



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107496002 B

(45)授权公告日 2019.11.08

(21)申请号 201710851290.4

A61B 90/00(2016.01)

(22)申请日 2017.09.20

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107496002 A

CN 205626014 U,2016.10.12,
CN 103079463 A,2013.05.01,
CN 204863225 U,2015.12.16,
CN 206166983 U,2017.05.17,

(43)申请公布日 2017.12.22

审查员 霍璐

(73)专利权人 青岛大学附属医院
地址 266000 山东省青岛市市南区江苏路
16号

(72)发明人 卢晓虹 崔岩 魏丽丽 姜松磊
胡建 韩舒 于晓燕 姜欣

(74)专利代理机构 北京科亿知识产权代理事务
所(普通合伙) 11350
代理人 孙营营

(51)Int.Cl.

A61B 17/135(2006.01)

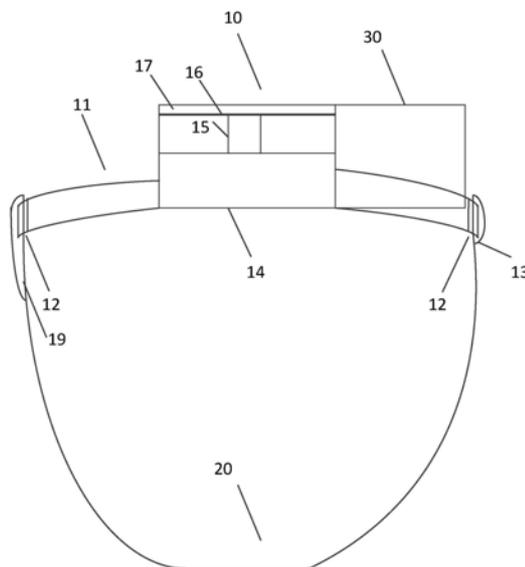
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种桡动脉止血器

(57)摘要

本发明提出了一种桡动脉止血器,包括:压迫部、腕带和控制盒;压迫部包括压板和方形气囊,用于对切口部位进行压迫;腕带包括外部夹层和设置在夹层中的气囊带,用于将压迫部固定于切口位置;控制盒包括第一调节部和第二调节部,第一调节部控制气囊带的充放气,第二调节部控制方形气囊充放气。本发明的桡动脉止血器能够实现对压板的初步调节,对位准确,佩戴方便;可以根据手腕姿势,实现压迫部对切口压迫力的精调,实现了佩戴过程中压迫力的自动调节;根据出血面积调节压迫部对切口的压迫力,实现对切口压迫力的进一步精调。



1. 一种桡动脉止血器,其特征在於,包括:压迫部、腕带和控制盒;压迫部包括压板和方形气囊,用于对切口部位进行压迫;腕带包括中间夹层和设置在中间夹层中的长条状气囊带,用于将压迫部固定于切口位置;控制盒包括第一调节部和第二调节部,第一调节部控制气囊带的充放气,第二调节部控制方形气囊充放气;首先通过腕带上的长度调节扣调节腕带的长度以及压迫部整体位置和压迫力;然后第一调节部根据手腕姿势调节腕带的松紧度,进而实现压迫部对切口压迫力的精调;第二调节部根据出血面积调节压迫部对切口的压迫力,实现对切口压迫力的进一步精调;

气囊带通过W字形结构盘设在腕带中间夹层,通过W字形结构,腕带手背位置盘设有四条气囊带;

压迫部包括方形外壳,方形外壳顶部封闭、底部开口,底部开口处设置压板,压板为透明硅胶制成,其长宽尺寸设置为与方形外壳内侧壁紧密贴合,其厚度为方形外壳高度的一半,将压板压迫在切口位置,并用腕带收紧;压板下表面用于压迫切口,压板上表面固定一连接杆,该连接杆的长度为方形外壳高度的一半,连接杆另一端固定在一个金属片上,该金属片的长宽尺寸与压板相同,也与方形外壳内壁紧密贴合,金属片与方形外壳的顶部之间设置方形气囊,方形气囊充气状态时,其长宽尺寸与压板相同,其高度为压板高度的 $1/3\sim 2/3$,方形气囊上表面与方形外壳顶部内侧面粘贴,方形气囊下表面与所述金属片相粘贴;

所述第一调节部包括姿势检测装置、第一加压气泵、第一电磁阀、第二电磁阀、第一压电传感器、比较器;气囊带的进气口通过第二电磁阀与第一加压气泵连接,用于充气,气囊带的出气口与第一电磁阀连接,用于放气;

所述姿势检测装置包括外壳,外壳的六面均为正方形,内部设置有第一压电传感器和砝码块,砝码块的顶面和底面为正方形,该正方形的边沿与外壳的内侧面紧密贴合,砝码块的厚度为外壳的二分之一,第一压电传感器设置在外壳的底面,第一压电传感器根据砝码块的压力输出电压信号;

第二调节部包括红外摄像头、图像处理器、第二压电传感器、第三模数转换器、第二单片机、第二加压气泵、第三电磁阀、第四电磁阀,红外摄像头设置在压板后方,红外摄像头设置连接杆左侧或者右侧,采集切口的出血面积;图像处理器对红外摄像头采集的图像中的出血面积进行提取,输出出血面积值信号;第二压电传感器设置在金属板和方形气囊之间,用于采集压板受到的压迫力;第二调节部还包括第二单片机,由于所述图像处理器输出的出血面积值是数字信号,第二单片机直接接收所述图像处理器输出的出血面积值,并通过第三模数转换器接收第二压电传感器输出的压力信号;红外摄像头根据预设时间间隔采集出血面积图像,第二单片机将前后两次出血面积值进行比较,根据比值控制方形气囊的充放气;当前后两次出血面积值的比值小于1,说明出血面积扩大,单片机根据比值控制第二加压气泵的充气量,开启第二加压气泵及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀,通过第二加压气泵对方形气囊充气;当比值等于1或者大于1,说明出血面积没有扩大,第二单片机根据比值控制方形气囊的放气量,开启与方形气囊出气口相连的第三电磁阀,对方形气囊放气。

2. 如权利要求1所述的一种桡动脉止血器,其特征在於,所述第一调节部包括比较器,比较器的正向输入端连接到第一压电传感器的输出端,比较器的负向输入端连接到参考电压,参考电压的大小根据第一压电传感器输出电压的等级进行设置,参考电压为第一压电

