和血压计的功能框图的图。

[0013] 图3是用于说明本发明实施方式的平台集成电路的功能框结构的说明图。

[0014] 图4是表示本发明实施方式相的注射泵中的平台集成电路100的使用方式的图。

[0015] 图5是表示本发明实施方式的输液泵中的平台集成电路的使用方式的图。

[0016] 图6是表示本发明实施方式的血压计中的平台集成电路的使用方式的图。

[0017] 图7是表示本发明实施方式的血糖仪中的平台集成电路的使用方式的图。

- [0018] 附图标记
- [0019] 10、11 医疗器械
- [0020] 100 平台集成电路
- [0021] 110 门阵列
- [0022] 120 传感器
- [0023] 210 放大部
- [0024] 220 控制部
- [0025] 230 运算部
- [0026] 240 存储部
- [0027] 250 输入输出部
- [0028] 260 内部时钟部
- [0029] 270 电源部
- [0030] 281 蜂鸣器
- [0031] 282LCD
- [0032] 283 音频放大器及扬声器
- [0033] 284 闪速存储器
- [0034] 285 电量计
- [0035] 291 外部系统
- [0036] 292 电源
- [0037] 293 晶体振荡器

具体实施方式

[0038] 下面,参照附图,对本发明实施方式的集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械进行详细说明。

[0039] 图 1 是表示本实施方式的医疗器械中注射泵和输液泵的功能框图的图。

[0040] 图 2 是表示本实施方式的医疗器械中血糖仪和血压计的功能框图的图。

[0041] 另外,在图 1、图 2 中,省略了医疗器械的一部分功能框。

[0042] 如图 1、图 2 所示,在本实施方式的医疗器械中,本实施方式的集成电路 100(下面,称为“平台集成电路”)分别被通用。

[0043] 当由图 1、图 2 所示的医疗器械 10、11 各自具有的传感器 120 检测出的信号(下面,称为“检测信号”)被输入至平台集成电路 100 时,检测信号由平台集成电路 100 具有的放大部 210 进行放大。

[0044] 医疗器械 10、11 能够设为注射泵、输液泵、血糖仪和血压计中的任一个。

[0045] 对于传感器 120,在医疗器械 10、11 是注射泵和输液泵时,对应于闭塞压力传感器,在医疗器械 10、11 是血压计时,对应于压力传感器和麦克风,在医疗器械 10、11 是血糖仪时,对应于血糖传感器。

[0046] 平台集成电路 100 具有的 CPU(Central Processing Unit:运算部)221 基于放大后的检测信号进行运算,计算检测结果,并控制医疗器械 10、11。检测结果能够存储至被设置在医疗器械 10、11 内的闪速存储器 284,并且被显示在 LCD(Liquid Crystal

Display) 282 上。并且,在判断完成了测量时或检测出异常时,能够控制被设置在医疗器械 10、11 内的蜂鸣器 281 发出声音。

[0047] 如图 1 所示,针对本实施方式的器械中医疗器械 10,将门阵列 110 与平台集成电路 100 一同使用。另一方面,如图 2 所示,针对本实施方式的器械中医疗器械 11,不使用门阵列 110。

[0048] 这样,本实施方式的平台集成电路 100 能够根据所使用的医疗器械 10、11 的功能,并用门阵列 110。门阵列 110 被构成为补充平台集成电路 100 的一部分功能。

[0049] 门阵列 110 例如既可以是改变布线进行定制的方式(例如,铝母片方式)的门阵列,也可以是通过写入或重写逻辑电路进行定制的方式的门阵列(例如,FPGA(Field Programmable Gate Array))。门阵列 110 也可以使用作为通用部件被销售的部件。

[0050] 一般,用于注射泵和输液泵的集成电路需要运算处理能力较高的高性能(高性能)运算装置即 CPU。另一方面,用于血压计和血糖仪的集成电路不需要用于注射泵和输液泵的 CPU 程度的高性能 CPU。因此,在由平台集成电路 100 的 CPU221 实现上述 4 个医疗器械 10、11 各个的功能,不得不使 CPU 的功能与注射泵和输液泵相结合,并将其用于血压计和血糖仪时,造成平台集成电路 100 的 CPU221 过剩。即,导致平台集成电路 100 的芯片尺寸增大,很难有效实现降低部件成本。

[0051] 因此,本实施方式的平台集成电路 100 将其 CPU 的功能假设为具有足以实现血压计和血糖仪的功能的程度的较低运算处理能力。并且,在被注射泵和输液泵使用时,连接平台集成电路 100 的 CPU221 和门阵列 110,并通过平台集成电路 100 的 CPU221 和门阵列 110 的并行处理进行运算处理。即,血压计和血糖仪作为医疗器械 11 的结构,注射泵和输液泵作为医疗器械 10 的结构,在医疗器械 10 中,平台集成电路 100 构成为能够连接门阵列 110,该门阵列 110 用于通过与平台集成电路 100 的 CPU 的并行处理来补充平台集成电路 100 的 CPU 的功能。作为被设置在注射泵和输液泵中的门阵列 110 补充的功能,例如,用于检测管道内的气泡的气泡检测功能、滴注状态的滴注检测功能、电动机控制功能等,其他功能只存在于 CPU221。

[0052] 这样,根据本实施方式的平台集成电路 100,由于能够缩小通用于多个医疗器械 10、11 的平台集成电路 100 的 CPU221 的规模,因此能够缩小芯片尺寸,降低部件成本。为了提高芯片尺寸缩小效果,希望平台集成电路 100 由全定制即 ASIC(Application Specific Integrated Circuit) 构成,但也可以由半定制即标准单元构成。

[0053] 并且,根据本实施方式的平台集成电路 100,即使将平台集成电路 100 的一部分构成要素的功能构成为具有较低功能,也能够将适用对象范围扩大到要求比该功能更高的功能的测量装置。因此,能够通过量产效应进一步降低部件成本。

