

# [12] 实用新型专利说明书

[21] ZL 专利号 00268735.6

[45] 授权公告日 2002 年 3 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 2482996Y

[22] 申请日 2000.12.31 [24] 颁证日 2002.3.27  
 [73] 专利权人 中山医科大学科技开发部  
 地址 510189 广东省广州市中山二路 74 号  
 [72] 设计人 袁衡新 袁志军 潘竞学

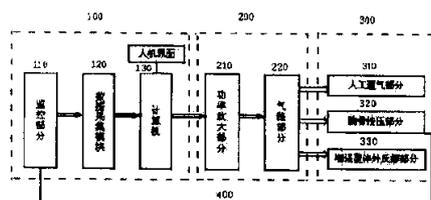
[21] 申请号 00268735.6  
 [74] 专利代理机构 广州三环专利代理有限公司  
 代理人 陈纘光

权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图页数 11 页

[54] 实用新型名称 辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置

[57] 摘要

一种计算机化辅以体外反搏的新型心肺复苏装置，本装置包括三个系统：控制系统，驱动系统和执行系统。三部分以控制系统为中心，协调工作，成为一个有机的整体。在胸骨按压的放松期辅以下半身序贯加压（即增强型体外反搏）提高动脉舒张压和增加静脉回流，并辅以体表膈肌起搏和/或机械通气产生人工通气、降低右房压和调动肺循环。与现行的复苏术相比，本装置能调动肺循环，显著升高动脉收缩压和冠脉有效灌注压，提高复苏成功率。



ISSN 1008-4274

## 权利要求书

---

1、一种辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置，其特征在于由产生控制时序信号的控制系统（100），驱动系统（200）和控制执行系统（300）组成；其中

控制系统（100）主要由监控模块（110）、数据采集模块（120）和计算机（130）构成，监控模块（110）有心电图监控模块（111）、按压力监控模块（112）和按压深度监控模块（113）、反搏气囊压监控模块（114）及监控模块（115）；

驱动系统（200）由功率放大部分（210）和气路部分（220）组成，气路部分有胸骨按压装置（320）和增强型体外反搏（330）的驱动气路，胸骨按压装置（320）驱动气路由气源 2（230）、气罐 2（231）、调压阀 2（232）及其电磁阀组 2（233—234）组成，增强型体外反搏（330）的驱动气路由气源 1（221）、气罐 1（222）、调压阀 1（223）及其电磁阀组 1（224—229）组成；

执行系统（300）包括人工通气（310）、胸骨按压（320）和增强型体外反搏（330）三个部分，人工通气部分（310），为电通气和/或呼吸机，胸骨按压部分（320）由按压头（321，326）、力传感器（322）、位移传感器（323）、按压气缸（324）、按压支架（325）组成，增强型体外反搏（330）（图 8，11）由小腿气囊（331，332）、大腿气囊（333，334）、臀部气囊（335，336）三级气囊组成。

2、根据权利要求 1 所述的辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置，其特征在于计算机（130）的控制时序信号，由 I/O 接口（132）的输出端接到功率放大部分（210），功率放大部分（210）的输出端接到驱动电磁阀（线圈）组 1（224—229）和电磁阀（线圈）组 2（233—234）及人工通气部分（310）和调压阀 1（223）及调压阀 2（232）。

3、根据权利要求 1 所述的辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置，其特征在于胸骨按压装置（320），设带吸盘的按压头（321）或无吸盘的按压头（326）。

## 辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置

本实用新型涉及一种医疗器械，一种新的心肺复苏（辅助循环）装置，更具体地说提供了一种新型的计算机化的胸骨按压器、增强型体外反搏器和人工通气的机械电子装置。

心肺复苏术仍然是抢救猝死最有效的措施，但是其成功率一直徘徊在 10-15% 之间，其主要原因是现行标准心肺复苏术（SECPR）的血流动力学效果欠佳，肺循环沟通不佳，尤其是有效冠脉灌注压低。即使是正确实施标准心肺复苏术，主动脉收缩压峰值仍小于 100mmHg，舒张压也很低，颈总动脉平均压很少能超过 40mmHg，心输出量只能达到正常时的 1/4-1/3。由此，标准心肺复苏术本身有待改进和完善。

为了提高心肺复苏成功率，出现了不少种类型的改良性心肺复苏术。同步通气按压复苏术（SVC-CPR，1978），辅以军用抗休克裤的复苏术（MAST-CPR，1980），充气背心复苏术（VEST-CPR，1981），插入性腹部加压复苏术（IAC-CPR，1976，1982），高频按压术（HI-CPR，1982），胸腹同步按压复苏术（SAC-CPR，1985），主动按压放松按压术（ACD-CPR，1992）。以上各种方法，除 VEST-CPR、IAC-CPR 和 ACD-CPR 仍在进一步研究外，基本上未得到承认。VEST-CPR 用充气气囊环包胸骨对整个胸骨加压，产生的动脉收缩压为目前最高的，超过 100mmHg，但舒张压报道不一，冠脉有效灌注压最高达 51mmHg，最低只有 6mmHg，如何提高舒张压是其关键问题，故 VEST-CPR 仍需进一步研究。IAC-CPR 是在胸骨按压的放松期辅以腹部加压（即腹反搏），动脉返流增加提高舒张压，但静脉回流增加也使右房压升高，两者提高程度的差异决定了 CPP 的改善程度，IAC-CPR 能否改善 CPP 文献报道不一，如何降低右房压是其关键问题。ACD-CPR 是用吸盘吸住胸壁的主动按压放松复苏术，放松期主动提起胸前壁产生胸内负压，降低右房压促进静脉回流增加前负荷。小样本实验显示其较 SECPR 改善血流动力学效果和提高短期成活率，随后的几个大样本多中心临床试验其长期复苏成功率并未见优于标准心肺复苏术。ACD-CPR 的关键在于主动放松是否产生有效的胸内负压促进静脉回流增加前负荷。

综上，不管是标准心肺复苏术还是其他改良复苏术，有的只提高了收缩压和颈总动脉血流量；有的提高了舒张压，而右房压也升高；有的舒张压改善不大，但降低了右房压；冠脉有效灌注压这一关键指标却尚未很好地改善。八十年代后，不论动物实验还是临床研究，基本证实冠脉有效灌注压直接与复苏成功率有关。因此，发展一种既提高主动脉舒张压，又不升高右房压以增加冠脉流量的新型复苏术是研究的方向。

我们 1990 年开始系统研究心肺复苏术，认识到以往的心肺复苏术，大都配以人工正压通气，充气时肺毛细血管床受压，肺血管阻力增加，影响回心血量，肺循环沟通不好，这一问题一直未引起足够的重视。另外，还认识到单以胸骨按压产生生理需要的射血有一定困难，需采用其它措施来辅助。增强型体外反搏 (EECP) 舒张期序贯加压下半身提高舒张压和增加静脉回流，体表膈肌起搏 (EDP) 体表刺激颈部膈神经，膈肌收缩产生胸内负压形成通气，并调动肺循环降低右房压。利用两者的优点互补，我们提出胸骨按压辅以 EDP 和 EECP 的“以胸骨按压为主体的辅以体外反搏的新型心肺复苏术 (EECPR)”。1991 年申请的国家自然科学基金得到资助。实验结果显示，与 SECPR 相比较，EECPR 的 EECP 使动脉返流增加，升高舒张压，而增加的静脉回流被 EDP 形成的胸内负压吸入到肺并流向左心，使右房压不升高，而前负荷增加。胸骨按压时，心输出量增加，主动脉收缩压升高。因此，EECPR 较 SECPR 既升高舒张压，又不升高右房压，以致 CPP 明显改善，同时沟通肺循环增加前负荷，主动脉收缩压显著升高，复苏血流动力学效果显著改善。

