



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101511423 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 28

(21) 申请号 200780032286. X

(22) 申请日 2007. 08. 22

(30) 优先权数据

11/468, 875 2006. 08. 31 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 02. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/018577 2007. 08. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02008/027261 EN 2008. 03. 06

(73) 专利权人 心脏起搏器股份公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 塔玛拉·克立特·贝纳姆

史蒂文·D·吉鲁阿尔

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 吴小明

(51) Int. Cl.

A61N 1/05(2006. 01)

A61F 2/84(2006. 01)

A61B 5/026(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004058326 A2, 2004. 07. 15,

WO 2004058326 A2, 2004. 07. 15,

US 20030125774 A1, 2003. 07. 03,

CN 2455271 Y, 2001. 10. 24,

审查员 郭永强

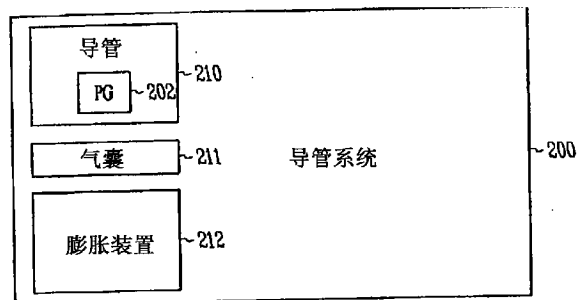
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

集成的导管和脉冲发生器

(57) 摘要

本发明尤其公开的是用于在血运重建过程中提供起搏的系统。所述系统的实施方案包括血管成形术或支架递送导管系统,其具有导管、气囊和膨胀装置,所述膨胀装置适合于使所述气囊膨胀和缩小,以递送支架。所述实施方案还包括可编程脉冲发生器和与所述血管成形术导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。在各个实施方案中,至少一个集成传感器与所述血管成形术导管系统连接。所述传感器适合于感应指示流量恢复的参数,并且引发所述脉冲发生器基于所述参数开始起搏。



1. 一种用于向人体递送治疗的系统,所述系统包括:

血管成形术导管系统,其中所述血管成形术导管系统包括导管、气囊和膨胀装置,所述膨胀装置适合于使所述气囊膨胀和缩小,以用于递送支架;和

可编程脉冲发生器,其具有一定大小并且放置在所述导管系统内,以使所述脉冲发生器在所述导管系统插入到人体内时与所述导管系统一起插入到人体内和在所述导管系统从人体中取出时与所述导管系统一起从人体中取出,并且所述可编程脉冲发生器编程,以在血运重建过程中提供心脏保护性起搏治疗;和

与所述血管成形术导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。

2. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器与所述导管集成在一起。

3. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器与所述膨胀装置集成在一起。

4. 权利要求 1 的系统,其中所述血管成形术导管系统还包括扭矩工具,并且所述脉冲发生器与所述扭矩工具集成在一起。

5. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器包括起搏器。

6. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器由外部设备通过无线通信可编程地控制。

7. 权利要求 6 的系统,其中所述外部设备包括程序器。

8. 权利要求 6 的系统,其中所述外部设备包括远程患者监测系统。

9. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器由外部电池供电。

10. 权利要求 9 的系统,其中所述脉冲发生器适合于在使用之前通过外部电池充电。

11. 权利要求 1 的系统,所述系统还包括:

与所述血管成形术导管系统连接的至少一个集成传感器,所述集成传感器适合于感应指示流量恢复的参数,并且引发所述脉冲发生器开始基于所述参数起搏。

12. 权利要求 11 的系统,其中所述集成传感器与所述导管集成在一起。

13. 权利要求 11 的系统,所述系统还包括导线,并且其中所述集成传感器与所述导线集成在一起。

14. 权利要求 13 的系统,其中所述导线适合于用作起搏导联。

15. 权利要求 1 的系统,其中所述导管系统包括在所述气囊内部的内腔。

16. 权利要求 15 的系统,其中所述内腔适合于递送细胞。

17. 前述权利要求中任一项的系统,其中所述脉冲发生器与所述电极无线连接。

18. 权利要求 11 至 14 中任一项的系统,其中所述集成传感器包括流量传感器、温度传感器、加速度计或化学传感器中的至少一种。

19. 权利要求 18 的系统,其中所述化学传感器包括氧 ( $pO_2$ ) 传感器、二氧化碳 ( $pCO_2$ ) 传感器或氢 ( $pH$ ) 传感器中的至少一种。

