



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107822596 A

(43)申请公布日 2018.03.23

(21)申请号 201710956342.4

(22)申请日 2017.10.16

(71)申请人 中国人民解放军海军总医院

地址 100048 北京市海淀区阜成路6号海军
总医院

申请人 北京新兴阳升科技有限公司

(72)发明人 李鸣皋 单超 徐建中 曹征涛

杨军 王海涛 蒙果 杨业兵

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

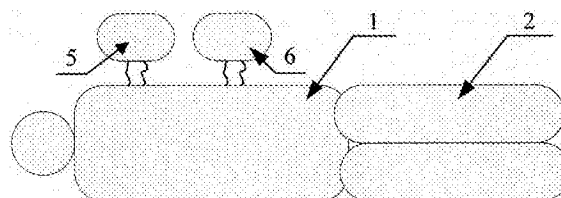
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

胸冲击信号模拟发生装置

(57)摘要

本发明提供了一种胸冲击信号模拟发生装置,属于生理信号测量技术领域。本发明的胸冲击信号模拟发生装置包括躯干单元(1)、腿部单元(2)、肺模拟体(3)、心脏模拟体(4)、肺的动力系统(5)和心脏的动力循环系统(6)。所述肺的动力系统(5)用于控制产生呼吸运动,包括肺的驱动装置(11)和动力控制单元;所述心脏的动力循环系统(6)包括模拟血液的液体、心脏的驱动装置(10)、流体阻力装置(8)和容器(9)。本发明提供的胸冲击信号模拟发生装置,其信号产生的原理完全符合真实的生理机制,信号幅度、频率、波形、体重等参数可调,并且可以作为检测、标定设备使用。



1. 胸冲击信号模拟发生装置,其特征在于:

所述装置包括躯干单元(1)、腿部单元(2)、肺模拟体(3)、心脏模拟体(4)、肺的动力系统(5)和心脏的动力循环系统(6);

所述躯干单元(1)与腿部单元(2)相连通,且内部充满水;

所述躯干单元(1)设置有注水口,用于通过改变躯干单元(1)内的注水量模拟体重调节;

所述躯干单元(1)和腿部单元(2)的表面由不透水的弹性材料构成;

所述肺模拟体(3)位于躯干单元(1)内部,为一设置有通气口的弹性气囊;所述肺模拟体(3)的顺应性符合肺顺应性的典型数值;

所述心脏模拟体(4)位于躯干单元(1)内部,为充满液体的弹性囊,其顺应性符合心脏的典型数值;

所述肺的动力系统(5)用于控制产生呼吸运动,包括肺的驱动装置(11)和动力控制单元;

所述心脏的动力循环系统(6)包括模拟血液的液体、心脏的驱动装置(10)、流体阻力装置(8)和容器(9);所述流体阻力装置(8)用于模拟血管的阻力;所述心脏的驱动装置(10)为液压装置,驱动模拟血液的液体依次通过流体阻力装置(8)、心脏模拟体(4),最后到达容器(9);所述容器(9)用于模拟静脉回流。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于:

所述肺的驱动装置(11)是风机,动力控制单元是风机控制盒;所述肺模拟体(3)的出气端口处设置有压力测量模块,所述风机控制盒依据压力测量值控制风机的进气量。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于:

所述肺的驱动装置(11)是呼吸机(12),所述呼吸机(12)与弹性气囊的通气口连接。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于:

所述躯干单元(1)的横截面为椭圆形;

所述腿部单元(2)为圆柱形。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于:

所述肺模拟体(3)采用球形结构;

弹性气囊采用硅胶材料,体积按照呼吸生理的典型参数设计,采用正压通气模式;

硅胶材料的厚度为0.5-2CM。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于:

所述心脏模拟体(4)的液体囊采用低弹性的橡胶材料制作;心脏的驱动装置(10)采用直线电机,它带动一个安置在缸体(7)中的活塞往复运动,电机控制盒控制其行程,以产生设定的每搏输出量;

缸体(7)为圆柱形,内有水模拟血液;流体阻力装置(8)采用一定长度的口径较小PVC管;