传感器最大输出电压和最小输出电压之间的一个中间数值,该中间数值并不限定为最大输出电压和最小输出电压的中值;比较器的输出信号分别连接到第一加压气泵、第二电磁阀、第一电磁阀,用于控制第一加压气泵和第二电磁阀以及第一电磁阀的开启或关闭;其中,第一加压气泵和第二电磁阀为负电压控制逻辑,第一电磁阀为正电压控制逻辑,第一加压气泵和第二电磁阀接收负电压时使能,根据负电压的大小控制第一加压气泵和第二电磁阀的充气时间,第一电磁阀接收正电压时使能,根据正电压的大小控制第一电磁阀的放气时间,进而通过控制第一加压气泵和第二电磁阀的充气时间以及第一电磁阀的放气时间实现气囊带中气量的控制;

当所述第一压电传感器输出的电压信号大于参考电压,所述比较器输出正电压信号,由于第一加压气泵和第二电磁阀为负电压控制逻辑,第一电磁阀为正电压控制逻辑,所述第一加压气泵和第二电磁阀不使能,所述第一电磁阀使能,气囊带排气;当所述压电传感器输出的电压信号小于参考电压,所述比较器输出负电压信号,所述第一电磁阀不使能,所述第一加压气泵和第二电磁阀使能,气囊带充气。

3.如权利要求2所述的一种桡动脉止血器,其特征在于,所述第一加压气泵的负电压控制逻辑通过反向跟随器实现,反向跟随器将比较器输出的负电压转换为同样大小的正电压,然后通过第一模数转换器转换为数字电压值,输入到第一单片机;由于第一电磁阀是正电压控制逻辑,比较器输出的正电压通过第二模数转换器转换为数字电压值,输入到第一单片机;第一模数转换器和第二模数转换器都是正电压有效,只对正电压进行模数转换,比较器输出正电压时,第一模数转换器接收的是负电压,第二模数转换器接收的是正电压,第二模数转换器输出数字电压值,第一单片机对应第二模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,第一单片机从其与第一电磁阀相对应的输出端口输出高电平信号,将第一电磁阀使能,对气囊带排气,而第一单片机与第一加压气泵和第二电磁阀相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一加压气泵和第二电磁阀不使能;当比较器输出负电压时,第一模数转换器接收的是正电压,第二模数转换器接收的是负电压,第一模数转换器输出数字电压值,第一单片机对应第一模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,第一单片机从其与第一加压气泵和第二电磁阀相对应的输出端口输出高电平信号,将第一加压气泵和第二电磁阀使能,对气囊带充气,而第一单片机与第一电磁阀相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一电磁阀不使能。

4.如权利要求3所述的一种桡动脉止血器,其特征在于,所述第一单片机存储有数字电压值表和高电平时间表,数字电压值表中的数字电压值与高电平时间表上的高电平时间相对应,第一单片机接收第一模数转换器或第二模数转换器输出的数字电压值,将该数字电压值进行查表操作,查找到与其对应的高电平时间,从相应的输出端口输出高电平信号到第一加压气泵、第二电磁阀或第一电磁阀,该高电平信号的时间是通过查表获得;高电平信号使能第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀,当高电平时间到,高电平信号变为低电平或者高阻状态,第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀不使能,停止工作。

5.如权利要求1所述的一种桡动脉止血器,其特征在于,当对方形气囊充气的过程中,压力信号大于预设的警戒值时,第二单片机关闭第二加压气泵及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀,停止对方形气囊的充气操作。

6.如权利要求1所述的一种桡动脉止血器,其特征在于,所述压板后方的中心还设置有

绿色LED灯,用于与切口对位。

一种桡动脉止血器

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别涉及一种桡动脉止血器。

背景技术

[0002] 随着生活条件的提高和工作方式的改变,冠心病的发病率呈逐年增加的趋势。经皮穿刺冠状动脉腔内形成术是治疗冠心病的主要方法。

[0003] 目前,临床上多采用桡动脉穿刺的方法,穿刺后需要医生使用止血器对桡动脉进行止血。现有的动脉压迫止血器主要由螺旋手柄组件、压板、基座、自粘无纺布绷带组成,用于动脉压迫止血。但现有的动脉压迫止血器固定效果不佳,压迫力不易控制,主要靠患者和医生通过交流来调节止血器压迫力大小,压迫力小易出血,压迫力大会导致桡动脉闭塞,造成患者手指麻木或者疼痛,甚至造成桡动脉的二次伤害,加大伤口出血面积。

[0004] 因此,如何提供一种能够根据患者自身状况自动调节压迫力的桡动脉止血器,是目前亟待解决的问题。

发明内容

[0005] 本发明提出一种桡动脉止血器,解决了现有的动脉压迫止血器压迫力不可调的问题。

[0006] 本发明的技术方案是这样实现的:

[0007] 一种桡动脉止血器,包括:压迫部、腕带和控制盒;压迫部包括压板和方形气囊,用于对切口部位进行压迫;腕带包括外部夹层和设置在夹层中的气囊带,用于将压迫部固定于切口位置;控制盒包括第一调节部和第二调节部,第一调节部控制气囊带的充放气,第二调节部控制方形气囊充放气;首先通过腕带上的长度调节扣调节腕带的长度以及压迫部整体位置和压迫力;然后第一调节部根据手腕姿势调节腕带的松紧度,进而实现压迫部对切口压迫力的精调;第二调节部根据出血面积调节压迫部对切口的压迫力,实现对切口压迫力的进一步精调;

[0008] 腕带内部设置中间夹层,中间夹层中夹持有长条状气囊带,气囊带通过W字形结构盘设在腕带中间夹层,通过W字形结构,腕带手背位置盘设有四条气囊带;

[0009] 压迫部包括方形外壳,方形外壳顶部封闭、底部开口,底部开口处设置压板,压板为透明硅胶制成,其长宽尺寸设置为与方形外壳内侧壁紧密贴合,其厚度为方形外壳高度的一半,将压板压迫在切口位置,并用腕带收紧;压板下表面用于压迫切口,压板上表面固定一连接杆,该连接杆的长度为方形外壳高度的一半,连接杆另一端固定在一个金属片上,该金属片的长宽尺寸与压板相同,也与方形外壳内壁紧密贴合,金属片与方形外壳的顶部之间设置方形气囊,方形气囊充气状态时,其长宽尺寸与压板相同,其高度为压板高度的 $1/3 \sim 2/3$,方形气囊上表面与方形外壳顶部内侧面粘贴,方形气囊下表面与所述金属片相粘贴;

[0010] 所述第一调节部中包括姿势检测装置、第一加压气泵、第一电磁阀、第二电磁阀、

第一压电传感器、比较器；气囊带的进气口通过第二电磁阀与第一加压气泵连接，用于充气，气囊带的出气口与第一电磁阀连接，用于放气；

[0011] 所述姿势检测装置包括外壳，外壳的六面均为正方形，内部设置有第一压电传感器和砝码块，砝码块的顶面和底面为正方形，该正方形的边沿与外壳的内侧面紧密贴合，砝码块的厚度为外壳的二分之一，第一压电传感器设置在方形外壳的底面，第一压电传感器根据砝码块的压力输出电压信号；