20. 权利要求 18 的系统,其中所述集成传感器是闭环系统的一部分。

21. 权利要求 19 的系统,其中所述化学传感器是闭环系统的一部分。

22. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器具有一定大小并且放置在所述导管内。

23. 权利要求 1 的系统,其中所述脉冲发生器具有一定大小并且放置在所述膨胀装置内。

24. 权利要求 1 的系统,其中所述血管成形术导管系统还包括扭矩工具,并且所述脉冲

---

发生器具有一定大小并且放置在所述扭矩工具内。

## 集成的导管和脉冲发生器

[0001] 优先权要求

[0002] 在此要求于 2006 年 8 月 31 日提交的美国专利申请系列号 11/468,875 的优先权利益,该优先权申请通过参考结合于此。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 下述普通转让的美国专利申请与本申请相关,并且通过参考完整地结合于此:“在血运重建过程中用于起搏的方法和装置 (Method and Apparatus for Pacing During Revascularization)”系列号 11/113,828,于 2005 年 4 月 25 日提交。

### 技术领域

[0005] 本公开内容一般地涉及医疗装置,并且更具体地,涉及集成的导管和脉冲发生器系统和方法。

[0006] 背景

[0007] 心脏是人循环系统的中心。它包括执行两种主要的泵送功能的电机械系统。心脏的左边部分从肺汲取氧合血,并且将其泵送到身体器官,为所述器官提供它们对氧的代谢需要。心脏的右边部分从身体器官汲取去氧合血,并且将其泵入肺中,在肺中所述血液被氧合。心肌(心脏肌肉)收缩产生这种泵送功能。在正常的心脏中,窦房结,即心脏的天然起搏器,产生称为动作电位的电脉冲,其通过电传导系统传播到心脏的各个区域,以使这些区域的心肌组织兴奋。动作电位在正常电传导系统中传播的协同延迟引起心脏的各个部分同步收缩,导致有效的泵送功能。阻断的或否则异常的电传导系统和/或恶化的心肌组织引起心脏的不同步收缩,导致差的血液动力学性能,这包括对心脏和身体其余部分的减少的血液供应。心脏不能泵送足够的血液以满足身体代谢需求的病症称为心力衰竭。

[0008] 心肌梗死(MI)是由心脏局部缺血引起的心肌组织部分坏死,即其中由于血液供应中断引起的心肌缺乏足够的氧和代谢物去除的病症,所述血液供应中断由血管如冠状动脉的阻塞引起。称为梗塞组织的坏死组织,失去正常、健康的心肌组织的收缩性质。结果,心肌的整体收缩性减弱,导致受损的血液动力学性能。在MI后,梗塞组织区域膨胀,心脏重塑开始,并且发展成整个左心室的尺寸的慢性、整体膨胀和形状改变。后果包括进一步受损的血液动力学性能、显著增加的发展心力衰竭的危险和增加的心脏性猝死的危险。

[0009] 当血管如冠状动脉部分或完全阻塞时,可以进行血运重建过程诸如经皮腔内冠状动脉血管成形术(PCTA),以重新打开该阻塞的血管。血运重建还通常伴随着将PCTA步骤与向受影响区域递送冠状支架(stent)结合,以保持该动脉不闭合。血运重建的作用可以导致对心脏组织的额外损伤,称为再灌注损伤。当恢复流动(再灌注)时,引发了一些事件,如氧自由基的增加,改变的钙离子( $Ca^{2+}$ )处理,改变的新陈代谢,微血管内皮功能障碍,以及血小板和嗜中性粒细胞活化,其导致再灌注损伤。再灌注损伤可以导致顿抑心肌,无流回现象,和具有肌细胞坏死的致死性再灌注。另外,血运重建过程本身包括冠状动脉的暂时阻塞。另外,由血运重建过程移去和转移的斑可能进入从进行血运重建的血管分支出来的小血管,引起这些小血管的阻塞。在血运重建过程期间移走的斑还可能引起远端栓塞。暂时

的阻塞,或斑的移去和转移可以引起心脏损伤,如梗死组织区域的进一步扩大。另外,已知血运重建过程增加发生心律失常的危险。

[0010] 在血运重建过程中提供起搏可以降低由再灌注损伤引起的损害以及在血运重建过程中心律失常的可能性。需要用于提供这种治疗的改进的系统和方法。

[0011] 概述

[0012] 上述问题和在本文中并没有明确讨论的其它问题通过本发明主题进行解决,并且将通过阅读和研究本说明书而得到理解。

[0013] 本发明特别公开的是血管成形术或支架递送导管系统。按照一个实施方案,所述血管成形术导管系统包括导管、气囊和膨胀装置,所述膨胀装置适合于使所述气囊膨胀和缩小,用于递送支架。所述实施方案还包括可编程脉冲发生器和与所述血管成形术导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。按照不同的实施方案,所述脉冲发生器由外部设备通过无线电频率(RF)连接而被可编程地控制。按照一个实施方案,所述气囊具有包埋的通道或内腔,其允许在膨胀过程中的流动,这将提供递送细胞或其它治疗剂的能力。