[0054] 图 3 是用于说明本发明实施方式的平台集成电路的功能框结构的说明图。在图 3 中,示出了平台集成电路 100,同时也示出了本实施方式的医疗器械 10、11 的构成要素、以及与医疗器械 10、11 连接的外部装置(电源 292、外部系统 291)。

[0055] 本实施方式的医疗器械 10 例如能够设为注射泵和输液泵,医疗器械 11 例如能够设为血糖仪和血压计,在这些医疗器械 10、11 中分别公用本实施方式的平台集成电路 100。在图 3 中,没有示出在是医疗器械 10 时与平台集成电路连接的门阵列。

[0056] 如图 3 所示,平台集成电路 100 为了能够通用于注射泵、输液泵、血糖仪和血压计,

而被构成并单芯片化为具有这些多个医疗器械 10、11 共同需要的部件组（功能框）。由此，能够通过部件的单芯片化、部件的公用化降低部件成本和安装成本。

[0057] 本实施方式的平台集成电路 100 例如具有信号处理部 210、控制部 220、运算部 230、存储部 240、输入输出部 250、内部时钟部 260 和电源部 270。

[0058] 信号处理部包括放大部 210a、多路复用器 214、AD 转换器 215。

[0059] 放大部 210a 具有 PGA(Programmable Gain Amp)211、放大器 A212、放大器 B213，并且对来自被配置在平台集成电路 100 的外部的各外部传感器的模拟输入信号进行放大。PGA2113 也可以使用 3 个运算放大器和电阻器构成为可变增益差分放大器。放大器 A212、放大器 B213 也可以分别使用运算放大器构成为单输入放大器。

[0060] 多路复用器 214 在内部时钟部 260 生成的内部时钟的预定定时对 PGA211、放大器 A212、放大器 B213 放大后的模拟输入信号进行时分复用。

[0061] 在图 3 中，多路复用器 214 只复用来自放大部 210a 的模拟信号，但多路复用器 214 能够构成为包含未经由放大部 210a 的模拟输入信号（未图示），并且能够复用多个模拟输入信号。多路复用器 214 也可以采用能够复用 8 个信道的信号的结构。

[0062] AD 转换器 215 将多路复用器复用后的模拟输入信号数字转换为数字信号。

[0063] 被复用且被数字转换后的模拟输入信号能够经由 SPI(Serial Peripheral Interface)，存储至被安装在平台集成电路 100 的外部的闪速存储器 284。

[0064] 控制部 220 具有 CPU221、电流驱动器 222、DA 转换器 223、数字控制器 224、蜂鸣器控制器 225、LCD 驱动器 226、语音部 227。

[0065] CPU221 基于存储部中存储的程序（内部程序），控制平台集成电路 100 的各构成要素。并且，CPU221 兼有运算部 230，基于存储部 240 中存储的程序进行各种运算。

[0066] 电流驱动器 222 具有恒定电流源电路，对安装在医疗器械上的闭塞压力传感器等各种传感器施加电流。

[0067] DA 转换器 223 对来自 CPU221 或数字控制器 224 的数字控制信号进行模拟转换，并利用模拟控制信号，设定响应于医疗器械 10、11 的各自功能的 PGA211 的增益。

[0068] 蜂鸣器控制器 225 控制被安装在医疗器械上的蜂鸣器 281。

[0069] LCD 驱动器 226 控制被安装在医疗器械上的 LCD282，并且控制被显示在 LCD282 上的图像。

[0070] 语音部 227 具有 CODEC(Coder/Decoder) 与 DA 转换器，对存储部 240 中存储的数字语音信号进行解码、DA 转换，并通过安装在医疗器械上的语音放大器将其放大，从扬声器 283 中输出语音。

[0071] 运算部 230 由 CPU221 构成，根据控制部 220 的指示进行各种运算。

[0072] 存储部 240 具有 ROM(Read Only Memory) 和 RAM(Random Access Memory)。ROM 是非易失性存储装置，存储各医疗器械 10、11 用的程序。也可以从外部系统 291 向 ROM 安装各医疗器械 10、11 用的程序。RAM 也可以起 CPU221 直接访问的主存储装置的作用。

[0073] 输入输出部 250 能够构成为具有 SPI、I2C(Inter-Integrated Circuit)、UART(Universal Asynchronous Receiver) 或 USB(Universal Serial Bus) 和 FeliCa 接口。例如，SPI 和 I2C 分别作为与闪速存储器 284 及电量计 285 的接口，UART、USB、FeliCa 接口作为与外部系统 291（例如，计算机）的接口。

[0074] 内部时钟部 260 具有 RTC(Real Time Clock)、PLL(Phase Locked Loop)、定时生成部、WDT(Watch Dog Timer)。

[0075] 平台集成电路 100 内部的基准时钟即内部时钟能够基于从平台集成电路 100 中输入的晶体振荡器 293 的振荡信号由 PLL 产生。定时生成部生成平台集成电路 100 的各构成要素的动作定时。例如,生成来自多路复用器 214 中的时分复用的 PGA211、放大器 A212 和放大器 B213 的模拟输入信号的选择的切换定时。

[0076] 电源部 270 具有 DC/DC 转换器、稳压器和电压检测器。电源部 270 通过这些构成要素将从外部电源 292 供给的电压转换成具有希望的电压值的稳定的内部电源电压。

[0077] 接着,针对本实施方式的医疗器械中的平台集成电路 100 的使用方式参照图 4 ~ 图 7 进行说明。

[0078] 如上所述,在将平台集成电路 100 用于作为医疗器械 10 的注射泵和输液泵时,平台集成电路 100 连接有补充平台集成电路 100 的 CPU221 的运算功能的门阵列 110。在图 4 ~ 图 7 中,省略了医疗器械的一部分功能框。

