

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61N 1/36 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580039147.0

[43] 公开日 2007年12月5日

[11] 公开号 CN 101084039A

[22] 申请日 2005.8.31

[21] 申请号 200580039147.0

[30] 优先权

[32] 2004.11.16 [33] EP [31] 04027227.0

[86] 国际申请 PCT/EP2005/009384 2005.8.31

[87] 国际公布 WO2006/053596 英 2006.5.26

[85] 进入国家阶段日期 2007.5.16

[71] 申请人 卡迪欧拉有限公司

地址 瑞士温特图尔

[72] 发明人 克里斯蒂安·斯图尔辛格

拉里·拉帕纳什维利

托马斯·齐默曼 阿明·埃格利

克里斯蒂安·皮古埃特

让-菲利克斯·佩罗托

[74] 专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司

代理人 陆弋 朱登河

权利要求书 8 页 说明书 27 页 附图 17 页

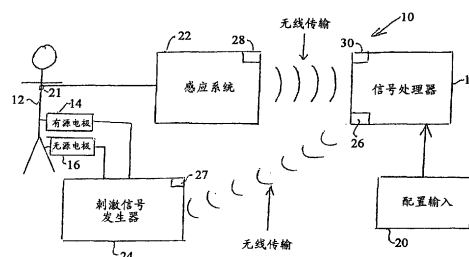
[54] 发明名称

用于骨骼肌或平滑肌的心脏同步刺激的装置和方法

[57] 摘要

本发明提供一种装置，其用于针对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激。所述装置包括：至少一个有源电极(14)和至少一个无源电极(16)，它们适于连接到所述病人；信号处理器(18)，其具有相关联的配置输入(20)，用来至少改变与反搏模式刺激相关联的时间延迟；感应系统(22)，用于感应与病人心脏的性能相关的信息，并用于将信息信号传送到所述信号处理器，所述信号处理器适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，所述刺激信号以反搏模式被施加到所述至少一个有源电极(14)；与有源电极相关联的刺激信号发生器(24)，用于产生刺激信号；无线传输装置(26、27)，用于将所述控制信号信息从所述信号处理器传送到所述

刺激信号发生器，由此所述刺激信号发生器根据所述控制信号信息以反搏模式将刺激信号施加到所述有源电极。



1、一种装置（10），其用于对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激，所述装置包括：

- 至少一个有源电极（14；14'，14''，14'''，14''''）和至少一个无源电极（16；16'，16''，16'''，16''''），它们适于连接到所述病人，

- 具有相关联的配置输入（20）的信号处理器（18），用于至少改变与反搏模式刺激相关联的时间延迟，

- 感应系统（22），用于感应与病人心脏的性能相关的信息，并用于将信息信号传送到所述信号处理器（18），

- 所述信号处理器（18）适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，所述刺激信号以反搏模式施加到所述至少一个有源电极（14），

- 与所述有源电极（14）相关联的至少一个刺激信号发生器（24；24'，24''，24'''，24''''），用于产生刺激信号，

- 无线传输装置（26），用于将所述控制信号信息从所述信号处理器（18）传送到所述至少一个刺激信号发生器（24），由此所述刺激信号发生器（24）根据所述控制信号信息以反搏模式将刺激信号施加到所述有源电极（14）。

2、根据权利要求1所述的装置，其中所述与心脏性能相关的信息从如下组中选出，所述组包括：心率信息、ECG信息、ECG导出信息、ECG信息及由电刺激形成的信息、ECG导出触发信号、R-R信息、T波终点信息、血压信息和血压导出信息。

3、根据权利要求1所述的装置，其中所述感应系统包括侵入式感应器、内腔感应器、非侵入式感应器、体表感应器和与病人身体分开的远程感应系统中的至少一种。

4、根据权利要求3所述的装置，其中提供远程感应系统（22），所述信号处理器（18）被集成到所述远程感应系统中。

5、根据权利要求1所述的装置，其中所述感应系统（22）适于将所述

心脏信息无线传输到所述信号处理器（18）。

6、根据之前任一项权利要求所述的装置，其中所述感应系统（22）适于将所述心脏信息传送到一医疗评估单元（32），并且所述医疗评估单元适于将信号配置信息传送到所述信号处理器（18），并且所述信号处理器在产生所述控制信号信息时采纳所述配置信息。

7、根据权利要求6所述的装置，其中所述感应系统（22）适于通过无线传输将所述心脏信息传送到所述医疗评估单元（32）。

8、根据权利要求6或7所述的装置，其中所述医疗评估单元（32）适于将所述配置信息无线传输到所述信号处理器（18）。

9、根据权利要求1所述的装置，其中所述信号处理器（18）适于将所述心脏信息传送到医疗评估单元（32），并且所述医疗评估单元（32）适于将信号配置信息传送到所述信号处理器（18），并且所述信号处理器在产生所述控制信号信息时采纳所述配置信息。

10、根据权利要求9所述的装置，其中所述信号处理器（18）适于通过无线传输将所述心脏信息传送到所述医疗评估单元（32）。

11、根据权利要求9所述的装置，其中所述医疗评估单元（32）适于将所述配置信息无线传输到与所述信号处理器（18）相关联的配置输入。

12、根据权利要求1所述的装置，其中提供多个有源电极（14；14'，14''，14'''），每个有源电极具有相应的刺激信号发生器（24；24'，24''，24'''），所述信号处理器适于将与所述有源电极（14；14'，14''，14'''，14''''）之一唯一相关联的相应控制信号传送到每个所述刺激信号发生器（24；24'，24''，24'''，24''''）。

13、根据权利要求1所述的装置，其中提供多个有源电极（14；14'，14''，14'''，14''''），每个有源电极具有通过相应导线与其相连接的相应的刺激信号发生器（24；24'，24''，24'''，24''''）。