本实用新型目的在于针对现有的心肺复苏术，肺循环沟通不佳和冠脉有效灌注压低等关键问题，提出一种新型辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏装置，以实现辅以体外反搏的胸骨按压心肺复苏术，提高复苏成功率，以求在心肺复苏方法上突破。

为了达到预期的复苏或辅助循环效果，本装置可分为如下三个系统：控制系统，驱动系统和执行系统。三部分以控制系统为中心，协调工作，成为一个有机的整体。

1. 控制系统主要由计算机、数据采集模块和监控模块构成。控制部分可以进行心肺复苏 (SECPR、EECPR) 和辅助循环 (EECP、EEFZXH) 四种模式的控制。根据设置的心肺复苏 (或辅助循环) 的控制参数，如胸部按压频率 (或按压时相)、按压放松占空比、按压力及深度，增强型体外反搏充气时间、反搏保压时间，通气时相、按压通气比等，通过特定的算法产生胸骨按压装置充排气，增强型体外

反搏（臀部、大腿、小腿）气囊充排气及呼吸机控制等控制时序信号，由计算机输出到驱动系统，控制执行系统动作。配有监控模块，完成对心电、按压力和按压深度、反搏气囊压等（可扩充其他生理指标）的监测，并通过数据采集模块，将模拟量转换为数字信号，经计算机接口送计算机进行处理。实时监测心电信号，可以自动选择心肺复苏模式或辅助循环模式。实时监测按压力和按压深度以及反搏气囊压，根据设置的参数，通过特定的算法对按压力和深度以及反搏压力进行闭环控制，以达到最佳复苏效果。通过良好的人机界面，实时显示监测指标波形和控制信号的波形，供操作人员作直观地分析判断。另外，通过键盘或鼠标或触摸屏等人机交换界面，可以完成各工作模式之间的切换、各控制参数的设置和调节以及监测数据的采样存盘等功能控制。

2. 驱动系统由功率放大部分和气路部分组成。功率放大部分由达林顿管组成的两级放大电路输出到电磁阀线圈。气路部分有气源、气罐、气管和电磁阀组。胸骨按压装置驱动由气源 2、气罐 2、调压阀 2 及其电磁阀组 2 组成，增强型体外反搏的臀部，大腿，小腿三级气囊的驱动由气源 1、气罐 1、调压阀 1 及其电磁阀组 1 组成。控制系统输出的控制信号经功率放大电路后驱动相应电磁阀的开放闭合，两路气源的气体经过气罐缓冲，随着充气，排气电磁阀的开放闭合，对气缸推动实施胸骨按压和各级气囊的充排气完成增强型体外反搏。

3. 执行系统的功能是完成具体的机械运动，代替人工操作，实现新型心肺复苏术或辅助循环。它有胸骨按压、增强型体外反搏和人工通气三个部分。

(1) 胸骨按压部分，是执行心肺复苏的主要部分，胸骨按压我们可采用主动按压-放松按压术或主动按压-被动放松按压术。前者用了特制的带吸盘的按压头按压胸骨中下  $1/3$ ，在收缩期按压胸骨产生射血；舒张期放松向上提起胸廓，形成胸内负压产生通气、降低右房压和调动肺循环。按压头气缸采用双作用气缸，有上下两路气路，分别充气，实现按压头上下往复运动，进行胸骨的主动按压-放松。同时，按压头上安装了力和位移传感器，实时监测按压力和按压深度的大小。后者不需特制吸盘，按压头气缸可为单作用气缸。

(2) 增强型体外反搏部分，它主要由我们自己设计的三级反搏囊套构成。通过包裹在患者的小腿、大腿和臀部的密封气囊，以特定时序在舒张期自小腿到臀部序贯体加压，使动脉血液反流回主动脉，并充分利用心脏舒张期的整个时间，使施加于血管的压力保持足够长的时间，最大限度提高舒张压，以解决现有心肺复苏术舒张压不高的难题。同时静脉血回流增加以增加心脏前负荷。此外，在下一

个心脏收缩期之前排气解除对血管的压迫，降低外周阻力，减小后负荷，利于心脏射血。

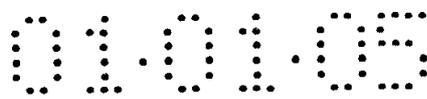
(3)人工通气部分，采用体表膈肌起搏器和/或呼吸机。由计算机输出的呼吸控制信号，经驱动系统功率放大后，直接控制体表膈肌起搏器和/或呼吸机，按设定的按压呼吸比，触发体表膈肌起搏和/或呼吸机按照呼吸机本身设定的参数进行人工通气。产生较好的通气效果，体表膈肌起搏还形成胸内负压作为调动肺循环手段。

本实用新型有复苏工作模式和辅助循环工作模式。复苏模式主要应用于心跳停止、没有自主呼吸的病人。复苏工作模式有 EECPR 和 SECPR。EECPR 模式以胸骨主动按压—放松为主体，采用体表膈肌起搏和/或机械通气，并在舒张期辅以增强型体外反搏。胸骨按压频率 80 次/分（调节范围 50—150 次/分），按压放松占空比 50%（调节范围 30%—70%），按压力 0—500 牛顿及深度 3—7cm，体外反搏时相以人工心率的“R 波”为起点，时间为心动周期的 50%（调节范围 0%—100%），反搏保压时间为心动周期的 50%（调节范围 30%—70%）。通气频率按照按压通气比 5:1 设定（调节范围 1:1—10:1），按压舒张期通气。在这种工作状态下，既提高了动脉收缩压和舒张压，又不升高右房压，冠脉有效灌注压显著升高。SECPR 模式只有胸骨按压和人工通气。

辅助循环工作模式用于心肺复苏后（自主循环呼吸恢复后）心功能不全的辅助。辅助循环工作模式有 EEFZXH 模式和 EECPR 模式。EEFZXH 模式下，控制系统对心电信号进行处理，识别 R 波，以 R 波信号为触发，据设置的循环辅助控制参数（除生理心率替代人工心率外，其余同 EECPR 复苏模式），输出一组控制信号，经过驱动系统，控制执行机构。收缩期通过胸骨按压，辅助心脏射血，升高收缩压。在心脏舒张期下半身增强型体外反搏，提高舒张压改善心肌血供，增加的静脉回流在胸骨的主动放松的协同下，增加左心前负荷又不升高右房压。在下一个心动周期心脏收缩时，反搏气囊迅速排空，外周阻力下降，有利于射血。通气方式同复苏模式。在复苏中连续发现 3 个 R 波信号，自动切换到 EEFZXH 模式。EECP 模式仅有舒张期下半身序贯加压。

本实用新型还有工作状态和生理参数实时监测功能。计算机把控制信号和从监控模块取得的生理信号，经过处理，在屏幕实时以波形和数值形式显示，利于医务工作者监视整个复苏过程。生理数据可以存盘，以便进一步处理。

本实用新型的优点在于提供了一种能设定人工心率，从而选择适当控制参数



的由胸骨按压、体外反搏器和人工通气组成的心肺复苏装置，以提高充气控制定时精度。

本实用新型的优点还在于提供能有效调动肺循环，由计算机参数控制的人工通气系统，并拟定了两种通气方式，即体表膈肌起搏和机械通气。

本实用新型的再一个优点在于提供了一种体积小，噪声屏蔽良好，操作简便的由胸骨按压、体外反搏器和人工通气组成的心肺复苏装置，以便于临床应用。

本实用新型的另一个优点是具有良好的人机界面，为方便医务工作者的使用和操作，控制参数显示在控制窗口内，并配以数个功能键，可以通过键盘、鼠标及触摸屏来操作，使操作更方便，快捷。