[0014] 本发明特别公开的是能够将自膨胀的支架递送至阻塞的动脉的导管系统。按照一个实施方案,所述导管系统包括导管、自膨胀的支架和用于将所述自膨胀的支架释放在所需的解剖学位置的机械装置。该实施方案还包括可编程脉冲发生器和与所述自膨胀的支架导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。按照不同的实施方案,所述脉冲发生器通过无线通信由外部设备可编程地控制。

[0015] 另一个实施方案包括血管成形术导管系统,其中所述血管成形术导管系统包括支架、气囊和膨胀装置,所述膨胀装置适合于使所述气囊膨胀和缩小。所述实施方案还包括可编程脉冲发生器和与所述血管成形术导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。所述实施方案还包括与所述血管成形术导管系统连接的至少一个集成传感器。按照不同的实施方案,所述传感器适合于感应指示流量恢复的参数,并且引发所述脉冲发生器基于所述参数开始起搏。

[0016] 本发明特别公开的是实施电治疗的方法。按照一个实施方案,所述方法包括使用基于导管的系统进行血管成形术治疗,其中所述系统包括导管、气囊和膨胀装置,所述膨胀装置适合于使所述气囊膨胀和缩小。所述实施方案还包括在治疗过程中,使用与所述基于导管的系统集成可编程脉冲发生器提供心脏保护性起搏。在不同实施方案中,所述方法还包括感应指示流量恢复的至少一个参数。

[0017] 本发明特别公开的是实施细胞治疗的方法。按照一个实施方案,所述方法包括使用血管成形术导管系统将细胞递送到心肌梗死区域,所述血管成形术导管系统具有与所述系统集成可编程脉冲发生器。所述实施方案还包括从所述脉冲发生器提供起搏以改善细胞的整合或分化。

[0018] 本概述是本申请的一些教导的总述,并不意欲是对本发明主题的排除或穷尽性的处理。关于本发明主题的其它详情在详述和后附的权利要求中找到。当阅读和理解下述详述并且参考组成其一部分的附图时,对于本领域熟练的技术人员而言,其它方面是显而易见的,所述详述和附图的每一个都不应该视为是具有限制性意义的。本发明的范围由后附的权利要求和它们的法律等价物限定。

[0019] 附图简述

[0020] 图 1 举例说明按照一个实施方案的血管成形术或支架递送导管系统的结构图。

[0021] 图 2A-2C 举例说明按照不同实施方案的血管成形术或支架递送导管系统的结构图。

[0022] 图 3A-3B 举例说明按照不同实施方案的血管成形术或支架递送导管系统的结构图。

[0023] 图 4 举例说明按照一个实施方案具有脉冲发生器的系统的结构图。

[0024] 图 5 举例说明按照一个实施方案与所述脉冲发生器通信的程序器（诸如在图 4 的系统中所示的或其它外部设备）的结构图。

[0025] 图 6 举例说明按照一个实施方案用于施加电治疗的方法的流程图。

[0026] 图 7 举例说明按照一个实施方案用于施加细胞治疗的方法的流程图。

[0027] 详述

[0028] 本发明主题的下述详述参考附图中的主题，所述附图通过举例说明的方式显示可以实施本发明主题的具体方面和实施方案。充分详细地描述这些实施方案，以使得本领域熟练的技术人员能够实施本发明主题。在本公开内容中对“某个”、“一个”或“各个”实施方案的提及不必是同一个实施方案，并且所述提及考虑多于一个实施方案。下述详述是说明性的，并且不应该视为具有限制意义。本发明主题的范围仅由后附的权利要求以及所述权利要求有权利要求的法律等价物的全部范围所限定。

[0029] 本发明主题的各个实施方案涉及血管成形术或支架递送导管系统。在不同实施方案中，本发明主题包括与血管成形术导管系统集成的一个或多个脉冲发生器。在不同实施方案中，这些具有集成脉冲发生器的血管成形术导管系统用来在血运重建过程中提供心脏保护性起搏治疗。在一些实施方案中，所述具有集成脉冲发生器的血管成形术导管系统用来在细胞治疗过程中改善细胞的整合和分化，所述细胞治疗诸如用于在心肌梗死（MI）后恢复功能的干细胞治疗。在其它实施方案中，所述具有集成脉冲发生器的血管成形术导管系统用来刺激电活性启动子，所述电活性启动子用来局部控制基因表达。

