

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61N 7/00 (2006.01)
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910041127.7

[43] 公开日 2009 年 12 月 30 日

[11] 公开号 CN 101612453A

[22] 申请日 2009.7.9

[21] 申请号 200910041127.7

[71] 申请人 珠海仁威医疗科技有限公司

地址 519015 广东省珠海市香洲区吉大建业
二路 1 号三楼

[72] 发明人 赵三多 陈宏明 张红卫

[74] 专利代理机构 珠海智专专利商标代理有限公司
代理人 张 中

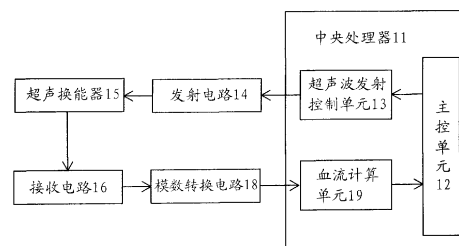
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声止血仪及其止血方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声止血仪及其止血方法，该止血仪包括中央处理器，其设有主控单元、超声波发射控制单元以及血流计算单元；超声止血仪还有接收超声波发射控制单元发出信号的发射电路，接收发射电路输出的电压的超声换能器，接收超声换能器返回信号的接收电路。止血方法包括超声波发射控制单元控制超声换能器发出探测超声波；超声换能器接收返回的探测超声波，并传送至血流计算单元，血流计算单元计算流血位置，并将计算结果传送至主控单元；主控单元计算超声波发射功率，向发射电路发送控制信息；发射电路向超声换能器输出控制电压，超声换能器发射止血超声波。本发明能在短时间内实现止血，且便于携带，对人体创伤少。



1、超声止血仪，其特征在于：包括
中央处理器，所述中央处理器设有

主控单元；

接收主控单元发出的控制信息的超声波发射控制单元；

向主控单元发送信息的血流计算单元；

接收所述超声波发射控制单元发出的控制信号的发射电路；

接收所述发射电路输出的电压的超声换能器；

接收超声换能器返回信号的接收电路，所述接收电路将接收到的信号传送至模数转换电路，模数转换电路将接收到的模拟信号转换成数字信号后传送至所述血流计算单元。

2、根据权利要求1所述的超声止血仪，其特征在于：

所述超声换能器具有朝向多个方向设置的多组压电晶体，每组压电晶体分别与一发射电路连接。

3、根据权利要求1所述的超声止血仪，其特征在于：

所述超声止血仪还具有控制超声换能器旋转方向的旋转机构；

所述中央处理器还设有接收主控单元控制信息的旋转控制单元，所述旋转控制单元用于向所述旋转机构发送控制信号。

4、根据权利要求1至3任一项所述的超声止血仪，其特征在于：

所述超声止血仪具有由柔性材料制成的壳体，所述中央处理器、发射电路、接收电路及模数转换电路设置在所述壳体内，所述超声换能器设置在所述壳体的内表面。

5、根据权利要求4所述的超声止血仪，其特征在于：

所述柔性壳体上设有绑带。

6、根据权利要求1至3任一项所述的超声止血仪，其特征在于：

所述超声止血仪具有由刚性材料制成的壳体，所述中央处理器、发射电路、接收电路及模数转换电路设置在所述壳体内，所述超声换能器设置在所述壳体的内表面。

7、应用如权利要求1所述超声止血仪止血的方法，包括中央处理器的超声波发射控制单元控制超声换能器发出探测超声波；

超声换能器接收返回的探测超声波，并将超声波信号传送至中央处理器的血流计算单元，血流计算单元根据接收到的超声波信号计算流血位置以及血流速度，并将计算结果传送至主控单元；

主控单元根据血流计算单元传送的信息计算超声波发射功率，并向发射电路发送控制信息；

发射电路根据接收的控制信息向超声换能器输出控制电压，超声换能器发射止血超声波。

8、根据权利要求7所述的止血方法，其特征在于：

所述超声换能器具有朝向多个方向设置的多组压电晶体，每组压电晶体分别与一发射电路连接；

所述主控单元接收到血流计算单元传送的信息超声波发射功率时，根据血流计算单元发送的信息判断流血位置，并通过超声波发射控制单元及发射电路控制向多组压电晶体输出控制信号的相位。

9、根据权利要求7所述的止血方法，其特征在于：

所述超声止血仪还具有控制超声换能器旋转方向的旋转机构；

所述中央处理器还设有接收主控单元控制信息的旋转控制单元；

所述主控单元计算发射超声波功率时，根据流血位置计算超声换能器的旋转角度，并向旋转控制单元发送控制信息；

旋转控制单元根据接收到的控制信息向旋转机构输出控制信号。

10、根据权利要求7至9任一项所述的止血方法，其特征在于：

所述超声换能器发射止血超声波后，主控单元判断是否接收到停止发射止血超声波的命令，如是，超声波发射控制单元停止向发射电路输出信号。

超声止血仪及其止血方法

技术领域

本发明涉及一种医疗设备，具体地说，涉及应用超声波技术实现止血的超声止血仪以及使用这种止血仪的止血方法。

背景技术

目前的外科手术中，外科医生在手术台上的一半时间用于帮助病人止血。常见的止血方法有：应用止血钳止血、烧灼伤口、使用药物收缩血管等，但这些方法均不能有效地在短时间内实现止血，一旦病人血流不止会危及病人的生命安全。