当活塞推进时,液体经过缸体(7)和流体阻力装置(8)进入液体囊,液体囊膨胀,液体经过所述囊后,进入容器(9);容器(9)中液体的容积大于缸体(7),空气的容积为液体容积的2-5倍;

当活塞后退时,模拟血液从容器(9)反方向流回缸体(7)。

胸冲击信号模拟发生装置

技术领域

[0001] 本发明属于生理信号测量技术领域,具体涉及一种胸冲击信号模拟发生装置。

背景技术

[0002] 胸冲击图作为一种重要的生理信号,在临床和科研中具有重要价值。比如,通过测量人在睡眠状态的胸冲击图,可以间接获得人的心跳、呼吸信号;通过分析心跳、呼吸信号,可以对人的睡眠情况进行评价。

[0003] 授权公告号CN100399985C“监测睡眠状态和呼吸障碍事件的传感装置”,以及授权公告号CN1292707C“无电极睡眠状态和呼吸阻碍时间传感装置”,就是一种通过压力敏感床垫测量胸冲击信号和肢体运动信号,对人的睡眠进行监测评价的装置。为了对这种测量床垫进行试验和检验,需要对其测量指标进行评价。由于个体人存在个体差异,对于产品进行检验和评价不客观。因此,需要一种能够提供标准的人体胸动信号的模拟装置,用于对这类睡眠检测床垫进行检验评价。

[0004] 目前,已有一些可以提供人体生理信号的模拟装置,用来检验评价各种人体生理信号检测装置的性能指标。例如授权公告号CN103932692 B公布了“一种无创血压模拟器”,包含血流动力学模拟装置和上臂结构,用于对基于柯氏音方法的电子血压计的检验评价,但不涉及胸冲击信号问题;授权公告号CN103054564 B公布了“一种基于FPGA的脉搏波信号发生器及方法”,采用血管弹性的模拟方法,基于电路模型产生人体心电信号,用于检验评价脉搏波检测设备的性能指标,但不涉及胸部物理运动模型;授权公告号CN104157199 B公布的“一种脉象信号仿真模拟发生器的使用方法”,利用液压装置在仿真手上产生模拟脉搏波,用于中医的教育训练,但不能产生胸冲击信号。

[0005] 综上所述,现有技术无法解决胸冲击信号的模拟问题,不能满足压力敏感床垫对测量胸冲击测量指标的检验评价需要,现有技术的简单组合不能解决这个问题,必须提出一套创新的技术方案。

发明内容

[0006] 为克服现有技术中存在的上述缺陷,本发明提供了一种胸冲击信号模拟发生装置,能够模拟产生胸冲击信号。

[0007] 为实现上述发明目的,本发明采取以下技术方案。

[0008] 胸冲击信号模拟发生装置,包括躯干单元(1)、腿部单元(2)、肺模拟体(3)、心脏模拟体(4)、肺的动力系统(5)和心脏的动力循环系统(6);

[0009] 所述躯干单元(1)与腿部单元(2)相连通,且内部充满水;

[0010] 所述躯干单元(1)设置有注水口,用于通过改变躯干单元(1)内的注水量模拟体重调节;

[0011] 所述躯干单元(1)和腿部单元(2)的表面由不透水的弹性材料构成;

[0012] 所述肺模拟体(3)位于躯干单元(1)内部,为一设置有通气口的弹性气囊;所述肺

模拟体 (3) 的顺应性符合肺顺应性的典型数值;

[0013] 所述心脏模拟体 (4) 位于躯干单元 (1) 内部, 为充满液体的弹性囊, 其顺应性符合心脏的典型数值;

[0014] 所述肺的动力系统 (5) 用于控制产生呼吸运动, 包括肺的驱动装置 (11) 和动力控制单元;

[0015] 所述心脏的动力循环系统 (6) 包括模拟血液的液体、心脏的驱动装置 (10)、流体阻力装置 (8) 和容器 (9); 所述流体阻力装置 (8) 用于模拟血管的阻力; 所述心脏的驱动装置 (10) 为液压装置, 驱动模拟血液的液体依次通过流体阻力装置 (8)、心脏模拟体 (4), 最后到达容器 (9); 所述容器 (9) 用于模拟静脉回流。