[0030] 如本发明所定义，使得脉冲发生器与血管成形术或支架递送导管系统“集成”包括使得所述脉冲发生器具有一定大小并且放置在所述导管系统内，以使所述脉冲发生器与所述导管系统一起插入到人体内和从人体中取出。在不同实施方案中，这包括使得脉冲发生器具有比常规可植入的脉冲发生器更小的尺寸，所述常规可植入的脉冲发生器是长期植入的（诸如起搏器和去纤颤器）。

[0031] 图 1 举例说明按照一个实施方案的血管成形术（或支架递送）导管系统的结构图。所述实施方案包括血管成形术导管系统 100 和与所述血管成形术导管系统集成的可编程脉冲发生器 102。按照不同实施方案，所述血管成形术导管系统 100 还包括至少一个电极 104，并且所述脉冲发生器 102 与所述至少一个电极连接。按照不同实施方案，所述血管成形术导管系统 100 还包括至少一个传感器 106，并且所述脉冲发生器 102 与所述至少一个传感器连接。

[0032] 在一个实施方案中，所述一个电极或多个电极包埋在远端导管体内。按照不同的实施方案，所述电极可以放置在所述血管成形术导管系统内的多个位置处。关于电极放置的其它信息可以在申请系列号 11/113,828 中找到，其先前已经通过参考结合在此。

[0033] 按照不同实施方案,脉冲发生器 102 包括这样的装置,所述装置作为各种心律管理 (CRM) 装置如起搏器、心律转变器、去纤颤器、心脏再同步治疗 (CRT) 装置以及向受试者提供多于一种这些治疗形式的组合装置起作用。按照不同实施方案,所述脉冲发生器由外部设备通过无线通信可编程地控制。所用的无线通信类型的实例包括,但不限于,无线电频率 (RF) 连接和感应性遥测。外部设备的实例包括,但不限于,程序器 (如在图 5 中所示) 和远程患者监测系统。起搏算法自动开始 (诸如当在所述导管系统中的气囊缩小时) 或者当操作者激活所述脉冲发生器时开始。在一个实施方案中,RF 连接用来下载起搏程序、关于所述程序的参数,或者用来在预先定义的程序之间转换。在不同实施方案中,所述脉冲发生器由内部或外部电池、或者内部和外部电池的组合供电。在一个实施方案中,所述脉冲发生器适合于在使用之前通过外部电池充电。在不同实施方案中,所述脉冲发生器具有从亚阈值到高输出 (阈值的 5-20 倍) 起搏范围内的起搏输出。在不同实施方案中,将高输出起搏用来靶向神经递质。在不同实施方案中,起搏包括阳极起搏或多位点起搏 (在多个活动孔内使用导管或导线)、或二者。起搏电极的不同实施方案具有单极或多极构型。在不同实施方案中,单极构型使用沿着所述导管长度的外部斑状 (patch) 电极或返回电极。

[0034] 图 2A-2C 举例说明按照不同实施方案的血管成形术或支架递送导管系统的结构图。在图 2A 中,血管成形术导管系统 200 包括导管 210、气囊 211 和膨胀装置 212,所述膨胀装置 212 适合于使所述气囊膨胀和缩小,用于递送支架,并且脉冲发生器 202 与导管 210 集成。在图 2B 中,血管成形术导管系统 200 包括导管 210、气囊 211 和膨胀装置 212,所述膨胀装置 212 适合于使所述气囊膨胀和缩小,并且脉冲发生器 202 与膨胀装置 212 集成。在图 2C 中,血管成形术导管系统 200 包括导管 210、气囊 211、膨胀装置 212 和扭矩工具 214,并且脉冲发生器 202 与所述扭矩工具集成。按照不同实施方案,所述脉冲发生器设置成大小适合于所述血管成形术导管系统内部,并且放置在该系统内的多个位置,包括但不限于在图 2A-2C 中所示的那些位置。

[0035] 图 3A-3B 举例说明按照不同实施方案包括一个或多个传感器的血管成形术或支架递送导管系统的结构图。一个实施方案包括血管成形术导管系统 300 和与所述血管成形术导管系统集成的可编程脉冲发生器 302。所述实施方案还包括与所述血管成形术导管系统连接的至少一个集成传感器 306。按照不同实施方案,所述传感器适合于感应指示流量恢复的参数,并且引发所述脉冲发生器开始基于所述参数起搏。在图 3A 中,传感器 306 与导管 310 集成。在图 3B 中,传感器 306 与导线 320 或引导导管集成。按照一个实施方案,所述导线适合于用作起搏导联。所述传感器设定为大小适合于所述血管成形术导管系统内部,并且放置在该系统内的多个位置,包括但不限于在图 3A-3B 中所示的那些位置。在不同实施方案中,多个传感器用在多个位置。在不同实施方案中,所述传感器用作闭环系统的一部分,并且传感器输出驱动后调节起搏程序的起始和关于后调节起搏程序的参数。

