



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102895002 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 30

(21) 申请号 201210392709. 1

(22) 申请日 2006. 09. 11

(30) 优先权数据

11/227, 968 2005. 09. 14 US

(62) 分案原申请数据

200680042541. 4 2006. 09. 11

(71) 申请人 ZOLL 医疗公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 加里·A·弗里曼

丹尼尔·M·利索古尔斯基

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限

公司 72003

代理人 石海霞 郑特强

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

A61H 31/00 (2006. 01)

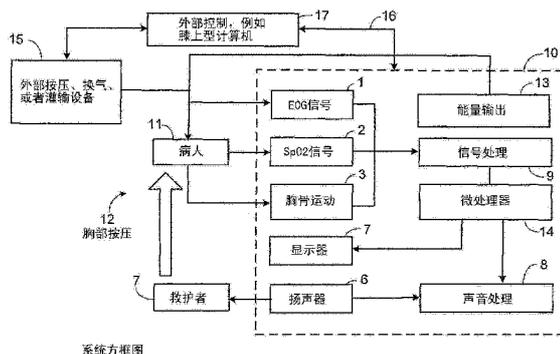
权利要求书 1 页 说明书 21 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波传感器系统

(57) 摘要

一种超声波传感器系统,用于测量血流,所述传感器系统包括:超声波探测器,位于导管的端部,所述探测器和所述导管配置为插入食道中或者在所述食道的开口处;其中,所述探测器配置为提供并测量超声波能量,向后朝向脊柱,位于颈椎骨 C3-C6 附近的位置,测量从椎骨和血管反射的超声波能量;以及处理器、存储器以及关联电路,配置为处理所述探测器的输出,通过超声波多普勒流测量方法,估计动脉或静脉中的血流。该系统能够提供测量血液流向脑的出色方法。



1. 一种超声波传感器系统,用于测量血流,所述传感器系统包括:

超声波探测器,位于导管的端部,所述探测器和所述导管配置为插入食道中或者在所述食道的开口处;

其中,所述探测器配置为提供并测量超声波能量,向后朝向脊柱,位于颈椎骨 C3-C6 附近的位置,测量从椎骨和血管反射的超声波能量;以及

处理器、存储器以及关联电路,配置为处理所述探测器的输出,通过超声波多普勒流测量方法,估计动脉或静脉中的血流。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述传感器结合心脏复苏设备,根据所述传感器的输出确定的估计的血流用于确定提供给使用者的反馈提示的计时。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述传感器配置为插入食道,向所述颈椎骨提供超声波能量,以估计椎骨动脉中的血流。

超声波传感器系统

[0001] 本申请是申请号为 200680042541.4、申请日为 2006 年 9 月 11 日、发明名称为“重复治疗干涉的同步”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及医疗设备领域,所述医疗设备用于帮助施行 (delivery) 重复治疗,例如帮助救护者施行心肺复苏 (CPR)。

背景技术

[0003] 对于心脏骤停病人的复苏处理通常包括:清理并开放病人的气道,对病人进行人工呼吸,并且施行胸部按压使血液流向病人的心脏、脑和其它重要器官。如果病人具有可电击心律,则复苏处理还包括除颤治疗。术语“基本生命支持”(BLS)涉及以下所有处理:初步评估;气道维持;呼气换气(人工呼吸);以及胸部按压。当结合全部三种处理[气道呼吸、血液循环、包括胸部按压]时,采用术语“心肺复苏(CPR)”。

[0004] 有多种不同的异常心律,其中一些可以通过除颤治疗来处理(可电击心律),而另一些不能(不需电击的心律)。例如,大多数产生有效心输出量的 ECG 心律被认为是不需电击的心律(例如,正常的窦性心律、某些心动过缓以及窦性心动过速)。但是,也有一些不能产生有效心输出量的异常 ECG 心律被认为是不需电击的心律,因为在这些情况下除颤处理经常无效。这些不需电击的心律的例子包括:心脏停搏、电机械分离(EMD)以及其它无脉性电活动(PEA)。虽然病人在这些不能存活的、不需电击的心律下不能再维持生命,但是采用电击无助于改变这些心律。护理人员可进行除颤治疗的可电击心律的主要例子包括:室性纤颤、室性心动过速以及室性颤动。

[0005] 对于可电击心律或者不需电击的心律、可灌注心律或者不需灌注的心律,使用除颤器对具有可电击 ECG 心律的病人施行一次或多次电击后,病人可能仍然不省人事。如果当前是不需灌注的心律,则护理人员可以借助于进行一段时间的 CPR 来向病人的心脏、脑和其它重要器官提供连续的血流和氧气。如果在进行 CPR 的过程中,可电击心律继续存在或发展,那么在进行一段时间的心肺复苏治疗后,可采取进一步的除颤措施。只要病人仍然处于无意识状态,没有有效的血液循环,护理人员就可以交替使用除颤器(用于分析心律并可能施行电击)和进行心肺复苏治疗(CPR)。CPR 通常包括进行 5 到 15 次胸部按压的重复模式,每进行 5 到 15 次胸部按压之后有一个停顿来做两次人工呼吸。

[0006] 可以用 AED 来进行除颤。美国心脏协会、欧洲复苏理事会以及其它类似机构提出了对心脏骤停病人的处理的协议,该协议包括 AED 的使用。这些协议限定了在复苏过程中获得病人的状况以及确定要进行的适当处理的各个步骤所要遵循的次序。要使用 AED 的护理人员受训以遵守这些协议。

[0007] 大多数自动体外除颤器实际上是半自动体外除颤器(SAED),这种半自动体外除颤器要求护理人员按下启动或者分析按钮,之后,半自动体外除颤器分析病人的 ECG 心律,如果心律为可电击心律,则建议护理人员对病人施行电击。然后护理人员负责按下控制按

钮进行电击。进行电击之后, SAED 可自动地或者人工地重新分析病人的 ECG 心律, 并建议进行附加的电击或者指示护理人员检查病人的血液循环体征(表明除颤处理起作用或者心律为不需电击的心律), 如果通过除颤措施还不能恢复血液循环, 就启动 CPR。另一方面, 全自动体外除颤器在施行除颤电击之前, 不会等待使用者的介入。如同下面使用的, 自动体外除颤器(AED)包括半自动体外除颤器(SAED)。

[0008] 以上两种除颤器通常在启动 ECG 分析和 / 或施行每次电击之前发出听得见的警告声“请勿靠近”。即要求护理人员不要靠近病人(也就是与病人没有身体接触), 并且可能要求护理人员按下按钮施行电击。自动体外除颤器的控制通常位于复苏设备的外壳上。

[0009] 通常由训练有素的医疗或急救护理人员, 例如医生、护士、紧急救护员、消防员以及警员来使用 AED。因为从发生心脏骤停到进行除颤治疗之间病人的生存机会每耽搁一分钟就下降大约 10%, 所以现场 AED 和受训操作 AED 的护理人员的迅速可用性非常重要。

[0010] 受训的临时护理人员是没有经验的 AED 操作者。例如, 心脏病人的配偶可受训成为临时护理人员。临时护理人员很少有机会进行除颤或 CPR 处理, 所以在紧急情况下, 他们容易对 AED 感到胆怯。因此, 由于担心出错, 这些临时救护者可能不愿意购买 AED 或者在需要时使用 AED, 或者宁愿等待救护车的来到而不是使用手头的 AED。

[0011] 一些训练有素的医护工作者, 例如, 包括产科医生、皮肤科医生以及家庭护师在内的专家, 同样很少有机会进行 CPR 和 / 或除颤处理, 所以做起来可能也不容易。如果训练机会少, 就会加重对能力的疑虑, 导致护理人员担心想不起来复苏协议建议的全部步骤和 / 或这些步骤的正确次序。

[0012] 类似地, 专业的和临时的护理人员进行 CPR 和人工呼吸时可能都会迟疑, 或者不确定什么时候进行这些步骤, 特别是当受训少并且很少有机会使用时。

[0013] 本领域技术人员公知并且在大量文献中已经公开的是, 在初期学习不好和技能保持差的情况下, CPR 都是一项复杂的任务, 并且受训者通常在 6-9 个月内失去初期技能的 80%。因此, 很多现有技术的目的都是力图改善这种不利情况。在美国专利 4, 019, 501、4, 077, 400、4, 095, 590、5, 496, 257、6, 125, 299 以及 6, 306, 107、6, 390, 996 中描述了怎样帮助进行胸部按压。在美国专利 4, 588, 383、5, 662, 690、5, 913, 685、4, 863, 385 中描述了 CPR 提示系统。从最早的 1974 年的商业版本开始, AED 总是在活动挂图或者张贴上包括语音提示和图形指令, 以提供救护者要进行的一系列复杂动作的正确的时间和次序, 以及除颤电极的放置。美国专利申请 09/952, 834 以及美国专利 6, 334, 070 和 6, 356, 785 描述了具有更高水平的提示的除颤器, 这些提示包括显示在 CRT 上或者印刷标签上的采用图形指令形式的视觉提示, 利用背光或者发射标记例如发光二极管。AED 从 1970 年代开始就利用在除颤电极之间测得的电阻来确定 AED 的状态以及适当的信息, 并发送给救护者(例如, 如果单元上最初的提示已经发出并且电阻仍然大于一些特定阈值, 则“贴上电极”; 或者确定病人是否有多余动作, 如美国专利 4, 610, 254)。美国专利 5, 700, 281 描述了一种设备, 利用电极的电阻来确定 AED 的状态用于发送信息例如“贴上电极”。

[0014] 这些专利中具体实施的改进的提示在更加遵守要求救护者成功挽救心脏骤停病人的复杂协议这一方面向救护者提供了一些好处, 但是在测试 AED (一般采用这些病人的要素) 时发现, 救护者仍然只能获得不高于大约 50% 的性能水平。研究方法如下: 没有一个对象之前有经验, 或者经过 AED 的训练, 以消除由于先前的 AED 训练可能产生的

偏见。测试对象被提供以模拟使用方案,这个方案比之前的研究更准确地相似于一个临时救护者 (layrescuer) 在心搏停止救护时将会遇到的情况。使用四种全功能除颤器: Physio-Control LifePak CR Plus、ZOLLAED Plus、Philips/Laerdal HeartStartOnSite、以及 Cardiac Science PowerHeart。测试对象被带到一个模拟办公室,然后被告知有一个人(用人体模型模拟)刚刚摔倒在地板上,呈现完全昏迷状态,很可能死去。测试对象被告知使用 AED 或者办公室中的任何其它物品,假装是一个真实的紧急事件。基于采取的动作的数量评估每个人,这些动作包括生存步骤环节(8 个步骤:检查反应、寻求帮助、打开气道、检查呼吸、给予呼吸、检查血液循环、解除衣物、安装 AED 电极)。结果发现,有 11 个临时救护者的 Medtronic (Minnesota)Lifepak CR Plus 小组平均完成 3.5 ± 1.4 个步骤;有 11 个临时救护者的 Cardiac Science (California)PowerHeart 小组平均完成 3.4 ± 1.9 个步骤;有 12 个临时救护者的 Philips (Massachusetts)HeartStart 小组平均完成 3.8 ± 1.3 个步骤;有 11 个临时救护者的 ZOLL (Massachusetts)AEDPlus 小组平均完成 5.0 ± 1.3 个步骤。即使是显示出比其它设备统计数据更好的 ZOLL 设备也仅仅获得 63% 的适应性比例。此外,测试对象中不到 10% 的人能够至少在一分钟时间内维持推荐的每分钟 100 次按压。

[0015] 近来已经认识到,良好的 CPR 对于挽救更多的心搏停止病人是必要的 (Circulation. 2005;111:428-434)。在引用的研究中,研究者发现在所有部分的总数的 36.9% 中,按压速度低于 80 次按压每分钟 (cpm),有 21.7% 的按压速度低于 70cpm。美国心脏协会在准则里推荐的按压速度大于 100cpm。在研究中,更高的胸部按压速度于自发的血液循环的初始回复显著相关 (对于初始的生还者和未幸免者的平均胸部按压速度分别为 90 ± 17 cpm 和 79 ± 18 cpm ; $P=0.0033$)。此外,该研究由训练有素的救护者进行,包括护士、医师,研究表明按压速度不佳的问题很广泛。

[0016] 带有 CPR 反馈的 AED,例如上述的 ZOLL 和 Philips,具有若干种按压速度提示。在期望的速度为 100 次按压每分钟 (如美国心脏协会的准则所推荐) 时提示的形式是哔哔声或者音调。ZOLL AEDPlus 还具有附加的特点:在救护者开始按压的速度开始按压速度音调,然后逐渐增加按压音调速度直到期望的速度 100cpm。在一些情况下,这个方法有用,但是因为按压音调速度于救护者的按压同步,所以音调可能出现与救护者的按压速度不协调的情况,实际上会使救护者搞混乱并很快地降低速度。

[0017] AED 以前仅仅关注于除颤,尽管 AED 向心室纤颤和某些心动过速病人提供了最好的治疗,但是它对出现无脉性电活动 (PEA) 或者心搏停止的 60% 的心搏停止病人不能提供医疗帮助。虽然 AED 在家庭中越来越普及,但是仍有许多其它健康问题,例如急救、以及与慢性疾病 (例如哮喘、糖尿病以及 AED 不起作用的心脏病) 有关的故事。

[0018] 经过除颤电击后,心脏处于以下两种状态中之一:或者电击起作用,心脏处于无知觉、肌肉萎缩的状况,有极少的心肌 ATP 能量储备,为心律起搏器动作和有效心输出所必须;或者电击不起作用。令人惊讶的是,即时有,除颤治疗也极少将心室纤颤转变为正常的、具有有效血液动力学输出的正弦心律。在成功的除颤电击后要求进行良好的 CPR 以使病人存活。