[0016] 可选地, 所述肺的驱动装置 (11) 是风机, 动力控制单元是风机控制盒; 所述肺模拟体 (3) 的出气端口处设置有压力测量模块, 所述风机控制盒依据压力测量值控制风机的进气量。

[0017] 可选地, 所述肺的驱动装置 (11) 是呼吸机 (12), 所述呼吸机 (12) 与弹性气囊的通气口连接。

[0018] 可选地, 所述躯干单元 (1) 的横截面为椭圆形; 所述腿部单元 (2) 为圆柱形。

[0019] 可选地, 所述肺模拟体 (3) 采用球形结构;

[0020] 弹性气囊采用硅胶材料, 体积按照呼吸生理的典型参数设计, 采用正压通气模式;

[0021] 硅胶材料的厚度为 0.5-2CM。

[0022] 可选地, 所述心脏模拟体 (4) 的液体囊采用低弹性的橡胶材料制作; 心脏的驱动装置 (10) 采用直线电机, 它带动一个安置在缸体 (7) 中的活塞往复运动, 电机控制盒控制其行程, 以产生设定的每搏输出量; 缸体 (7) 为圆柱形, 内有水模拟血液; 流体阻力装置 (8) 采用一定长度的口径较小 PVC 管; 当活塞推进时, 液体经过缸体 (7) 和流体阻力装置 (8) 进入液体囊, 液体囊膨胀, 液体经过所述囊后, 进入容器 (9); 容器 (9) 中液体的容积大于缸体 (7), 空气的容积为液体容积的 2-5 倍; 当活塞后退时, 模拟血液从容器 (9) 反方向流回缸体 (7)。

[0023] 本发明取得以下有益效果:

[0024] 本发明提出了一种胸冲击信号和呼吸信号的发生装置, 信号产生的原理完全符合真实的生理机制。信号幅度、频率、波形、体重等参数可调, 可以作为检测、标定设备使用。

附图说明

[0025] 图1是本发明的胸冲击信号模拟发生装置示意图;

[0026] 图2是本发明液体填充及心肺模拟体位置示意图;

[0027] 图3是本发明模拟心脏的动力循环系统原理图;

[0028] 图4是本发明模拟肺的动力系统原理图;

[0029] 图5是本发明采用风机的模拟肺控制原理图;

[0030] 图6是本发明采用呼吸机的模拟肺动力系统原理图。

[0031] 附图标记说明:

[0032] 1: 躯干单元, 2: 腿部单元, 3: 肺模拟体, 4: 心脏模拟体, 5: 肺的动力系统, 6: 心脏的动力循环系统, 7: 缸体, 8: 流体阻力装置, 9: 容器 (内有空气, 且通大气), 10: 心脏的驱动装置, 11: 肺的驱动装置, 12: 呼吸机

具体实施方式

[0033] 以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0034] 如图1、图2、图3、图4所示,胸冲击信号模拟发生装置包括躯干单元1、腿部单元2、肺模拟体3、心脏模拟体4、肺的动力系统5和心脏的动力循环系统6。胸冲击信号模拟发生装置的躯干单元1和腿部单元2模拟人的躯体和下肢,表面结构由弹性材料构成,内部有水充满,且躯体和下肢是连通的。在躯体的肺的位置有弹性气囊用于模拟肺,其顺应性符合肺顺应性的典型数值(500-700ml/1-2cmH₂O),在心脏的位置也有充满液体的弹性囊,其顺应性符合心脏的典型数值(60-70ml/40-60mmHg)。

[0035] 模拟肺的顺应性主要由气囊的顺应性和模拟人的表面材料的顺应性决定,改变材料的厚度,可以设置顺应性以符合要求。模拟心的顺应性也按照同样的方法设置。二者都可以安装压力测量装置。

[0036] 模拟肺的动力系统原理图如图4和图6所示。肺的动力装置是产生呼吸运动,即气体流动,可以利用已有的呼吸机12和气囊连接,采用定容呼吸模式,按照设定好潮气量给气囊供气;也可以用风机给气囊供气,依据气囊压力供气。采用呼吸机时,呼吸机放置在独立的台面上,其机械振动不影响模拟人的信号输出,在模拟人之外,将连接呼吸机 and 气囊的管道固定。