[0036] 按照不同实施方案,所述传感器包括流量传感器,温度传感器,加速度计,或化学传感器如氧 ( $pO_2$ ) 传感器、二氧化碳 ( $pCO_2$ ) 传感器、或氢 (pH) 传感器。在不背离本公开内容的范围的条件下,可以使用其它类型的传感器。按照不同的实施方案,所述导管系统包括具有包埋通道 (或内腔) 的气囊部分,所述通道 (或内腔) 允许在膨胀期间流动,这将提供递送细胞和 / 或其它治疗剂的能力。在其它实施方案中,所述内腔包埋在所述导管中。

[0037] 本发明特别公开的是能够将自膨胀的支架递送至阻塞的动脉的导管系统。自膨胀

的支架的类型包括,但不限于,nitenol 支架。这些系统具有沿着导线前行的导管以递送支架,但是不存在使所述支架膨胀的气囊。机械系统驱使支架进入正确的位置,并且所述支架在适当的位置自膨胀以打开动脉。按照一个实施方案,所述导管系统包括导管、自膨胀的支架和用于将该自膨胀的支架释放在所需的解剖学位置的机械装置。所述实施方案还包括可编程脉冲发生器和与所述自膨胀的支架导管系统集成的至少一个电极,其中所述脉冲发生器与所述电极连接。按照不同的实施方案,所述脉冲发生器由外部设备通过无线通信可编程地控制。按照不同实施方案,所述系统还包括导线,并且所述导线适合于用作起搏导联。

[0038] 图 4 举例说明按照一个实施方案的具有脉冲发生器(如在图 1 中的系统中所示的脉冲发生器)的系统的结构图。该系统包括脉冲发生器 401、与脉冲发生器 401 耦合的电导联 420,和至少一个电极 425。所述脉冲发生器包括控制器电路 405、存储器电路 410、遥测电路 415 和刺激电路 435。控制器电路 405 对于保存在所述存储器电路中的指示是可操作的,以递送电刺激治疗。治疗由所述刺激电路 435 通过导联 420 和电极 425 递送。遥测电路 415 允许与外部程序器 430 通讯。程序器 430 用来调节由脉冲发生器 401 提供的程序化的治疗,并且所述脉冲发生器例如使用无线电遥测向所述程序器报告装置数据(如电池容量和导线阻抗)和治疗数据(如感应和刺激数据)。所示的系统还包括传感器电路 440,其与同血管成形术导管系统连接的至少一个集成传感器 445 连接。按照不同实施方案,传感器 445 适合于感应指示流量恢复的参数,并且引发所述脉冲发生器开始基于所述参数起搏。按照不同实施方案,所公开的系统和方法与无导线的装置一起使用。例如,在一个实施方案中,一个或多个卫星电极被无线控制以递送电治疗。

[0039] 图 5 举例说明按照一个实施方案与所述脉冲发生器通信的程序器(诸如在图 4 的系统中所示的)或其它外部设备的结构图。图 5 举例说明按照一个实施方案与所述医疗装置通信的程序器 522,诸如在图 4 的系统中所示的程序器 430,或其它外部设备。其它外部设备的实例包括个人数字助理(PDAs)、个人便携式电脑和在远程患者监测系统之中的台式计算机,或在这样的系统中的手持装置。所示例的装置 522 包括控制器电路 545 和存储器 546。控制器电路 545 能够使用硬件、软件、以及硬件与软件的组合实现。例如,按照不同实施方案,控制器电路 545 包括执行嵌入在存储器 546 中的指令的处理器,以执行多种功能,包括向所述装置传达数据和/或编程指令。所示的装置 522 还包括收发器 547 和相关的电路,以用于与装置通信。许多实施方案具有无线通信能力。例如,收发器 547 和相关电路的许多实施方案包括遥测线圈,以用于同装置进行无线通信。所示的装置 522 还包括显示器 548,输入/输出(I/O)装置 549 如键盘或鼠标/指示器,和用于诸如通过通信网络与其它装置通信的通信接口 550。