14、根据权利要求1所述的装置，其中为每个有源电极（14；14'，14''，14'''，14''''）提供相应的导线，并且所述刺激信号发生器（24）与一装置相

关联，该装置用于将刺激信号通过所述导线顺序施加到所述有源电极。

15、根据权利要求 12 所述的装置，其中所述信号处理器（18）具有单一发射器（26），其适于将控制信号信息传送到所有的所述刺激信号发生器（24；24'，24"，24'''，24''''），存在一装置，用于将相关联的控制信号唯一地关联到所述刺激信号发生器中相应的一个。

16、根据权利要求 12 所述的装置，其中所述信号处理器（18）具有多个发射器，每一个发射器适于将控制信号信息传送到所述刺激信号发生器（24；24'，24"，24'''，24''''）中相应的一个或一组，存在一装置，用于将相关联的控制信号唯一地关联到所述刺激信号发生器中相应的一个。

17、根据权利要求 12 所述的装置，其中所述信号处理器（18）适于传送针对被施加到有源电极（14；14'，14"，14'''，14''''）的一串刺激信号的控制信号信息，所述控制信号信息从如下组中选出，所述组包括：

刺激信号的幅度，

刺激信号的频率，

刺激信号串的持续时间，

所述串中单独刺激信号的宽度，

刺激信号串相对于选择用于反搏刺激的参照的延迟，和

识别码，所述刺激信号发生器通过该识别码识别出所述控制信号信息是针对它的。

18、根据权利要求 16 所述的装置，其中所述信号处理器（18）适于传送针对通过所述刺激信号发生器（24；24'，24"，24'''，24''''）中对应的一个而施加到有源电极（14；14'，14"，14'''，14''''）的一串刺激信号的控制信号信息，所述控制信号信息从如下组中选出，所述组包括：

刺激信号的幅度，

刺激信号的频率，

刺激信号串的持续时间，

所述串中单独刺激信号的宽度，

刺激信号串相对于选择用于反搏刺激的参照的延迟, 和
识别码, 所述刺激信号发生器中相关联的一个通过该识别码识别出所述
控制信号信息是针对它的。

19、根据权利要求 1 所述的装置, 其中在所述刺激信号发生器 (24) 处
或在每个所述刺激信号发生器 (24', 24'', 24''', 24''') 处提供一装置, 该
装置用于存储与任意对应相关联的有源电极有关的控制信号信息。

20、根据权利要求 19 所述的装置, 其中在所述信号处理器 (18) 处提
供一装置, 该装置用于接收、存储以及可选地传送用于处理所述控制信号信
息的程序、随后对所述程序的任何变化、以及用于处理所述控制信号信息的
新程序中的至少一个。

21、根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述刺激信号发生器 (24; 24',
24'', 24''', 24''') 或每个所述刺激信号发生器 (24; 24', 24'', 24''', 24''')
包括如下项目中的至少一些:

其自身的控制器,
其自身的时钟,
其自身的接收器天线 (RX),
功率电路, 和
电池。

22、根据权利要求 21 所述的装置, 其中所述刺激信号发生器 (24; 24'
, 24'', 24''', 24''') 或每个所述刺激信号发生器 (24; 24', 24'', 24''',
24''') 包括如下额外项目中的至少一些:

发射器 (TX),
用于数据存储的装置,
用于程序存储的装置, 和
信号发生器触发器。

23、根据权利要求 22 所述的装置, 其中所述刺激信号发生器 (24; 24'
, 24'', 24''', 24''') 或每个所述刺激信号发生器 (24; 24', 24'', 24''',

24''') 具有用于提供苏醒模式、睡眠模式和消亡模式的程序。

24、根据权利要求 1 所述的装置，其中在所述信号发生器 (18)、与信号处理器相关联的所述配置输入 (20)、所述刺激信号发生器 (24)、以及与所述装置相关联的医疗评估单元 (32) 中的至少一个处提供显示器，所述显示器用于至少显示所述控制信号信息。

25、根据权利要求 24 所述的装置，其中所述显示器适于显示用于表示施加到所述病人的电刺激的图像的数据。

26、根据权利要求 25 所述的装置，其中所述显示器适于显示实际 ECG 迹线和其上添加有所述图像的 ECG 迹线的表示中的一个。

27、根据权利要求 25 所述的装置，其中提供医疗评估单元 (32)，并且所述医疗评估单元具有用于打印所述数据的相关联的打印机。

28、根据权利要求 1 所述的装置，其中所述感应系统适于将定时信号发送到一个或多个所述刺激信号发生器 (24; 24', 24'', 24''', 24'''')。

29、根据权利要求 28 所述的装置，其中所述感应系统包括非电学感应器，并将数据从所述非电学感应器传送到所述信号处理器 (18)。

30、根据权利要求 1 所述的装置，其中所述感应系统 (22) 包括相关联的信号处理器和发射器 (28)。

31、根据权利要求 30 所述的装置，其中所述感应系统包括 A/D 转换器、数据存储存储器和数据压缩器中的至少一个。

32、根据权利要求 31 所述的装置，其中所述 A/D 转换器、所述数据存储存储器和所述数据压缩器中的至少一个被包含在所述相关联的信号处理器 (18) 中。

33、根据权利要求 6 所述的装置，其中所述感应系统 (22) 包括数据压缩器，其用于将传送到所述信号处理器的信息压缩成包，并且所述医疗评估单元适于将所述数据包汇集成连续的数据流，可选地采用 ECG 迹线形式。

34、根据权利要求 1 所述的装置，其中编码被唯一地关联到所述感应系统 (22)、所述信号处理器和所述电刺激信号发生器 (24)。

35、根据权利要求 6 所述的装置，其中编码被唯一地关联到所述感应系统（22）、所述信号处理器（18）、所述医疗评估单元（32）和所述电刺激信号发生器（24）。

36、根据权利要求 1 所述的装置，其中所述电刺激信号发生器具有相关联的电源，该电源的形式为电池和升压转换器（50、52、54、56、58；50、52、54、56、58、Soo）。