本实用新型最主要的优点在于提出了一种用体表膈肌起搏（或机械通气）和体外反搏两种措施以不同的组合方式，结合到现行主动按压-放松复苏术中的新型复苏术。上述两种措施在增强静脉回流，增加前负荷，增强射血等方面有协同作用；在对主动脉右房压和舒张压的影响方面有互补作用。两者与胸骨按压协调配合，产生了较好的血流动力学效果：“舒张期”，体外反搏对大腿及臀部强有力的序贯加压，动脉血返使舒张压升高，静脉回流增加，这时体表膈肌起搏使胸内负压形成，肺被动扩张，肺内血管扩大，肺血管阻力减小，产生吸筒作用将静脉回流血经右房吸入肺并流向左心，使静脉血不在右房滞积，而直接入肺及左心，从而有效地调动肺循环。这两者的协同，一方面静脉回流增加，前负荷增加；另一方面动脉舒张压增加，而不使右房压升高，有效冠脉灌注压 CPP 升高。“收缩期”：舒张期已为心脏准备了充足的前负荷，胸骨按压使胸内压或心室内压突然升高，形成射血，每搏量增加，以致动脉收缩压升高。如此周而复始，形成了人工呼吸和循环，既产生了有效的人工通气又调动了大小循环；即提高了动脉舒张压，又不升高右房压，有效冠脉灌注压得到改善。该血流动力学效果和机制已经被动物血流动力学实验所证明。

下文展示和描述了该实用新型的一个最佳实型，简单地作为最适宜于实行本实用新型的一个方式的说明，其若干细节允许作各种的、明显的形态方面的修改。都不脱离该装置范围。所以附图和叙述都看作一般的说明而不作为限制。

图 1 是本实用新型的系统框图 I；

图 2 是本实用新型的系统框图 II；

图 3 是本实用新型的控制系統框图；

图 4 是本实用新型的心电放大器原理图；

图 5 是本实用新型的按压力、按压深度放大器原理图；

图 6 是本实用新型的系统软件流程图；

图 7 是本实用新型的复苏控制时序图；

图 8 是本实用新型的驱动系统和执行系统方框图；

图 9 是本实用新型的复苏床结构示意图；

图 10 是本实用新型的按压装置图；

图 11 是本实用新型的臀囊、大腿囊和小腿囊示意图。

现在伴随附图来详细说明本实用新型最佳实施例的软硬件设计：

结合图 1、图 2、图 3、图 8、图 10 及图 11 说明本实用新型的组成。本实用新型（图 1，2）由控制系统（100）产生控制时序信号，经驱动系统（200），控制执行系统（300）完成心肺复苏或辅助循环功能。

控制系统（图 3）主要由监控模块（110）、数据采集模块（120）和计算机（130）构成。监控模块（110）有心电图监控模块（111）、按压力监控模块（112）和按压深度监控模块（113）、反搏气囊压监控模块（114）及其他监控模块（115）。驱动系统（图 2，8）由功率放大部分（210）和气路部分（220）组成。气路部分有胸骨按压装置（320）和增强型体外反搏（330）的驱动气路。胸骨按压装置（320）驱动气路（图 8A）由气源 2（230）、气罐 2（231）、调压阀 2（232）及其电磁阀组 2（233—234）组成，增强型体外反搏（330）的驱动气路（图 8A）由气源 1（221）、气罐 1（222）、调压阀 1（223）及其电磁阀组 1（224—229）组成。两套驱动气路（图 8B）也可以共同使用一个气源（221），接气罐 2（231），但气罐 2（231）通过单向减压阀（235）接气罐 1（222）。执行系统（图 2）有人工通气（310）、胸骨按压（320）和增强型体外反搏（330）三个部分。人工通气部分（310），采用电通气（如体表膈肌起搏器）和/或呼吸机（定容型、定时型或定压型）。胸骨按压部分（320）（图 8，10）有按压头（321，326）、力传感器（322）、位移传感器（323）、按压气缸（324）、按压支架（325）组成，可采用主动按压-放松按压装置（图 10A）或主动按压-被动放松按压装置（图 10B）。增强型体外反搏（330）（图 8，11）由小腿气囊（331，332）、大腿气囊（333，334）、臀部气囊（335，336）三级气囊组成。

下面结合图 2、图 3 及图 8 说明本实用新型的结构。

电气连接：由心电图监控模块（111）、按压力监控模块（112）和按压深度监控模块（113）、反搏气囊压监控模块（114）及其他监控模块（115）等输出模拟

监控信号，经过数据采集模块（120）转换为数字信号到计算机（130）的 I/O 接口（131），计算机（130）据特定的算法产生的控制时序信号（图 7），由 I/O 接口（132）输出到功率放大部分（210）。功率放大后驱动电磁阀（线圈）组 1（224—229）和电磁阀（线圈）组 2（233—234）以及控制人工通气部分（310）和调压阀 1（223）及调压阀 2（232）。按压头上安装了力传感器（322）和位移传感器（323），实时监测按压力和按压深度的大小，反馈到相应的监控模块（400）（图 2）。气路连接：胸骨按压（320）的气路（图 8A）由气源 2（230），经气罐 2（231）、调压阀 2（232）和电磁阀组 2（233—234）到胸骨按压气缸（324）；增强型体外反搏（330）的气路（图 8）由气源 1（221），经气罐 1（222）、调压阀 1（223）和电磁阀组 1（224，226，228）到反搏气囊（331—336），电磁阀组 1（225，227，229）。另一种连接是（图 8B）气源（221），经气罐 2（231）连接单向减压阀（235）到气罐 1（222），同时供给胸骨按压气缸（324）和增强型体外反搏气囊（331—336）。

接下来结合图 3、图 4、图 5 及图 6 说明本实用新型的工作原理。

系统硬件主要由信号监控模块（110）、数据采集模块（120）、计算机（130）、功率放大电路（210）、电磁阀组（224—229，233—234）以及人工通气装置的控制电路（310）构成。信号监控模块主要是对从传感器来的信号进行前置放大，以提供足够电平的模拟信号供 A/D 转换之用。该电路配有多个检测模块，可处理大多数电信号和生理信号，比如力传感器（322）和位移传感器（323）来的力和位移信号、心电信号、指脉信号、心室压信号等。由信号监控模块出来的各路模拟信号进入数据采集模块（120）。数据采集模块，可以进行单端输入 16 通道，12 位，线性误差  $\pm 1\text{LSB}$ ，采样频率最高达 30KHz 的 A/D 转换，采样误差为 0.1%。数字信号经计算机（130）的 I/O 接口（131）、计算机总线到达 CPU，计算机对数字信号进行进一步处理。

计算机对采集得到的心电信号进行一些滤波及 R 波识别处理（135），根据特定的控制算法产生控制信号，并由 I/O 口（132）输出到功率放大部分（210），控制信号先经前置放大电路，该级放大器是由同向缓冲器 74LS07 构成，有一定的电流负载能力，以带动较多负载。前置放大电路出来的信号进入功率放大电路，包括人工通气装置的功率驱动；胸骨按压充气阀（233）和排气阀（234）的功率驱动和下半身序贯加压的三级充气阀（224，226，228）和排气阀（225，227，229）的功率驱动，人工通气部分（310）的功率驱动，以及调压阀（223，232）的功率驱动。驱动放大电路是大功率达林顿管组成的射级跟随器，有较强的电流负载能

力，最后这些被放大后的信号驱动电磁阀组后，控制小腿气囊（331，332），大腿气囊（333，334），臀部气囊（335，336）和胸骨气缸（324）的充排气，以及人工通气部分（310）的运作。