[0040] 图 6 举例说明按照一个实施方案用于施加电治疗的方法的流程图。按照一个实施方案,在 602,方法 600 包括使用基于导管的系统进行血管成形术治疗。在 604,该方法实施方案还包括在所述治疗过程中,使用与所述基于导管的系统集成的可编程脉冲发生器提供心脏保护性起搏。在不同实施方案中,该方法还包括感应指示流量恢复的至少一个参数。按照不同的实施方案,该方法包括引发所述脉冲发生器开始基于所述参数起搏。在一个实施方案中,提供心脏保护性起搏包括提供刺激电活性启动子的起搏,所述电活性启动子用来局部控制基因表达。在另一个实施方案中,提供心脏保护性起搏包括引发所述脉冲发生器运行预定的脚本。在不同实施方案中,提供心脏保护性起搏包括引发警报器,以允许医师控



制治疗。该方法在各种各样的患者中,包括在急性 MI、难治性心绞痛和 MI 后患者中的应用是有益的。该方法对于这些患者是便利的、容易使用的并且是有效的解决方案。

[0041] 图 7 举例说明按照一个实施方案用于施加细胞治疗的方法的流程图。按照一个实施方案,在 705,方法 700 包括使用血管成形术导管系统将细胞递送到心肌梗死区域,所述血管成形术导管系统具有与所述系统集成的可编程脉冲发生器。在 710,所述方法实施方案还包括从所述脉冲发生器提供起搏,以改善细胞的整合或分化。按照一个实施方案,提供起搏包括提供改善细胞向心肌梗死区域内整合的起搏。按照另一个实施方案,提供起搏包括提供改善细胞向心肌梗死区域内分化的起搏。按照其它实施方案,提供起搏包括提供改善细胞向心肌梗死区域内的整合和分化的起搏。用在这种治疗中的细胞类型包括,但不限于,干细胞和生物组织细胞。用在这种治疗中的干细胞的类型包括,例如,成人干细胞、骨髓衍生干细胞、和胚胎干细胞。

[0042] 尽管已经在本发明中举例说明和描述了具体的实施方案,但是本领域的普通技术人员应该理解,目的是实现相同目的的任何安排可以替代所示的具体实施方案。本申请意欲覆盖本发明主题的改变或变化。应该理解,上述描述意欲是举例说明性的,并不是限制性的。在阅读了上述描述后,上述实施方案的组合,和其它实施方案对于本领域的技术人员是显而易见的。本发明主题的范围应该参考后附的权利要求以及所述权利要求有权利要求的等价物的全部范围确定。