37、根据之前任一项权利要求所述的装置，其中所述刺激信号发生器（24）为移动电话、带有电话功能的个人数字助理、或任何设备专用件或设备标准件中的一个，其中所述设备具有收发器、微处理器、用于存储软件 and 数据的存储器、电池或其它电源、时钟和用于与病人处的诸如 ECG 感应器的一个或多个感应器（21）相连接的以及与有源和无源电极（14，16；14'，16'，14''，16''，14'''，16'''，14''''，16''''）相连接的必要的一个或多个接口。

38、根据之前任一项权利要求所述的装置，其中，所述信号处理器（18）为移动电话、带有电话功能的个人数字助理、或任何设备专用件或设备标准件中的一个，其中所述设备具有收发器、微处理器、用于存储软件 and 数据的存储器、电池或其它电源和时钟。

39、根据之前任一项权利要求所述的装置，其中，所述医疗评估单元（32）为个人计算机、大型计算机、一系列互连计算机、上述任一种带有内建收发器的计算机系统、带有电话功能的个人数字助理、或任何设备专用件或设备标准件，所述设备具有收发器、微处理器、用于存储软件 and 数据的存储器、电池或其它电源和时钟。

40、根据权利要求 37、38 或 39 所述的装置，其中，所述感应系统（22）、所述刺激信号发生器（24）、所述信号处理器（18）、与信号处理器（18）相关联的配置输入（20）、或所述医疗评估单元（32）中的任一个包括屏幕，该屏幕用于显示用来表征 R-R 峰和 T 波终点的位置并与这些位置相关的迹线，并且还可能显示与所施加的刺激相关的信号。

41、一种装置(10)，其用于对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激，所述装置包括：

- 至少一个有源电极(14; 14', 14'', 14''')和至少一个无源电极(16; 16', 16'', 16'''), 它们适于连接到所述病人，

- 具有相关联的配置输入(20)的信号处理器(18)，用于至少改变与反搏模式刺激相关联的时间延迟，

- 感应系统(22)，用于感应与病人心脏的性能相关的信息，并用于将信息信号无线传输到所述信号处理器(18)，

- 所述信号处理器(18)适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，所述刺激信号以反搏模式施加到所述至少一个有源电极(14)，

- 与所述有源电极(14)相关联的刺激信号发生器(24; 24', 24'', 24'''), 用于产生刺激信号，

- 所述信号处理器通过导线连接到所述刺激信号发生器或者与其集成在一起，用于将所述控制信号信息从所述信号处理器(18)传递到所述刺激信号发生器(24)，由此所述刺激信号发生器(24)根据所述控制信号信息以反搏模式将刺激信号施加到所述有源电极(14)。

42、根据之前任一项权利要求所述的装置，其中，配置输入(20)适于通过无线方式与所述信号处理器和/或与医疗评估单元通讯。

43、根据权利要求41所述的装置，其中，所述通讯为双向的。

44、根据权利要求42或43所述的装置，其中，所述配置输入为移动电话、带有电话功能的个人数字助理、或任何设备专用件或设备标准件中的一个，其中所述设备具有收发器、微处理器、用于存储软件和数据存储器、电池或其它电源和时钟。

45、根据权利要求41-44中任一项所述的装置，其中，针对每个刺激信号发生器提供相应的信号处理器，并且每个刺激信号发生器关联到至少一个无源电极和至少一个有源电极，并与其或者持久地或者可释放地连接。

46、一种对装置(10)进行操作的方法，所述装置(10)用于对具有心

脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激，例如操作根据之前任一项装置权利要求所述的装置的方法，所述方法包括：使用感应系统（22）提供来自病人的心脏信息从而通过无线装置（28）将所述心脏信息传送到信号处理器（18）和医疗评估单元（32）中的至少一个的步骤，和使用信号处理器将触发数据发送到一个或多个刺激信号发生器（24；24'，24"，24'''，24''''）的步骤，其中所述医疗评估单元（32）适于将配置数据输入到信号处理器（18）中，所述刺激信号发生器适于将电刺激信号施加到病人身上或体内的电极（14，16；14'，16'，14"，16"，14'''，16'''，14''''，16''''）。

47、根据权利要求 46 所述的方法，其中，所述信号处理器通过无线传输将所述触发数据，即所述控制信号信息，发送到所述一个或多个刺激信号发生器。

48、一种对装置（10）进行操作的方法，所述装置（10）用于对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激，例如操作根据之前任一项装置权利要求所述的装置的方法，所述方法包括：使用感应系统（22）提供来自病人的心脏信息从而将所述心脏信息传送到被至少一条导线连接到感应系统的或与感应系统集成在一起的信号处理器的步骤，和使用信号处理器通过无线传输将触发数据即控制信号信息发送到一个或多个刺激信号发生器（24；24'，24"，24'''，24''''）的步骤，所述刺激信号发生器适于将电刺激信号施加到病人身上或体内的电极（14，16；14'，16'，14"，16"，14'''，16'''，14''''，16''''）。

用于骨骼肌或平滑肌的心脏同步刺激的装置和方法

技术领域

本发明涉及一种装置，其用于针对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激。病人可以是人类或其它诸如赛马的哺乳动物，或者也可以是其它具有心脏和心血管系统的动物，例如袋鼠（状况良好的袋鼠心脏可作为瓣膜替代物用于人体中）。

背景技术

下文中引用病人的部分将涵盖上述所有内容，而不仅仅指健康状况不佳的病人，因为使用本发明进行的治疗可用于这样的人体或动物体，它们并未生病但是在某些方面存在改进它们的生理或精神状况的需要。

这类装置和方法例如在公开号为 WO 01/013990 的国际专利申请中得到描述。

申请人已经确定，上述文献 WO 01/013990 中所描述的装置和方法可有益于大量不同的应用。所述装置和方法的主要应用在于，改进病人心脏状况，例如降低心脏病发作的可能性，或者改进心脏病发作之后心脏的状况，或者帮助病人在导管手术后进行康复，或者治疗具有慢性疾病特别是慢性心脏衰竭的病人以及受缺乏新陈代谢并发症困扰的病人。另外，已经发现所采用的治疗可以做出微小改动，以便改进向身体各部分的血液流动，并改进来自身体各部分的淋巴液流动。而且，已经显示可以使用治疗来改进范围较广的病入的综合状况，例如那些处于病中或从疾病康复的病入的综合状况。在 WO 01/013990 中也了解和描述了较宽范围的其它应用。