[0019] 虽然自动胸部按压设备 (例如美国专利 No. 6, 752, 771 所述) 已经与心动周期同步,但是提供人工 CPR 的救护者一般以固定的速度按压胸部,与受损的心脏 (例如出现无脉性电活动 (PEA)) 的心动周期不同步。PEA 的情况是,心脏有电活动,但是没有足够的健康肌

纤维来有效收缩。病人通常射血分数很低,即,在收缩期间心脏中的大部分血液仍停留在心室中,而不是喷射到大动脉和冠状动脉中。

[0020] 许多研究报道,胸部按压的不连续性(例如在 ECG 分析中常见的)能够显著降低自发血液循环的恢复率和 24 小时生存率。这些研究包括“Adverse effects of interrupting precordial compression during cardiopulmonary resuscitation”by Sato et al. (Critical Care Medicine, Volume 25(5), 1997 年 5 月, pp 733-736)、 “Adverse Outcomes of Interrupted Precordial Compression During Automated Defibrillation”by Yu et al. (Circulation, 2002)、以及 “Predicting Outcome of Defibrillation by Spectral Characterization and Nonparametric Classification of Ventricular Fibrillation in Patients With Out-of-Hospital Cardiac Arrest”by Eftestol et al. (Circulation, 2002)。

[0021] 在自动化、机械按压系统的背景下,早就认识到将心脏按压、换气周期与心动周期同步的好处。M. R. Pinsky, “Hemodynamic effects of cardiac cycle-specific increases in intrathoracic pressure”, 应用生理学期刊(卷 60(2), 第 604 - 612 页, 1986 年 2 月)、美国专利 No. 4, 273, 114、No. 4, 326, 507、以及 No. 6, 752, 771 描述了将按压周期与心动周期同步的机械按压系统。美国专利申请 2004/0162587 描述了基于监测的血液灌注调整胸部按压的机械按压系统。

[0022] 在美国专利 No. 4, 491, 423 中,描述了一种复苏辅助计时器,提供基于病人的年龄调节的、听得见的按压速度。

发明内容

[0023] 一般,在第一方案,本发明的特征在于一种医疗设备,用于帮助使用者对病人人工施行重复治疗(例如心脏复苏中的胸部按压或者换气),所述设备包括:反馈设备,配置为产生反馈提示,帮助所述使用者对施行所述重复治疗计时(timing);至少一个传感器或电路元件,配置为检测实际施行时间(time),即所述使用者实际施行所述重复治疗的时间;以及处理器、存储器、和关联电路,配置为将所述实际施行时间与代表期望施行时间的信息作比较,以确定所述反馈设备产生所述反馈提示的提示时间。

[0024] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。人工施行重复治疗包括人工施行胸部按压,作为心脏复苏的一部分。所述实际施行时间和所述期望施行时间包括实际施行阶段和期望施行阶段。通过在实际施行时间与期望施行时间之间形成差别来比较所述实际施行时间与所述期望施行时间。所述提示时间在多个治疗施行中及时地(in time)逐渐改变,以逐渐改变实际施行时间。所述反馈提示是听得见的或看得见的。所述重复治疗还包括换气,作为心脏复苏的一部分。所述反馈提示具有所述使用者可区别的至少两个阶段,第一阶段对应于所施行的治疗的第一阶段,所述反馈提示的第二阶段对应于所施行的治疗的第二阶段。所述重复治疗包括胸部按压,用于心脏复苏,所述反馈提示的第一阶段对应于所述救护者的按压运动的上行运动,所述反馈提示的第二阶段对应于所述救护者的按压运动的下行运动。所述反馈提示包括听得见的声音,所述第一阶段与所述第二阶段的频率或幅度不同、或者频率和幅度都不相同。所述反馈提示包括上行运动提示,用于胸部按压,所述上行运动提示的频率变化,所述频率在施行按压之前的上行运动期间随着所述救护者身

体的上升而增加。所述反馈提示还包括下行运动提示,所述下行运动提示的频率变化,所述频率在施行按压期间随着时间变化。所述下行运动提示的持续时间比所述上行运动提示的短。所述下行运动提示的音量增加,大约在所施行的按压的底部达到音量最大点。所述处理器配置为确定提示时间与实际施行时间之间的等待时间,并利用所述等待时间和所述期望施行时间来确定所述提示时间。所述处理器配置为维持提示时间与实际施行时间之间的相似时间关系。所述相似时间关系具有在所述实际施行时间之前发生的所述提示时间。所述处理器配置为利用跟踪滤波器,基于所述使用者施行所述重复治疗的过往表现来预测实际施行时间。所述跟踪滤波器包括卡尔曼滤波器。所述处理器配置为补偿提示时间与实际施行时间之间的滞后关系。所述跟踪滤波器配置为限制实际施行时间与期望施行时间的短暂偏离的影响。低通滤波器提供对施行时间的短暂偏离的影响的限制。所述期望施行时间是基于所述病人经测量后的生理机能来选择。所述经测量后的生理机能包括所述病人的ECG。所述期望施行时间是除了所述ECG中的T波之外的时间。所述经测量后的生理机能为心脏的PEA,并且所述期望施行时间被选择为产生相对于所述PEA定相(phased)的实际胸部按压时间,以改善血液动力学输出。所述经测量后的生理机能为所述心脏的低级机械活动,并且所述期望施行时间被选择为产生相对于所述低级机械活动定相的实际胸部按压时间,以改善血液动力学输出。所述经测量后的生理机能包括所述心脏的心律状态,所述处理器还配置为根据心律状态中的至少一些变化改变提示时间。在决定是否使反馈提示相对于所述病人的潜在血液循环活动定相时考虑所述心律状态。所述经测量后的生理机能包括特定生理事件的时间,并且所述提示时间被选择为产生所述生理事件的时间与所述实际施行时间之间的期望时间关系。所述生理事件为所述心脏的机械收缩。所述期望施行时间紧跟着向所述心脏施行的起搏刺激,使得在因为所述起搏刺激获得改善的心肌调节的期间内发生胸部按压。

[0025] 在本发明的第二方案,本发明的特征在于一种医疗设备,用于帮助使用者对病人人工施行重复治疗,所述设备包括:反馈设备,配置为产生反馈提示,帮助所述使用者对施行所述重复治疗计时;其中所述重复治疗包括施行所述治疗的所述使用者一部分上的精神性活动;以及处理器、存储器、和关联电路,配置为产生具有至少两个阶段的反馈提示,第一阶段对应于所述精神性活动的第一阶段,第二阶段对应于所述精神性活动的第二阶段。

[0026] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述人工重复治疗为人工心脏复苏中的胸部按压,所述精神性活动的第一阶段包括所述使用者的上行运动,所述精神性活动的第二阶段包括所述使用者的下行运动。

[0027] 在第三实施例中,本发明的特征在于一种医疗设备,用于帮助使用者对病人人工施行胸部按压,作为心脏复苏的一部分,所述设备包括:反馈设备,配置为产生反馈提示,帮助所述使用者对施行所述胸部按压计时;处理器、存储器、和关联电路,配置为确定所述反馈设备产生所述反馈提示的提示时间,其中,所述反馈提示具有所述使用者可区别的至少两个阶段,第一阶段对应于所述救护者的运动的上行运动阶段,所述反馈提示的第二阶段对应于所述救护者的按压运动的下行运动。

[0028] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述反馈提示包括听得见的声音,所述第一阶段与所述第二阶段的频率或幅度不同、或者频率和幅度都不相同。所述反馈提示包括上行运动提示,用于胸部按压,所述上行运动提示的频率变化,所述频率在施行按

压之前的上行运动期间随着所述救护者身体的上升而增加。所述反馈提示还包括下行运动提示,所述下行运动提示的频率变化,所述频率在施行按压期间随着时间变化。所述下行运动提示的持续时间比所述上行运动提示的短。所述下行运动提示的音量增加,大约在所施行的按压的底部达到音量最大点。

[0029] 在第四方案,本发明的特征在于一种医疗设备,用于帮助使用者对病人人工施行胸部按压和换气,作为心脏复苏的一部分,所述设备包括:反馈设备,配置为产生反馈提示,帮助所述使用者对施行所述胸部按压和换气计时;处理器、存储器、和关联电路,配置为确定所述反馈设备产生所述反馈提示的提示时间,其中,所述反馈提示为听觉的提示,用于胸部按压的反馈提示与用于换气的反馈提示是不同的声音。

[0030] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。按压提示与换气提示之间声音的不同是音调(tone)的不同。用于按压的反馈提示音调与用于换气的反馈提示音调至少在一些场合下重叠。所述换气反馈提示是逐渐变化的声音,其持续时间与多个按压反馈提示重叠,所述多个按压反馈提示实质上持续时间较短。

[0031] 在第五方案,本发明的特征在于一种心脏复苏设备,用于帮助使用者对病人人工施行重复胸部按压,所述设备包括:反馈设备,配置为产生非口头的反馈提示,向所述使用者提供反馈,关于至少一个按压参数帮助所述使用者;至少一个传感器或电路元件,配置为确定所述使用者关于所述按压参数的表现;以及处理器、存储器、和关联电路,配置为将所述使用者关于所述按压参数的实际表现与关于所述按压参数的期望表现作比较,以确定非口头的反馈提示,帮助所述使用者获得更接近所述期望表现的表现。

[0032] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述按压参数为下列参数的其中一个或者其中多个的组合:按压深度、按压速度、占空因数、放松胸部的速度、按压期间的胸廓内压力、按压期间的胸膜压力、胸骨位置、速度或加速度、胸腔壁或胸骨应变或变形。所述处理器配置为将施行所述重复胸部按压与至少一个按压参数相联系的生理模型。

[0033] 在第六方案,本发明的特征在于一种在心脏复苏中自动施行胸部按压的方法,包括:在按压施行时间将病人放入用于自动施行胸部按压的设备中;检测向所述病人施行电性起搏刺激的计时;以及选择所述按压施行时间,以与电性起搏刺激的选择阶段同步。

[0034] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。施行按压的所述设备与施行电性起搏的设备分离。所述设备通过所述病人身上的电极检测电性起搏刺激的计时。

[0035] 在第七方案,本发明的特征在于一种在施行重复胸部按压时施行第二重复治疗的方法,包括:检测所述重复胸部按压的计时;以及在与所述重复胸部按压的选择阶段同步的时间,施行所述第二重复治疗。

[0036] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述第二重复治疗包括电磁起搏刺激。所述起搏刺激为阈值下的,配置为改善心肌的调节。所述起搏刺激为阈值上的,配置为产生心脏收缩。所述胸部按压通过人工施行。所述胸部按压通过自动设备施行。所述反馈提示为非口头提示。

[0037] 在第八方案,本发明的特征在于一种医疗设备,用于帮助使用者对病人人工施行重复治疗,所述设备包括:视觉显示器,用于产生视觉的、非口头的反馈图形,向所述使用者提供所述重复治疗施行得怎么样的图形指示;至少一个传感器,用于感测关于所述治疗施行得怎么样的至少一个参数;以及处理器、存储器、和关联电路,配置为处理至少一个传感

器的至少一个输出,以控制所述视觉显示器上所述图形指示的外观。

[0038] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述重复治疗包括胸部按压,作为心脏复苏的一部分。所述重复治疗包括换气,作为心脏复苏的一部分。所述图形指示包括至少一个第一图形要素,通常在逐次按压的基础上关于单个按压大约施行得怎么样向所述使用者提供反馈。所述图形指示还包括至少一个第二图形要素,关于过去的按压对冠状动脉灌注压力的累积影响的估计向所述使用者提供反馈。所述第一图形要素为条形要素的边界的颜色或其它图形方案,所述第二图形要素为具有颜色或其它图形方案的所述条形要素中的百分比区域。有至少两个传感器和至少两个参数,所述图形指示包括:第一图形要素,包括第一指示器,沿着第一轴移动,传达第一参数的值;以及第二图形要素,包括第二指示器,沿着第二轴移动,传达第二参数的值,所述第二轴垂直于所述第一轴。至少有三个参数,其中所述图形指示还包括第三图形要素,位于所述第一轴与所述第二轴的交点,其中所述第三图形要素配置为传达第三参数的值。

[0039] 在第九方案,本发明的特征在于一种超声波传感器系统,用于测量血流,所述传感器系统包括:超声波探测器,位于导管的端部,所述探测器和所述导管配置为插入食道中或者在所述食道的开口处,其中,所述探测器配置为提供并测量超声波能量,向后朝向脊柱,位于颈椎骨 C3-C6 附近的位置,测量从椎骨和血管反射的超声波能量;以及处理器、存储器以及关联电路,配置为处理所述探测器的输出,通过超声波多普勒流测量方法,估计动脉或静脉中的血流。

[0040] 在优选实施例中,可合并以下特征的一个或多个。所述传感器结合心脏复苏设备,根据所述传感器的输出确定的估计的血流用于确定提供给使用者的反馈提示的计时。所述传感器配置为插入食道,向所述颈椎骨提供超声波能量,以估计椎骨动脉中的血流。

[0041] 在第十方案,本发明的特征在于一种超声波传感器系统,用于测量血流,所述传感器系统包括:超声波探测器,位于导管的端部,所述探测器和所述导管配置为插入食道中或者在所述食道的开口处,其中,所述探测器为圆锥形,使得所述探测器在食道肌区域中的所述食道的上端,设置在咽的底部,所述探测器的宽端刚好在下咽上,其中,所述探测器配置为横向地提供并测量超声波能量,以及其中,所述传感器配置为在声束中提供超声波能量,所述声束指向向上的角度,与一般颈动脉以及内颈静脉相交;以及处理器、存储器以及关联电路,配置为处理所述探测器的输出,通过超声波多普勒流测量方法,估计动脉或静脉中的血流。