系统软件主要是协调各部分联合工作。首先采集所选择的通道信号（134），然后对采集的数据进行相关处理，通过特定的算法识别 R 波信号，检测按压力、按压位移及反搏囊内压（135），判断是否超过事先设定的阈值，若超过则产生相应控制信号，控制限压阀（223 和/或 232）以减少气体压力，以及调节相应的充排气时间，形成负反馈闭环控制。系统经过模式选择（137）后，如果为辅助循环模式，则由根据实时识别的 R 波触发的辅助循环算法产生控制信号（138）；如果是复苏模式，则首先判断有无连续的心电信号（139），若无，则由根据人工设定心率触发的复苏算法产生控制信号（141）；若有，则自动转入辅助循环算法处理（138）。各路控制信号经过计算机（130）的 I/O 口（132）输出。处理后的生理监测信号和控制信号在显示器以波形和数值方式显示。同时具有菜单和快捷键两种操作方式。控制系统（100）的其他功能如滤波、心率计算，充排气时间设定，充排气延时时间的设定，输出结束时停止在放松期的保护功能，采样数据存盘，复苏模式和循环辅助模式的设置等都由软件来完成。

图 4 为心电图监控模块电路原理图。该模块主要由两级限幅保护电路，差动放大电路，高通滤波器，有源低通滤波器，光电隔离器组成。任一导联的心电信号在进入多级放大之前，首先经过由氖管 N1、N2 组成的限幅保护电路，可以隔离 70 伏以上的电压。然后经过由 C1、C2、C3、R3、D1、D2、D3、D4 组成的次级限幅保护电路，可以将两极间的电压限定在 0.1 伏的范围内，同时消除高频干扰。U1 是差动输入的仪表放大器，构成心电放大的初级放大电路，增益大小由可调电阻 P1 调节。D5、D6、C6、C7 共同组成除颤抑制电路，消除由高频电刀或除颤器引起的干扰。C4、R4 构成一阶无源高通滤波器。由高通滤波器输出的信号通过有源低通滤波器 U2，该滤波器低通截止频率由 C5、R7 决定，其增益由 R5、R7 决定，一起构成该心电放大的次级放大电路，U3 为电压提升电路，经提升过的信号通过电压跟随器 U4 后进入光电隔离器 O5，与后级电路隔离，保证了患者的安全。本放大器电路采用浮地技术，提高了整个电路的抗干扰性。

图 5 为按压力和按压深度监控模块电路原理图。该放大电路能提供从 0.1mv—5V 可调的测量范围，对信号的共模抑制比大于  $10^5$ ，输入阻抗  $50K\Omega$ ，输出阻抗小于  $5\Omega$ 。



图 7 是复苏控制时序图。其中 (142) 表示心率触发信号，在心肺复苏模式为据按压频率形成的人工心率，在辅助循环模式为病人心率。胸部按压充气信号 (143) 表示电磁阀 (233) 开放，推动胸骨按压头向下作按压动作，即按压；胸部按压排气信号 (144) 表示电磁阀 (234) 开放，胸骨按压头向上提起，即放松。反搏控制序贯充气信号 (145) 表示电磁阀 (224), (226), (228) 依次序贯开放，分别对密封气囊 (331, 332)、(333, 334)、(335, 336) 充气，即在胸骨按压的放松期对下半身序贯加压，实施增强型体外反搏；反搏控制排气信号 (146) 表示电磁阀 (225), (227), (229) 开放，对密封气囊 (331, 332)、(333, 334)、(335, 336) 排气，完成增强型体外反搏。人工通气控制信号 (147) 控制呼吸机，在胸骨按压放松期以按压呼吸比 5: 1 (软件可调) 的比率进行人工通气。为了防止胸骨按压期间与人工通气产生冲突的情况发生，我们在软件设计过程中，专门设计了保护措施，以提高系统的安全性。

图 9 是专为本实用新型设计的复苏床。图 9A 所示为该床正视图，(325) 为固定在床上的支架，用来支撑胸骨按压头。(324) 为胸骨按压的按压气缸，一般先调节合适高度，然后固定在 (325) 上。图 9B 所示为该床的俯视图。病人仰卧位躺在复苏床上，胸骨中下 1/3 处安置按压头，下半身包扎反搏囊套。

图 10 是胸骨按压装置，图 10A 为主动按压-放松按压装置，图 10B 为主动按压-被动放松按压装置。主要区别在于前者用了特制的带吸盘的按压头 (321)。后者是不需特制吸盘按压头 (326)。

图 11 是一可裹扎于臀部、大腿部和小腿部，加以固定的下半身顺序加压束套结构示意图。小腿气囊 (331, 332)、大腿部气囊 (333, 334) 和臀部气囊 (335, 336)，置于用诸如皮革、人造革或纤维织物制的采用尼龙搭扣形式包裹于臀部和腿部的气囊套里。气囊套外侧有通孔连接软管与气囊，从而使充排气电磁阀与之相通。下图为三组气囊套绑扎图。