发明内容

本发明的目的是改进在文献 WO 01/013990 中所描述的装置和方法，并

且特别地提供一种非常灵活的系统，其使病人能够作为门诊病人治疗，并且实际上还可以在病人进行其日常生活的长时间内得到治疗。本发明的进一步目的是提供如下装置和方法，其能够灵活地改变任何病人所接收的治疗，并且使该治疗能够考虑到在这类治疗中的进展，这种进展随着时间推进而发生，并且随着使用所述装置和方法的实际经验的增加以及成功治疗的数据库变得更大，这种进展为人们所期待。

本发明的又一目的是使关联到病人的装置物理尺寸最小化，使得其轻便、紧凑、易于携带、可靠，并且不以任何明显的方式对病人产生妨碍，从而使得例如包含其中的电池具有较长的使用寿命。

本发明的又一目的是提供一种装置和方法，其使得病人对他正在接受的治疗的反应可以被远程监控，并且优选地，该装置和方法还用于，如果监控显示该治疗并非理想地适合特定病人的需要，就改变或者中断该治疗。

为了满足所提供的上述目的，根据本发明，原先所称的那种装置包括：

- 至少一个有源电极和至少一个无源电极，它们适于连接到所述病人，
- 信号处理器，其优选地具有相关联的配置输入，用来至少改变与反搏模式刺激相关联的时间延迟，

- 感应系统，用于感应与病人心脏的性能相关的信息，并用于将信息信号传送到所述信号处理器，

- 所述信号处理器适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，所述刺激信号以反搏模式被施加到所述至少一个有源电极，

- 与所述有源电极相关联的刺激信号发生器，用于产生刺激信号

- 无线传输装置，用于将所述控制信号信息从所述信号处理器传送到所述刺激信号发生器，由此所述刺激信号发生器根据所述控制信号信息，以反搏模式将刺激信号施加到所述有源电极。在独立权利要求 41 中阐述了满足上述目的的另一相关方式。

与心脏性能相关的信息典型地从包括如下内容的组中选出：心率信息、ECG 信息、ECG 导出信息、ECG 信息及由电刺激形成的信息、ECG 导出触

发信号、R-R 信息、T 波终点 (end) 信息、血压信息和血压导出信息。

所述感应系统可包括侵入式感应器、内腔感应器、非侵入式感应器、体表感应器和与病人身体分开的远程感应系统中的至少一种。

如果提供了远程感应系统，则信号处理器可被集成到所述远程感应系统中。

不过，所述感应系统优选地适于将所述心脏信息无线传输到所述信号处理器。

可替换地，所述感应系统适于将所述心脏信息传送到与信号处理器相关联的医疗评估单元，然后，所述医疗评估单元优选地适于将信号配置信息传送到所述信号处理器，使得所述信号处理器在产生所述控制信号信息时采纳所述配置信息。

上述类型的装置具有的优点在于，从信号处理器到刺激信号发生器的无线传输使信号处理器能够远离病人，并使得刺激信号发生器被造得小而紧凑，因为对于刺激信号发生器而言产生触发信号所必要的处理容量位于分离的信号处理器中，并且不必被病人携带。另外，与病人所携带的刺激信号发生器相关联的电池不必为信号处理器的运行提供功率，因此能够被造得较小且较轻。

特别优选的是，如果用于感应与病人心脏性能相关的信息并用于传送信息信号的感应系统适于将所述信息信号直接无线传输到信号处理器，或者可能地通过医疗评估单元传输信号处理器，这将是特别有益的。如果从感应系统使用这种无线传输，则病人完全不需要线路来将他（或她）连接到相关联的装置，例如医疗评估单元和信号处理器。

如下过程足以用来实现本发明的目的：如果用于提供与心脏性能相关的信息的感应系统简单地检测病人心律的 R 峰，并确认这些峰在哪一时刻出现，以便由这些峰预测针对每个连续心跳的心律的 T 波终点，从而能够在预测的 T 波终点之处或附近处例如以反搏模式执行刺激。这种信息可被心电图仪或心电示波镜所传送，但是简单的一套 ECG 电极也基本可行，该 ECG 电

极能够与简单轻质的监控器相组合。同样地，公知的器件，例如“Polar”™带或腕式血压检测器也可以可靠地提供与病人心律相关的信号迹线，从这些迹线可以导出 R-R 峰和/或 T 波终点上的信息。也存在特定的能够传送相应信息的远程感应系统。

如果使用电检测，例如使用 ECG 电极，那么还具有这样的好处，施加于病人的电刺激也可以被 ECG 电极获取，并且能够被添加在病人心律的迹线上显示。采用这种方式，可以更好地达到电刺激与病人心律的同步及其对病人心律的效果。

可以使感应系统自身具有发射器，用于将与病人心脏性能相关的信息传送到信号处理器，或者传送到与信号处理器相关联的医疗评估单元，以及使刺激信号发生器具有天线，用于从信号处理器接收触发信号，并可选地接收其它信息。

可以使感应系统的发射器和刺激信号发生器的接收器组合成收发器，其由病人所携带，并且例如被电线连接到感应系统以及连接到刺激信号发生器。这种收发器易于得到，例如采用移动电话的形式。移动电话可具有如下优势：它们具有足够的信号处理功率，使得相关软件能够存储于它们之中，作为与病人心律以及心脏性能相关的数据以及与所采用的或待采用的刺激相关的数据。然后，自动程序允许将这种信息在间隔时间处传送到医疗评估单元，以便于在医疗评估单元处监控多个不同病人的医疗从业者进行访问。而且，熟练的医疗从业者不必执行所有评估。如果某处出现差错，则程序也可以拟定哪些例行程序可以被仅仅受到提醒的医疗从业者用来执行检测。