[0042] 在优选实施例中,所述处理器可配置为处理所述超声波探测器的输出,以对于所述颈动脉和所述颈静脉估计血流速度。所述处理器可配置为计算脉动指数作为峰值大动脉速度与最小心脏舒张速度除以一个心动周期的平均速度后的差。所述处理器可配置为计算阻力指数作为峰值大动脉速度与最小心脏舒张速度除以所述峰值大动脉速度后的差。

[0043] 本发明具有如下多个优点(其中一些优点只出现在一些方案中和一些实施例中):

[0044] 因为心脏处于除颤电击后的早期恢复阶段,通常具有节律性电活动,但是机械输出减少,所以通过使胸部按压与恢复中的心脏的正常(如果是低级的)机械活动同步,本发明增强了心脏的恢复。本发明可帮助向处于非灌注性、纤颤心律的病人以及血液动力学不稳定的、或者无效心律(例如 PEA)病人提供有效的 CPR。

[0045] 本发明将胸部按压与受损心脏的活动同步的能力可改善灌注。如果没有本发明，就会在心室充盈过程中进行胸部按压，从而使效率下降，心脏中血液的体积小，几乎没有或没有血液喷射到大动脉或冠状动脉中。此时的按压可增加胸廓内压力和 / 或心脏舒张压力，进一步减缓心室充盈。

[0046] 本发明在 PEA 过程中可提高 CPR 的效率，因为可将按压计时，从而在心脏收缩的特定阶段（例如等容收缩）进行按压。

[0047] 心脏收缩节律在 CPR 过程中可自发地转换为 PEA，并且在 PEA 过程中同步施行胸部按压（如同当前通常所进行的）关于循环血液动力学实质上不是最理想的。在恢复的早期阶段，例如在电击后的 PEA 过程中，心脏实际上收缩到一定程度，同步按压相位调整可对心肌造成附加压力，并且使射血分数更低。本发明提供对心脏从一个节律状态到另一个节律状态的变化进行检测，还可以向救护者提供反馈，即救护者的 CPR 动作（例如换气和胸部按压）的相位与心、肺的潜在电和机械活动同步（夹带 (entrain)）。这对于减少打断胸部按压的需要以及改善血液动力学都是有利的。

[0048] 本发明可在逐次按压的基础上向救护者提供反馈，从而监测 CPR 的质量（例如按压深度）以及查看按压对病人心脏的特定效果。CPR 准则必须涵盖大众，个别参数例如按压的深度和速度对于个别的病人不一定最佳。评估个别按压有利于救护者提供更有效的 CPR，以及不用超出所需的更大的力量或速度按压胸部，从而保存能量。

[0049] 本发明可调节反馈提示 (feedback cue) 的计时，使它们与实际按压同步，使得救护者不会被在不恰当的时间出现的不期望的提示搞混乱和不知所措。通过测量提示与启动按压之间的等待时间，可将提示定时，使得提示不会脱离正常的等待时间太久。例如，当救护者疲劳并且按压速度下降时，提示计时可被微调为鼓励救护者加快速度，但是进行调节的方式是在按压和提示的相对阶段中仅有小的改变。在现有技术中，当只改变反馈提示的速度时，提示和按压启动的相对相位会遍布空间，造成混乱。

[0050] 在说明书、附图以及权利要求书中可发现本发明的其它特征和优点。

附图说明

[0051] 图 1 为系统方框图。

[0052] 图 2 示出相对于反馈音调计时 (从落后变为同步) 的按压计时的实例。

[0053] 图 3 为示出反馈按压计时的不同参数的详细时序图。

[0054] 图 4 为示出用于心律复苏动作的相位同步 (夹带) 的闭环控制系统的方框图。

[0055] 图 5 为示出滞后中继算子的实例的示意图。

[0056] 图 6A 和图 6B 为示出小 (minor) 滞后回线的实例的示意图。

[0057] 图 7 为示出可变移相器功能 (function) 的示意图。

[0058] 图 8 为示出滞后控制器的方框图。

[0059] 图 9 为示出基于参数的 CPR 控制反馈的方法的流程图。

[0060] 图 10 为复苏设备的方框图，示出用于向进行胸部按压的救护者发出声音提示的处理。

[0061] 图 11 为复苏设备的方框图，示出利用 CPR 反馈提供咨询分析的处理。

[0062] 图 12A、图 12B 和图 12C 为换气和按压时用于向救护者提供反馈的图形显示的实

例。

[0063] 图 13A、图 13B 和图 13C 为位于食道上端、用于提供生理反馈的超声波血流传感器的示意图。

具体实施方式

[0064] 本发明有许多不同的实施例,在此不能一一描述。以下描述一些优选的可能实施例。但是,再怎么强调也不过分的是,这些是对本发明实施例的描述,而不是对本发明的描述,因此不限于在本部分所描述的具体实施例,而是以权利要求书中更宽泛的术语来描述。

[0065] 参照图 1,一个或多个传感器或仪器 1、2、3 用于获得病人的生理信号。某些信号可能需要预处理,以得出相关测量结果或者消除人为现象。例如,利用已知的技术,可从 ECG 信号中消除 CPR 人为现象。在一种这样的技术中,当按压实际发生时,传感器 3 进行检测。该传感器可以是设置在小的弹性外壳中的加速计,该弹性外壳放在救护者的手下面。利用信号处理方法(如 2003 年 11 月 6 日提交的、名称为“Method and Apparatus for Enhancement of Chest Compressions During CPR”的未决美国申请 NO. 10/704, 366 中所公开的,该申请通过参考合并于此),通过加速信号的重积分来估计胸部位移。根据估计的位移,可确定启动胸部按压 29 的时间。也可以通过其它方式确定启动胸部按压的时间,包括根据经胸廓的电阻(通常由 AED 测量),或者根据通过胸部按压在 ECG 中产生的人为现象。扬声器 6 以关于心动周期的期望速度和计时产生反馈音调 21(反馈提示的一种可能类型),我们也将反馈音调 21 称为按压速度音调(CRT)。

[0066] 如图 2 所示,算法对进行胸部按压时救护者的计时误差进行校正。在图 2 的实例中,算法测量计算出的目标按压时间、反馈音调 21、以及实际按压 29 之间的等待时间 20。算法提出反馈音调(CRT)对救护者的等待时间 20 进行校正,当按压与按压的期望速度和相位同步时(附图中在第四按压时发生)进行检测。

[0067] 虽然优选听觉音调作为给救护者的反馈提示,但是也可以向救护者提供其它形式的反馈提示,包括视觉信号。

[0068] 将输入信号转换为反馈音调(或其它按压反馈提示)的算法的复杂性可变化。算法可以是简单地检测 QRS 联合体或者 ECG 信号中其它感兴趣的点。或者,算法也可以涉及更复杂的方法,包括预测性的跟踪算法(例如卡尔曼滤波器)、或者利用过去的读数来预测下一次按压应该什么时候进行的其它方法。预测的按压时间可用于立即更新发出反馈提示的时间,或者(如图 2 所示),可对多个按压慢慢地调节反馈提示的计时,允许救护者慢慢地改变按压的节律,使按压进入期望的计时。

[0069] 参照图 3,在一些实施例中反馈提示可具有两个阶段(多于两个阶段也可以)。使用两个阶段向我们提供了这样一个发现:施行胸部按压的动作主要是一个两阶段的精神性活动,救护者的后部肌群(例如竖脊肌和臀大肌)涉及按压周期的预备性上行运动阶段,而前部的内外斜肌群涉及下行运动。单阶段音调的困难在于,它对应于救护者心理中的下行运动,但是在施行下行运动之前要求充分的预备动作(即按压之前的上行运动),因此要求救护者预测下一次按压音调什么时候发生,使得救护者的下行运动能够与单阶段音调一致。这个困难被认为是目前在各种 CPR 提示设备中实施的按压音调没有应该的那样有效的主要原因。

[0070] 在一些实施例中,反馈音调的频率和音量在不同阶段(上行运动和下行运动)之间变化。频率用作救护者在病人上方的身体的高度的听觉象征,例如,音调的频率上升表示上行运动。在一些实施例中,上行运动阶段音调(UPT) 38 持续的时间量为救护者进行上行运动的时间,使得救护者能够正确地遵守该音调提供的非口头指令,并且当发生下行运动阶段音调(DPT) 39 时能够适当地定位,以启动下行运动。在一些实施例中,DPT 39 是持续时间较短的音调,频率很快地下降,随着频率的下降音量逐渐增加,在对应于按压下行运动的底部的点,音量达到最大值。

[0071] 在其它实施例中,通过提供多阶段音调,该方法可应用于其它多阶段重复精神性活动,包括具有超过两个阶段的重复精神性活动,多阶段音调的各个阶段向救护者清楚地描绘出,对于多阶段音调,音调每个阶段的参数被调节为有助于精神性活动每个阶段的同步。每个阶段的反馈音调的参数的其它可能性为有色噪声信号的带宽或者信号包络的体积。例如,增加包络攻击的斜率能够用于向救护者指示应当增加按压下行运动的速度。

[0072] 图 4 中示出用于产生反馈音调的一种可能的控制系统的方框图。图 3 中示出时序图。控制算法调节反馈控制矢量 $F(kT+1)$ 63(该矢量包括 UPT 启动、 ϕ 、 σ 、 Δf^+ 、 Δf^- 、 ϵ_{onset} 、 ϵ_{hold} 、 ϵ_{off}),将误差信号 $e(kT)$ 52 最小化,其中 T 是当前采样间隔。输入信号 $X(kT)$ 64 为期望的按压阶段和速度。 $X(kT)$ 64 可采取离散时间 t_0 、 t_0+1/f 、 t_0+2/f ...的形式,在这些时间期望进行按压,这些离散时间具有通过动作检测算法实际检测的按压的对应时间。 $X(kT)$ 64 也可以采取波形矢量的形式,描述救护者动作的期望动作参数。动作反馈信号优选地采取一组波形的形式,即矢量 $V'(kT)$ 57,包括实际加速的估计值、速度、以及位移波形。误差信号 $e(kT)$ 52 为 $V'(kT)$ 57 与期望动作 $X(kT)$ 64 之间的差。估计值 $H'(kT)$ 56 也由病人的生理状况形成,特别是通过诸如 ECG 1、脉冲测氧法 2、有创血压、以及无创血压这样的参数测量的血液动力学状态。 $H'(kT)$ 56 被反馈,以调节 $X(kT)$ 64,使得 $X(kT)$ 64 的速度和阶段最优化,向病人的当前生理状态提供最大利益。

[0073] 再参照图 3 和图 4,有若干个在反馈控制器模块 (FCM) 53 中计算出的间隔。参数 δ (25) 是 UPT 38 与实际进行按压的时间之间的时间差。参数 ψ (24) 是实际按压与期望进行按压的时间点 t_0 (30) 之间的时间差。期望的按压时间 t_0 可对应于与心动周期的心脏收缩阶段相应的 ECG 1 或脉冲测氧法 2 波形上的特定基准。参数 ϕ (31) 是 UPT 38 的末端与 DPT 39 的启动之间的时间差,确定 DPT 39 启动以及救护者的按压下行运动动作之前的自然预测的中断的数量。参数 σ 是频率增加的斜率,测量单位是 Hz/毫秒; $(1/\sigma * \Delta f)$ 是 UPT 上升要求的时间长度,其中 Δf (28) 是 UPT 38 阶段中频率的总变化。

[0074] 图 4 中闭环控制系统的目的是减少 ψ ,使得实际按压在期望的按压时间 30 附近发生。但是,如果 UPT 38 离救护者实际按压的阶段太远,则它们会出现混乱,它们的特性会受到不利影响。为了提供一种方式或者慢慢地调节 UPT 的相关阶段与救护者的实际按压,可使用移动因数 β ,使得:

$$[0075] \quad \psi_{t+1} = \psi_t * \beta$$

[0076] β 可以是利用本领域技术人员公知的传统控制系统方法(例如比例、差分、积分(PID)、状态空间、或者非线性控制方法)来调节值的变量。在病人的潜在心律为心搏停止(没有心律与按压同步)、并且系统仅仅试图使救护者以正确的速度施行按压的情况下, t_0 将不对应于生理基准。

[0077] 反馈控制器 53 (图 4) 通常具有低通滤波器或者中值滤波器, 将例如由于救护者与正确时间的按压的短暂偏离导致的伪误差信号最小化。滤波器可配置为根据系统的状态切换带宽。例如, 如同在跟踪系统中已知的, 滤波器的带宽可最初设定为宽, 以获得同步。但是一旦获得同步 (救护者以相对于期望的按压时间可接受的时间误差有规律地施行按压), 可将带宽切换为更窄的设置, 以将救护者的短期计时误差的效应最小化。换言之, 对于超过 3 个按压, 基于小于 0.2 的比率 ψ/P (ψ/P 是期望的按压时间与实际按压之间可容许多大误差的归一化测量), 反馈系统的状态可从“坏”的按压改变为“好”的按压。滤波器也可以配置为检测同步的损失, 例如, 通过查找 ψ/P 的平均偏离或者标准偏离的突然或者调和的增加。

[0078] 该过程的支配方程构成为使得按压期间 $P(32)$ 被固定, 并计算出未来间隔的估计值 δ_{t+1} , 以确定下一次 UPT 启动 (UPT onset) 什么时候应发生:

[0079]

$$UPT_{onset} = t_0 + \{P - [\varphi - (\delta_{t+1} - \psi_{t+1}) + (1/\sigma * \Delta f)]\}$$

[0080] 跟踪算法 (例如卡尔曼滤波器) 可用于 ($\delta_{t+1} - \psi_{t+1}$) 的估计和预测。卡尔曼滤波器通过利用反馈控制的形式来估计过程; 滤波器估计一些时间的过程状态, 然后获得测量结果形式 (噪声) 的反馈。同样地, 用于卡尔曼滤波器的方程分为两组: 时间更新方程和测量结果更新方程。时间更新方程用于表现 (以时间) 当前状态和误差协方差估计值, 以获得下一个时间步骤的先验估计。测量结果更新方程用于反馈, 即用于将新的测量结果合并到先验估计中, 以获得改善的后验估计。时间更新方程还可以认为是预测器方程, 而测量结果更新方程可以认为是校正器方程。确实, 最终估计算法类似于用于解决数值问题的预测器 - 校正器算法。

[0081] 离散的卡尔曼滤波器时间更新方程:

$$[0082] \quad \hat{x}_k^- = A\hat{x}_{k-1}^- + Bu_{k-1}$$

$$[0083] \quad P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q$$

[0084] 离散的卡尔曼滤波器测量结果更新方程:

$$[0085] \quad K_k = P_k - H^T (HP_k - H^T + R)^{-1}$$

$$[0086] \quad \hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-)$$

$$[0087] \quad P_k = (I - K_kH)P_k^-$$

[0088] 在测量结果更新期间的第一任务是计算卡尔曼增益 K_k , 下一步骤是实际测量获得的过程, 然后通过合并测量结果 z_k , 产生后验状态估计值。最后的步骤是获得后验误差协方差估计值 P_k 。在每一对时间和测量结果更新之后, 通过用于表现或者预测新的先验估计值的之前的后验估计值, 重复该过程。这种递归性质是卡尔曼滤波器的一个很有吸引力的特点——它使得例如相比于维也纳过滤器 (设计为运算所有直接用于每次估计的数据) 的实施例, 实际的实施例可行性更高。卡尔曼滤波器用当前估计值的递归条件更换所有过去的估计值。方程:

$$[0089] \quad \hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-) \text{ 称为预测器方程。}$$

[0090] 卡尔曼滤波器的其中一个主要限制在于, 卡尔曼滤波器只通过高斯分布模拟线性系统, 而高斯分布在生理设置中不常遇到。解决非高斯问题的熟知算法的非线性滤波器是扩展卡尔曼滤波器 (EKF)。这种滤波器基于的原理是, 利用泰勒级数展开式将测量结果和

演化模型线性化。但是, EKF 算法中的级数渐近法可导致非线性函数和感兴趣的概率分布的表达式差。结果, 这种滤波器会出现无限大。基于模拟高斯分布比模拟任意的非线性函数更容易的假设, 其它研究者发展了一种称为无气味的卡尔曼滤波器 (UKF) 的滤波器。已经显示出 UKF 比 EKF 能获得更准确的结果, 特别地, UKF 产生对状态的协方差的更好的估计 (EKF 通常低估了这个量)。但是, UKF 的限制在于, 它不能用于一般的非高斯分布, 即 ECG 谱分布中的通常情形。连续蒙特卡洛方法 (又称为粒子滤波器) 克服了这个限制, 允许状态的后验分布的完整表达, 因此, 能够容易地计算任何统计学估计值, 例如平均值、众数、峰度以及方差。因此, 粒子滤波器能够处理任何非线性或者分布。粒子滤波器依靠重要性抽样, 结果, 要求方案分布的设计能够相当好地接近后验分布。一般, 难以设计这种方案。最普通的策略是从状态演化 (之前的转变) 的概率模型中采样。但是, 如果在之前状态的尾部出现新的测量结果, 或者与之前状态相比, 可能性太小, 则这种策略会失效。

[0091] 一些实施例利用估计器/预测器轨道跟踪技术 (已知由 Merwe, Doucet, Freitas, Wan 发展的无气味的粒子滤波器 (UPF))。UPF 的伪代码如下:

[0092] 无气味的粒子滤波器:

[0093] 初始化: $t = 0$

[0094] 令 $i=1, \dots, N$, 从先前的 $p(x_0)$ 提取状态 (粒子) $x_0^{(i)}$ 并设定,

[0095] $\bar{x}_0^{(i)} = E[x_0^{(i)}]$

[0096] $P_0^{(i)} = E[(x_0^{(i)} - \bar{x}_0^{(i)})(x_0^{(i)} - \bar{x}_0^{(i)})^T]$

[0097] $\bar{x}_0^{(i)a} = E[x_0^{(i)a}] = [(\bar{x}_0^{(i)})^T \ 0 \ 0]^T$

[0098] $P_0^{(i)a} = E[(x_0^{(i)a} - \bar{x}_0^{(i)a})(x_0^{(i)a} - \bar{x}_0^{(i)a})^T] = \begin{bmatrix} P_0^{(i)} & 0 & 0 \\ 0 & Q & 0 \\ 0 & 0 & R \end{bmatrix}$

[0099] 令 $t=1, 2, \dots$,

[0100] a) 重要性采样步骤:

[0101] 令 $i=1, \dots, N$: 用 UKF 更新粒子:

[0102] 计算 sigma 点:

[0103] $X_{t-1}^{(i)a} = [\bar{x}_{t-1}^{(i)a} \ \bar{x}_{t-1}^{(i)a} \pm \sqrt{(n_a + \lambda) P_{t-1}^{(i)a}}]$

[0104] 预报未来粒子 (时间更新)

[0105] $X_{t-1}^{(i)x} = f(X_{t-1}^{(i)x}, X_{t-1}^{(i)m}) \bar{x}_{t-1}^{(i)} = \sum_{j=0}^{2n_a} W_j^{(m)} X_{j,t-1}^{(i)x}$

[0106] $P_{t-1}^{(i)} = \sum_{j=0}^{2n_a} W_j^{(c)} [X_{j,t-1}^{(i)x} - \bar{x}_{t-1}^{(i)}][X_{j,t-1}^{(i)x} - \bar{x}_{t-1}^{(i)}]^T$

[0107] $Y_{t-1}^{(i)} = h(X_{t-1}^{(i)x}, X_{t-1}^{(i)m}) \bar{y}_{t-1}^{(i)} = \sum_{j=0}^{2n_a} W_j^{(m)} y_{j,t-1}^{(i)}$

[0108] 合并新的观测 (测量更新)

[0109] $P_{y_t \bar{y}_t} = \sum_{j=0}^{2n_a} W_j^{(c)} [Y_{j,t-1}^{(i)} - \bar{y}_{t-1}^{(i)}][Y_{j,t-1}^{(i)} - \bar{y}_{t-1}^{(i)}]^T$

$$[0110] \quad P_{x_t y_t} = \sum_{j=0}^{2n_G} W_j^{(c)} [X_{j,t:t-1}^{(i)} - \bar{x}_{t:t-1}^{(i)}] [Y_{j,t:t-1}^{(i)} - \bar{y}_{t:t-1}^{(i)}]^T$$

$$[0111] \quad K_t = P_{x_t y_t} P_{y_t \bar{x}_t}^{-1} \bar{x}_t^{(i)} = \bar{x}_{t:t-1}^{(i)} + K_t (y_t + \bar{y}_{t:t-1}^{(i)})$$

$$[0112] \quad \hat{P}_t^{(i)} = P_{t:t-1}^{(i)} - K_t P_{y_t \bar{y}_t} K_t^T$$

$$[0113] \quad - \text{Sample } \hat{x}_t^{(i)} \sim q(x_t^{(i)} | x_{0:t-1}^{(i)}, y_{1:t}) = \mathcal{N}(\bar{x}_t^{(i)}, \hat{P}_t^{(i)})$$

$$[0114] \quad - \text{Set } \hat{x}_{0:t}^{(i)} \triangleq (x_{0:t-1}^{(i)}, \hat{x}_t^{(i)}) \text{ and } \hat{P}_{0:t}^{(i)} (P_{0:t-1}^{(i)}, \hat{P}_t^{(i)})$$

[0115] 令 $i=1, \dots, N$, 估计重要性权重一直到归一化常数:

$$[0116] \quad w_t^{(i)} \propto \frac{p(y_t | \hat{x}_t^{(i)}) p(\hat{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)})}{q(\hat{x}_t^{(i)} | x_{0:t-1}^{(i)}, y_{1:t})}$$

[0117] 令 $i=1, \dots, N$, 归一化重要性权重.

[0118] b) 选择步骤

[0119] 增加 / 抑制粒子,

$$[0120] \quad (\hat{x}_{0:t}^{(i)}, \hat{P}_{0:t}^{(i)})$$

[0121] 分别利用高 / 低重要性权重,

$$[0122] \quad \tilde{w}_t^{(i)}$$

[0123] 以获得 N 个随机粒子.

[0124] c) 输出: 算法的输出是能够用于近似后分布 (posterior distribution) 的一组采样, 如下:

$$[0125] \quad p(x_{0:t} | y_{1:t}) \approx \hat{p}(x_{0:t} | y_{1:t}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \delta_{\left(x_{0:t}^{(i)}\right)}(dx_{0:t})$$

[0126] 得到估计值,

$$[0127] \quad E(g_t(x_{0:t})) = \int g_t(x_{0:t}) p(x_{0:t} | y_{1:t}) dx_{0:t} \approx \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g_t(x_{0:t}^{(i)})$$

[0128] 对于关注的某些函数, g_t , 例如边界条件均值或边界条件协方差或其它力矩 (moment).

[0129] 对生理知觉以及使用者界面的可用性测试的数值研究表明, 使用者确定短期间时间的数量的能力差, 但是辨别时间顺序 (即, 按压反馈是发生在实际按压之前还是之后) 的能力出色。因此, 由于导致延迟 δ (25) 在零附近振荡的小的绝对移动 δ 会造成救护者按压的阶段排列的较大的相反的振荡, 所以通常优选延迟 δ (25) 总是为正的。

[0130] 救护者不能辨别时间期间的小变化意味着在效果上, 期望的按压计时与实际的按压计时之间存在死区关系。在这个死区内, 反馈提示的计时变化不会在使用者对期望计时的知觉中产生变化。这个死区产生一般被称为滞后的现象。滞后——之前的历史或者身体的处理对于随后对给定力或变化的条件的响应的影响——在自然界中到处可见。首先在铁磁材料中发现滞后现象, 随后在塑性、摩擦力、相变、以及一些不同领域例如机械学、热动力学、生物学、化学、经济学之中也发现滞后现象。当系统的转移功能根据系统的输入是增加还是减少而改变时出现滞后现象。

[0131] 参照图 5、图 6A 和图 6B, 通常采用 Preisach 模型来表示具有非局域记忆的滞后现

象,即,对于 $t > t_0$, 输出 $y(t)$ 的未来值不仅取决于 $y(t_0)$, 还取决于输入的过去的极值。特别地, Preisach 模型考虑一个无穷集的中继算子 $\gamma_{\alpha\beta}$ 80, 其中 α 81 和 β 82 对应于上升和下降的切换值, 其中输出在 -1 与 $+1$ 之间切换。

[0132] 在受限的频率范围内, 可以认为滞后是不依赖于速度的, 并且滞后充当系统的线性动力学的附加干扰。这里, 具有滞后现象的系统被视作线性动力学系统与不依赖于速度的具有记忆的滞后的平行集合体。通过算子的形式, 系统可表示为:

$$[0133] \quad y = L[u] + \hat{\Gamma}[u]$$

[0134] 其中 $\hat{\Gamma}$ 表示不依赖于速度的具有记忆的滞后, 而 L 表示系统的动力学。中继的无穷集合的加权响应合计所有可能的切换值:

$$[0135] \quad y(t) = \hat{\Gamma}[u(t)] = \int \int_H \mu_{\alpha\beta} \hat{\gamma}_{\alpha\beta}[u(t)] d\alpha d\beta$$

[0136] 图 6A 和图 6B 示出输入信号后产生的小滞后回线在 α_1 83 与 β_1 84 之间变化。当输入达到 α_1 时, 三角形 $T(\alpha_1, \beta_1)$ 被添加到正组 S^+ 并从负组 S^- 中减去, 当输入达到 β_1 84 时, 从 S^+ 中减去。当输入在 α_1 83 时, 界面线 $L(t)$ 是刚好与 β 轴平行的线, 在 α_1 83 与 β_1 85 的交点产生具有一个角的一组过去极值。当输入在 β_1 84 时, 三角形 $T(\alpha_1, \beta_1)$ 被添加到负组 S^- , 界面线 $L(t)$ 为一个台阶, 如图 6A 和图 6B 所示。这个差别导致闭环描绘两个不同的曲线。

[0137] 参照图 5 至图 8, 滞后控制器 90 为两个阶段: 在第一个阶段利用“移相器”算子 92, “移相器”算子 92 将周期性输入信号移动一个恒定的相位角; 在第二个阶段, 利用可变移相器 91, 如图 7 所示, 可变移相器 91 由以下方程支配:

$$[0138] \quad v(t) = \begin{cases} \cos(\phi_1)r(t) + \frac{\sin(\phi_1)}{w} \dot{r}(t) & \text{if } |r| \leq s \\ \cos(\phi_2)r(t) + \frac{\sin(\phi_2)}{w} \dot{r}(t) & \text{if } |r| > s \end{cases}$$

[0139] 其中 $\phi_1 \geq 0$, $\phi_2 \leq 0$, 并且 s 93 以经验为根据来确定。利用细实线所示的双曲正切函数, 有时候采用图 7 中粗实线所示的不连续函数的近似。