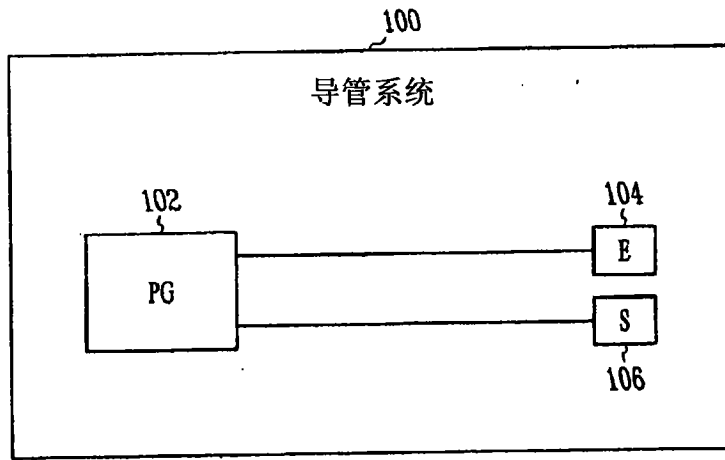


图 1

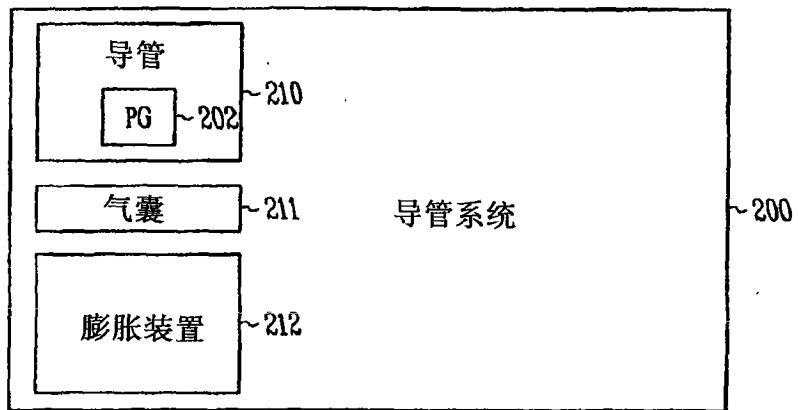


图 2A

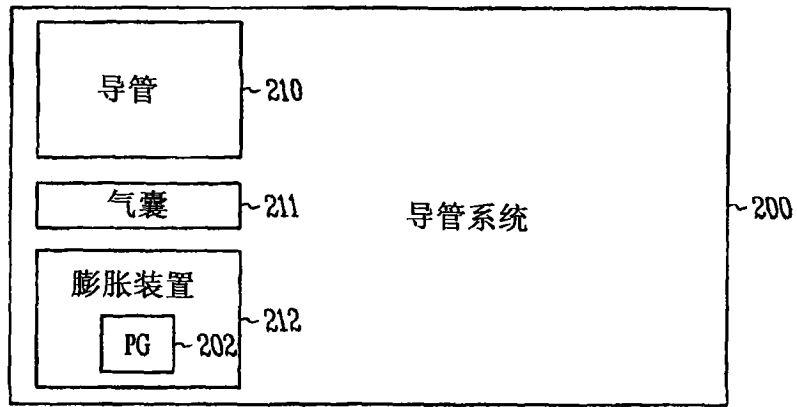


图 2B

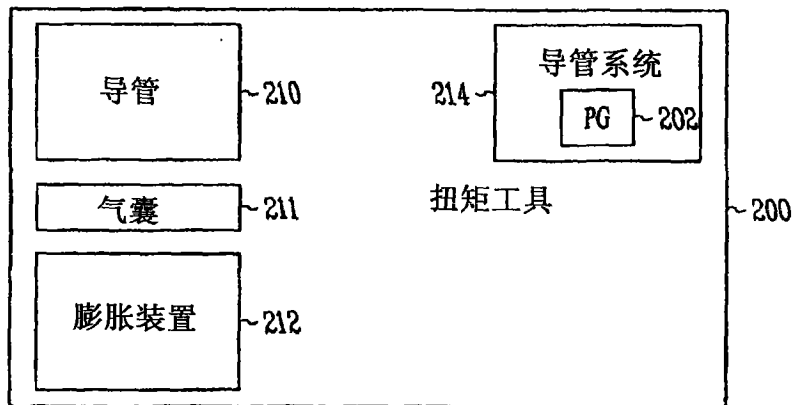


图 2C

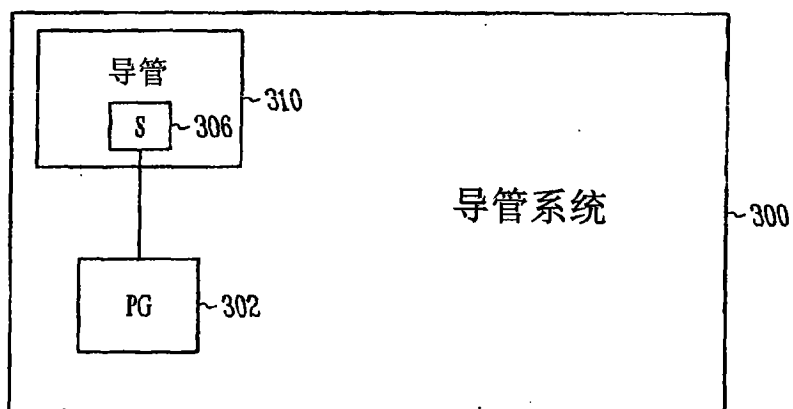


图 3A