# 说明书附图

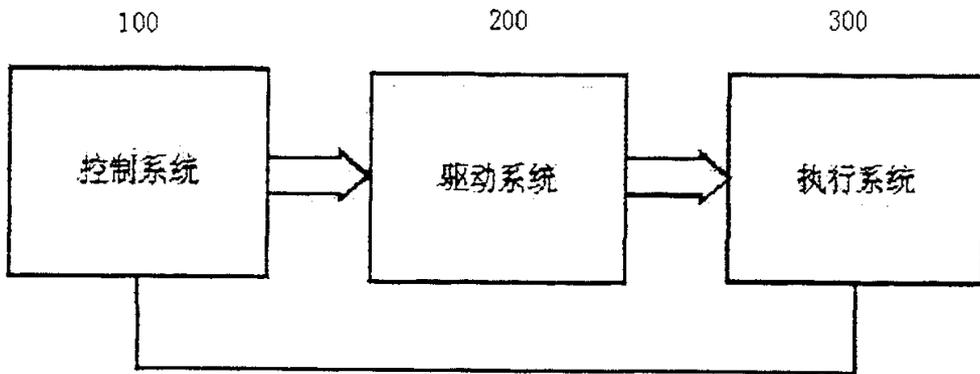


图1

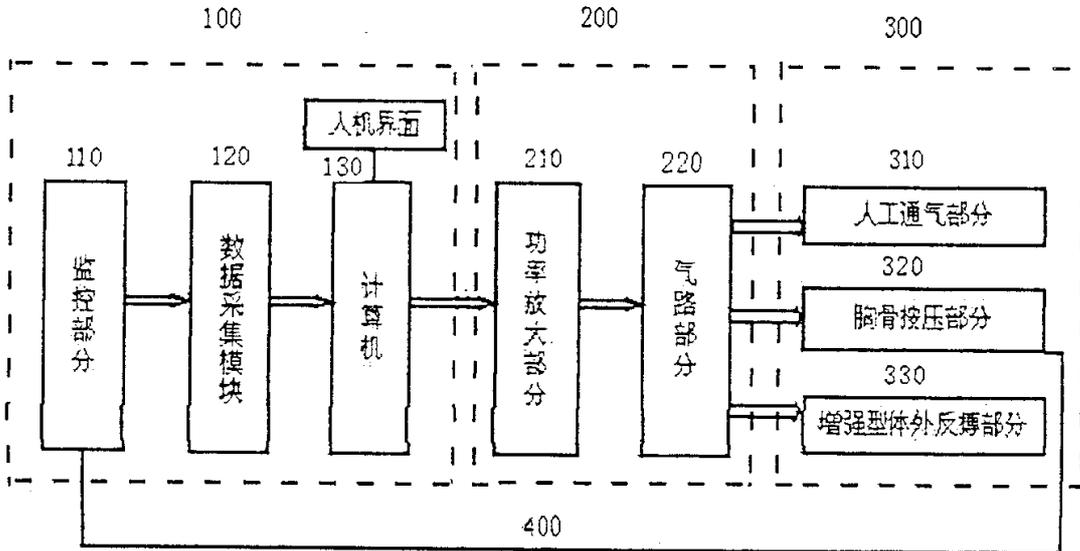


图2

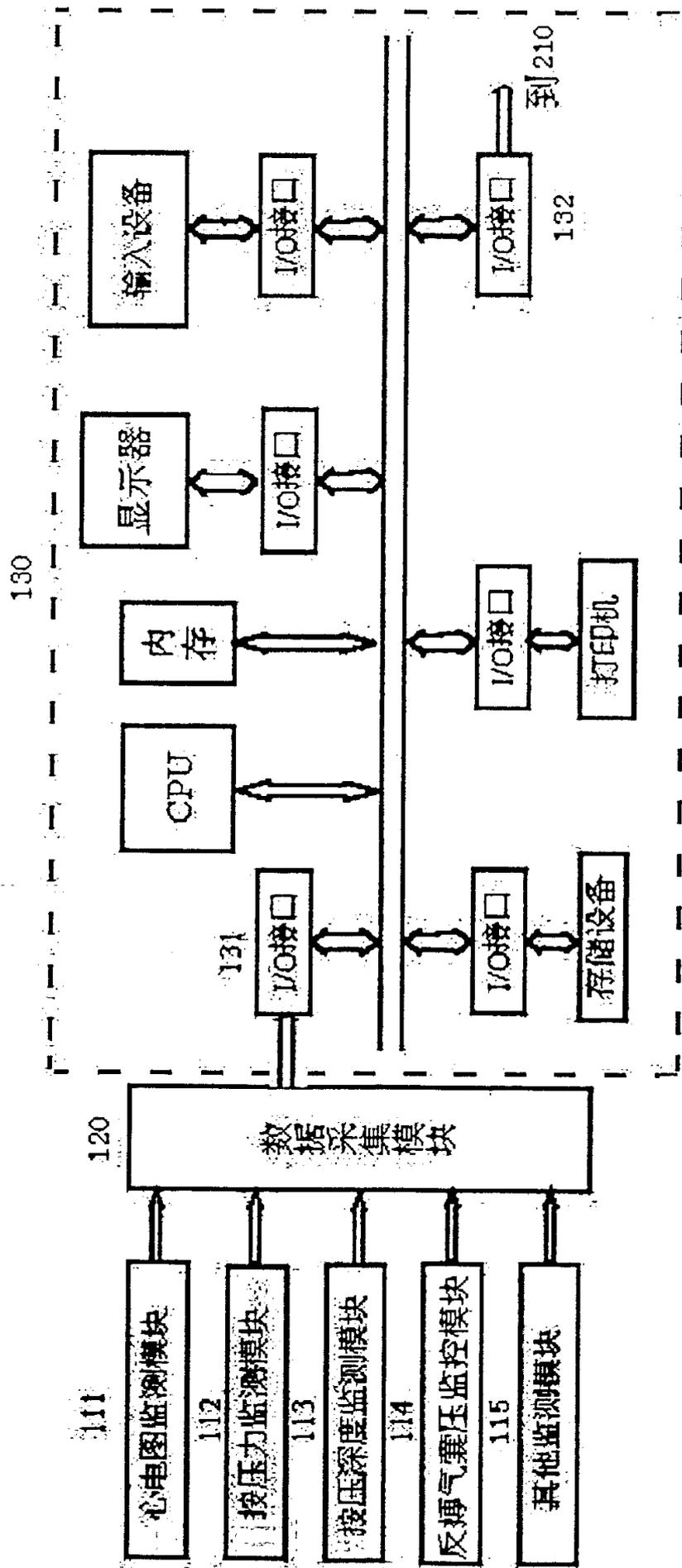


图3

(111)