[0140] 救护者 7 提供的反馈可以通过多种形式实施, 包括作为视觉的和听觉的提示 (被认为更有效)。

[0141] 关于病人生理的各种类型的信息可用作确定反馈计时的输入。例如, 可使用以下任一种生理信号或者这些生理信号的组合: ECG、心输出的测量、心率的测量、血压、氧气饱和 (SpO_2)、心音 (包括心音描记法)、心图像 (包括超声波)、阻抗心动描记术。

[0142] 反馈提示可提供除了按压计时之外的多种按压参数, 例如包括以下参数的任一种或者这些参数的组合: 按压速度、按压深度、占空因数、胸部放松速度、按压期间的胸廓内压力、按压期间的胸膜压力、胸骨位置、速度或加速度、胸腔壁或胸骨应变或变形。

[0143] 在一些实施例中, 监测胸部按压的质量, 并改变反馈提示以改善质量。例如, 下列按压参数显示出对于胸部按压的血液动力学效应具有显著效果: 按压深度、按压下行运动的速度 (改善射血分数和心脏收缩效力)、以及在按压的上行运动期间实现压力从胸骨快速、完全的放松 (从而改善心脏的心脏舒张填充)。通过改变反馈提示, 能够改善按压的计时和质量。合适的按压深度根据 AHA 的推荐规定为 2 英寸。动物和理论模型显示出, 按压的速度和压力从胸骨的完全放松对于按压深度同样重要。在一些实施例中, 在上行运动提示 (UPT) 38 期间, 系统可增加频率变化量 Δf (28), 结果是在减压阶段期间, 救护者将他的

手进一步从病人的胸骨放松。在一些实施例中,增加下行运动提示(DPT)39的音量以及幅度包络可使救护者增加按压下行运动的速度。此外,通过调节用于UPT提示和DPT提示的时间的相对比率(例如延长用于DPT的时间可获得救护者更长的下行运动),可改变CPR按压(例如响应心脏测得的动作)的占空因数(即用于上行运动的时间与用于下行运动的时间的百分比)。

[0144] 在其它实施例中,可向救护者提供反馈用于对施行换气计时。这有助于防止过度换气,并控制胸廓内压力。胸部按压和换气产生的压力是帮助静脉血液回流到心脏以及血液从心室中喷射出来的重要因素。对于成年人来说,目前推荐的按压与换气之间的比率为15:2。与按压周期相似,使用袋瓣罩(BVM)的换气周期可向救护者描绘为两阶段的次序,包括压缩袋子的阶段和放松袋子的阶段。用于换气的两阶段音调与用于按压的不同。这可以通过使按压和换气的各个反馈音调可识别、明显不同来实现,优选地通过知觉可分类的观察。例如,按压的音调具有的波形和谐频使其听起来像喇叭,而换气的音调具有的波形和谐频使其听起来像小提琴。利用声音合成的普通技术,对于每个音调可移动基频,提供反馈所必须的频率改变。

[0145] 在其它实施例中,在救护时可使用自动胸部按压设备和/或自动呼吸器,通过自动设备施行的自动胸部按压和/或换气可与重复心脏刺激治疗(例如电起搏)引起的心搏动同步。也可以通过磁刺激引起起搏(美国专利No. 4,994,015和5,078,674),或者通过使用超声波变换器的机械刺激引起起搏。引起的心脏的血液动力学反应因病人而异,希望自动胸部按压设备施行的机械按压与引起的血液动力学反应同步,以使血流最大,并降低心肌组织的能量消耗。按压脉冲的启动时间 t_c 相对于起搏的启动时间 t_p 作调整,使得 $t_p - t_c = \kappa - \pi$,其中 κ (36)为从启动按压到血液动力学反应之间的延迟, π (22)为从启动起搏脉冲到血液动力学反应之间的延迟。随着复苏过程中病人状况的变化, π 和 κ 的值将随着药物(例如肾上腺素和胺碘达隆)的施行而变化,这些药物对于血管紧张度、钙、以及 β 通道相关激励-收缩(EC)耦合动力学有作用。如同用于人工按压的实施例,用于控制机械按压设备或充气内衣的预测算法可用于考虑病人反应的变化,结果是预测算法可用于设备进行的按压的计时。同步的实现可通过设备之间的直接通信,例如通用串行总线(USB)接口,或者通过无线的方式,利用低等待时间无线协议,例如所谓的ZigBee, IEEE 802.15.4协议标准。

[0146] 在一些实施例中,起搏也可以结合人工按压,作为增加救护者的机械按压的手段,引起心肌的电致收缩。在这些实施例中,可相对于 δ 调节 π ,使得通过救护者的人工按压引起的电致搏动的血液动力学反应轻微进行,量级为50-100毫秒。在复苏过程中,心脏处于深度肌肉萎缩状态,由于心肌中乳酸盐的增加和组织PH值下降,导致软弱和失调。失调的结果是,在人工胸部按压过程中,心脏变成低效的产生血流的泵结构。药物(例如肾上腺素)用于改善调节,但是因为药物是通过静脉注入,所以在心搏停止过程中药物起作用要2-3分钟,在这个过程中只能通过胸部按压来产生血流。起搏可能足以也可能不足以实际地产生满意的血液动力学反应作为心肌的新陈代谢折衷状态的结果,但是起搏能够刚好在机械按压之前或者与机械按压同步地充分改善心肌的调节,没有药物(例如肾上腺素)所出现的治疗延迟。这种对心肌调节的即时改善能够实质上改善机械按压的血液动力学效果。

[0147] 在其它实施例中,基于病人的状态和按压的质量,关于治疗干涉(例如按压和换

气)的各种参数的反馈被反馈给救护者。在一些更简单的实施例中,系统提供反馈的方式是防止救护者在特别的生理事件(例如表示心室再极化的 ECG 中的 T 波)过程中施行胸部按压。如果在 T 波过程中施行胸部按压,按压实质上更可能引起危及生命的心室纤颤,即已知为心震荡的过程。在其它以及加强的实施例中,例如上述的医疗知识结合循环系统的数学描述,例如在 Crit Care Med 2000Vol. 28, No. 11(Suppl.) 中描述的。如作者所述,在很多出版物中描述了微分方程系统。在这个特定实例中,“用 7 个适应腔表示人的血液循环,7 个适应腔通过阻力连接,血液通过阻力可流动。适应性对应于胸主动脉、腹主动脉、上腔静脉和右心、腹部静脉和下肢静脉、颈动脉、以及颈静脉。此外,胸腔包括表示肺部血管和左心适应性的泵。这个泵可配置为或者充当心形心脏泵,其中施加的压力将血液从心脏通过主动脉瓣压出,或者充当整体胸压力泵,其中施加的压力将血液从肺部血管床通过左心压出到周围。教科书中描述的生理变量值、普通的“70 公斤的人”用于指定模型中的适应性和阻力。头颅、胸、和尾部的血管传导性(1/阻力)的分布反应了向不同的身体部位的心输出的教科书分布。”

[0148] 参照图 4,采用闭环反馈方法,利用具有通过作者上述的生理模型提供的系统估计模块 55 的状态空间方法。反馈控制器 53 可采用比例、微分、积分(PID)这样的传统控制系统方法,或者例如本领域技术人员公知的状态反馈控制方法。作为闭环控制的替代方案,设备可通过监测图 9 的流程图所示的传感器“搜索”最佳的按压参数。虽然流程图仅示出单个参数,但是当传感器监测病人时,多个参数可变化。该方法以一次一个或者并行的方式改变参数,并试图改善灌注。该系统可发现某个参数(例如占空因数)的值使灌注得到改善,并以这个值继续治疗,或者在这个值附近的范围里继续改变参数,以防情况变化。可采用最佳的搜索方法,例如梯度陡降方法、自退火方法或者基因算法。

[0149] 陡降算法通过增加特定参数(例如速度)并观察它是否对系统的特性(例如 EtCO₂ 值)产生一些测量到的改善来运行。如果产生了测量到的改善,则进一步调节这个特定参数,直到获得期望的系统特性。在两参数系统(例如速度和深度)中,通过地形地观察,x-y 坐标为两个参数的值,而 z 轴表示系统特性(EtCO₂)。通常,算法的运行将一些输出值最小化(因此产生陡降)。在一些实施例中,目的是试图将 EtCO₂ 值最大化。该方法通常完全凭经验,基于改变参数值然后测量系统输出。在任一时间点,救护者的速度和深度都位于地形图上的特定点。单独调节每个参数将提供梯度(局部)斜坡。然后,假定充分的区域上的单调斜坡包围期望的 EtCO₂ 值,则调节这两个参数以获得期望的 EtCO₂ 值。

[0150] 使胸部按压与潜在生理活动同步也可以通过将按压定时在心室扩张期间进行,增加缓慢的或者心搏缓慢的心律。例如,心率为 30 下每分钟的病人通过在心跳之间施行按压,可获得更好的灌注,产生大于 60 下每分钟的有效心率。救护者需要反馈,以通过心室中的一些血液体积对按压计时,并避免在 T 波时按压。

[0151] 参照图 10,在其它实施例中,可采用麦克风 100 或其它变换器来检测心音。这些声音可通过扬声器 6 放大,用于受训的救护者 7,或者经处理后向受训不足的救护者 7 提供提示。心音可独立于其它测量用于确定 CPR 速度、深度、和 / 或占空因数以及评估 CPR 的效果。这对于心搏停止的病人 11 有效,病人的 ECG 1、血压、或脉搏不建议要按压的自然的速度的时间。按压 DPT 39 阶段的速度可调节为将阀门回流最小化。通过指示阀门关闭的心音,可评估按压的足够深度。

[0152] 在其它实施例中,虽然由于 S_1 指出了心室收缩的开始所以是理想的心音,但是可以基于任何心音调节按压计时和速度。由于主动脉瓣分离、肺动脉瓣关闭增加了下降的胸廓内压力,所以通过 S_2 的分析估计过度换气。低沉连续的声音和其它声音可提供关于心脏损害的诊断信息,基于这些信息可调节 CPR 参数。

[0153] 其它方法例如超声波或者经胸廓的阻抗可用于检测和测量心脏体积变化和血流。在一些实施例中,在向病人气道进行插管法之前,将导管插入病人的食道,导管末端有超声波探测器。超声波探测器向后朝向颈椎骨,位于颈椎骨 C3-C6 附近的位置,声音能量从脊椎反射,向探测器中的传感器提供强烈的信号,用于通过常用的超声波多普勒流测量方法,测量椎动脉中的血流。这种系统的优点如下:(1) 变换器位于进行胸部按压的区域之外,从而将引起的动作的人为现象最小化;(2) 该方法提供测量血液流向脑的出色方法;以及(3) 相比于引起有效的心脏灌输所必须的冠状动脉灌注,通过 CPR 胸部按压更难以实现足以引起到脑的有效流动的脑灌输压力(BPP),因此在复苏过程中脊椎流动测量是有效的 BPP 和 CPP 的灵敏指示器。

[0154] 椎动脉通过脊柱,不能从外面感觉到。椎动脉连接后在头骨底部的脑干附近形成单一基底动脉。动脉将血液供应到大脑的顶叶和枕叶、小脑的一部分、以及脑干。顶叶包括控制感觉(接触和压力)的主要感觉皮层以及控制精细感觉(纹理、重量、尺寸和形状的判断)的大关联区域。对右顶叶的损害会导致视力-空间缺陷,使病人难以在新的地方甚至是熟悉的地方辨明自己的方向。对左顶叶的损害会破坏病人理解说话和/或写字的能力。枕叶处理视觉信息。它主要负责视觉的接收,并包括帮助形状和颜色的视觉识别的关联区域。对枕叶的损害会导致视觉缺陷。小脑是脑的第二大区域。小脑控制反射、平衡以及运动和协调的某些方面。脑干负责对生命至关重要的多种自动功能,例如呼吸、消化和心跳——以及警觉状态和唤醒状态(醒来的状态)。因此,其它实施例可在复苏过程中监测椎动脉中的血流,并调节治疗干涉,将流动最大化。

[0155] 参照图 13A 至图 13C,在其它实施例中,超声波流传感器可以是圆锥形探测器 132,位于病人下咽处,探测器的窄端位于环形食道肌 130 的区域中的食道上端,探测器的宽端正好在下咽上。超声波变换器 131 横向放置,向上的声束与脊柱轴大约成 45 度角。通过利用变换器阵列,或者通过在探测器正面合并声透镜,使声束成形,以大约 45 度的方位声束角形成窄的上升声束。变换器设置在探测器中,使得声束与一般颈动脉以及颈静脉相交,因为窄的上升声束角,声束只在窄区域与颈动脉以及颈静脉相交,以提高血流速度准确性。颈动脉和颈静脉中的血流速度通过多普勒频移 $2f_c v/c$ 同时计算,其中 f_c 、 v 、 c 分别是声束的中心频率、血流速度以及声速。

[0156] 通过计算得到的颈动脉和颈静脉中的血流速度轮廓,脉动指数被计算作为峰值大动脉速度和最小心脏舒张速度除以一个周期的平均速度后的差。Pourcelot 指数或者阻力指数被计算作为峰值大动脉速度和最小心脏舒张速度除以峰值大动脉速度后的差。

[0157] 沿着声束轴,在病人的颈部可使用层叠在水凝胶上的声音反射材料例如铝箔 133,以提高变换器系统的信号检测能力。

[0158] 在一些实施例中,设备跟踪 CPR 时间和 CPR 质量的历史。当专家系统推荐治疗时,该信息用作建议算法的一部分。单独的 ECG 已经用于将心律分类为可电击的或不需电击的。但是,心脏起搏的除颤成功可受到 CPR 历史的影响,因为肌肉萎缩的组织不太可能有