[0037] 模拟心脏的动力装置的液压装置,驱动液体(一般采用水模拟血液),依次通过流体阻力装置(模拟血管的阻力)、模拟心脏,最后到达一个容器,此容器内有液体(模拟静脉回流),也有空气,和外界密封。

[0038] 可以通过计算机控制上述两种动力装置,以产生一定频率、幅度的呼吸信号、胸冲击信号,且频率、幅度可以改变。

[0039] 改变躯体内的水的量,可以模拟体重调节。利用此装置,放置在静止的压力敏感床垫上,设定好控制参数,包括心跳频率、每搏输出量、呼吸率、潮气量等,可以测量得到chest_{desire}。本实施例中模拟体重可以在45-85kg调节。

[0040] 躯体和肢体表面材料采用不透水的材料,例如热塑性聚氨酯弹性体复合布(简称为TPU Thermoplastic Urethane),其形体尺寸参照GB 10000-1988《中国成年人人体尺寸》制作,躯体部分的横截面为椭圆形,肢体部分的横截面为圆柱形。躯体和肢体部分是相通的,在躯体顶部有注水口,内部注满水。

[0041] 模拟肺采用球形的结构,采用硅胶材料,体积按照呼吸生理的典型参数设计,采用正压通气模式。无压力时的功能余气量为2300ml,潮气量500ml,设计硅胶材料的厚度,控制在0.5-2cm范围内,把模拟肺的顺应性设定在500ml/1cmH₂O。模拟肺有一个气口,连接呼吸机,设定呼吸机的通气模式定容呼吸,潮气量500ml。本实施例中,呼吸机可以采用北京谊安医疗系统有限公司的急救呼吸机Shangrila510。

[0042] 值得说明的是,本实施例中模拟肺采用球形结构,但是如果不是标准球形也没有不利影响。

[0043] 模拟肺的动力装置也可以是风机,这种情况下,模拟肺还需要一个出气端口和压力测量模块,风机控制盒依据压力值控制风机的进气量。其控制结构如图5所示。

[0044] 模拟心脏的动力循环系统原理如图3所示。模拟心脏的液体囊用低弹性的橡胶材料制作,设计适当的厚度可以得到需要的弹性,动力装置采用直线电机,它带动一个安置在缸体7中的活塞往复运动,在电机控制盒可以控制其行程,以产生设定的每搏输出量(60ml)。缸体7为一个圆柱形(容积为600ml),内有水模拟血液。流体阻力装置8采用一定长度的口径较小PVC管(直径为1-2mm),容器9模拟静脉,当活塞推进时,液体经过缸体7和阻力装置8进入液体囊,囊膨胀,液体(模拟的血液)经过囊后,进入容器9(容器9中液体的容积大于缸体7即可,设计为800ml,空气的容积为液体容积的2-5倍);当活塞后退时,模拟血液从容器9反方向流回缸体7。阻力装置8的阻力大小、容器9的液体空气比、液体囊的弹性,结合活塞的运动,决定了胸冲击信号的波形。

[0045] 需要采集模拟的胸冲击信号时,把模拟发生装置放置在压力敏感床垫上,模拟肺和模拟心脏的动力部分放置在床旁,设定好控制参数,包括呼吸机的定容呼吸模式(决定了呼吸率和潮气量),直线电机的运动曲线(决定了心动周期和每搏输出量),就可以由压力敏感床垫测量得到胸冲击图。动力部分与模拟肺、模拟心脏采用例如软管的管道连接,连接端口可以通过卡扣结构固定。