[0012] 第二调节部包括红外摄像头、图像处理器、第二压电传感器、第三模数转换器、第二单片机、第二加压气泵、第三电磁阀、第四电磁阀，红外摄像头设置在压板后方，红外摄像头设置连接杆左侧或者右侧，采集切口的出血面积；图像处理器对红外摄像头采集的图像中的出血面积进行提取，输出出血面积值信号；第二压电传感器设置在金属板和方形气囊之间，用于采集压板受到的压迫力；第二调节部还包括第二单片机，由于所述图像处理器输出的出血面积值是数字信号，第二单片机直接接收所述图像处理器输出的出血面积值，并通过第三模数转换器接收第二压电传感器输出的压力信号；红外摄像头根据预设时间间隔采集出血面积图像，第二单片机将前后两次出血面积值进行比较，根据比值控制方形气囊的充放气；当前后两次出血面积值的比值小于1，说明出血面积扩大，单片机根据比值控制第二加压气泵的充气量，开启第二加压气泵及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀，通过第二加压气泵对方形气囊充气；当比值等于1或者大于1，说明出血面积没有扩大，第二单片机根据比值控制方形气囊的放气量，开启与方形气囊出气口相连的第三电磁阀，对方形气囊放气。

[0013] 可选地，所述第一调节部包括比较器，比较器的正向输入端连接到第一压电传感器的输出端，比较器的负向输入端连接到参考电压，参考电压的大小根据第一压电传感器输出电压的等级进行设置，参考电压为第一压电传感器最大输出电压和最小输出电压之间的一个中间数值，该中间数值并不限定为最大输出电压和最小输出电压的中值；比较器的输出信号分别连接到第一加压气泵、第二电磁阀、第一电磁阀，用于控制第一加压气泵和第二电磁阀以及第一电磁阀的开启或关闭；其中，第一加压气泵和第二电磁阀为负电压控制逻辑，第一电磁阀为正电压控制逻辑，第一加压气泵和第二电磁阀接收负电压时使能，根据负电压的大小控制第一加压气泵和第二电磁阀的充气时间，第一电磁阀接收正电压时使能，根据正电压的大小控制电磁阀的放气时间，进而通过控制第一加压气泵和第二电磁阀的充气时间以及第一电磁阀的放气时间实现气囊带中气量的控制；

[0014] 当所述第一压电传感器输出的电压信号大于参考电压，所述比较器输出正电压信号，由于第一加压气泵和第二电磁阀为负电压控制逻辑，第一电磁阀为正电压控制逻辑，所述第一加压气泵和第二电磁阀不使能，所述第一电磁阀使能，气囊带排气；当所述压电传感器输出的电压信号小于参考电压，所述比较器输出负电压信号，所述第一电磁阀不使能，所述第一加压气泵和第二电磁阀使能，气囊带充气。

[0015] 可选地，所述第一加压气泵的负电压控制逻辑通过反向跟随器实现，反向跟随器将比较器输出的负电压转换为同样大小的正电压，然后通过第一模数转换器转换为数字电压值，输入到第一单片机；由于第一电磁阀是正电压控制逻辑，比较器输出的正电压通过第二模数转换器转换为数字电压值，输入到第一单片机；第一模数转换器和第二模数转换器都是正电压有效，只对正电压进行模数转换，比较器输出正电压时，第一模数转换器接收的

是负电压,第二模数转换器接收的是正电压,第二模数转换器输出数字电压值,单片机对应第二模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,单片机从其与第一电磁阀相对应的输出端口输出高电平信号,将第一电磁阀使能,对气囊带排气,而第一单片机与第一加压气泵和第二电磁阀相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一加压气泵和第二电磁阀不使能;当比较器输出负电压时,第一模数转换器接收的是正电压,第二模数转换器接收的是负电压,第一模数转换器输出数字电压值,第一单片机对应第一模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,第一单片机从其与第一加压气泵和第二电磁阀相对应的输出端口输出高电平信号,将第一加压气泵和第二电磁阀使能,对气囊带充气,而单片机与第一电磁阀相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一电磁阀不使能。

[0016] 可选地,所述单片机存储有数字电压值表和高电平时间表,数字电压值表中的数字电压值与高电平时间表上的高电平时间相对应,第一单片机接收第一模数转换器或第二模数转换器输出的数字电压值,将该数字电压值进行查表操作,查找到与其对应的高电平时间,从相应的输出端口输出高电平信号到第一加压气泵、第二电磁阀或第一电磁阀,该高电平信号的时间是通过查表获得;高电平信号使能第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀,当高电平时间到,高电平信号变为低电平或者高阻状态,第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀不使能,停止工作。

[0017] 可选地,当对方形气囊充气的过程中,压力信号大于预设的警戒值时,第二单片机关闭第二加压气泵及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀,停止对方形气囊的充气操作。

[0018] 可选地,所述压板后方的中心还设置有绿色LED灯,用于与切口对位。

[0019] 本发明的有益效果是:

[0020] (1) 通过腕带上的长度调节扣调节腕带的长度以及压迫部整体位置和压迫力,实现对压板的初步调节,对位准确,佩戴方便;

[0021] (2) 根据手腕姿势,通过第一调节部调节腕带的松紧度,进而实现压迫部对切口压迫力的精调,实现了佩戴过程中压迫力的自动调节;

[0022] (3) 第二调节部根据出血面积调节压迫部对切口的压迫力,实现对切口压迫力的进一步精调。

附图说明

[0023] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0024] 图1为本发明一种桡动脉止血器的整体结构示意图;

[0025] 图2为本发明的腕带的内部结构示意图;

[0026] 图3为本发明的姿势检测装置的结构示意图;

[0027] 图4为本发明的第一调节部的原理示意图;

[0028] 图5为本发明的第一调节部的一个具体实施例的示意图;

[0029] 图6为本发明的第一单片机的内部运算原理图；

[0030] 图7为本发明的第二调节部的原理示意图。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 本发明提出了一种桡动脉止血器,用于心脏支架手术后压迫动脉切口,可以根据出血面积、患者的手腕姿势自动调节止血器压迫力。

[0033] 如图1所示,本发明的桡动脉止血器包括压迫部10、腕带20和控制盒30。压迫部10包括压板14和方形气囊17,用于对切口部位进行压迫。腕带20包括外部夹层和设置在夹层中的气囊带,用于将压迫部10固定于切口位置。控制盒30包括第一调节部和第二调节部,第一调节部控制气囊带的充放气,第二调节部控制方形气囊充放气。