[0079] 图 4 是表示本实施方式的注射泵中的平台集成电路 100 的使用方式的图。

[0080] 注射泵是以在重症监护病房(ICU)等向患者精确且较长时间地进行营养补给或输血、化疗剂或麻醉剂的药剂注射为主要目的的医疗器械,其药剂流量控制优于其他形式的泵。

[0081] 由注射泵具有的闭塞压力传感器检测出的闭塞压力作为差分电压信号(检测信号)被输入至 PGA211 并被放大,并且作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。PGA211 的放大率由 DA 转换器 223 设定为适当的数值。

[0082] 电源电压(充电电池的输出电压)、电动机驱动电压、滑块位置检测、注射器尺寸检测的各信号分别被输入至平台集成电路 100 的输入部即输入 A ~ D,并且分别作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。

[0083] 放大后的闭塞压力、电源电压、电动机驱动电压、滑块位置检测、注射器尺寸检测的各信号由多路复用器 214 进行时分复用,并且由 AD 转换器 215 进行数字转换。数字转换后的各信号能够经由 SPI121 存储至外部的闪速存储器 284,并作为注射泵的控制用信号、异常检测信号来利用。

[0084] 图 5 是表示本实施方式的输液泵中的平台集成电路 100 的使用方式的图。

[0085] 输液泵是以设定的每小时的滴注量持续投放药剂的医疗器械,例如在对手术后的患者准确注射时被使用。

[0086] 由输液泵具有的 2 个闭塞压力传感器检测出的闭塞压力 1、闭塞压力 2 中,由开关 SW 选择出的任一方闭塞压力作为差分电压信号(检测信号)被输入至 PGA211,并且在由 PGA211 放大后,作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。PGA211 的放大率由 DA 转换器 223 设定为适当的数值。

[0087] 电压和温度的各信号分别被输入至平台集成电路 100 的输入部即输入 A 和输入 B,并且作为 1 个信道分量的信号分别被输入至多路复用器 214。

[0088] 放大后的 2 个闭塞压力、电源电压(充电电池的输出电压)和温度的各信号由多路复用器 214 进行时分复用,并且由 AD 转换器 215 进行数字转化。数字转换后的各信号能够经由 SPI 存储至外部的闪速存储器 284,并作为输液泵的控制信号、异常检测信号来利

用。

[0089] 图 6 是表示本实施方式的血压计中的平台集成电路 100 的使用方式的图。

[0090] 血压计是测量人体血压的医疗器械。

[0091] 由血压计具有的压力传感器检测出的压力信号（检测信号）作为模拟差分电压信号被输入至 PGA211，并且在由 PGA211 差分放大后，作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。PGA211 的放大率由 DA 转换器 223 设定为适当的数值。

[0092] 并且，由 PGA211 差分放大后的压力信号在由构成带通滤波器的带通滤波器 BPF1 与放大器 A212 一同放大、滤波后，作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。通过利用带通滤波器 BPF1 对压力信号进行滤波，从而能够从压力信号中只提取能够直接用于血压测量的脉搏分量。

[0093] 来自压力传感器的压力信号能够用于示波法的血压测量。

[0094] 来自麦克风的语音信号（电压检测信号）在由构成带通滤波器的带通滤波器 BPF22 与放大器 B213 一同放大、滤波后，作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。

[0095] 来自麦克风的语音信号能够用于柯氏音法的血压测量。

[0096] 电流驱动器 222 对压力传感器施加电流。

[0097] 平台集成电路 100 的输入部即输入 A～E 也可以输入与血压值的测量有关的其他信号。

[0098] 放大后的压力、甚至放大、滤波后的压力、语音的各信号由多路复用器 214 进行时分复用，并且由 AD 转换器 215 进行数字转换。数字转换后的各信号能够经由 SPI 存储至外部的闪速存储器 284，并作为血压计的测量结果（检测结果）、控制信号、异常检测信号来利用。

[0099] 图 7 是表示本实施方式的血糖仪中的平台集成电路 100 的使用方式的图。

[0100] 血糖仪是测量人体血糖值的医疗器械。

[0101] 由血糖仪具有的血糖传感器检测出的光信号（电流的检测信号）在由构成互阻放大器的放大器 A212 与外部电阻器一同进行电流 / 电压转换后，作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。

[0102] 血糖传感器（光传感器）由 LED(Light-emitting Diode) 和 PD(Photo Diode) 构成。

[0103] 并且，由放大器 A212 放大后的光信号作为差分信号的一方被输入至 PGA211，同时作为差分信号的另一方经由低通滤波器 LPF 被输入至 PGA211。

[0104] PGA211 对经由 LPF 输入的光信号与未经由 LPF 输入的光信号之间的差进行放大。由此，能够精确提取光信号中用于血糖值的测量的高频分量。由 PGA211 放大后的信号作为 1 个信道分量的信号被输入至多路复用器 214。PGA211 的放大率由 DA 转换器 223 设定为适当的数值。

[0105] 电流驱动器 222 对构成血糖传感器的 LED 施加电流。

[0106] 平台集成电路 100 的输入部即输入 A～E 也可以输入与血糖值的测量有关的其他信号。例如，也可以输入来自热敏电阻的温度信号，该热敏电阻为了校正血糖值，测量温度。

[0107] 放大后的光信号、高频分量被提取后的光信号由多路复用器 214 进行时分复用，

并且由 AD 转换器 215 进行数字转换。数字转换后的各信号能够经由 SPI 存储至外部的闪存存储器 284, 并作为血糖仪的测量结果 (检测结果)、控制信号、异常检测信号来利用。另外, 作为血糖仪中使用的血糖传感器, 例示了光传感器, 但并不限于此, 也可以适用利用了电流分析法等的电极传感器。