组织的方式去极化。

[0159] 参照图 1 和图 11, 救护者使用 AED 10 自动监测心脏复苏过程中的病人。AED 10 包括扬声器 6、显示器 7、信号处理模块 9、处理器 14、以及能量输出装置 13, 信号处理模块 9 包括信号调节, 例如模拟滤波器和模数转换器, 能量输出装置 13 例如除颤脉冲发生器或者其它起搏器电流或磁脉冲发生器。信号处理模块 9 通过 ECG 信号获取模块 1 连接一组安装在病人 11 身上的 ECG 导线。当使用胸部按压技术对病人进行复苏时, 处理器 14 利用 ECG 信号监测病人心脏的危险心律。如果 AED 10 监测到危险心律, 则 AED 10 产生报警信号。报警信号对于救护者而言很明显。当救护者向 AED 10 发出指令时, AED 10 可对病人产生除颤电击。除颤电击是为了治疗病人心脏的危险心律。

[0160] AED 10 使用心律建议方法用于: (a) 确定 ECG 信号的频域特征的数量; (b) 区分正常的 ECG 心律和异常的 ECG 心律, 例如 VF; (c) 监测异常 ECG 心律的开始; 以及 (d) 对心脏的生理状态做出判断。在 ECG 信号中不管有没有胸部按压人为现象, 这种频域测量都是可靠的。确定心脏的当前生理状态之后, AED 10 能够对于适当的治疗行动为救护者做出决定, 并使用扬声器 6 和 / 或显示器 7 将行动通知救护者。显示器可采用图形显示器例如液晶显示器 (LCD) 的形式, 也可以是简单的一个或多个发光二极管或其它可见指示器。条形图案指示器例如那些包含在 LED 条形图案中的指示器在传达上述的循环、重复反馈时特别有效, 同时价格低廉、亮度更高、比 LCD 显示器更容易阅读。单独的可见指示器 (例如条形图案 LED) 可用于按压和换气, 以使救护者方面的混乱最小化。

[0161] 参照图 12A 和图 12B, 在其它实施例中, 通过生理模型提供的系统估计模块 55 包括一组联合的微分方程, 例如 Babbs 上述的, 系统估计模块 55 用于例如在 LCD 显示器上提供图形反馈。可能有这样的情况: 救护者全神贯注于与其它救护者的联系, 不能把精力集中在按压上, 按压基于逐次按压, 是获得期望的阶段同步 (夹带) 所必须的。尽管缺乏阶段同步 (夹带) 时会导致功效下降, 但是向救护者提供具有 4 个主要复苏参数的简洁的视觉反馈仍然有好处, 这 4 个主要复苏参数是: 按压深度 114 和按压速度 115、一次换气量 112 和换气速度 113, 是在逐次按压的基础上。视觉反馈可采用单独的标度盘 110、111 的形式, 一个用于按压, 另一个用于换气, 设置在复苏控制板的 LCD 显示器的一部分上。每个标度盘可具有与显示在正交轴上的特性相关的两个关键参数。对照状态条 115 表明每个参数的特性的当前状况, 而绿色中心区域 116 表明期望的目标区。状态条 115 或者位于中心区域 116 右方, 或者位于中心区域 116 下方, 当状态条 115 位于中心区域 116 上方时表明相关参数需要增加, 当状态条 115 位于中心区域 116 右方时表明相关参数需要减少。在一些情况下, 仅示出换气速度。或者, 标度盘可包括附加指示器, 例如, 5 个指示器对应于: 一次换气量太高或太低; 换气速度太高或太低; 按压深度太深或太浅; 按压速度太快或太慢; 以及两个中心区域。如果标度盘的两个参数的其中一个太高或太低, 特定指示器将点亮, 而适当执行的第二参数将使中心区域 116 从红色变为黄色。当特定指示器的两个参数都正确执行时, 中心区域将变为绿色。指示器可以是 LED, 或者可以是 LCD 上的区域。

[0162] 这些实施例在反馈环中提供简单的生理模型。良好的胸部按压需要大约 35-45 秒钟来获得良好的血流, 但是救护者停止 CPR 之后, 只需要 5 秒钟血流就会下降。问题在于人们常常要停止胸部按压。利用生理模型, 例如, Babbs 模型或者更简单的模型, 每一次按压将指示器增加一些量, 这个量取决于按压深度。结果是以下方式的近似: 实际的冠状动脉灌

注压力对病人起作用。

[0163] 如同所述,在动物模型和人类医学研究中得到证实的 Babbs 生理模型表明,良好的 CPR 实际上需要大约 30-45 秒钟来将冠状动脉灌注压力 CPP 提高到适当的值。CPP 是进入冠状循环的血压的测量,冠状循环向心肌供应血液。尽管 CPP 在按压过程中上升缓慢,但是当良好的 CPR 停止时, CPP 在大约 10 秒钟内陡然下降。

[0164] 在其它实施例中,将生理模型合并到反馈环中,使得对于救护者而言可见的是灌注特性指示器 (PPI),假定它们是对心搏停止病人的 CPR 的生理影响的简单指示器。在一些实施例中,灌注被模拟为通过每次按压填入一定体积的泄漏容器,该体积取决于按压深度。在每次按压之间,该体积的一部分从容器中泄漏。

[0165] 下列的伪代码实施了一个可能的生理模型。希望将灌注特性指示器在 50 个良好 (适当的深度) 按压 (大约 30 秒) 中提高到 100%,但是同时以将 PPI 在 15 秒内降低到零的速度下降。选择的特定值部分地按照美国心脏协会 (AHA) 提出的新 CPR 准则,对于按压与换气,比率为 30:2。由于通常在进行换气时发生的中断,在中断 (由于半分钟换气周期而产生) 的末期 PPI 将显著下降,但是如果进行良好的按压,则 PPI 在除颤电击之前立即回到 100,除颤电击将在一分钟 CPR 间隔的末期发生。救护者的目标是正好在电击之前使 PPI 接近 100。电击之后 PPI 复位为零,因此促使救护者在电击之后立即开始按压。另一个可能的图形反馈实施例如图 12C 所示。PPI 模块 120 的外侧厚带 (大约 1/8 英寸宽) 在施行良好的按压 (大于 1.5 英寸) 后变为绿色 1 秒钟,然后回复黑色。当施行“不好”的按压 (小于 1.5 英寸) 后厚带变为红色 1 秒钟,然后回复黑色。目标是保持 PPI 轮廓带 120 为绿色。PPI 模块 121 基于 Perfusion Perf Ind 值“填充” (当 Perfusion Perf Ind = 32896 时填满)。更复杂的实施例可合并换气与按压的相互作用,或者如 Babbs 所述的更完整的模型。

[0166] 一个可能的伪代码实施例如下:

[0167]

Perfusion_Perf_Ind is 0 - 32896 number.

CONST

**DECREMENT_INTERVAL==100(* number of milliseconds in
decrement interval*)**

**DROPOFF = 15*1000 / SAMPLE_INTERVAL (* 15 seconds,
adjustable*)**

COMPRESS_RATE=100(* compressions per minute)

NUM_OF_COMPRESS_TO_100_PERCENT=50;

PPI_DECREMENT= 32896 / DROPOFF;

[0168]

$$\text{IDEAL_INCREASE_PER_COMPRESS} = 32896 / 50 + (\text{PPI_DECREMENT} * 60 / \text{COMPRESS_RATE})$$

$$\text{IDEAL_COMPRESS_DEPTH} = 2 \text{ (*inches*)}$$

Function

{

For each decrement interval (for now 100 ms), decrement

Perfusion_Perf_Ind by PPI_DECREMENT until

Perfusion_Perf_Ind equals zero;

For each compression detected,

if compression depth is > 1 inch (*note, NOT 1.5 inches*)

{

Compression_efficacy = compression depth /

IDEAL_COMPRESS_DEPTH;

Perfusion_Perf_Ind = Perfusion_Perf_Ind +

IDEAL_INCREASE_PER_COMPRESS * Compression_efficacy;

If Perfusion_Perf_Ind > 32896, then Perfusion_Perf_Ind = 32896;

}}

[0169] AED 10 可将进行附加治疗动作的功能性合并,例如胸部按压、换气、或者施行包含新陈代谢或基本营养的静脉内解决方案。基于心律咨询方法的分析结果,AED 10 可向病人 11 自动施行适当的治疗。AED 10 还可以配置为“咨询”模式,其中,AED 10 将提示救护人员在 AED 10 确定进行最佳治疗后,要求在向病人施行治疗之前,由救护人员 / 设备操作人员以按下按钮或者以语音检测的形式表示承认。

[0170] 然后 AED 10 分析 ECG 信号,预测除颤的成功,以及确定是否适于除颤,或者施行替代治疗,例如胸部按压、药物(例如肾上腺素)、基本营养(例如葡萄糖)、或者其它电治疗(例如起搏)。

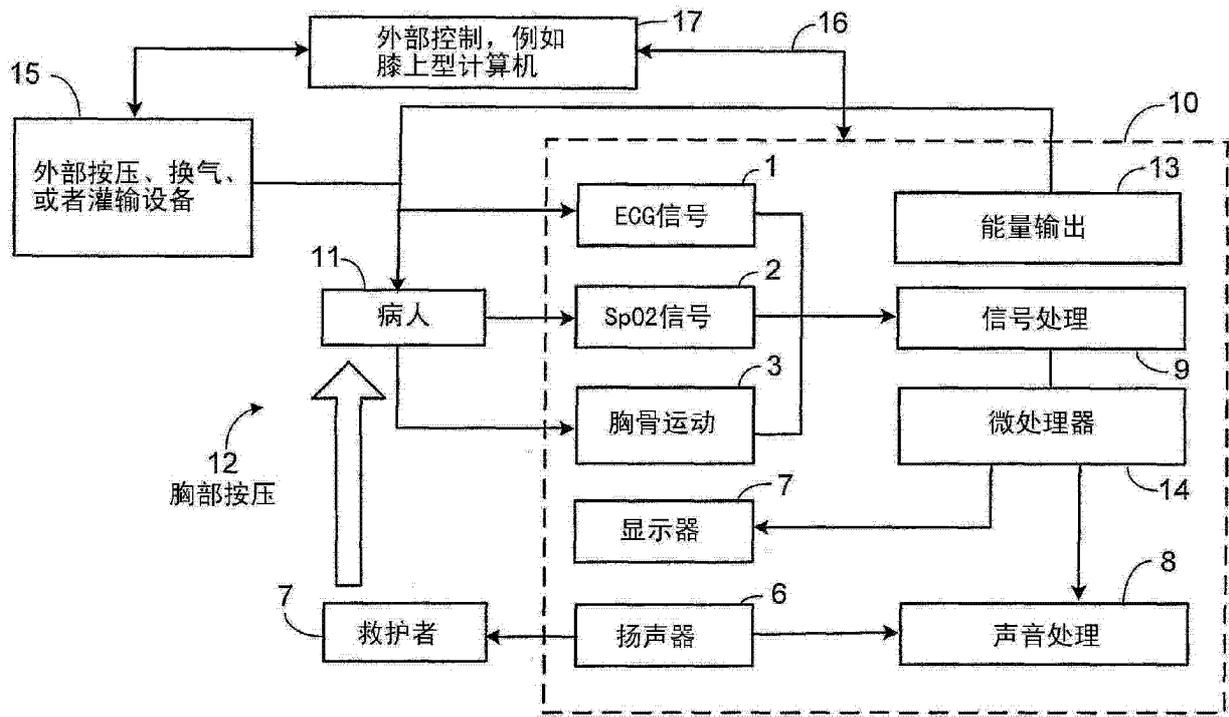
[0171] 在一些实施例中,一个或多个治疗施行设备 15 向病人自动施行适当的治疗。治疗施行设备 15 与除颤器 AED 10 实体分离,并且可通过通信链接 16 完成治疗施行设备 15 的控制。通信链接 16 可采用连接设备的线缆的形式,但是优选地,通信链接 16 经由无线协议(例如蓝牙协议)或者无线网络协议(例如电气电子工程师协会(IEEE)802.11)。治疗施行设备 16 可以是便携式胸部按压设备,例如民用的 Autopulse™,由 Revivant of Sunnyvale, California 提供。在其它实施例中,治疗施行设备 16 为药物灌输设备,例如民用的 PowerInfuser™,由 Infusion Dynamics of Plymouth Meeting, Pennsylvania 提供,或者 Colleague CX™,由 Baxter Healthcare Corp., of Round Lake, Illinois 提供。治疗施行设备 16 可以是呼吸器,例如民用的 iVent™,由 Versamed of Pearl River, New York 提

供。治疗施行设备 16 还可以包括多个治疗,例如除颤、胸部按压、换气以及药物灌输。

[0172] 在其它实施例中,通过 AED 10 外部的设备 17 或者处理元件完成整个复苏事件的控制、协调以及各种治疗的施行。例如,设备 17 可从 AED 10 下载并处理数据、分析 ECG 信号、基于分析作决定、以及控制其它治疗设备 16(包括 AED 10)。