[0034] 本发明的桡动脉止血器,首先通过腕带上的长度调节扣调节腕带的长度以及压迫部整体位置和压迫力;然后通过第一调节部根据手腕姿势调节腕带的松紧度,进而实现压迫部对切口压迫力的精调;第二调节部根据出血面积调节压迫部对切口的压迫力,实现对切口压迫力的进一步精调。

[0035] 图1示出了本发明的桡动脉止血器的整体结构示意图,如图1所示,压迫部10的基座11两端开设长条槽口12,槽口12长度与腕带20宽度相同,腕带20穿过槽口12,腕带20的一端穿过槽口12后将多余部分缝制在腕带上,图1中所示实施例中,用于将多余部分收紧固定的缝制部13位于腕带右侧部分,腕带20的另一端设置长度调节扣,例如粘扣带,将腕带穿过槽口12后多余的部分通过长度调节扣收紧并固定,图1中所示实施例中,长度调节扣19位于腕带左侧。

[0036] 使用时,先将压迫部10压在切口位置,然后固定腕带20,并通过长度调节扣粗调腕带长度,将切口压紧。

[0037] 现有的止血器通常为上述结构,通过长度调节扣固定后,通过螺旋手柄组件控制压板的压力,对患者手术切口的压迫力实现较为精确调节。

[0038] 本发明的控制盒中包括第一调节部和第二调节部,第一调节部控制腕带夹层中气囊带21的充气 and 放气,调节腕带的松紧度,实现压板压迫力的精调,第二调节部控制压迫部中方形气囊的充气 and 放气,该压迫力直接作用在压板上,实现压板的压迫力更高精度的调节。

[0039] 如图2所示,腕带20内部设置中间夹层,中间夹层中夹持有长条状气囊带21,该实施例中,腕带左侧无气囊带部分22为长度调节部分,该部分穿过底座左侧槽口并通过长度调节扣收紧固定,腕带右侧无气囊带部分23为缝制端,该部分穿过底座右侧槽口并缝制固定。气囊带21通过W字形结构盘设在腕带中间夹层,气囊带21的进气口和出气口设置在缝制端23,通过W字形结构,腕带手背位置盘设有四条气囊带,充放气时可以保证腕带受力均匀。

[0040] 如图4所示,第一调节部中包括姿势检测装置、第一加压气泵322、第一电磁阀323、第二电磁阀324、第一压电传感器3242、比较器3245。气囊带21的进气口通过第二电磁阀324

与第一加压气泵322连接,用于充气,气囊带21的出气口与第一电磁阀323连接,用于放气。第一调节部设置在控制盒中,如图1所示,控制盒30固定在底座与腕带缝制端的连接处,压迫部10位于底座11的中间位置,控制盒30位于压迫部10和腕带缝制端之间,在腕带缝制端处,气囊带21的进气口和出气口通过转接头和导气管延伸到控制盒30内部,分别与第二电磁阀和第一电磁阀相连接。

[0041] 如图3所示,所述姿势检测装置包括外壳3241,外壳3241的六面均为正方形,内部设置有第一压电传感器3242和砝码块3243,砝码块3243的顶面和底面为正方形,该正方形的边沿与外壳3241的内侧面紧密贴合,砝码块3243的厚度为外壳的二分之一,第一压电传感器3242设置在方形外壳的底面,第一压电传感器3242根据砝码块3243的压力输出电压信号。

[0042] 当佩戴者将压迫部按压在切口处,并通过腕带的长度调节扣或粘扣带初步调节好松紧度之后,控制盒与人体的相对位置固定,因此,姿势检测装置与人体手臂的相对位置也是固定的,姿势检测装置的具体设置为:当人体坐立或者站立时,手臂下垂,砝码块3243为竖直状态,砝码块3243完全压在第一压电传感器3242的上表面,第一压电传感器3242输出最大电压值;当人体平躺时,手臂水平放置,砝码块3243为水平状态,砝码块3243对第一压电传感器3242不挤压,第一压电传感器输出最小电压值;当人体手臂处于其他状态时,砝码块3243与第一压电传感器3242成一定倾角挤压,压电传感器输出最大值和最小值之间的中间值。这样,通过第一压电传感器输出电压信号的大小,就可以获得人体手臂的姿势。

[0043] 第一调节部根据姿势检测装置输出的电压信号对第一加压气泵、第一电磁阀和第二电磁阀进行开启或关闭控制,实现气囊带中气量的控制,进而实现腕带松紧度的细调,细调过程将在下面进行详细介绍。

[0044] 如图4所示,第一调节部包括比较器3245,比较器3245的正向输入端连接到第一压电传感器3242的输出端,比较器的负向输入端连接到参考电压,参考电压的大小根据第一压电传感器输出电压的等级进行设置,参考电压为第一压电传感器最大输出电压和最小输出电压之间的一个中间数值,该中间数值并不限定为最大输出电压和最小输出电压的中值。比较器3245的输出信号分别连接到第一加压气泵322、第二电磁阀324、第一电磁阀323,用于控制第一加压气泵322和第二电磁阀324以及第一电磁阀323的开启或关闭。其中,第一加压气泵322和第二电磁阀324为负电压控制逻辑,第一电磁阀323为正电压控制逻辑,即第一加压气泵322和第二电磁阀324接收负电压时使能,根据负电压的大小控制第一加压气泵322和第二电磁阀324的充气时间,第一电磁阀323接收正电压时使能,根据正电压的大小控制电磁阀的放气时间,进而通过控制第一加压气泵322和第二电磁阀324的充气时间以及第一电磁阀323的放气时间实现气囊带21中气量的控制。

[0045] 当所述第一压电传感器3242输出的电压信号大于参考电压,所述比较器3245输出正电压信号,由于第一加压气泵322和第二电磁阀324为负电压控制逻辑,第一电磁阀323为正电压控制逻辑,因此,所述第一加压气泵322和第二电磁阀324不使能,所述第一电磁阀323使能,气囊带21排气;当所述压电传感器3242输出的电压信号小于参考电压,所述比较器3245输出负电压信号,所述第一电磁阀323不使能,所述第一加压气泵322和第二电磁阀324使能,气囊带21充气。