信号处理器自身也能够被实现作为移动电话或作为与之类似的专用单元。这就易于从例如与信号感应系统和/或刺激信号发生器相关联的移动电话进行通讯，因为这两个系统，即与感应系统和/或刺激信号发生器相关联的移动电话以及与信号处理器相关联的移动电话，可自然兼容。此外，在任何现在的移动电话中可得到的处理功率足以存储信号处理器为了分析来自感应系统的信息而所需的软件程序，从而预测产生 T 波终点的时间，并从而

产生用于直接传送到刺激信号发生器的必需的触发器信号。如果信号处理器被实现为移动电话，则它可被病人所携带，而不需要让病人与电话连线，并且形成信号处理器的移动电话可通过其内建的天线接收从感应系统的天线（或从刺激信号发生器）传送的信号，并能够将控制信号传送到刺激信号发生器。

使用移动电话或与移动电话类似的系统的进一步优势在于，与其它任何移动电话或与移动电话类似系统的通讯包括电话号码，而电话号码可用于唯一地标识将要与之建立通讯的一方和所接收的通讯来自的一方。因此，一个信号处理器可与多个不同的刺激信号发生器通讯，并且事实上与大量的刺激信号发生器通讯，并且该信号处理器能够基于用户的特定需要或者基于相关刺激信号发生器的特定需要，而将不同的触发器信息和其它信息提供给这些发生器中的每一个。

没有必要与多个用户同时进行这种通讯，但是可替换为，可以在离散的时刻处将相关信息分批地传递到单独的用户。例如，一旦已经构建了触发信号的定时方案，则它可以保持一定时期，只要病人心律保持基本恒定。因此，由信号处理器传递到刺激信号发生器的触发定时信息可存储在刺激信号发生器的存储器中，并循环地用于触发电刺激。因为刺激信号发生器能够容易地与感应系统通讯，因此由信号处理器构建的定时也可以被刺激信号发生器保持并重复使用，从而将刺激施加于病人，直到提供心脏信息的感应系统显示情况已经改变并且需要由触发信号的定时中的变化来反映。一旦发生上述情况，则可以自动呼叫信号处理器，直到提供变化的定时。

特别优选的是，医疗评估单元向医疗从业者给出改变由信号处理器所使用的程序以产生定时信号的可能性。采用这种方式，可根据由医疗从业者所评估的病人需求，适用由信号处理器供给到刺激信号发生器的定时信号。

如果通过结合移动电话元件也实现了医疗评估单元，从而可以在医疗评估单元和刺激信号发生器之间直接进行通讯，这是非常受欢迎的。例如，如果医疗从业者个人地或者响应在医疗评估单元处产生的警告信号而做出如

下感应，即，使用于特定病人的治疗例如因为诸如事故等事件而并不令人满意或者具有潜在的危險性，那么，存在直接关闭刺激信号发生器的可能性，从而防止进一步治疗，直到问题已经得到补救的时刻。

医疗评估单元也可适于将配置信息无线传输到所述信号处理器。

在可替换实施例中，由感应系统产生的心脏信息并不发送到医疗评估单元，而是通过无线传输发送到信号处理器，并且信号处理器可以适于将所述心脏信息传送到医疗评估单元（通过有线传输或通过无线传输）。同样地，然后医疗评估单元可适于将信号配置信息通过有线传输或通过无线传输传送到信号处理器，然后，信号处理器在产生所述信号信息时采纳所述配置信息。

在特别优选的实施例中，提供了多个有源电极，每个有源电极均具有相应的刺激信号发生器，所述信号处理器适于将与所述有源电极中一个唯一相关的相应控制信号传送到每个所述刺激信号发生器。

例如，每个有源电极可以具有通过相应导线与其相连接的相应的刺激信号发生器。

可替换地，相应的导线可被提供用于每个有源电极，并且所述刺激信号发生器可关联有一装置，该装置用来将刺激信号通过所述导线顺序施加到所述有源电极。

当所述信号处理器具有单一发射器，其适于将控制信号信息发送到多个刺激信号发生器，则提供一装置，其用来将特定控制信号唯一地关联到所述刺激信号发生器中相应的一个。

可替换地，所述信号处理器可具有多个发射器，每一个均适于将控制信号信息传送到所述刺激信号发生器中相应的一个或一组。在后一种情况中，提供一装置，其用于将特定控制信号唯一地关联到所述刺激信号发生器中相应的一个。

所述信号处理器优选地适于发送针对施加到有源电极的一串刺激信号的控制信号信息，所述控制信号信息从如下组中选出，所述组包括：

刺激信号的幅度，
刺激信号的频率，
刺激信号串的持续时间，
所述串单独的刺激信号的宽度，
刺激信号串相对于选择用于反搏刺激的参照的延迟，和
识别码，所述刺激信号发生器通过该识别码识别出所述控制信号信息是打算提供给它。

如上文所述，在所述刺激信号发生器处或在每个所述刺激信号发生器处优选地提供一装置，该装置用于存储与任何对应相关联的有源电极有关控制信号信息。

特别优选的是，在所述信号处理器处提供装置，该装置用于传送用于处理所述控制信号信息的程序、随后对所述程序的任何变化、以及用于处理所述控制信号信息的新程序中的至少一个。

所述刺激信号发生器或每个所述刺激信号发生器中包括如下项目中的至少一些：

其自身的控制器，
其自身的时钟，
其自身的接收器天线（RX），
功率电路，和
电池。

特别有益的是，所述刺激信号发生器或每个所述刺激信号发生器包括如下额外项目中的至少一些：

发射器（TX），
用于数据存储的装置，
用于程序存储的装置，和
信号发生器触发器。

本发明的特别有益的实现方式包括：所述刺激信号发生器或每个所述刺

激信号发生器被提供以提供苏醒模式、睡眠模式和消亡 (death) 模式的程序。采用这种配置, 与刺激信号发生器相关联的电池仅仅在苏醒模式期间传送数量可观的功率, 而不会在睡眠模式期间或者消亡模式期间进行传送, 在睡眠模式期间信号发生器可被唤醒, 而在消亡模式期间信号发生器不再被唤醒, 除非对电池进行更换或重新充电。即使在一次心跳期间, 这种刺激信号发生器也可被开启和关闭以便节省能量, 并且这增大了电池在对其更换或重新充电之前的工作寿命。