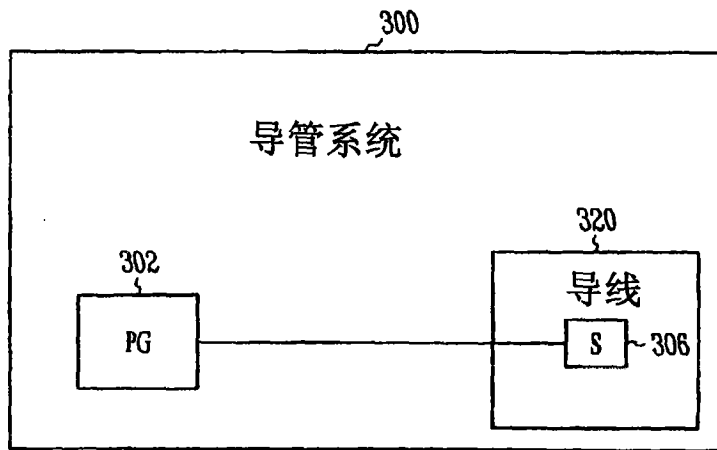


图 3B

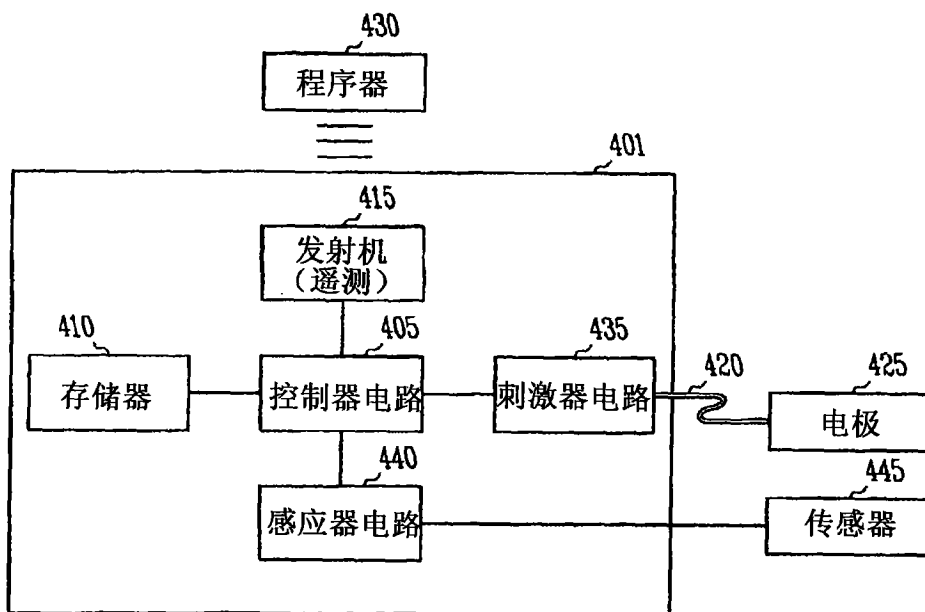


图 4

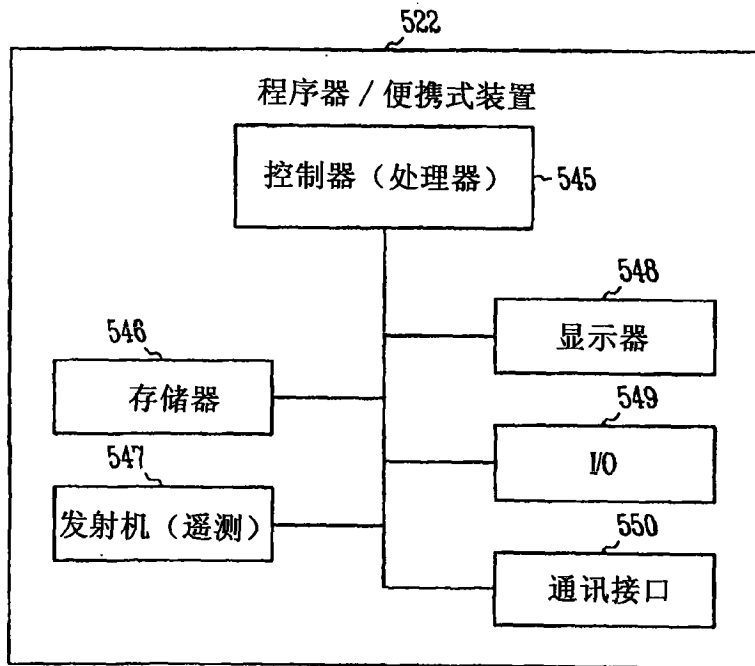


图 5

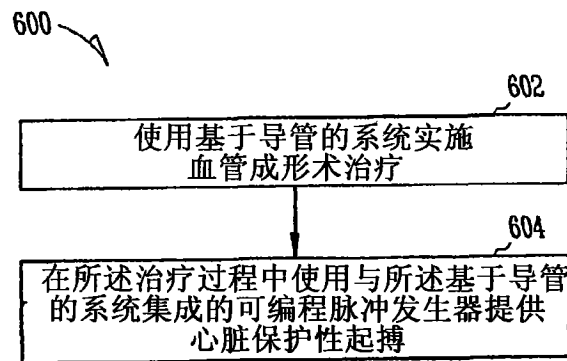


图 6

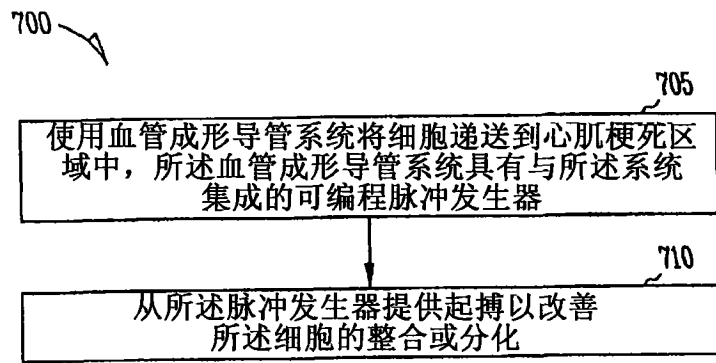


图 7