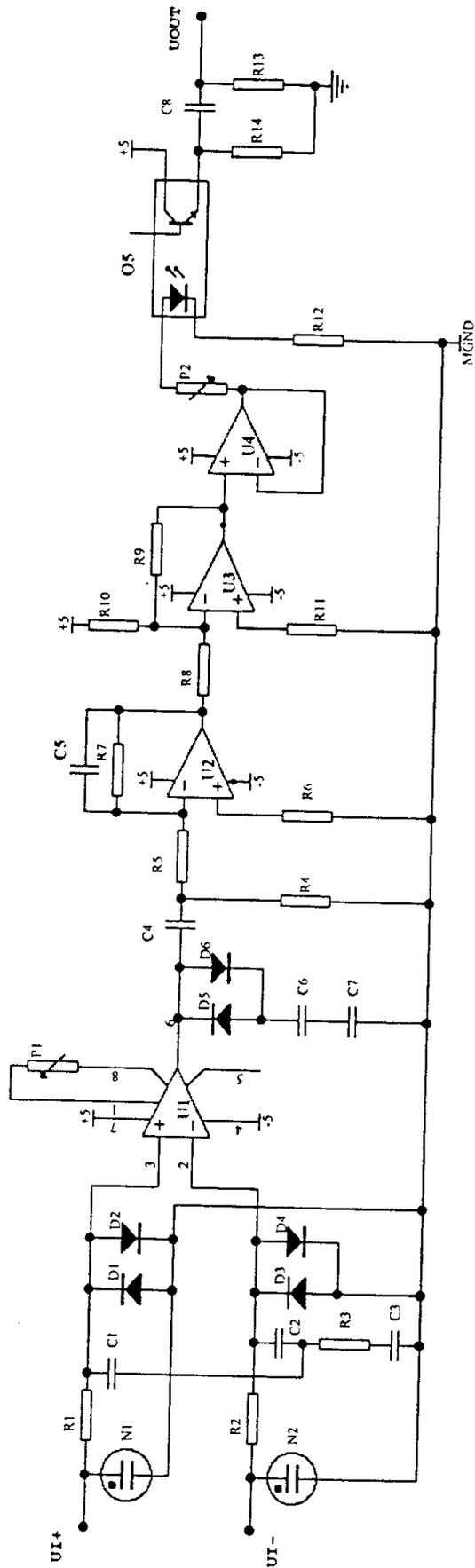


图 4



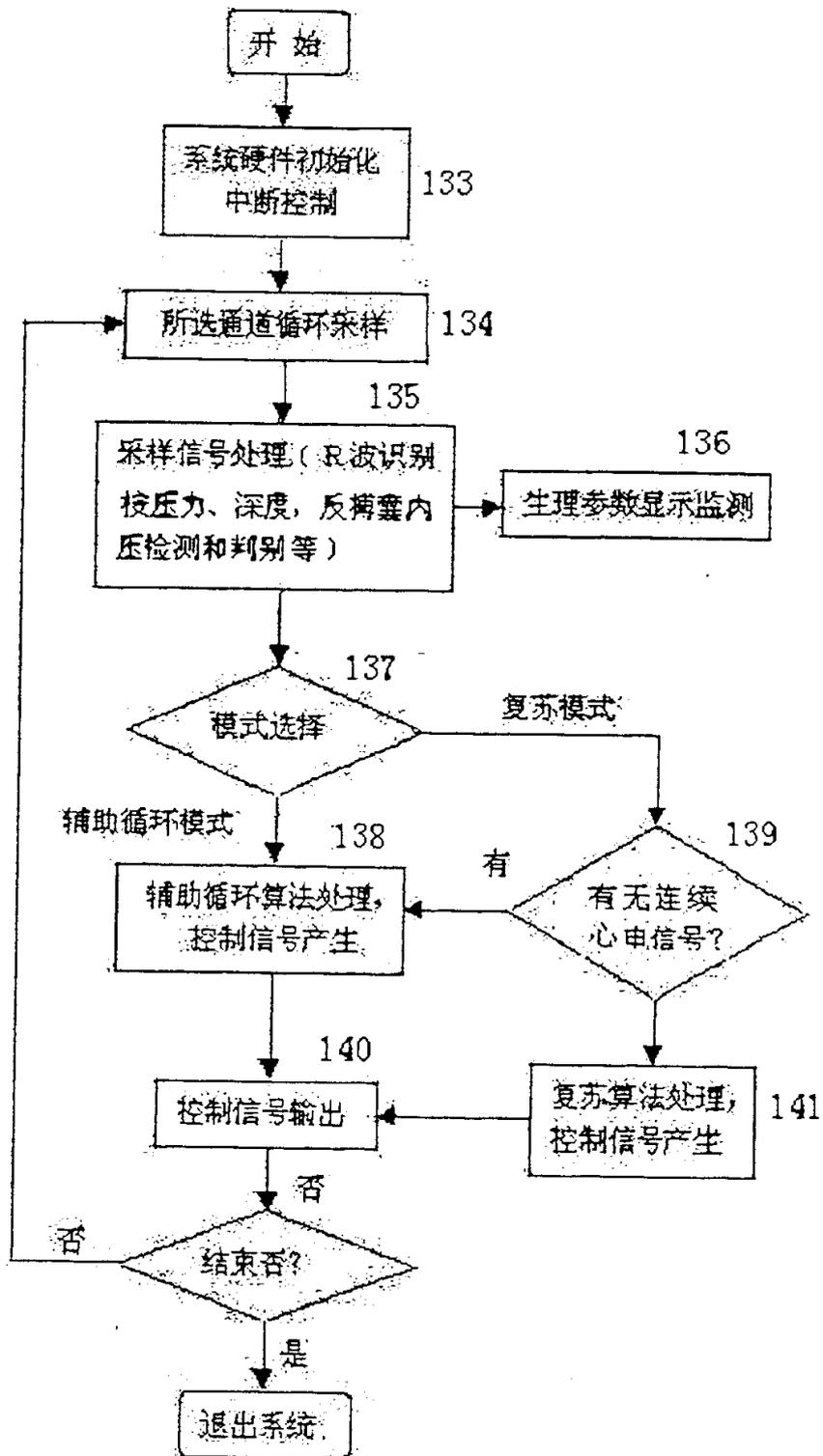


图6

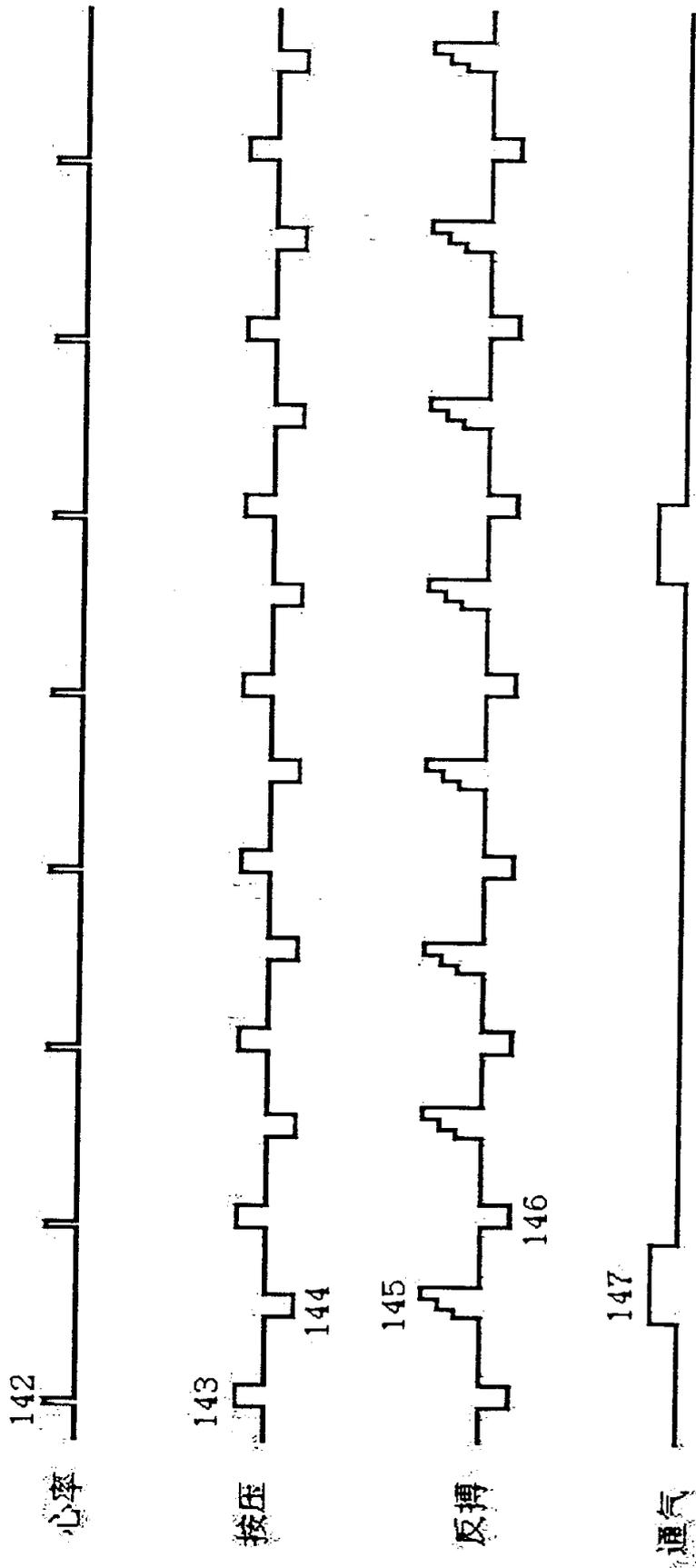


图7

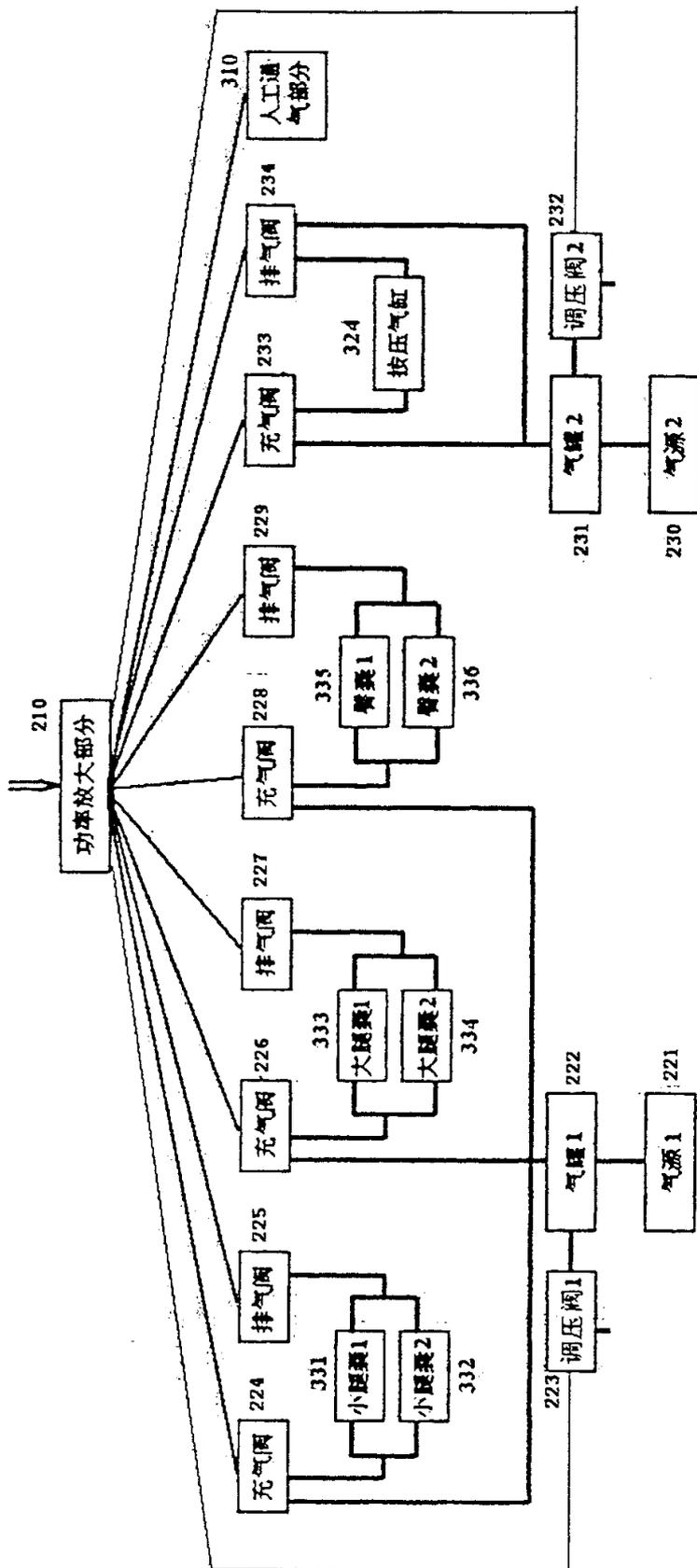