特别有利的是, 在所述信号发生器、与所述装置相关联的所述刺激信号发生器和医疗评估单元中的至少一个处提供显示器, 所述显示器用于显示所述心脏信号信息。

所述显示器也可适于显示表示施加到所述病人的电刺激图像的数据。所述显示器优选地适于显示实际 ECG 迹线和其上添加有所述图像的 ECG 迹线的表示中的一个。

当提供了医疗评估单元时, 所述医疗评估单元也优选地具有用于打印所述显示数据的相关联打印机。

所述感应系统也优选地适于将定时信号传递到一个或多个所述刺激信号发生器。这使触发信号 (特别是上文提到的所存储的触发信号) 与待检测的病人心律能够同步。

所述感应系统包括非电学感应器, 并将数据从所述非电学感应器传送到所述信号处理器。这种系统避免了施加到病人的电刺激被不正确地解释为心脏信息。

所述感应系统包括相关联的信号处理器和发射器。这使得, 在向信号处理器或医疗评估单元传送之前, 信号处理器 (其也可以为移动电话或移动电话相关单元的一部分) 能够压缩心脏信息和与施加于病人的电刺激相关的信息。

感应系统可方便地包括 A/D 转换器、数据存储器和数据压缩器中的至少一个。所述 A/D 转换器、所述数据存储器 and 所述数据压缩器中

的至少一个可被包含在所述相关联的信号处理器中。

当所述感应系统包括将用于向所述信号处理器传送的信息压缩成包的数据压缩器时，信号处理器和/或医疗评估单元适于将所述数据包汇集成连续的数据流，可选地采用带有添加的电刺激信号的 ECG 迹线的形式。

相应的编码优选地被唯一地关联到所述感应系统、所述信号处理器和一个或多个所述电刺激信号发生器中的每一个，使得每个项目可被唯一地标识。

电刺激信号发生器优选地具有相关联的电源，该电源采用电池和升压转换器的形式。

一种对装置进行操作的方法，所述装置用于针对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激，例如操作根据任一项装置权利要求所述的装置，所述方法包括：使用感应系统提供来自病人的心脏信息从而通过无线装置将所述心脏信息传递到信号处理器和医疗评估单元中至少一个的步骤，和使用信号处理器将触发数据传递到一个或多个刺激信号发生器的步骤，所述医疗评估单元适于将配置数据输入到信号处理器中，所述刺激信号发生器适于将电刺激信号施加到病人身上或体内的电极。

所述信号处理器可将所述触发数据即所述控制信号信息通过无线传输发送到所述一个或多个刺激信号发生器。

权利要求 48 阐述了一种相关方法。在权利要求书中并且在进一步的描述中阐述了所述装置和方法的优选改造。

附图说明

现在将仅通过示例并参照附图更为详细地描述本发明，所述附图如下：

图 1 为示出了描述根据第一实施例运行本发明的第一示意图，

图 2 为示出了本发明第二实施例的类似于图 1 的视图，

图 3 为示出了本发明第三实施例的类似于图 1 的进一步视图，

图 3A 为与图 3 所示相关但是示出了用于信号处理器的配置输出与信号处理器之间的双向无线通讯的视图，

图 4 为示出了本发明第四实施例的类似于图 1 的第四视图，

图 5 为示出了图 4 中实施例的可能替换版本的类似于图 4 的示意图，

图 6 为示出了本发明又一替换实施例的类似于图 4 的另一视图，

图 7 为与图 4 所示相关但是示出了本发明又一实施例的另一示意图，

图 7A 为与图 7 所示相关但是示出了医疗评估单元和信号处理器之间的双向无线通讯的可能性的视图，

图 7B 为类似于图 7A 但是示出了通过导线与刺激信号发生器相连或者与其集成的信号处理器的视图，

图 8 为示出了升压转换器的第一实施例的示意图，其中升压转换器能够用于本发明以将电池的输出电压增大到用于电刺激目的的较高电压，

图 9 示出了类似于图 8 但是为实现本发明目的而进一步改造的第二升压转换器的示意图，

图 10 示出了刺激信号发生器的示意图，该刺激信号发生器可用于本发明并可与图 8 的电路或图 9 的电路一起操作，

图 11A 为表示取自病人并且其上添加有电刺激脉冲的 ECG 迹线的示意图，该视图可显示于感应系统处、与感应系统相关联的医疗评估单元处、或与感应系统相关联的信号处理器处，

图 11B 为以放大比例示出图 11A 所示的电刺激脉冲的两个连续两阶段脉冲的形状的视图，

图 12 为阐释图 8 的升压转换器运行的示意图，

图 13 为阐释图 9 的升压转换器运行的示意图，

图 14A 和 14B 为示出与适于用在本发明任一实施例中的一对有源和无源刺激电极的刺激信号发生器的视图，并且图 14A 实际上采用俯视图形式，而图 14B 实际上采用侧视图形式，

图 15 为示出了带有四对有源和无源电极的病患者的视图，

图 16A 和 16B 为类似于图 11A 但是示出了刺激信号如何依次施加到每对有源电极的视图，图 16A 和 16B 的视图对应于国际专利申请 PCT/EP2004/012618（代理编号 C5147PWO）中的图 6 和图 8，

图 17A 和 17B 为对应于国际专利申请 PCT/EP2004/012619（代理编号 C5148PWO）中图 5A 和 5B 的视图，其示出了针对病人的一次心跳而向一对有源和无源电极提供的电刺激的一种可能的方案。