[0108] 这样, 根据本实施方式涉及的集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械, 将被多个医疗器械分别使用的公用部件组作为平台集成电路来公用, 同时针对高性能医疗器械将功能补充集成电路与平台集成电路并用。由此, 能够实现多个医疗器械部件的公用、成为对象的医疗器械的范围扩大、以及公用后的集成电路的芯片尺寸缩小, 因此能够实现医疗器械部件、以及使用了该医疗器械部件的医疗器械的更低成本化。

[0109] 以上, 针对本发明实施方式的集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械进行了说明, 但本发明并不限于上述实施方式。

[0110] 例如, 在上述实施方式中, 描述了将集成电路通用于注射泵、输液泵、血糖仪和血压计这 4 个医疗器械, 但也可以通用于其他医疗器械, 并且, 通用的医疗器械的数量不受限制。

[0111] 并且, 在上述实施方式中, 以 CPU 的运算功能为例, 对功能补充集成电路补充的集成电路的一部分功能进行了说明, 但功能补充集成电路例如也可以补充蜂鸣器控制器或 LCD 驱动器的功能。

[0112] 在上述实施方式中, 以通用部件即门阵列为例, 对功能补充集成电路进行了说明, 但功能补充集成电路既可以是半定制标准单元, 也可以是全定制 ASIC。