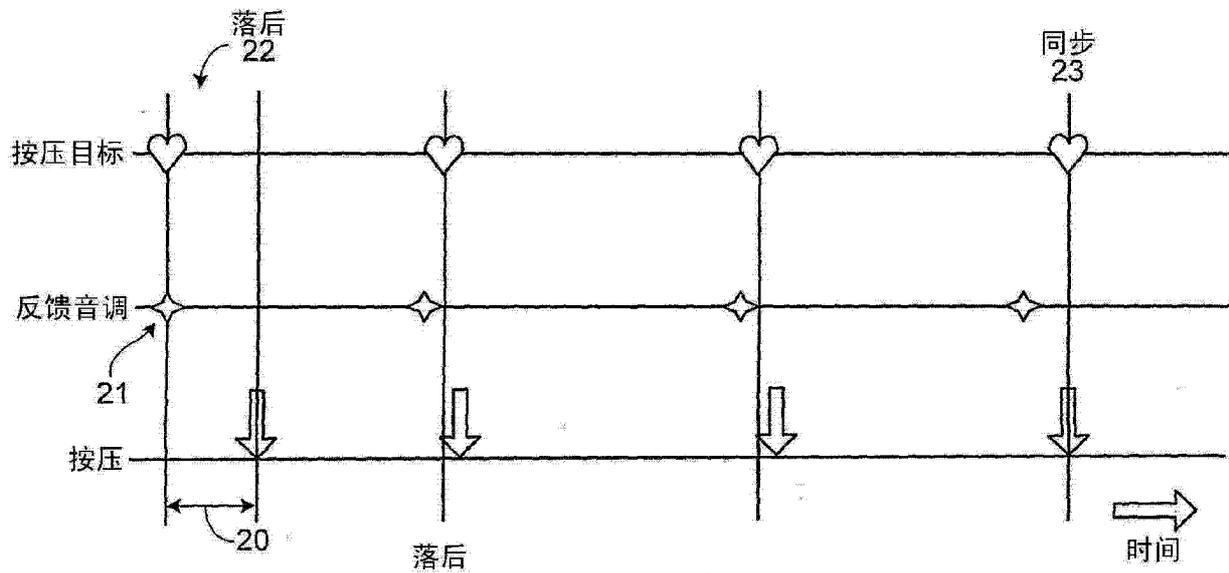
[0173] 在其它实施例中,AED 10 可进行所有 ECG 的处理,包括分析 ECG 信号,并且只将最终的适当的治疗决定传输给控制设备 17,由此控制设备 17 可对其它连接的设备 30 进行控制动作。控制设备 17 优选为膝上型计算机,自动地运行病人记录软件,例如 Tablet PCR,由 ZOLL Data Systems of Denver, Colorado 制造。

[0174] 除了上述实施例之外,本发明的很多其它实施例皆落入所附权利要求书限定的本发明范围之内。



系统方框图

图 1



按压计时的调节

图 2

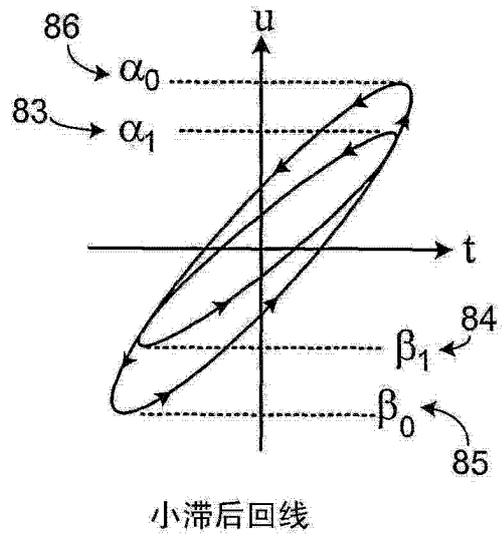
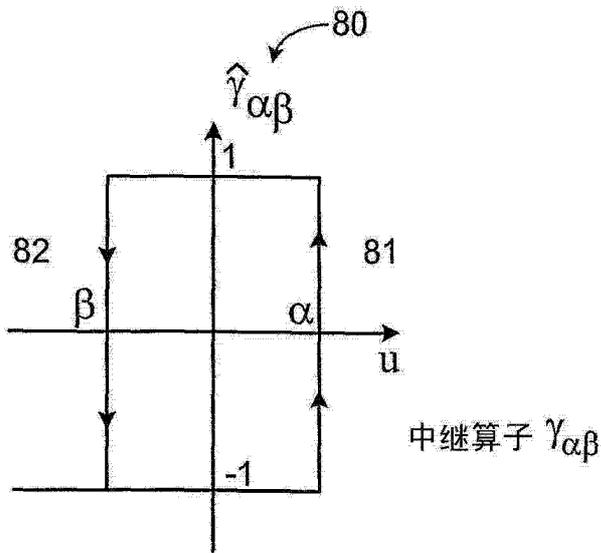


图 6A

图 5

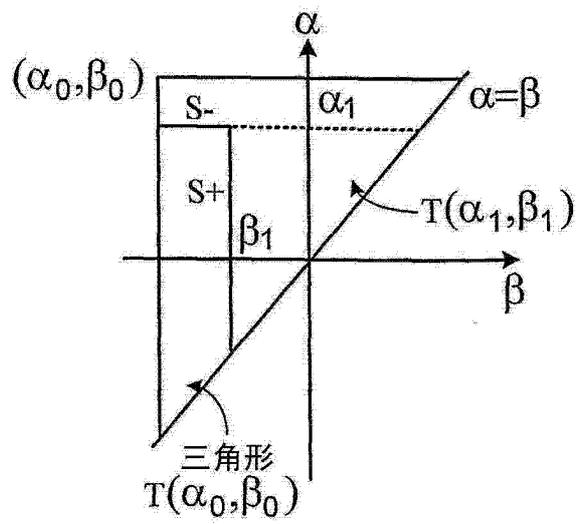


图 6B

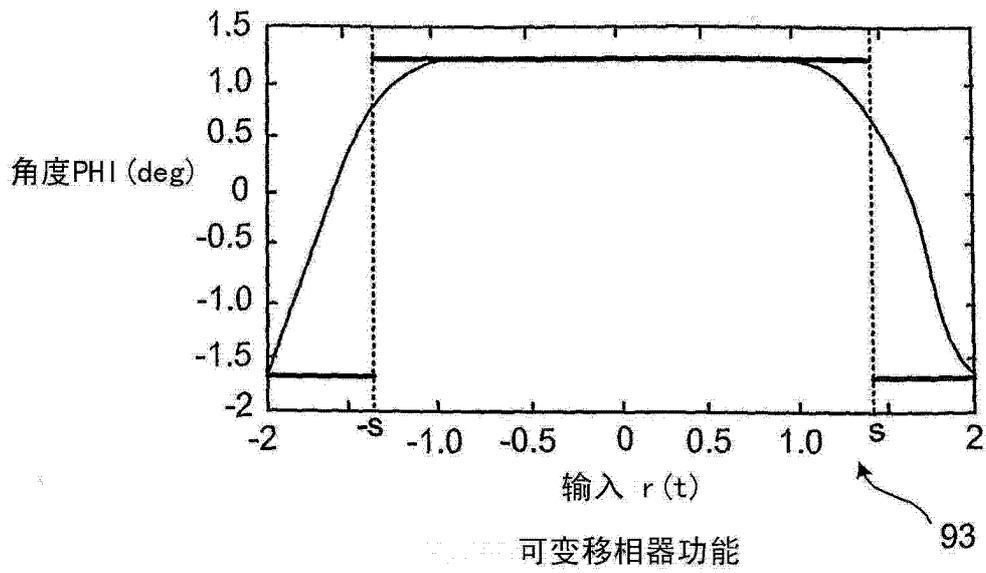


图 7

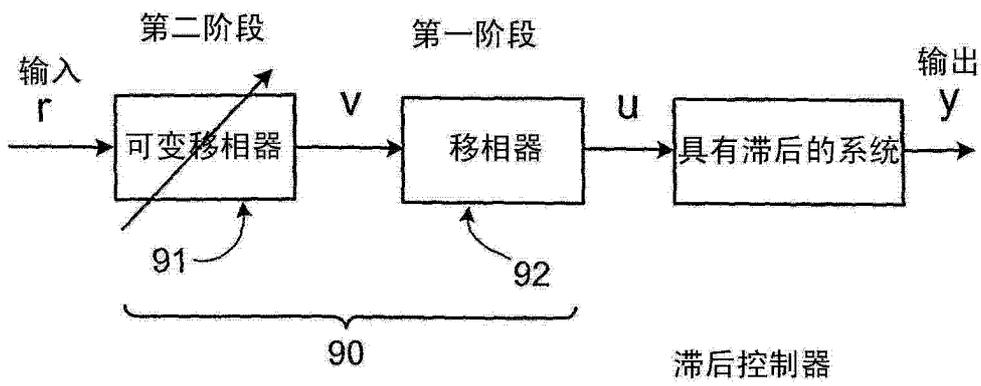
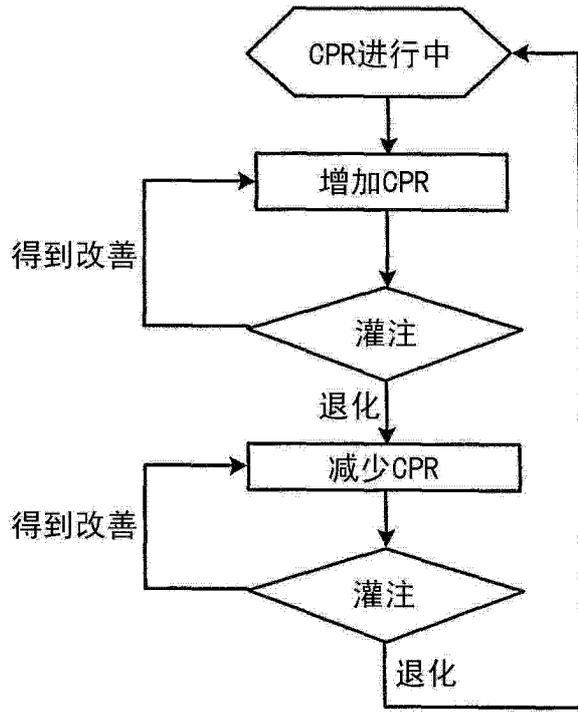
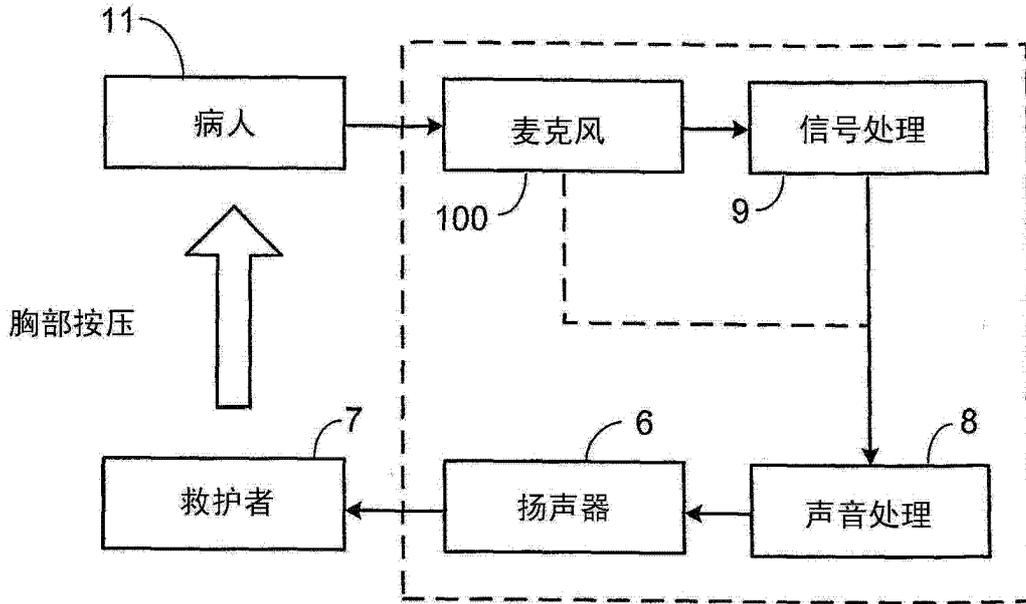