现有的止血方法大多需要在医院或指定的医疗地点进行，并且需要专业的医护人员操作，对实施止血的环境、人员均有较高的要求。伤病人员在野外、高速公路等远离医院的地方发生意外导致血流不止，很难在短时间内实现止血，不利于对伤病人员的抢救。

此外，现有的止血方法往往对人体造成创伤，如烧灼伤口会导致人体组织的坏死，且容易留下伤疤，一旦操作不慎还会引发新的病症。

发明内容

本发明的主要目的是提供一种在较短时间内实现止血的超声止血仪；

本发明的另一目的是提供一种便于携带的超声止血仪；

本发明的再一目的是提供一种对人体创伤较少的止血方法。

为实现上述的主要目的，本发明提供的超声止血仪包括有中央处理器，中央处理器设有主控单元、接收主控单元发出的控制信息的超声波发射控制单元、向主控单元发送信息的血流计算单元；超声止血仪还具有接收超声波发射控制单元发出的信号的发射电路，接收发射电路输出的控制电压的超声换能器，接收超声换能器返回信号的接收电路，接收电路将接收到的信号传送至模数转换电路，模数转换电路将接收到的模拟信号转换成数字信号后传送至血流计算单元。

超声止血仪工作时，先判断流血位置，然后利用超声换能器发射的高强度超声波对流血部位进行止血。血液在高强度的超声波的作用下血流速度加快，激活血液中的血小板，使血小板加速运动，从而加强血液的粘着性，促进血液的凝血，使涌出伤口处的血液在短时间内凝结成块，进而实现止血的目的。

由上述方案可见，超声止血仪应用超声波使流经伤口处血小板加快运动实现止血，应用超声波可使血液在短时间内凝固，止血所需时间较短，且对人体创伤较少。

一个优选的方案是，超声换能器具有朝向多个方向设置的多组压电晶体，每组压电晶体分别与一发射电路连接。这样，超声波发射控制单元根据流血位置以及血流速度，计算每组压电晶体发射超声波的功率，从而精确地向流血位置发射超声波，缩短止血时间。

进一步的方案是，超声止血仪具有由柔性材料制成的壳体，且中央处理器、发射电路、接收电路及模数转换电路设置在壳体内，超声换能器设置在所述壳体的表面上。优选地，壳体设置成常见的口罩形状及大小。

这样，使用超声止血仪时，壳体可紧贴在人体流血部位上，缩短超声换能器与流血部位的距离，从而提高超声止血仪的效率。并且，超声止血仪的体积较小，便于携带，且对使用环境没有限制，方便病人在野外、高速公路上使用，特别适用军队野战环境止血。

为实现上述的再一目的，本发明提供的止血方法应用上述的超声止血仪，该方法包括中央处理器的超声波发射控制单元控制超声换能器发出探测超声波；超声换能器接收返回的探测超声波，并将超声波信号传送至中央处理器的血流计算单元，血流计算单元根据接收到的超声波信号计算流血位置以及血流速度，并将计算结果传送至主控单元；主控单元根据血流计算单元传送的信息计算超声波发射功率，并向发射电路发送控制信息；发射电路根据接收的控制信息向超声换能器输出控制电压，超声换能器发射止血超声波。

由此可见，超声止血仪计算流血位置后，发出功率较大的止血超声波进行止血。由于血液在超声波的作用下血流速度加快，从而实现

凝血。在止血过程中并未对人体组织造成破坏，因此对人体创伤较少，且不会留下伤疤。

附图说明

图 1 是本发明超声止血仪第一实施例的结构图；

图 2 是本发明超声止血仪第一实施例的结构示意框图；

图 3 是本发明超声止血仪第一实施例超声换能器的结构放大示意图；

图 4 是本发明超声止血仪第一实施例中发射电路的电路图；

图 5 是本发明超声止血仪第一实施例中超声波发射控制单元输出的 PWM 控制信号波形图；

图 6 是本发明止血方法实施例的流程图；

图 7 是本发明超声止血仪第二实施例的结构图；

图 8 是本发明超声止血仪第二实施例中旋转机构与超声换能器连接的结构放大分解图；

图 9 是本发明超声止血仪第二实施例的结构示意框图。

以下结合附图及实施例对本发明作进一步说明。

具体实施方式

超声止血仪第一实施例：

参见图 1，本实施例具有一个柔性材料制成的壳体 1，优选地，该柔性材料为橡胶、布料等，壳体 1 制成常见的口罩形状及大小。在壳体 1 的两侧分别设有两条绑带 3，便于病人将超声止血仪绑在流血部位。