[0113] 本申请基于 2010 年 3 月 31 日提交的日本专利申请编号 2010-080224 号, 其公开内容被参照, 并且被整体编入。

10

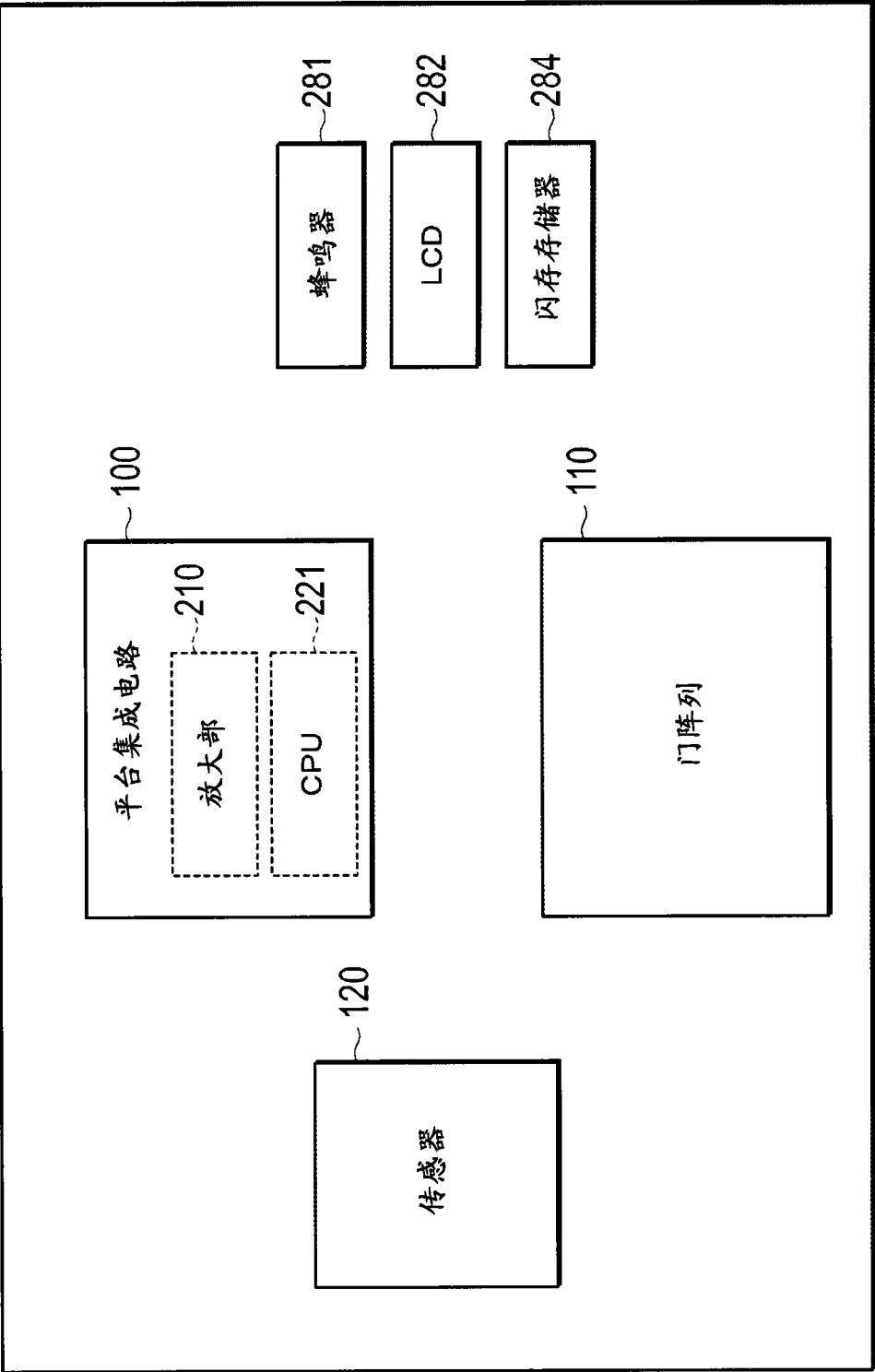


图 1

11

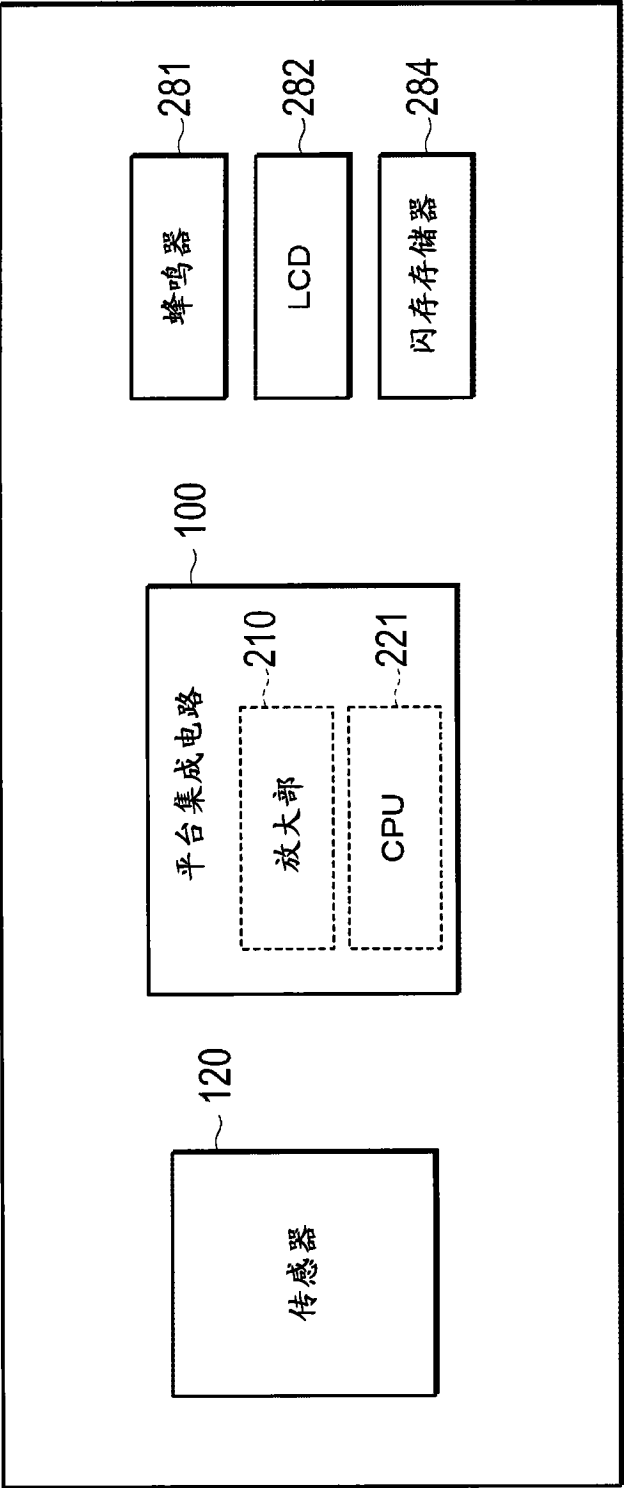


图 2

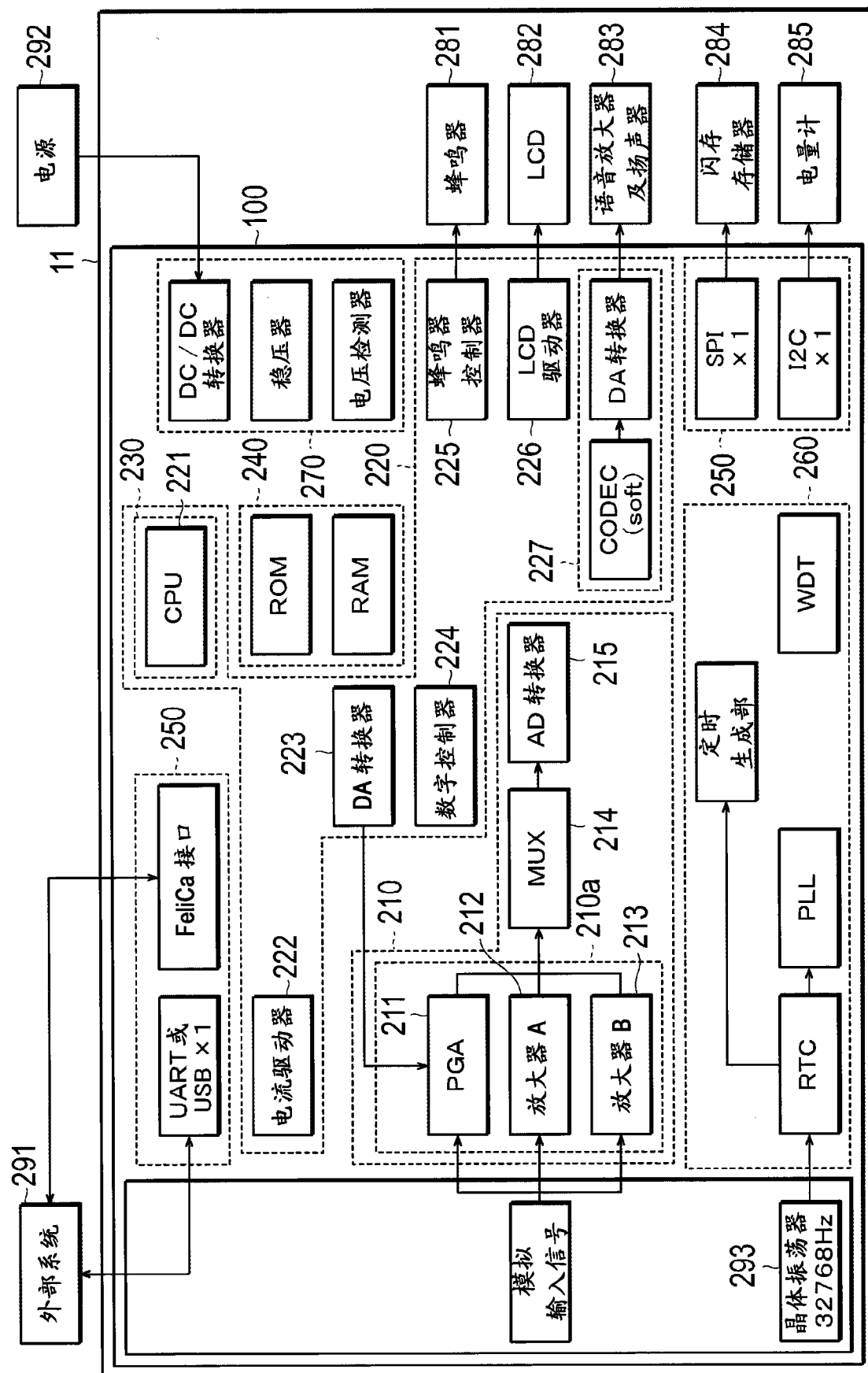


图 3

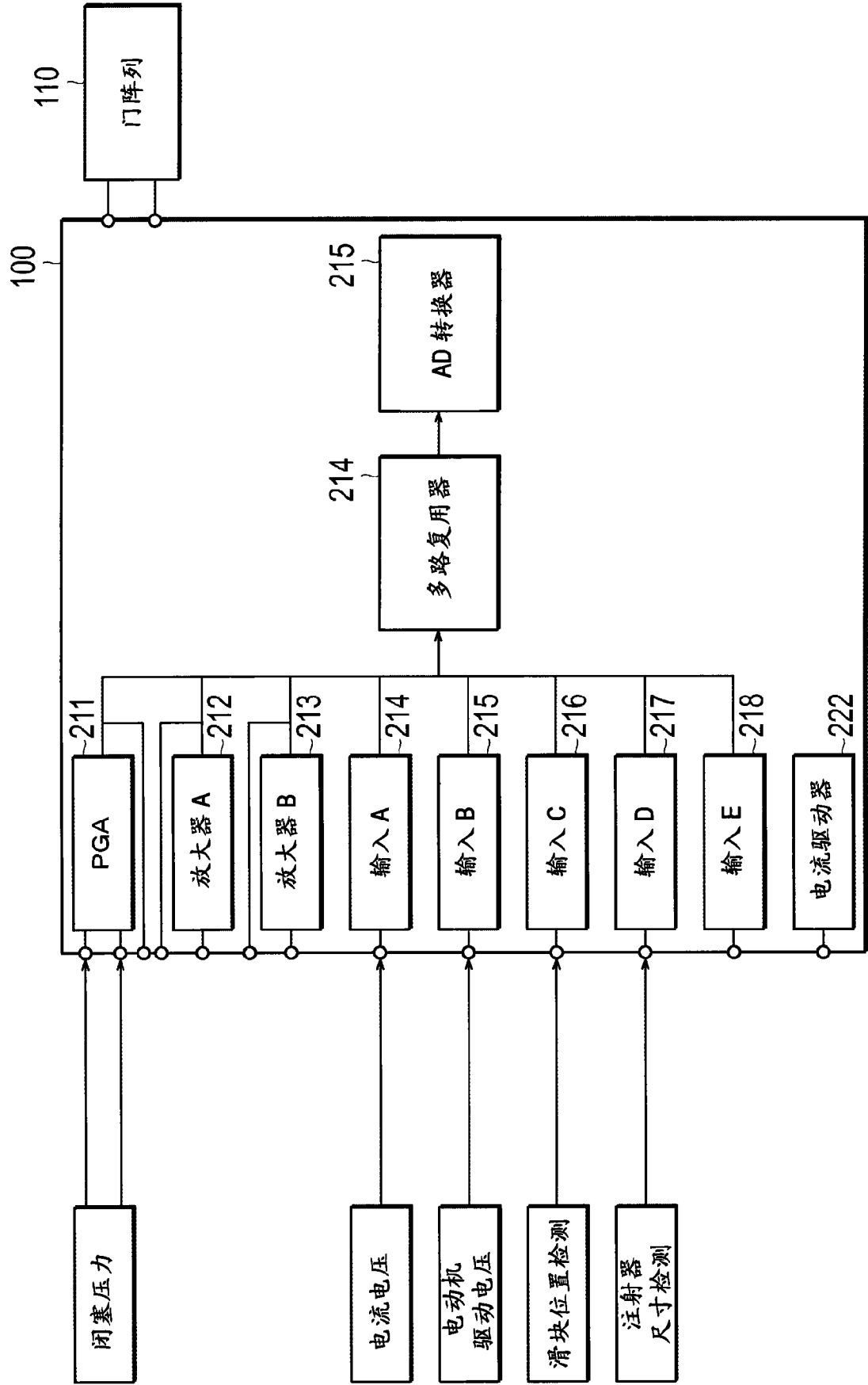