具体实施方式

在不同附图的实施例中，相同附图标记将用于标识同样的元件，所述同样的元件彼此一样或者具有相同的功能。可以理解的是，在任一附图中针对具有特定附图标记的任意元件所给出的描述也可应用于在任意其它附图中具有相同附图标记的任意元件，除非具有相反的申明。

首先从图 1 开始，可以看见装置 10，其用于心脏同步刺激人 12 身上或体内、或者其他病人身上或体内、或者诸如赛马等动物体身上或体内具有的骨骼肌或平滑肌，所述人、病人或动物体具有心脏和心血管系统。骨骼肌或平滑肌理论上可位于病人身体上的任意位置。

例如采用如下方式典型地通过诸如 14、16 的电极实现刺激，即公开号为 WO 01/013990 的国际专利申请中所描述的方式；或者均在 2004 年 11 月 08 日提交的国际专利申请 PCT/EP2004/012618（代理编号 C5147PWO）、PCT/EP2004/012619（代理编号 C5148PWO）、PCT/EP2004/012617（代理编号 C5150PWO）或欧洲专利申请 EP 04026453.3（代理编号 C5152PEP2）中所描述的方式，这些专利申请的内容通过引用并入于此。

装置 10 包括如下项目：

- 至少一个有源电极 14 和至少一个无源电极 16，它们适于连接到接受治疗的病人 12 上，

- 信号处理器 18，其具有相关的配置输入 20，用于至少改变与反搏模式刺激相关的时间延迟，

- 感应系统 22，用于感应与病人心脏性能相关的信息，并用于将信息信号传送到信号处理器 18，信号处理器 18 适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，该控制信号信息采用反搏模式施加到所述至少一个有源电极 14，

- 刺激信号发生器 24，其与所述至少一个有源电极相关联，并用于产生施加到所述至少一个有源电极的刺激信号，和

- 无线传输装置 26，它被包含在信号发生器 18 中或与其相关联，并用于将控制信号信息从信号发生器 18 传送到在刺激信号发生器 24 处的接收器 27。

采用这种方式，根据从信号处理器 18 接收的控制信号信息，刺激信号发生器 24 以反搏模式将刺激信号施加到所述至少一个有源电极。

与心脏性能相关的信息可具有不同类型，并且例如能够从包括如下内容的组中选出，即：心率信息（例如来自“Polar” belt™）、ECG 信息（例如来自心电图仪或心电示波镜）、ECG 导出信息、ECG 信息及从电刺激产生的信息、ECG 导出触发信号、R-R 信息、T 波信息、血压信息（例如来自血压监控器）、和血压导出信息。

所述感应系统 22 可包括侵入式感应器、内腔感应器、非侵入式感应器、体表感应器和与病人身体分开的远程感应系统中的至少一种。

上文所列的单独项目的工作将得到更为详细的阐述。如上文所述，采用如上述 WO 01/013990 中所描述的反搏模式来施加刺激。基本而言，这意味着，在与病人心律的 T 波终点相对应的某一时间，初始电刺激被施加于病人，并且更具体地，该时间位于所述 T 波终点之前的 R-R 路径的 5% 以及所述 T 波终点之后的 R-R 路径的 45% 的范围内的时间窗。

与 T 波终点的病人心律的同步而将初始刺激通过电极施加于病人的精确时间，被称为延迟。如果刺激的施加时间处于 T 波终点之前的 R-R 路径的 5% 范围之中，则所述延迟视为负，而如果所施加的延迟处于所述 T 波终点之后的 R-R 路径的 45% 的范围之中，则所述延迟视为正。如果初始刺激对应所述 T 波终点，则所述延迟为零。作为测量相对于 T 波终点的延迟的

替代方案，更为方便的是，从先前的 R 峰测量延迟，在这种情况下延迟总是为正。

本领域技术人员可以理解的是，例如在心电图上所示的在心律的连续 R 峰之间的距离所对应的 R-R 路径长度的概念，以及心电图中被称为 T 波终点的点，是医学领域业已确定的术语。它们例如被示于图 11A 和图 16B 中。进一步，可以理解的是，例如以毫秒表示的 R-R 路径的实际长度，反比于在任一时刻所主导的病人心率，并且根据心脏状况以及根据病人是否处于休息或正在锻炼、或兴奋、或紧张、或正在执行艰巨任务，该实际长度还受到相当大的变化的影响。使用所谓的 Bazett 关系或者参照针对不同种类人员或病人的统计表，可以从 R 峰的发生时刻预测 T 波终点。当根据目前的示教而使用心脏刺激时，需要从 R-R 路径长度的历史值，例如从即刻之前的 R-R 路径长度或从先前若干心搏的 R-R 路径长度的近期平均值，预测下一 T 波终点将在何时发生，并且还需要使用合适的延迟对在所预测的 T 波终点之处或附近将发生的电刺激信号的触发进行定时。

在上述专利申请 PCT/EP2004/012618（代理编号 C5147PWO）中能够找到从过去的 R-R 值预测 T 波终点的方式以及对所出现难点的讨论。另外，专利申请 PCT/EP2004/012619（代理编号 C5148PWO）描述了通过在初始刺激脉冲之后的每个心搏期间施加额外的电肌肉刺激脉冲来有益地延长肌肉收缩的方式。专利申请 PCT/EP2004/012617（代理编号 C5150PWO）描述了一种装置和方法，通过该装置和方法，以预定图案为根据或者随机地改变电刺激脉冲，从而避免长时间施加刺激的肌肉或肌肉群变得疲劳。所有这些技术需要诸如 18 的信号处理器来确定相对于病人实际感应心率或心律的单独的电信号脉冲的定时。

如下文所阐释的，仅仅设置单一的有源电极是很罕见的。本申请人的先前方案通常包括与肌肉群相关的四个有源电极，并且刺激信号接着被施加到每个有源电极，使得每个有源电极每经过四个心搏就接收刺激信号。这有助于避免肌肉变得疲劳或者过于习惯于所采用的刺激。虽然一些附图仅仅示出