[0046] 结合图3和图4对气囊带的充放气过程进行详细说明:当佩戴者坐立或站立式时,

佩戴者手臂垂直,桡动脉处于最大充盈状态,所述砝码块3243压在所述第一压电传感器3242上表面,第一压电传感器3242输出最大电压,所述第一压电传感器3242输出的电压信号大于参考电压,所述比较器3245输出正电压信号,所述第一加压气泵322和第二电磁阀324不使能,所述第一电磁阀323使能,气囊带21排气,并且是最大排气量,因为坐立或站立时,佩戴者腕围处于最大状态,将气囊带中的气体排出,可以缓解腕部的紧张程度,防止过度压迫对桡动脉造成伤害;当佩戴者平躺时,手腕水平放置,所述砝码块3243与所述第一压电传感器3242不挤压,第一压电传感器3242输出最小电压,所述第一压电传感器3242输出的电压信号小于参考电压,所述比较器3245输出负电压信号,所述第一电磁阀323不使能,所述第一加压气泵322和第二电磁阀324使能,气囊带21充气,并且是最大充气量,因为平躺时,佩戴者腕围处于最小状态,将气囊充气,可以增强压板与皮肤贴合的紧密程度,防止压迫不紧造成出血面积扩大;当佩戴者处于其他姿势,所述砝码块3243与所述压电传感器3242以一定倾角挤压,压电传感器3242输出最大值与最小值之间的中间值,根据压电传感器的电压信号与参考电压的关系控制气囊带的充放气,实现腕带松紧度的自动调节。

[0047] 术后患者都是以手臂平放状态佩戴桡动脉止血器,因此,佩戴好之后先通过长度调节扣调节腕带的松紧度,由于此时平躺,第一加压气泵对气囊带充气,将腕带收紧;当患者站立或者坐立时,手臂自然下垂状态,第一电磁阀对气囊带放气,将腕带放松,保证患者佩戴舒适,防止血液流通不畅。

[0048] 图5示出了第一调节部的一个具体实施例,该实施例中,第一加压气泵322的负电压控制逻辑通过反向跟随器3246实现,反向跟随器3246将比较器3245输出的负电压转换为同样大小的正电压,然后通过第一模数转换器3247转换为数字电压值,输入到第一单片机3249;由于第一电磁阀323是正电压控制逻辑,因此,比较器3245输出的正电压通过第二模数转换器3248转换为数字电压值,输入到单片机3249;上述第一模数转换器3247和第二模数转换器3248都是正电压有效,即只对正电压进行模数转换,因此,比较器3245输出正电压时,第一模数转换器3247接收的是负电压,第二模数转换器3248接收的是正电压,第二模数转换器输出数字电压值,单片机对应第二模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,单片机从其与第一电磁阀相对应的输出端口输出高电平信号,将第一电磁阀323使能,对气囊带21排气,而单片机与第一加压气泵322和第二电磁阀324相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一加压气泵322和第二电磁阀324不使能;当比较器3245输出负电压时,第一模数转换器3247接收的是正电压,第二模数转换器3248接收的是负电压,第一模数转换器输出数字电压值,单片机对应第一模数转换器的输入端口接收该数字电压值,通过内部运算,单片机从其与第一加压气泵322和第二电磁阀324相对应的输出端口输出高电平信号,将第一加压气泵322和第二电磁阀324使能,对气囊带21充气,而单片机与第一电磁阀相对应的输出端口输出低电平或者高阻态信号,第一电磁阀323不使能。

[0049] 单片机内部运算过程如图6所示,单片机3249中存储有数字电压值表和高电平时时间表,数字电压值表中的数字电压值与高电平时时间表上的高电平时间相对应,因此,第一单片机3249接收第一模数转换器3247或第二模数转换器3248输出的数字电压值,将该数字电压值进行查表操作,查找到与其对应的高电平时间,从相应的输出端口输出高电平信号到第一加压气泵、第二电磁阀或第一电磁阀,该高电平信号的时间是通过上述查表获得。高电平信号使能第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀,当高电平时间到,高电平信号变为

低电平或者高阻状态,第一加压气泵、第二电磁阀或者第一电磁阀不使能,停止工作。

[0050] 本发明的桡动脉止血器通过第一调节部识别患者手臂姿势并调节腕带松紧度,相比于现有的压迫止血器更加舒适。

[0051] 为更进一步精调压板的压力,对切口出血面积进行控制,提高止血效果,本发明的桡动脉止血器还包括第二调节部,第二调节部用于对压板的压迫力进行微调。

[0052] 如图1所示,本发明的压迫部10包括方形外壳,方形外壳顶部封闭、底部开口,底部开口处设置压板14,压板14为透明硅胶制成,其长宽尺寸设置为与方形外壳内侧壁紧密贴合,其厚度为方形外壳高度的一半,例如,压板为2cm宽、3cm长、1cm厚的透明硅胶垫,将压板14压迫在切口位置,并用腕带收紧。压板厚度为方形外壳的一半,压板下表面用于压迫切口,压板上表面固定一连接杆15,该连接杆的长度为方形外壳高度的一半,连接杆另一端固定在一个金属片16上,该金属片的长宽尺寸与压板相同,也与方形外壳内壁紧密贴合,金属片与方形外壳的顶部之间设置方形气囊17,方形气囊充气状态时,其长宽尺寸与压板14相同,其高度为压板高度的 $1/3\sim 2/3$,方形气囊17上表面与方形外壳顶部内侧面粘贴,方形气囊下表面与所述金属片16相粘贴。

[0053] 当方形气囊17处于充分放气状态,金属片16贴合到方形外壳顶部,压板14和连接杆15的厚度正好等于方形外壳的高度,加上金属片16以及方形气囊的厚度,压板14略突出方形外壳的底部,压板14可以用于压迫切口。当方形气囊处于充气状态,压板14继续向外突起,当方形气囊处于充分充气状态,压板14突出方形外壳 $1/3\sim 2/3$ 压板高度,但不完全突出,这样可以保证压板稳固安装在方形外壳内部。

[0054] 如图7所示,第二调节部包括红外摄像头4242、图像处理器4243、第二压电传感器4244、第三模数转换器4245、第二单片机4249、第二加压气泵422、第三电磁阀423、第四电磁阀424,红外摄像头4242设置在压板后方,该红外摄像头设置在图1所示连接杆15左右两侧,因为压板是透明硅胶材料制成,因此红外摄像头可以有效采集切口的出血面积,而不受到压板的影响。图像处理器4243对红外摄像头采集的图像中的出血面积进行提取,输出出血面积值信号。本发明的第二调节部还包括第二压电传感器4244,第二压电传感器4244设置在金属板16和方形气囊17之间,用于采集压板受到的压迫力,该压迫力包括腕带压迫力和方形气囊对压板的压迫力。

[0055] 第二调节部还包括第二单片机4249,由于所述图像处理器4243输出的出血面积值是数字信号,因此,第二单片机4249直接接收所述图像处理器输出的出血面积值,并通过模数转换器4245接收第二压电传感器4244输出的压力信号。红外摄像头根据预设时间间隔采集出血面积图像,第二单片机将前后两次出血面积值进行比较,根据比值控制方形气囊的充放气,进而实现对压板压迫力的控制。当前后两次出血面积值的比值小于1,说明出血面积扩大,因此,单片机根据比值大小控制第二加压气泵422的充气量,开启第二加压气泵422及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀424,通过第二加压气泵422对方形气囊充气;当比值等于1或者大于1,说明出血面积没有扩大,第二单片机根据比值大小控制方形气囊423的放气量,开启与方形气囊17出气口相连的第三电磁阀423,对方形气囊放气。