图 8A

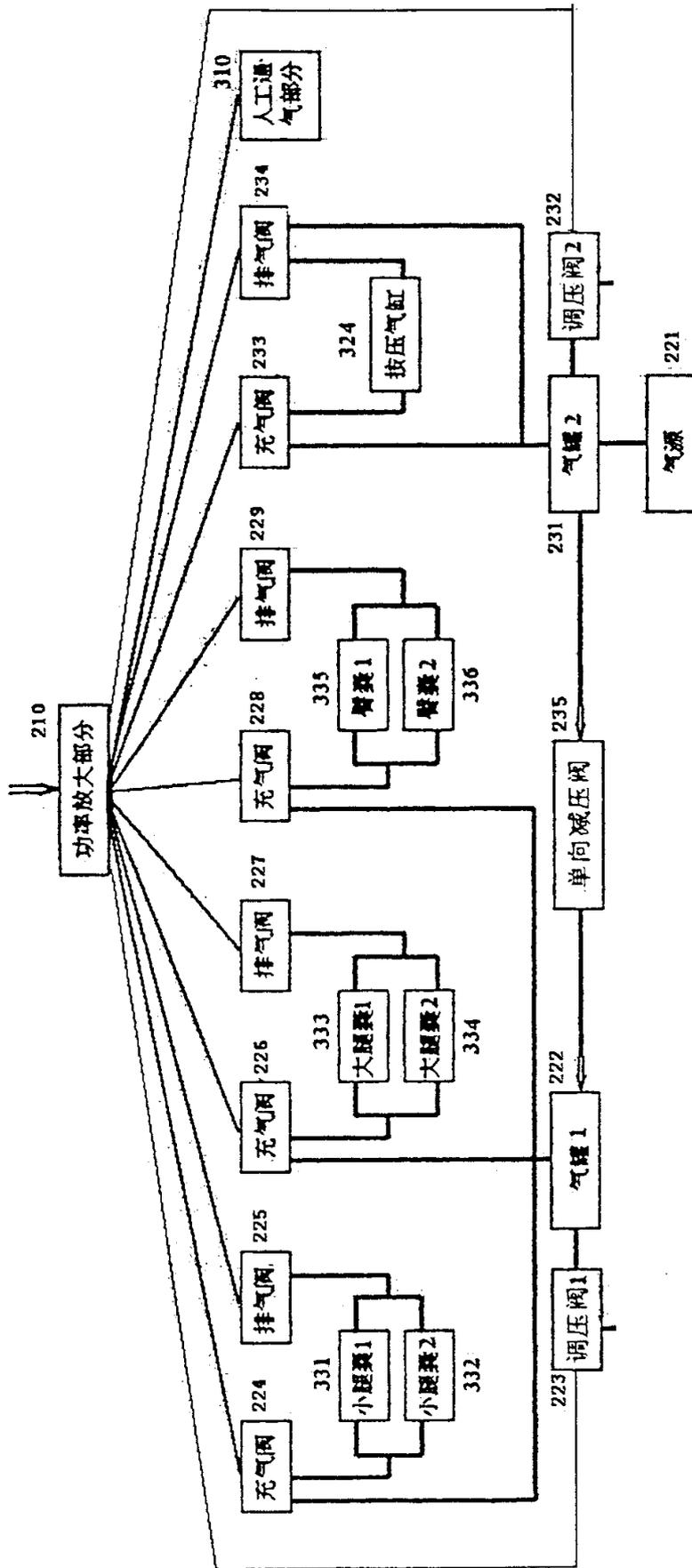


图 8B

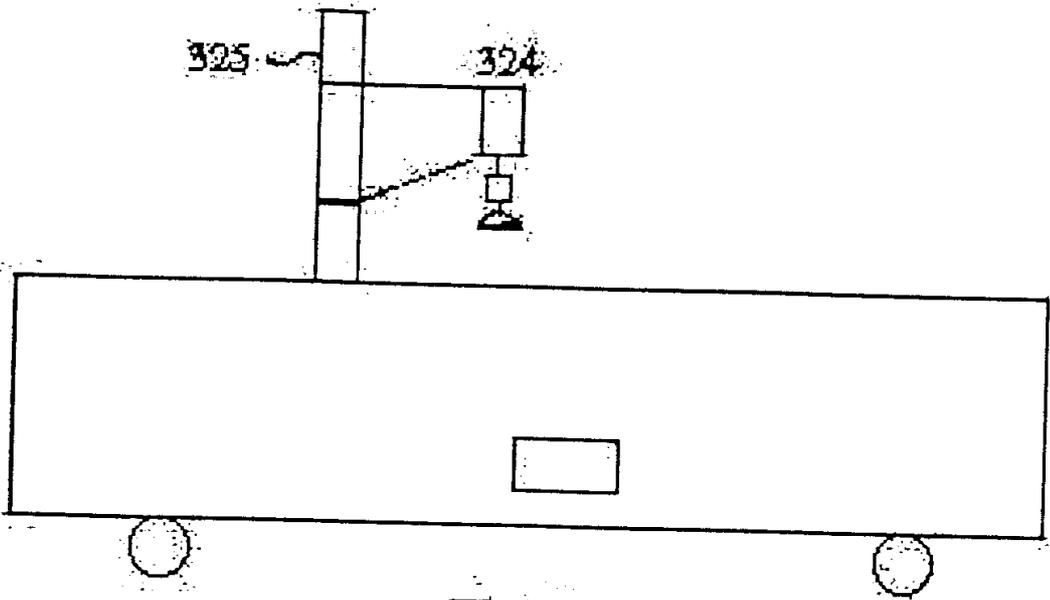


图 9A

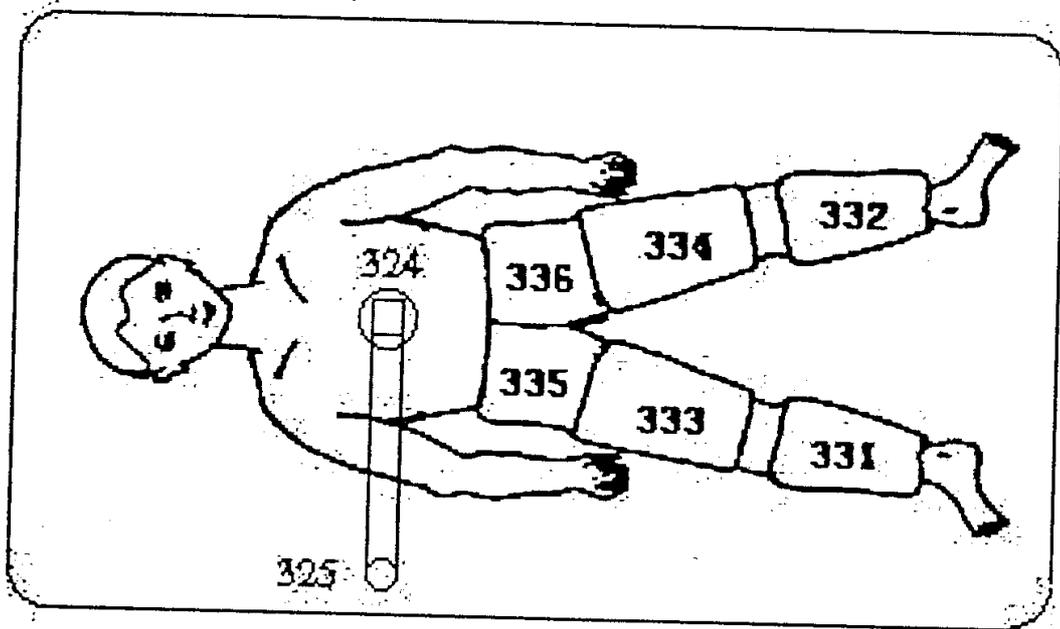


图 9B

图 9