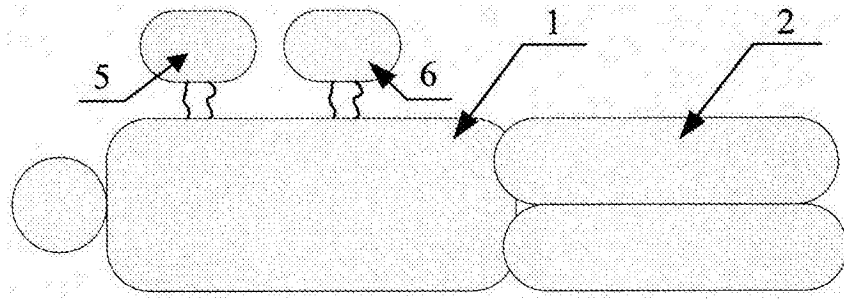


图1

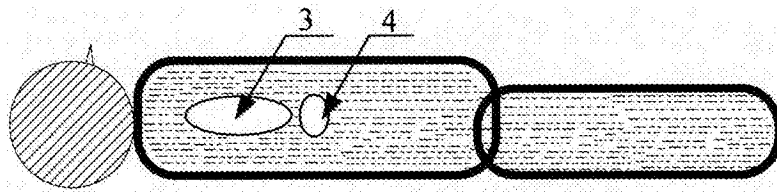


图2

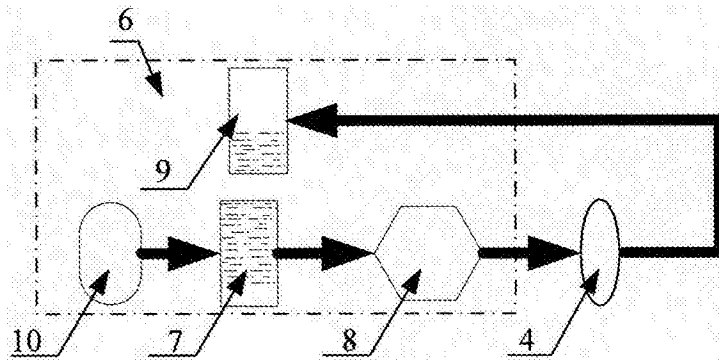


图3

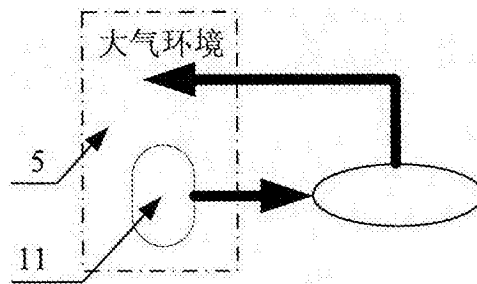


图4

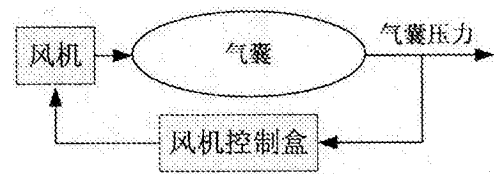


图5

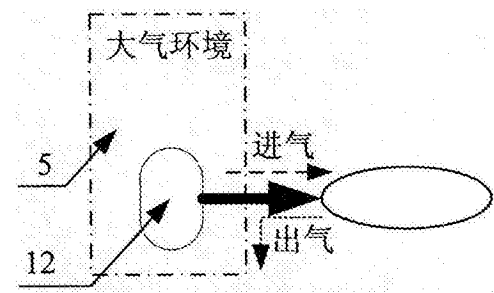


图6

专利名称(译)	胸冲击信号模拟发生装置		
公开(公告)号	CN107822596A	公开(公告)日	2018-03-23
申请号	CN2017110956342.4	申请日	2017-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军总医院 北京新兴阳升科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军总医院 北京新兴阳升科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军总医院 北京新兴阳升科技有限公司		
[标]发明人	李鸣皋 单超 徐建中 曹征涛 杨军 王海涛 蒙果 杨业兵		
发明人	李鸣皋 单超 徐建中 曹征涛 杨军 王海涛 蒙果 杨业兵		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种胸冲击信号模拟发生装置，属于生理信号测量技术领域。本发明的胸冲击信号模拟发生装置包括躯干单元(1)、腿部单元(2)、肺模拟体(3)、心脏模拟体(4)、肺的动力系统(5)和心脏的动力循环系统(6)。所述肺的动力系统(5)用于控制产生呼吸运动，包括肺的驱动装置(11)和动力控制单元；所述心脏的动力循环系统(6)包括模拟血液的液体、心脏的驱动装置(10)、流体阻力装置(8)和容器(9)。本发明提供的胸冲击信号模拟发生装置，其信号产生的原理完全符合真实的生理机制，信号幅度、频率、波形、体重等参数可调，并且可以作为检测、标定设备使用。