[0056] 当上述对方形气囊充气的过程中,压力信号大于预设的警戒值时,第二单片机关闭第二加压气泵422及与方形气囊进气口相连接的第四电磁阀424,停止对方形气囊的充气操作,防止对患者血管造成压迫损伤。

[0057] 优选地,为了提高本发明的桡动脉止血器的压迫精准性,本发明的压板后方的中心还设置有绿色LED灯,用于与切口对位。

[0058] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

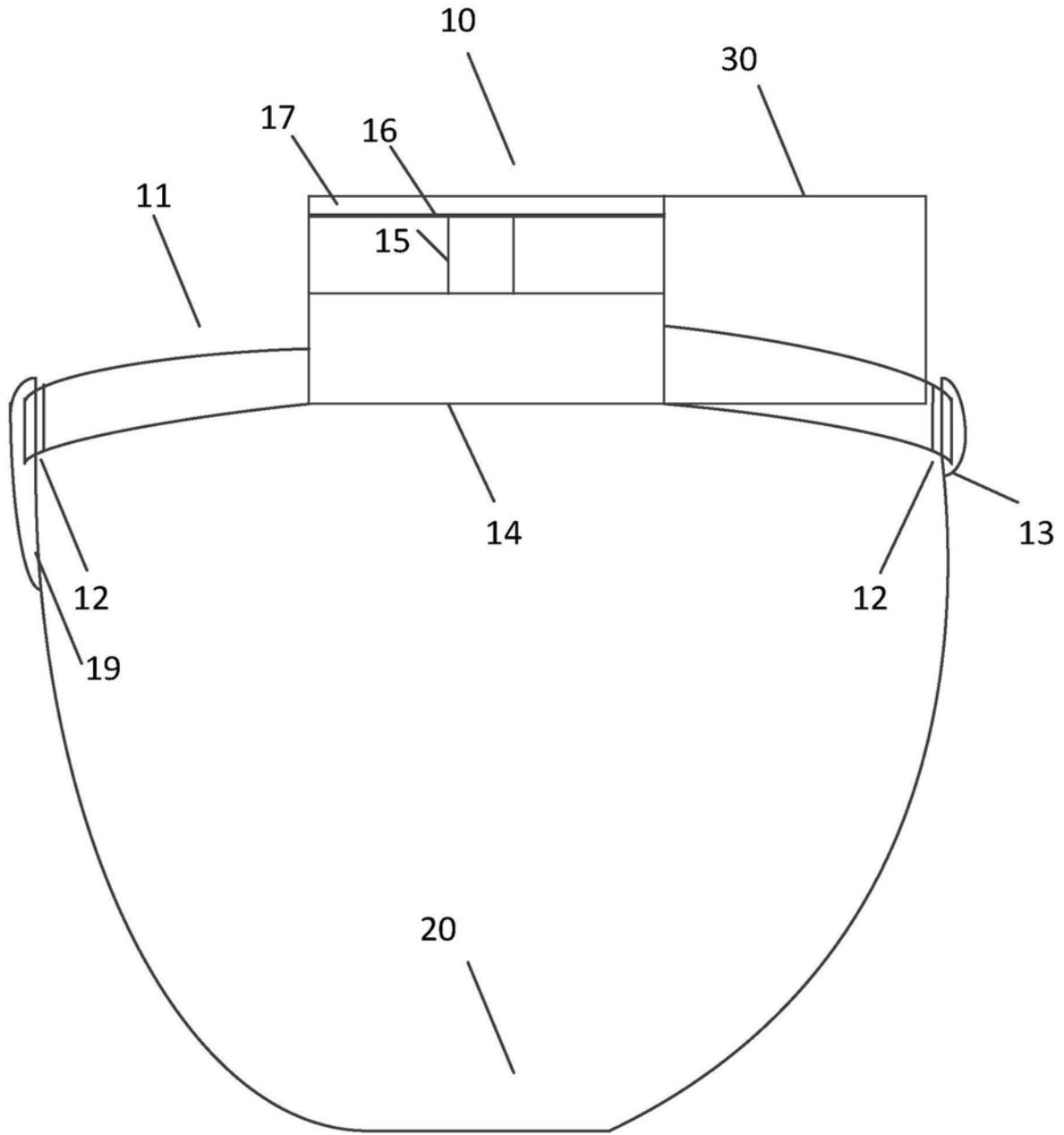


图1

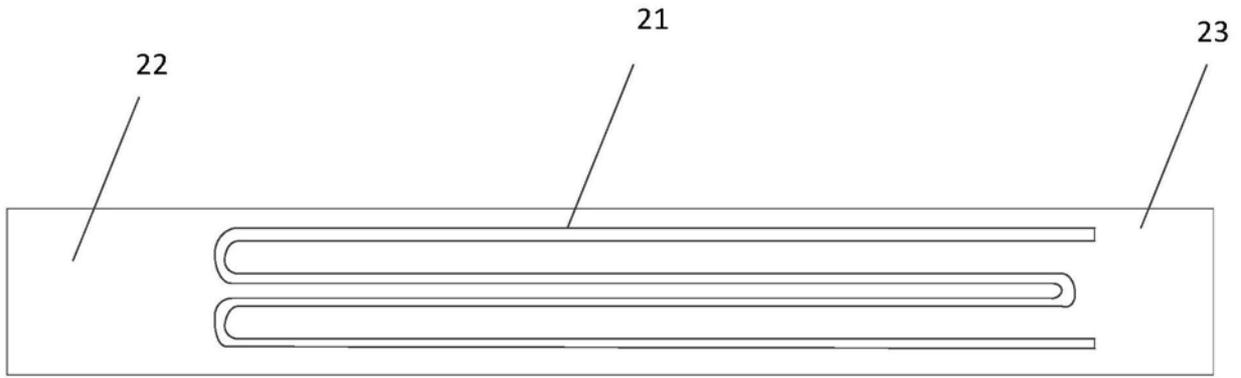


图2

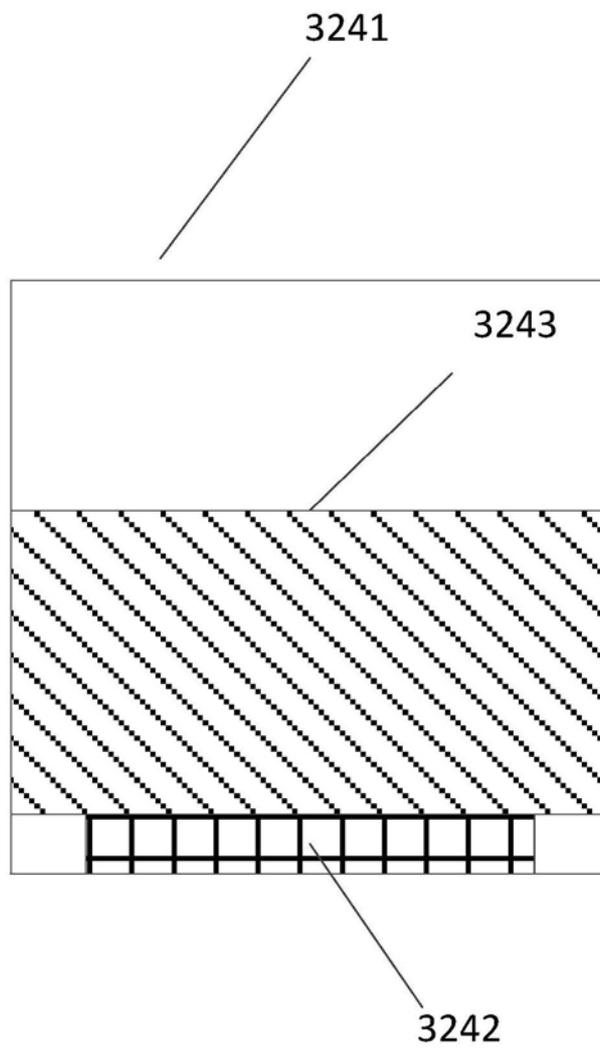


图3