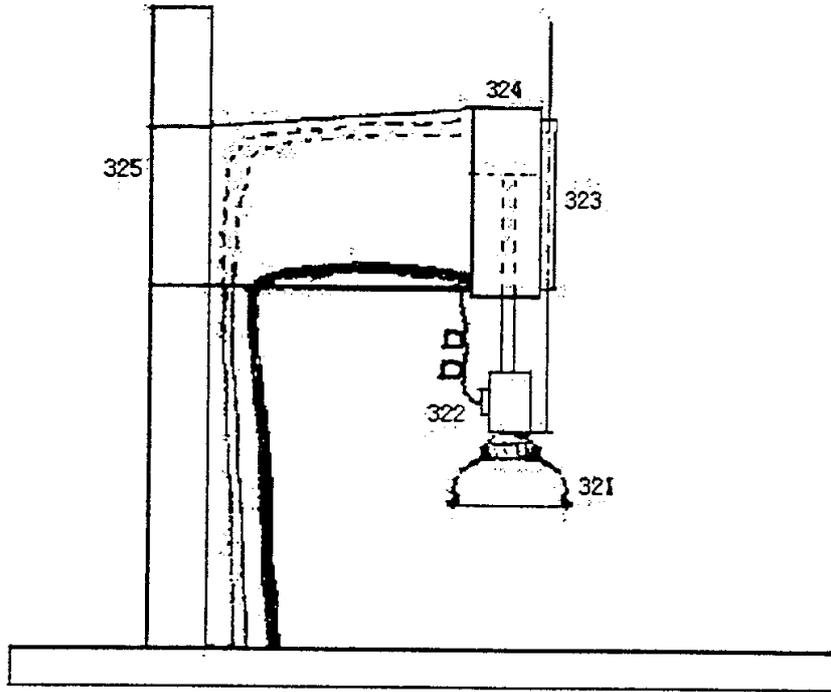


图10A

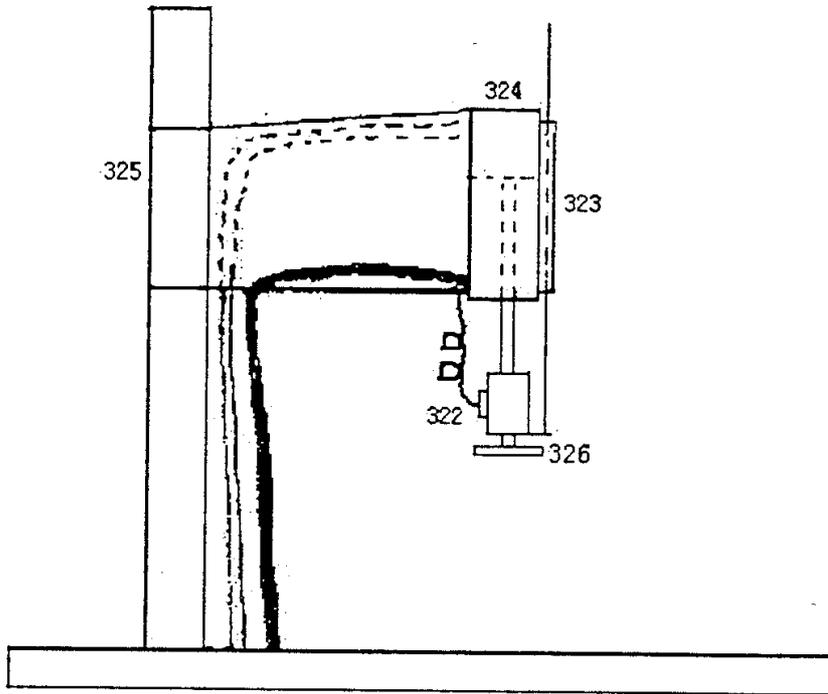


图10B

图10

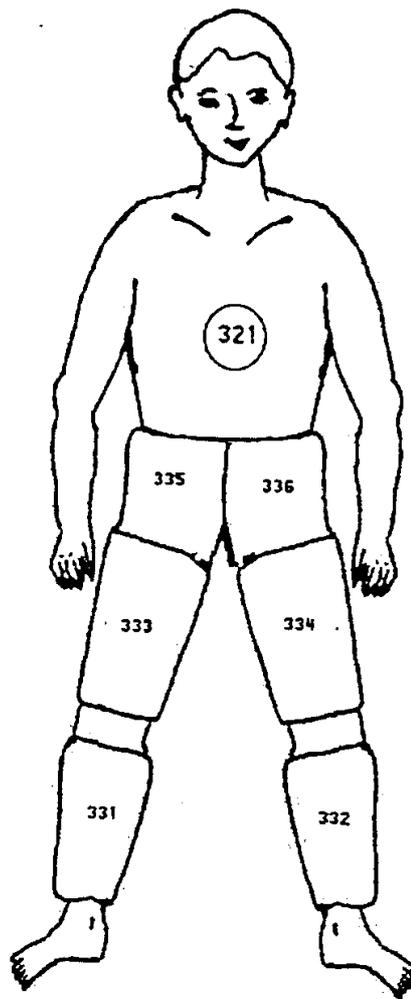
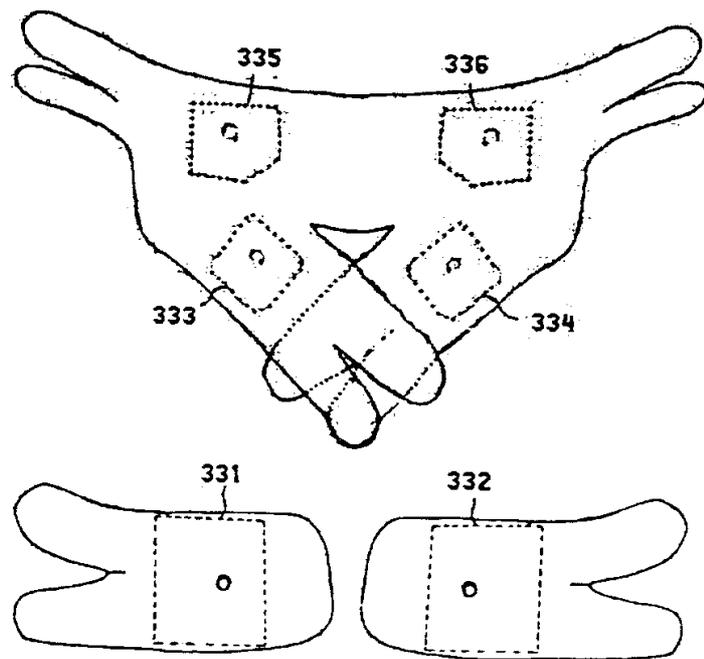


图11