在壳体 1 的表面上设有一个安装穴 2，安装穴 2 内设有超声换能器 15。使用超声止血仪时，将设有安装穴 2 的表面紧贴在流血部位，并使用绑带 3 固定，应用超声换能器 15 发射超声波将血流凝固从而实现止血。

参见图 2，本实施例中央处理器 11、发射电路 14、超声换能器 15、接收电路 16 以及模数转换电路 18，其中中央处理器 11、发射电路 14、接收电路 16 以及模数转换电路 18 位于壳体 1 内。

中央处理器 11 是超声止血仪的核心，其设有主控单元 12、超声波发射控制单元 13 以及血流计算单元 19。主控单元 12 控制超声波发射控制单元 13 的工作，向超声波发射控制单元发出控制信息。超声波发射控制单元 13 根据主控单元 12 发出的控制信息向发射电路 14 输出 PWM 控制信号。而血流计算单元 19 接收模数转换电路 18 传送的信号，并根据接收的信号计算流血位置以及流血处血流速度等，并将计算结果传送至主控单元 12。

发射电路 14 接收超声波发射控制单元 13 输出的 PWM 控制信号，并根据控制信号向超声换能器 15 输出电压。参见图 3，本实施例的超声换能器 15 具有一个半球状的外壳 21，外壳 21 内设有多组压电晶体 22，每组压电晶体 22 包括有多个压电晶体。压电晶体在发射电路 14 的控制下产生机械振动，从而形成机械波。这些机械波为频率在 1M 赫兹到 10M 赫兹之间的超声波。

本实施例中，多组压电晶体布置在外壳 21 的内表面，不同组的压电晶体朝向不同的方向，超声波发射控制电路 13 通过发射电路 14 控制朝向不同方向的压电晶体振动，实现超声止血仪向不同方向发射超声波。

本实施例设有多组发射电路 14，每一组发射电路 14 与超声换能器 15 中的一组压电晶体 22 电连接，并向该组压电晶体施加电压，驱动压电晶体振动。

参见图 4，发射电路 14 具有两个输入端，分别是输入端 26、27，并具有一个输出端 28。输入端 26、27 接收超声波发射控制单元 13 输出的 PWM 控制信号，该控制信号的波形图如图 5 所示。

PWM 控制信号是高低电平变化的脉冲信号，超声波发射控制单元 13 可在主控单元 12 的控制下改变输出 PWM 控制信号的脉冲宽度以及幅值，也可以改变 PWM 控制信号的周期。

发射电路 14 的输入端 26、27 接收超声波发射控制单元 13 输出的 PWM 控制信号后，三极管 Q1、Q2 轮流导通。当 PWM 控制信号为高电平时，输入端 11 通过电容 C1 向三极管 Q1 的基极加载正向电压，三极管 Q1 导通，且三极管 Q2 截止，变压器 T1 原边产生电压，经过

变压器 T1 升压后输出至场效应管 Q3 的栅极，场效应管 Q3 导通，输出端 13 输出电压较高的高电平信号。

相同地，当 PWM 控制信号为低电平时，输入端 12 通过电容 C2 向三极管 Q2 的基极加载电压，三极管 Q2 导通，且三极管 Q1 截止，三极管 Q2 输出的电压通过变压器 T1 升压后向场效应管 Q4 的栅极加载电压，输出端 13 输出电压幅值大于输入端 12 电压幅值的低电平信号。

可见，超声波发射控制单元 13 输出的 PWM 控制信号经过发射电路 14 后，电压幅值放大，并且保持 PWM 控制信号的特征，如脉冲宽度、周期等。发射电路 14 的输出端 28 向超声换能器 15 的压电晶体施加电压，使压电晶体产生机械振动，形成频率固定的超声波。

回看图 2，超声换能器 15 发射超声波后，接收返回的超声波信号，并将接收到的超声波信号传送至接收电路 16。接收电路 16 将接收到的模拟超声波信号传送至模数转换电路 18，将模拟信号转换为数字信号后传送至中央处理器 11 的血流计算单元 19 中，血流计算单元 19 根据接收到的超声波信号计算流血位置。

下面结合图 6 说明本实施例的工作流程。超声止血仪工作时，主控单元 12 首先向超声波发射控制单元 13 发出控制信息，超声波发射控制单元 13 根据控制信息向发射电路 14 发出 PWM 控制信号，发射电路 14 即向超声换能器 15 的压电晶体施加电压，形成超声波，即执行步骤 S1。

此时，超声换能器 15 发射的超声波为探测超声波，其功率较低，用于探测流血位置、血流速度等。超声换能器 15 发射探测超声波后，接收返回的探测超声波，即执行步骤 S2，并将返回的超声波信号传送至接收电路 16，返回的超声波信号经过接收电路 16、模数转换电路 18 后被传送至血流计算单元 19 中。