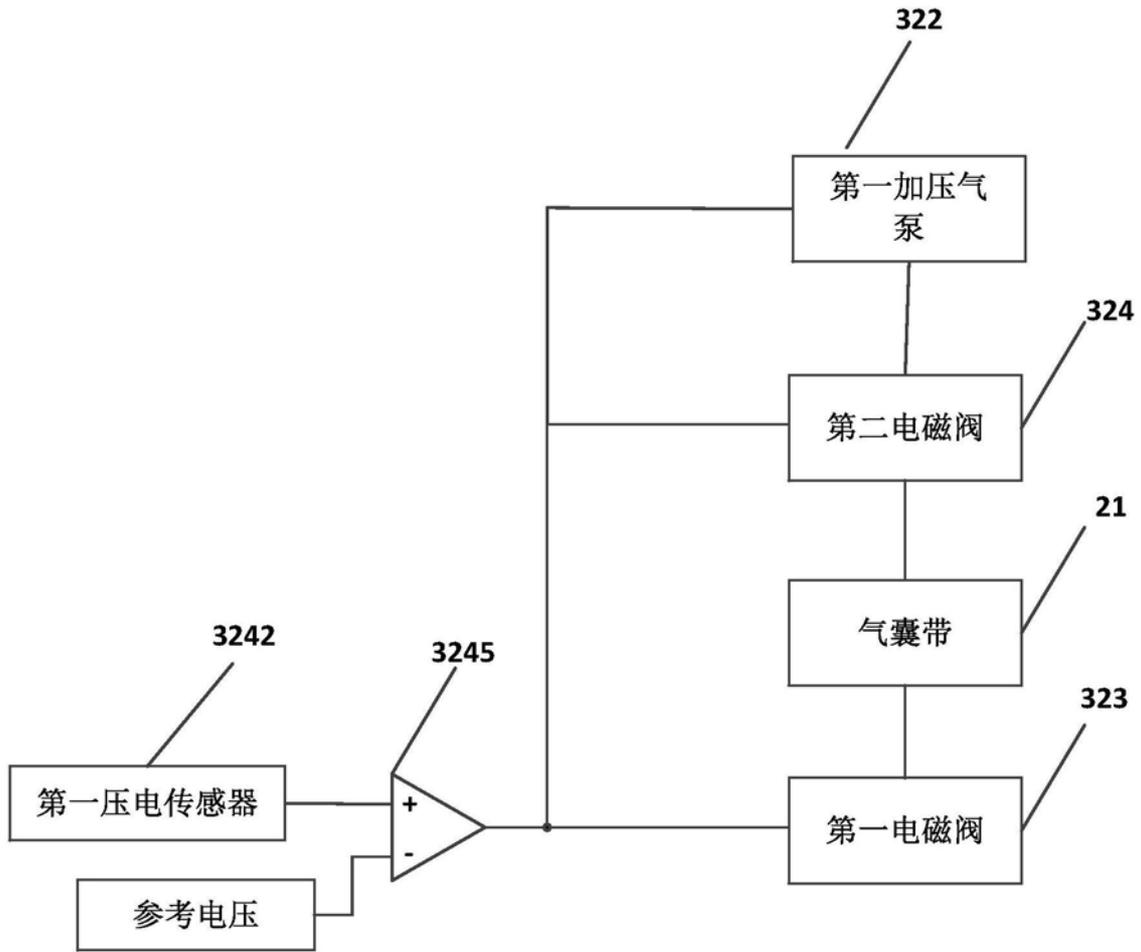


图4

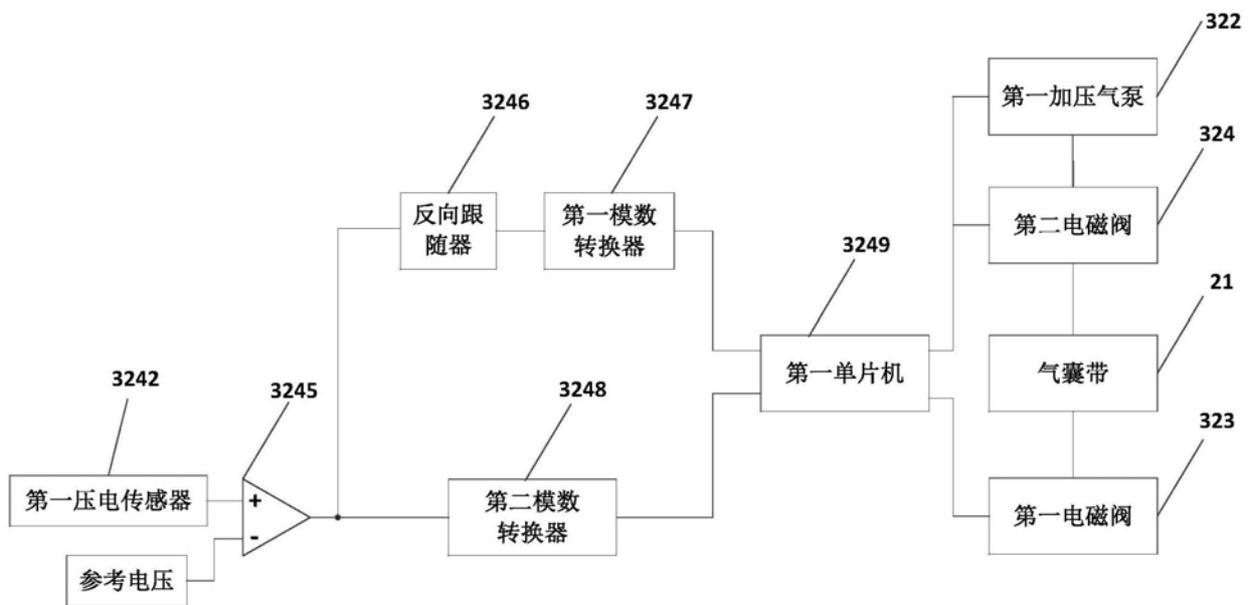


图5

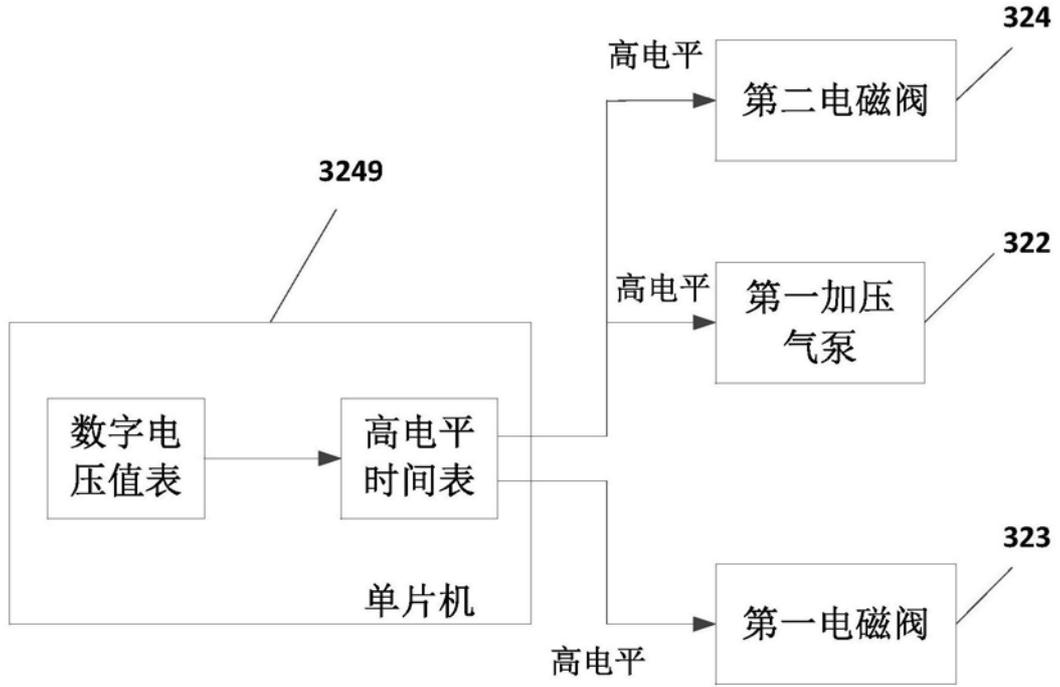


图6

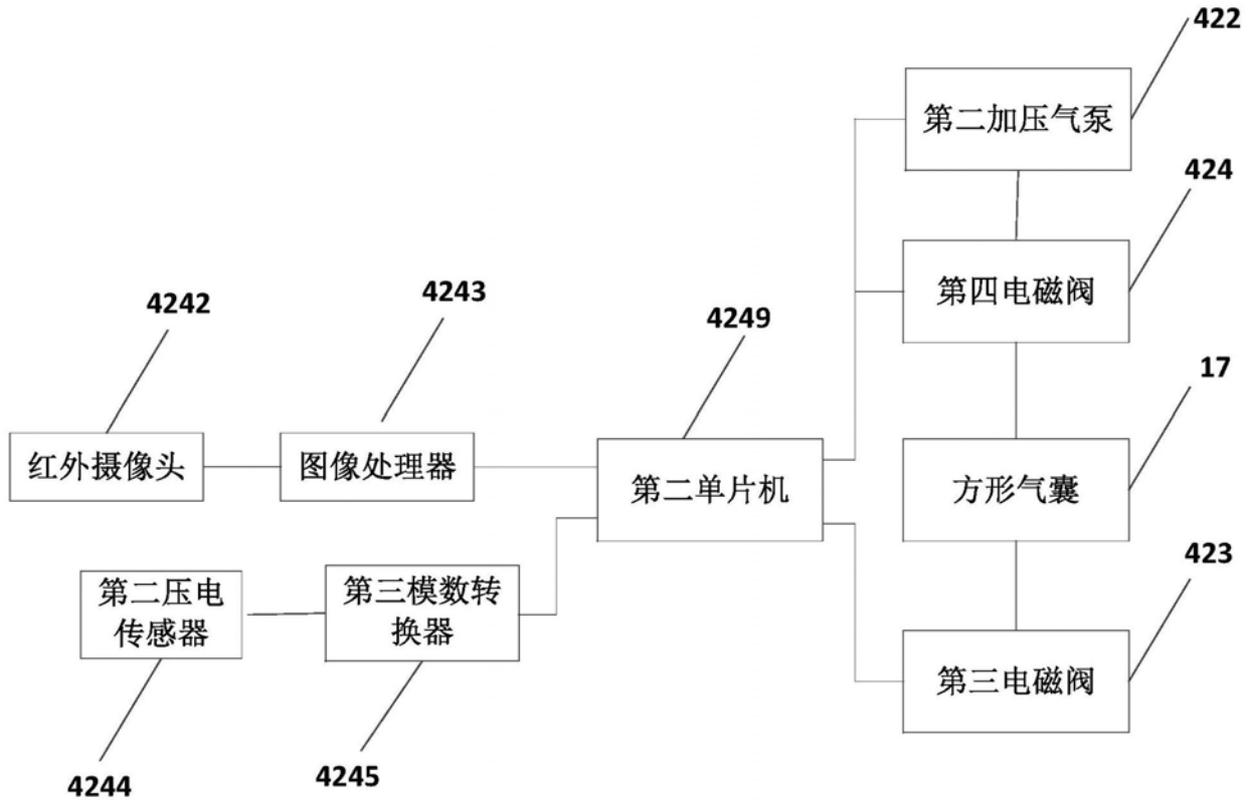


图7