图 4

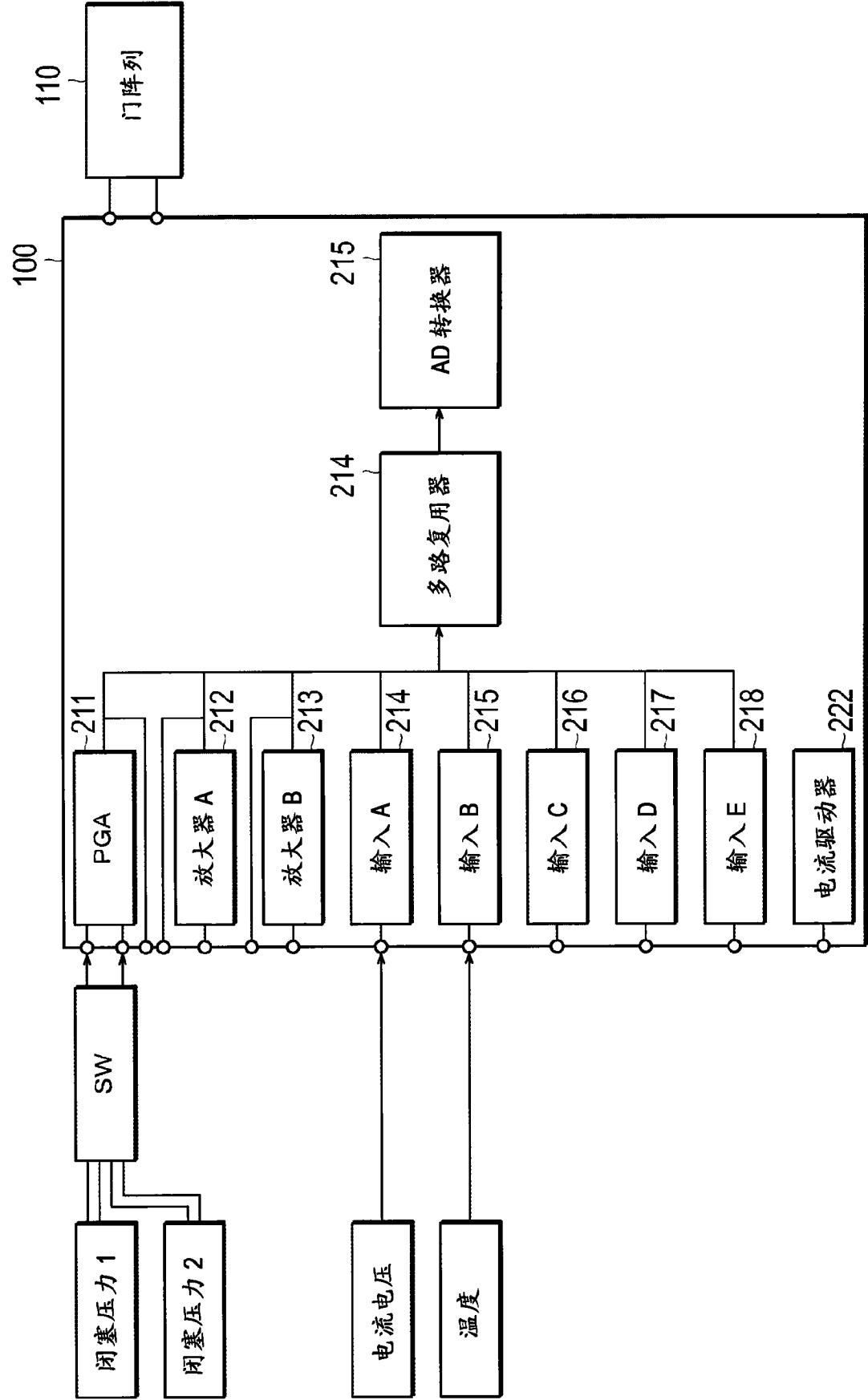


图 5

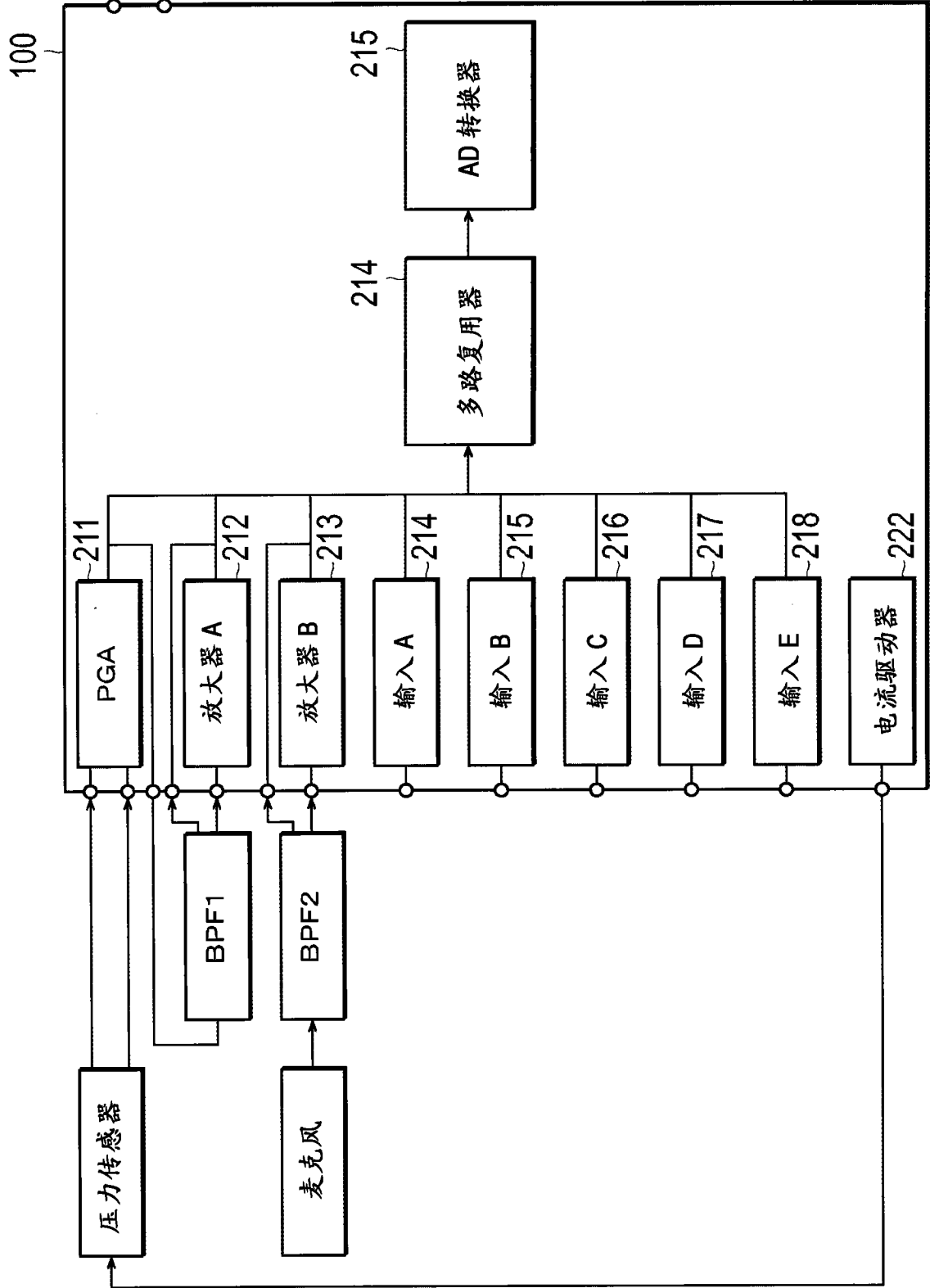


图 6

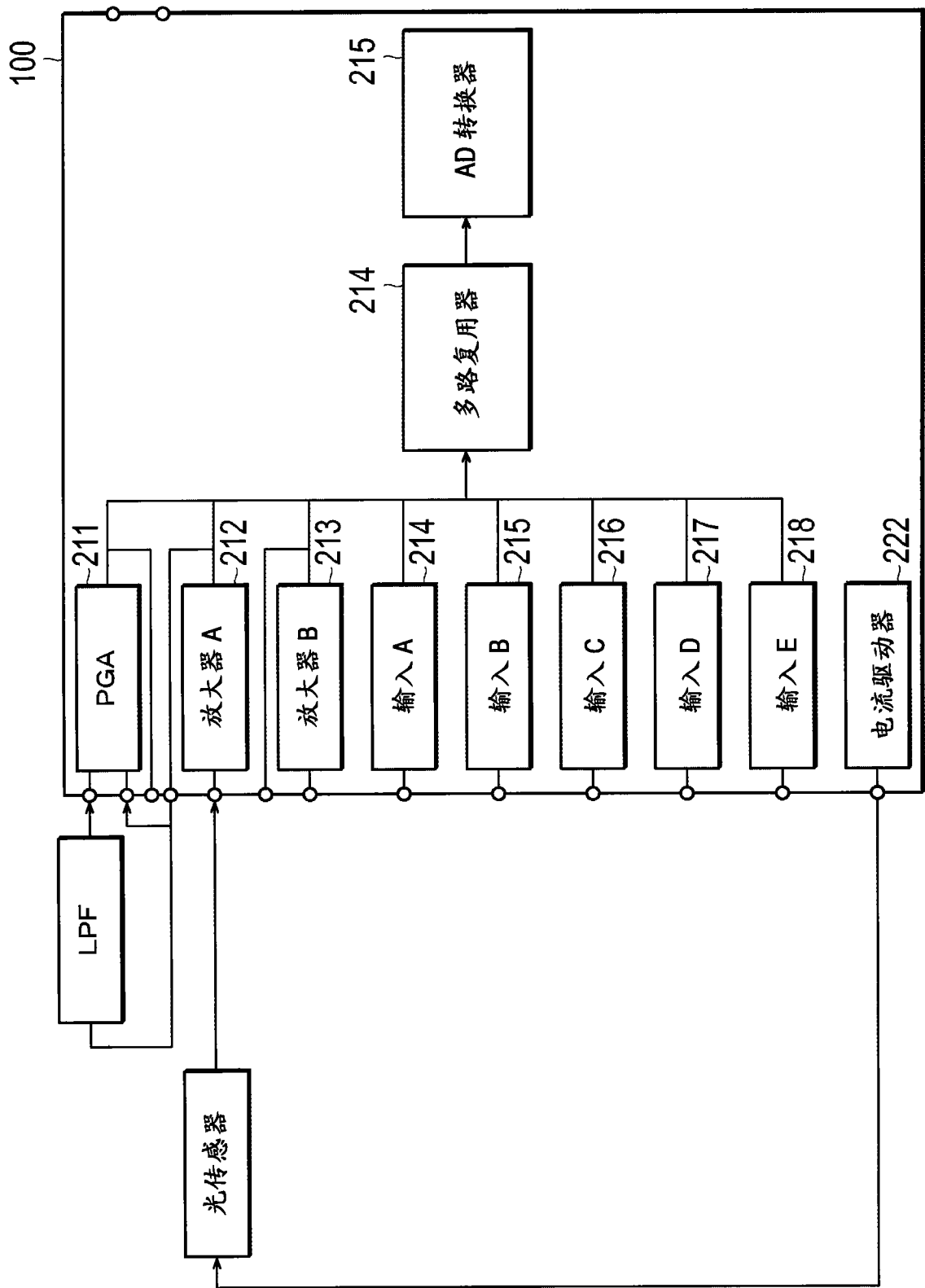


图 7

专利名称(译)	集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械		
公开(公告)号	CN102834127A	公开(公告)日	2012-12-19
申请号	CN201180017722.2	申请日	2011-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	森田孝司 菅原吉久 岩田文晴		
发明人	森田孝司 菅原吉久 岩田文晴		
IPC分类号	A61M5/00 A61B5/00 A61M5/142		
CPC分类号	A61B2560/0443 A61B2562/166 A61B5/02208 A61M2005/16863 A61B5/14532 A61M5/1452 A61M2205/50 A61M5/1723		
代理人(译)	陈伟 孟祥海		
优先权	2010080224 2010-03-31 JP		
其他公开文献	CN102834127B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够实现低成本化的集成电路、以及使用了该集成电路的医疗器械。被多个医疗器械分别使用的公用集成电路(100)，其特征在于：被多个医疗器械(10)中的至少一个医疗器械使用的所述集成电路与补充功能集成电路(110)连接，该功能补充集成电路(110)根据医疗器械的功能来补充集成电路的一部分功能。

10