血流计算单元 19 根据接收到的超声波信号，应用多普勒原理计算流血位置，判断血流速度最快处即为流血位置，以此判断流血位置与超声换能器 15 之间的距离、流血位置在皮肤表皮下方的深度等，并计算流血处的血流速度，以此判断流血程度。

血流计算单元 19 计算流血位置及流血程度后, 将计算结果传送至主控单元 12, 主控单元 12 执行步骤 S3, 根据计算结果计算超声换能器 15 的各组压电晶体发射超声波的功率, 并根据流血位置控制发射电路 14 输出的 PWM 控制信号的相位。例如, 流血速度较快或流血量较大时, 超声换能器 15 发出功率较大的超声波信号。

超声波发射控制单元 13 在主控单元 12 的控制下向发射电路 14 输出 PWM 控制信号, 发射电路 14 即驱动超声换能器 15 的各组压电晶体发射超声波, 即执行步骤 S4。此时超声换能器 15 发射的超声波为止血超声波, 其功率较大, 并且超声波发射控制单元 13 通过发射电路 14 控制不同组压电晶体的 PWM 控制信号的相位, 也就是控制各组压电晶体发射超声波的功率, 从而精确地控制超声波作用于流血位置。

超声止血仪发射止血超声波后, 血液在超声波的作用下血流速度较快, 激活血液中的血小板, 使血小板加速运动, 从而加强血液的粘着性, 促进血液的凝血, 使涌出伤口处的血液在短时间内凝结成块, 即实现止血的目的。

然后, 主控单元 12 判断是否接收到停止发射止血超声波的命令, 即执行步骤 S5, 若没有收到命令, 则继续执行步骤 S4, 继续发射止血超声波。若接收到停止命令, 则执行步骤 S6, 超声波发射控制单元 13 停止向发射电路 14 输出 PWM 控制信号, 超声换能器 15 即停止发射止血超声波。

本实施例中, 停止发射止血超声波的命令可以来自外部的控制信号, 如在超声止血仪中设置停止按钮, 当使用者按下该按钮时, 主控单元 12 即接收到停止命令。或者, 在主控单元 12 中存储一时间阈值, 当超声换能器 15 发射止血超声波时间到达该时间阈值时即自动发出停止命令。

超声止血仪第二实施例:

参见图 7, 本实施例具有刚性材料, 如塑料、金属等制成的壳体 31, 壳体 31 的一个表面上设有多个按钮 32 以及显示器 33, 并在另一表面设有超声换能器 45。

参见图 9，与第一实施例相同，本实施例具有中央处理器 41、发射电路 44、超声换能器 45、接收电路 46、模数转换电路 48，其中央处理器 41 内设有主控单元 42、超声波发射控制单元 43 以及血流计算单元 49，这些与第一实施例相同，在此不再赘述。

本实施例的中央处理器 41 还设有旋转控制单元 47，且超声止血仪还设有控制超声换能器 45 旋转的旋转机构 50，旋转机构 50 在旋转控制单元 47 的控制下带动超声换能器 45 旋转。

参见图 8，旋转机构 50 包括有电机 57，电机 57 的上表面具有转轴 58，转轴 58 为非圆轴。在转轴 58 的上方设有“V”形的连接件 52，连接件 52 的两端分别设有一个通孔，分别是通孔 53、54，其中通孔 54 为非圆孔，与电机的转轴 58 配合。

超声换能器 45 设置在连接件 52 的上方，并且超声换能器 45 的壳体 51 底部设有圆形的凸柱（图中不可见），该凸柱与连接件 52 的通孔 53 配合。

通过电机 57 转轴 58 与连接件 52 通孔 54 的配合，转轴 58 的旋转带动连接件 52 的旋转，从而带动超声换能器 45 旋转。

超声止血仪工作时，主控单元 42 计算超声止血仪发射超声波功率的同时，还计算流血位置位于超声换能器 45 的哪一方向上，并向旋转控制单元 47 发出控制信息，旋转控制单元 47 根据该控制信息驱动电机 57 工作，使转轴 58 旋转一定的角度，从而控制超声换能器 45 旋转特定角度。通过精确计算流血位置的方向，并计算流血位置方向与超声换能器 45 当前方向之间的夹角，即可精确计算转轴 58 旋转角度，实现对超声换能器 45 旋转方向的精确控制。

当然，电机 57 与连接片 52 组成的旋转机构 50 仅是一个实施方案，实际应用时旋转机构 50 还可以由其他器件组成。例如使用电机驱动蜗轮蜗杆、伞形齿轮或万向节等，也可以实现驱动超声换能器 45 旋转的目的。