图 8



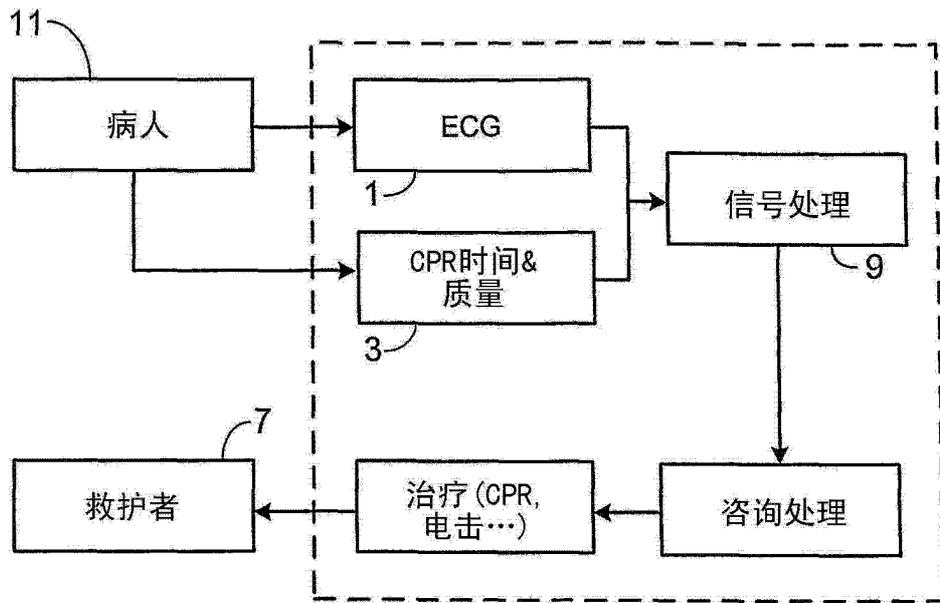
基于参数的CPR方法

图 9



声音处理

图 10



CPR的咨询

图 11

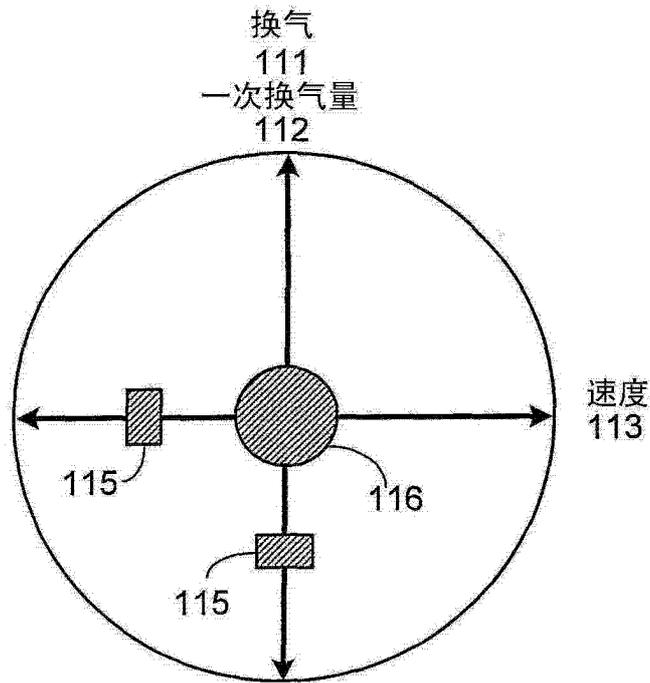


图 12A

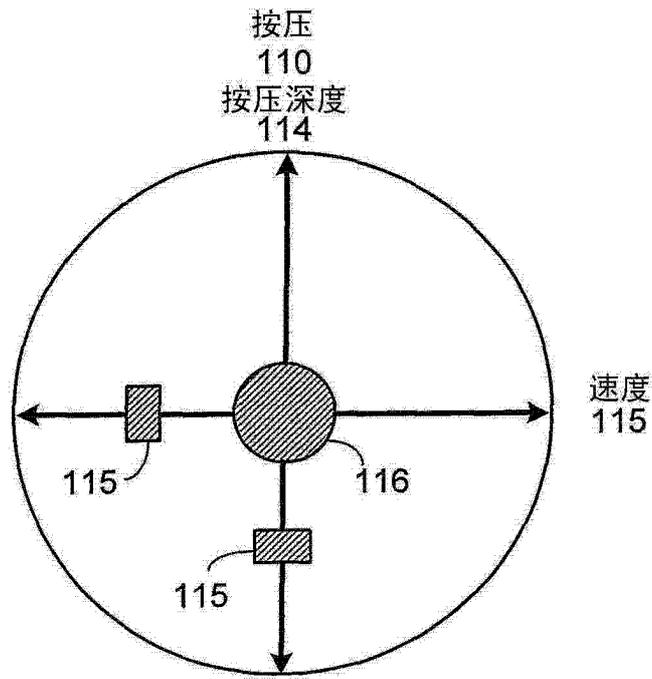


图 12B

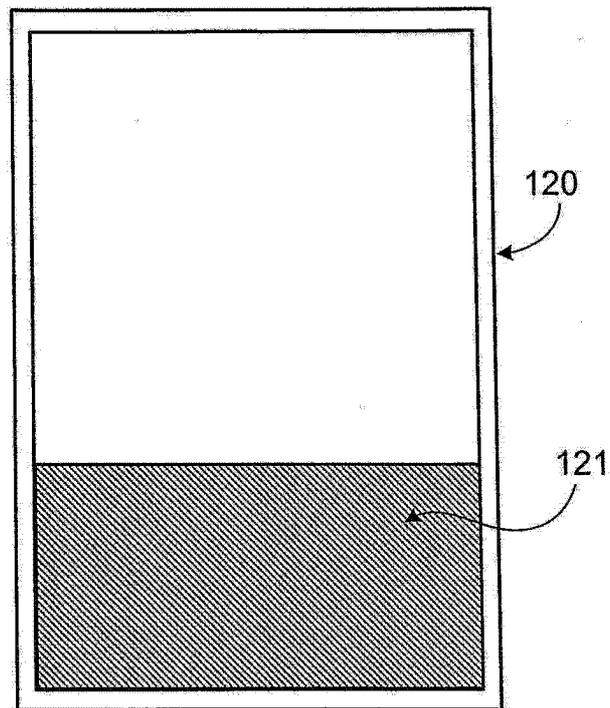


图 12C

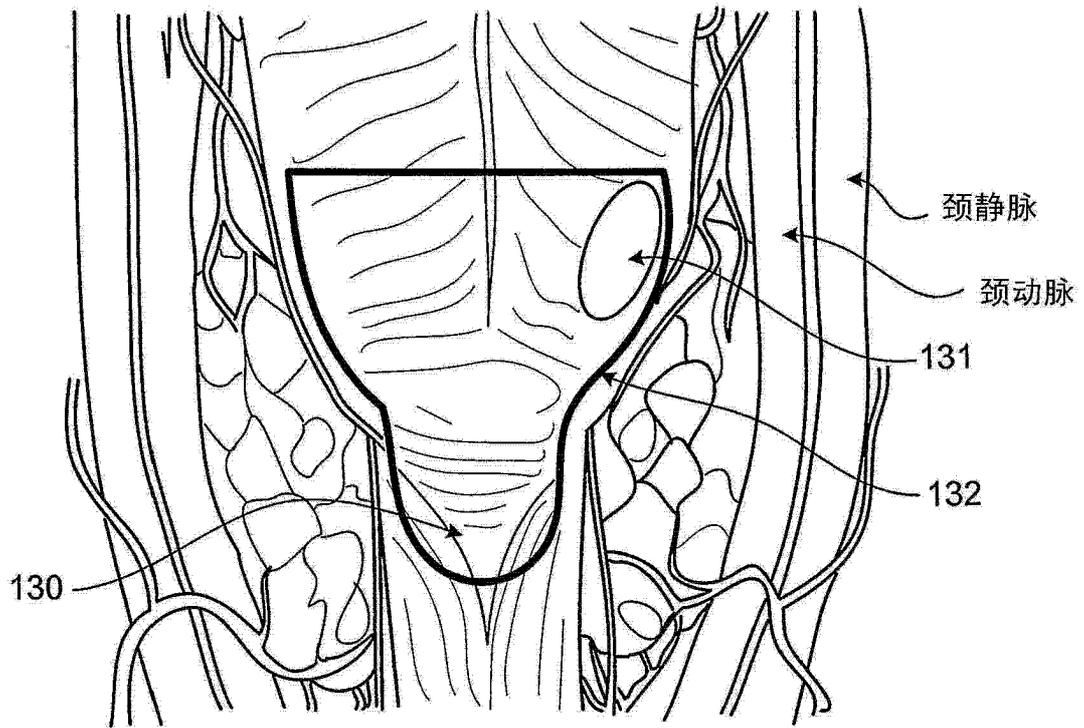


图 13A

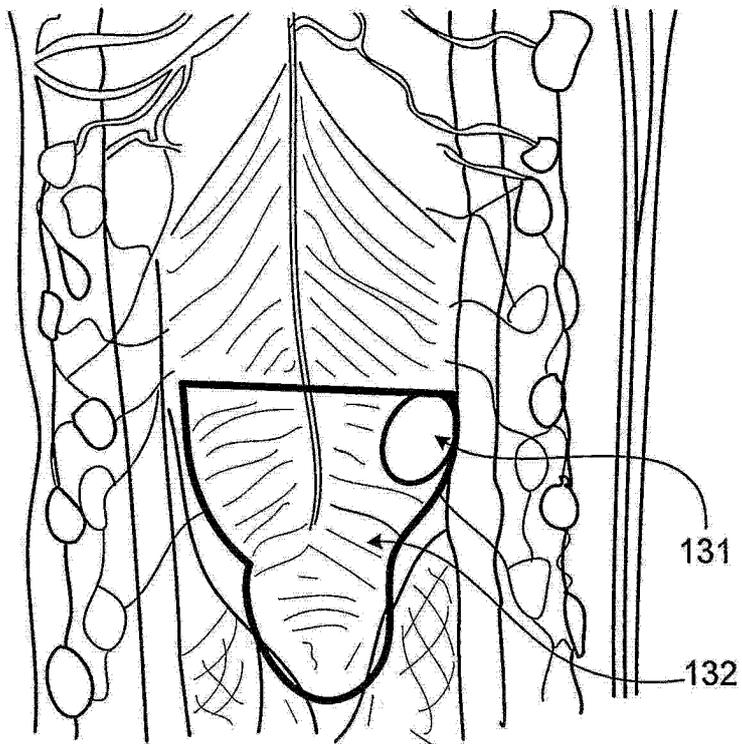


图 13B

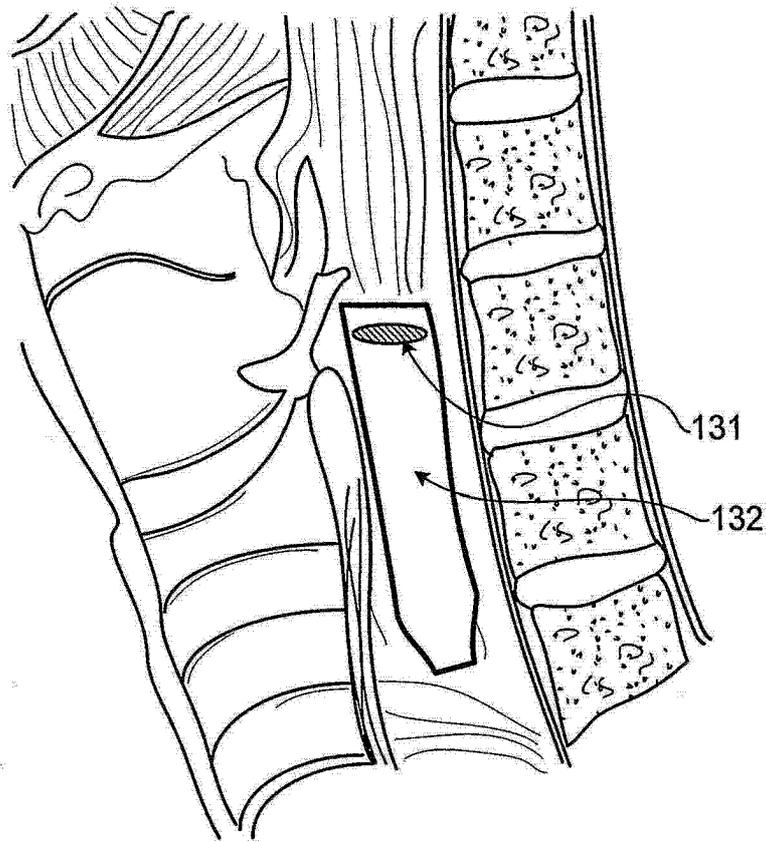
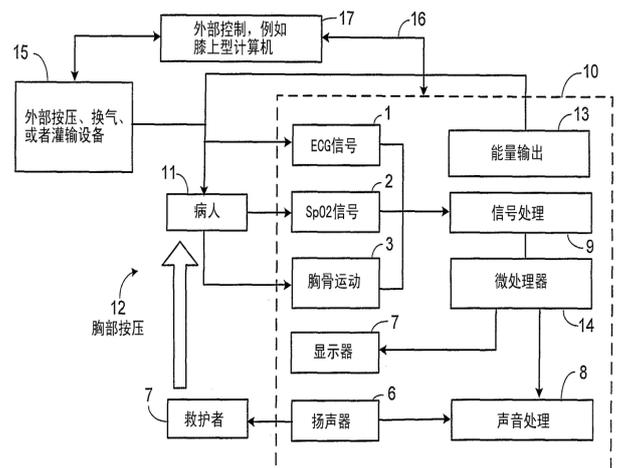


图 13C

专利名称(译)	超声波传感器系统		
公开(公告)号	CN102895002A	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN201210392709.1	申请日	2006-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	卓尔医学产品公司		
申请(专利权)人(译)	ZOLL医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	ZOLL医疗公司		
[标]发明人	加里A弗里曼 丹尼尔M利索古尔斯基		
发明人	加里·A·弗里曼 丹尼尔·M·利索古尔斯基		
IPC分类号	A61B8/06 A61H31/00		
CPC分类号	A61H2230/04 A61M5/142 A61H2201/5007 A61H2201/5084 A61N7/00 A61H2201/501 A61H2201/5097 A61H2201/5048 A61H31/005 A61H31/00 A61H2230/25 A61H31/006 A61H2201/5043 A61H31/007 A61N1/39 A61H2230/207 A61N1/39044 A61B5/0402 A61H2230/205 A61H2230/42 A61N1/3625 A61N1/3628		
代理人(译)	石海霞		
优先权	11/227968 2005-09-14 US		
其他公开文献	CN102895002B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波传感器系统，用于测量血流，所述传感器系统包括：超声波探测器，位于导管的端部，所述探测器和所述导管配置为插入食道中或者在所述食道的开口处；其中，所述探测器配置为提供并测量超声波能量，向后朝向脊柱，位于颈椎骨C3-C6附近的位置，测量从椎骨和血管反射的超声波能量；以及处理器、存储器以及关联电路，配置为处理所述探测器的输出，通过超声波多普勒流测量方法，估计动脉或静脉中的血流。该系统能够提供测量血液流向脑的出色方法。



系统方框图