由上述方案可见，本发明的超声止血仪应用超声波加快流血处血流运动，从而促使血液在短时间内凝固，实现止血。止血所需时间较

短，且对人体创伤较少。并且，上述两个实施例中，超声止血仪的壳体设置成口罩形状或手机形状，便于携带，也方便使用。

并且，超声止血仪可根据血流位置控制超声换能器中各组压电晶体的发射功率，或者控制旋转机构的旋转角度，使超声止血仪发射的超声波精确地作用在血流位置上，止血效果更为明显。

当然，上述实施例仅是本发明的较佳的实施方案，实际应用中，还可以有更多的改变，例如，超声止血仪的壳体设置成手电筒外壳或MP3 音乐播放器外壳等形状；或者超声换能器外壳设置成椭圆面、圆台面等形状；又或者在第一实施例中设置旋转机构，并通过旋转控制单元控制旋转机构的旋转，第二实施例的超声换能器也设有多个压电晶体，并且每组压电晶体的朝向不相同等，这些改变并不影响本发明的实施。

最后需要强调的是，本发明不限于上述实施方式，如旋转机构的改变、发射电路组成的改变、超声换能器压电晶体数量以及组数的改变等微小的变化也应该包括在本发明权利要求的保护范围内。

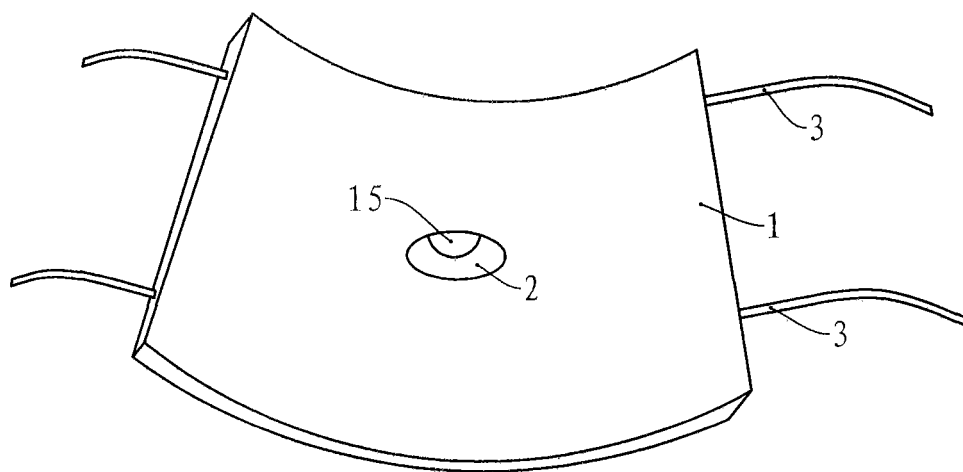


图 1

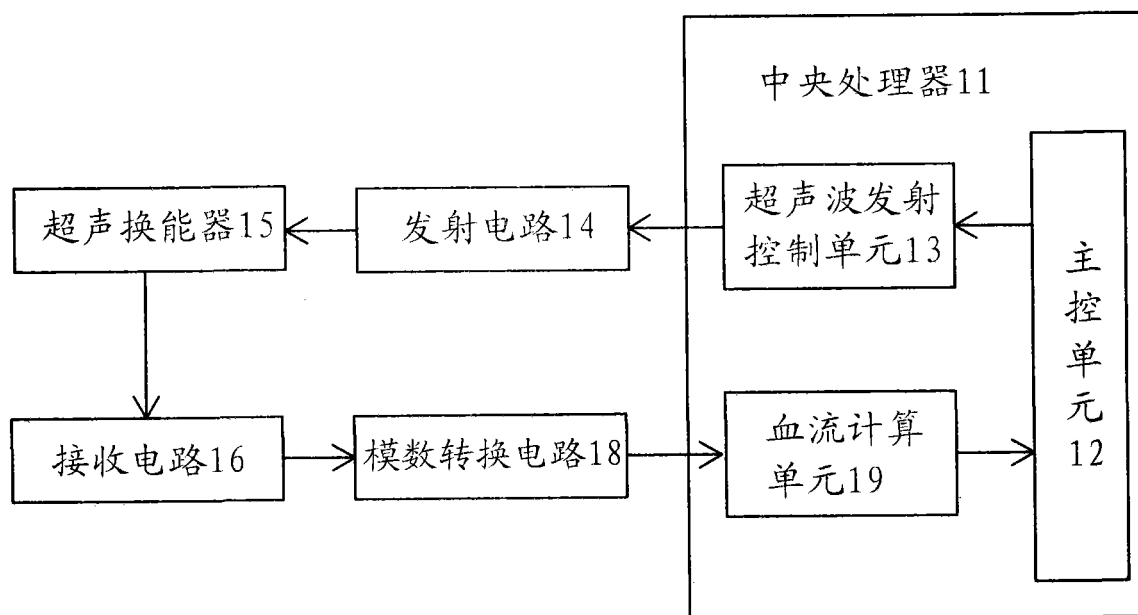


图 2

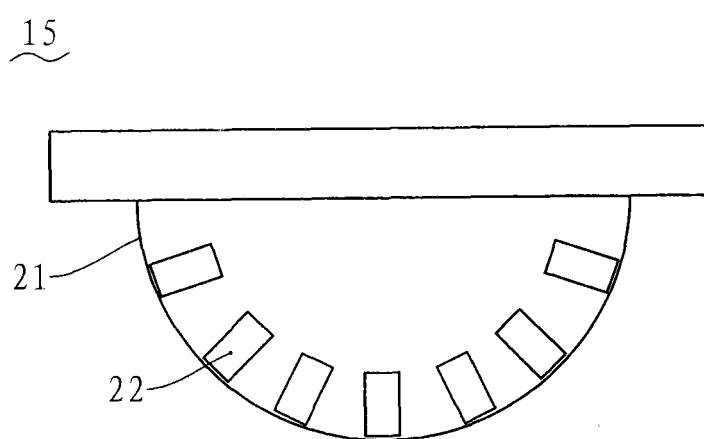


图 3

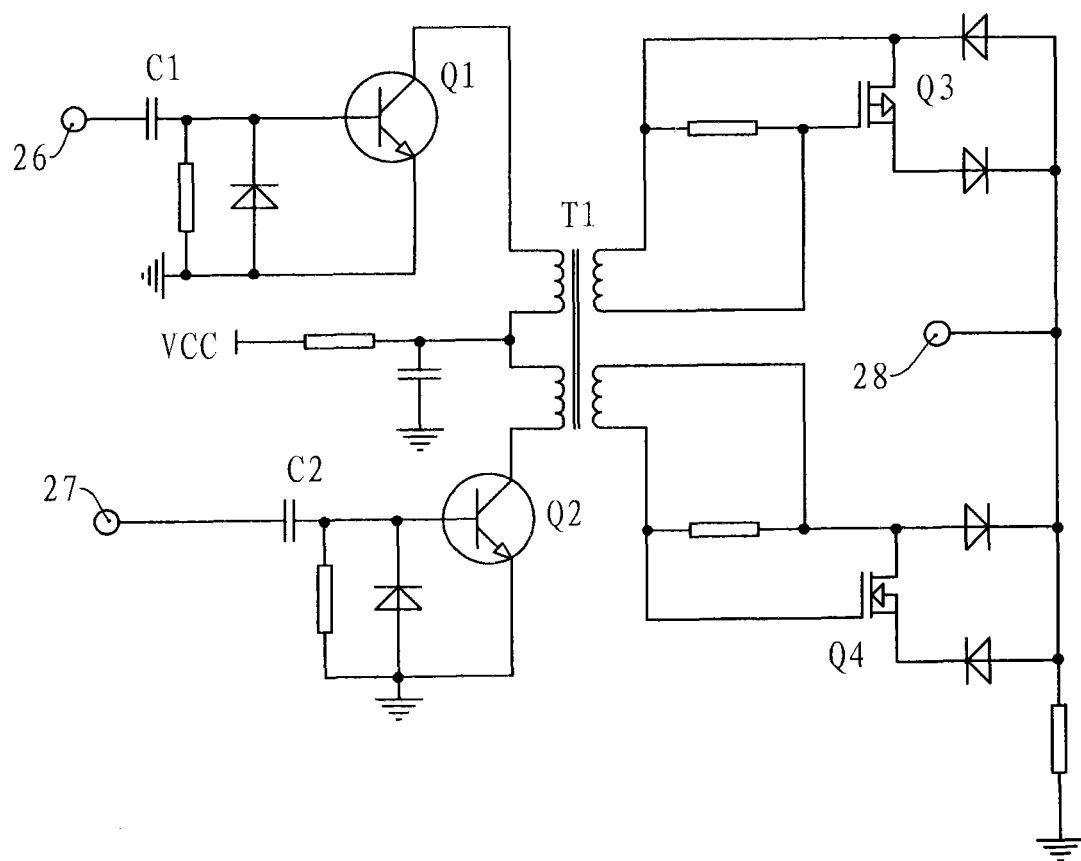


图 4

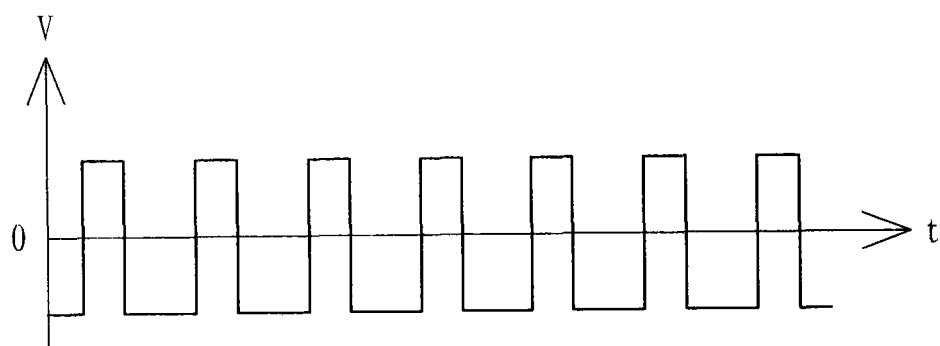


图 5

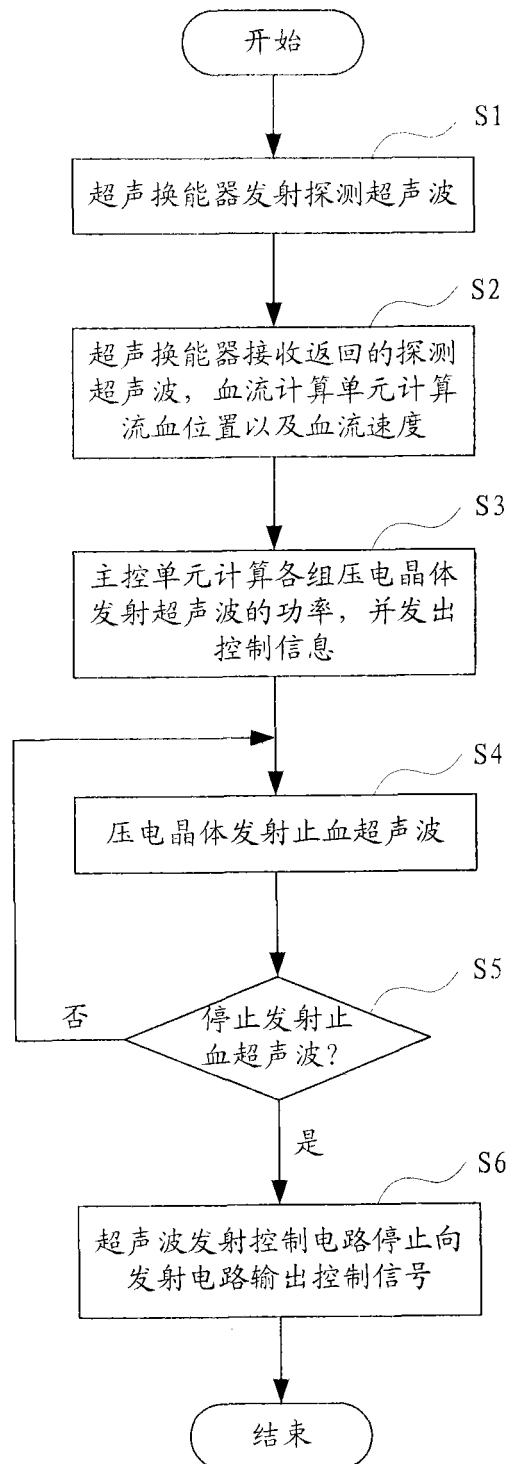


图 6

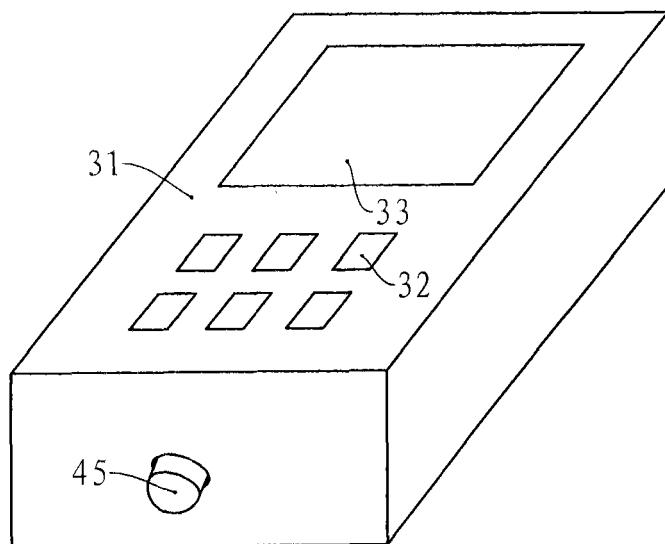


图 7

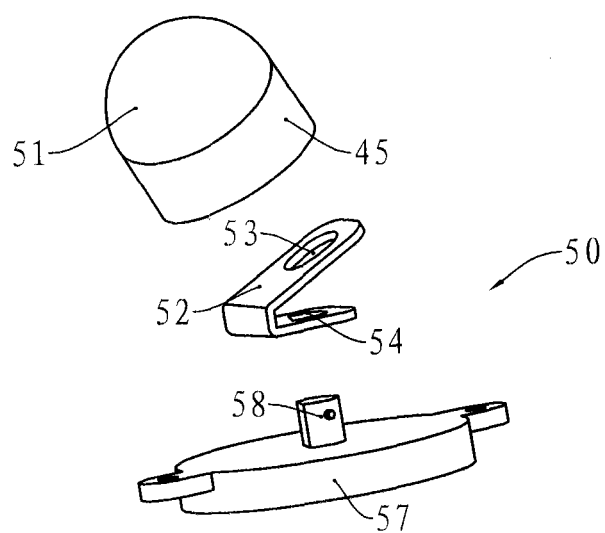


图 8

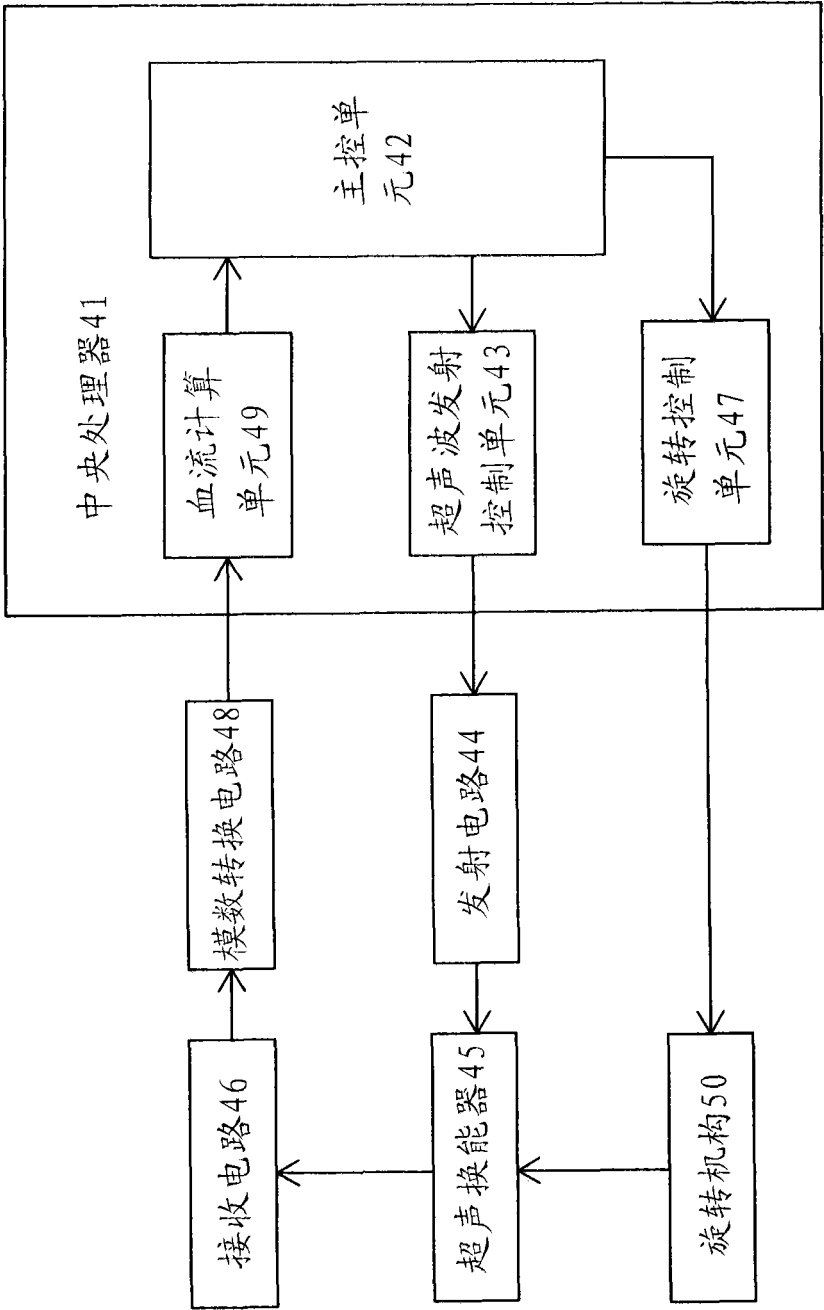


图 9

专利名称(译)	超声止血仪及其止血方法		
公开(公告)号	CN101612453A	公开(公告)日	2009-12-30
申请号	CN200910041127.7	申请日	2009-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	珠海仁威医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	珠海仁威医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	珠海仁威医疗科技有限公司		
[标]发明人	赵三多 陈宏明 张红卫		
发明人	赵三多 陈宏明 张红卫		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/06		
代理人(译)	张中		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声止血仪及其止血方法，该止血仪包括中央处理器，其设有主控单元、超声波发射控制单元以及血流计算单元；超声止血仪还有接收超声波发射控制单元发出信号的发射电路，接收发射电路输出的电压的超声换能器，接收超声换能器返回信号的接收电路。止血方法包括超声波发射控制单元控制超声换能器发出探测超声波；超声换能器接收返回的探测超声波，并传送至血流计算单元，血流计算单元计算流血位置，并将计算结果传送至主控单元；主控单元计算超声波发射功率，向发射电路发送控制信息；发射电路向超声换能器输出控制电压，超声换能器发射止血超声波。本发明能在短时间内实现止血，且便于携带，对人体创伤少。