一个有源电极 16，不过，如下文所阐释的，一般采用多个有源电极。不过，本示教可采用仅仅一个有源电极。在下文中将参照图 15、16 和 17 描述使用多个有源电极的概念。

信号处理器 18 便于传送触发信号，该触发信号在刺激信号发生器中触发产生施加于病人的实际电刺激信号。在欧洲专利申请 EP 04026453.3（代理编号 C5152PEP2）中给出了针对刺激信号发生器的一种设计，其设计内容也通过引用并入于此。下文将描述另一种刺激信号发生器。

通过提供与刺激信号发生器 24 分开的信号处理器 18，可以将刺激信号发生器 24 标准化，并可以减小其尺寸，使得其能够被病人所携带，而不会成为病人的负担，也不会以任何方式限制他的活动。本示教的另一目的是，在改进刺激信号发生器性能的同时进一步减小其尺寸。本发明的又一目的是，使一个刺激信号发生器能够连接到每一对有源电极 14 和无源电极 16，使得有多个有源电极 14 就有同样多个刺激信号发生器 24。

另外，通过增加信号处理器 18 的智能，信号处理器 18 可以变得非常灵活，并且适于应付多种不同环境。信号处理器 18 也可以被改编程序而采纳最新的发现，例如，从而执行特别有益的脉冲定时或脉冲轮廓或特别有益的处理进程，而不必改变病人所携带的装置。

同样地，一个信号处理器 18 可与多个不同的感应系统 22 一起使用，并能够适于或被更新，从而通过处理从感应系统 22 输出的信号，从相应的感应系统 22 获取所需要的信息，以使得触发脉冲的正确定时能够用于在刺激信号发生器 24（或者，在存在多个刺激信号发生器的情况下，就采用多个刺激信号发生器）处触发电刺激脉冲。另外，信号处理器可被设计为传送毫伏量级的触发脉冲，尽管刺激信号处理器传送的电刺激脉冲具有基本较高的幅度，例如高达 50 伏。

对上文所述的基础装置可以实现大量不同的改造。

例如，如图 2 所示，当提供了远程感应系统 22 时，信号处理器 18 可被集成到所述远程感应系统 22 中，或者通过导线 23 与其连接。不过，如图 2

中的虚线所示，远程感应系统 22 和信号处理器之间的通讯也可以通过发射器 28 和接收器 30 进行。

因为远程感应系统还未得到良好地开发，不过，优选地使用连接到病人的感应系统 22，然后对于所述感应系统 22 而言优选的是，其适用于将所述心脏信息无线传输到信号处理器 18。如图 1 所示，通过被包含在感应系统 22 中或者与其相关联的无线发射器 28，以及包含在信号处理器 18 中或者与其相关联的天线 30，可以实现上述过程。

不过，如图 3 所示，即使使用连接到病人的感应系统或单元 22，即并非远程感应单元，但信号处理器 18 仍然能够集成到感应系统中，或者通过导线 23 与其相连接。能够用于所有实施例中并被图 3A 示出的另一种可能为，使信号处理器 18 适于在接收器 30 处接收从配置输入处的发射器 46 传送到接收器 18 的配置信息。作为进一步的选择，可以在配置输入处设置接收器 38'，例如从而接收来自信号处理器 18 或者来自医疗评估单元的信息。这就具有如下优势，即，例如可以包括键盘和尺寸可用的显示屏的配置输入 20 所处的位置远离病人所携带的信号处理器，使得病人自由运动而不受键盘和屏幕的妨碍。通过移动电话、带电话功能的个人数字助理、或带有发射器和/或接收器功能的任何器件、或者具有收发器、微处理器、用于存储软件和数据存储器、电池或其它电源和时钟的设备标准件，可实现在配置输入 20 与信号处理器 18 之间和/或配置输入 20 与医疗评估单元 32 之间的无线连接。

如果根据图 4，感应系统适于将所述心脏信息传送到医疗评估单元 32，并且医疗评估单元 32 适于将信号配置信息传送到所述信号处理器 18，则也可以是优选的，其中信号处理器 18 在产生控制信号信息时采纳所述配置信息。

医疗评估单元可以是计算机，例如，适于编程的 PC，或者可以采用由熟练操作员观察的信息展示系统的形式，然后，操作员将输入信息提供给信号处理器 - 例如，通过配置输入 20，或者直接通过在医疗评估单元处的输

入，该输入经导线 34 传到信号处理器 18 - 从而确保了在刺激信号发生器处触发合适的刺激信号。

配置输入 20 适于将所有参数输入到信号处理器 18，这些参数对于信号处理器 18 而言，是产生一个或多个刺激信号发生器 24 所需要的操作或触发信号所必要的。医疗评估单元可以连接到配置输入 20（或与其无线通讯），并且可能非常有必要检测在配置输入 20 处当前输入的操作数据，因此，配置单元 20 被设计为使所需要的信息可用于医疗评估单元 32 或可被其访问。同样地，对于信号处理器 18 有用的是，其不仅接收来自配置输入 20（或者来自医疗评估单元 32）的操作参数，而且接收信号处理器所用的或者可用于或可被配置输入 20 和/或医疗评估单元 32 访问的实际运行参数，从而也优选提供用于将所述操作数据从信号处理器 18 传输到配置单元 20 和/或传输到医疗评估单元 32。

更具体地，医疗评估单元 32 适于显示和/或打印来自感应系统的信号，例如，采用心电图的形式，或者简单地采用 R-R 峰的连续形式，可能的话，结合以显示了 T 波位置或 T 波预测终点的条目，结合以表示所施加刺激的信号。这使熟练的操作员能够通过他在医疗评估单元处或在信号处理器处（可选地，在配置输入或另一专用输入处）输入的信号，观察显示从而控制信号处理器，从而改变施加于病人的刺激治疗。如果医疗评估单元 32 被实现为计算机或者包括微处理器（通常情况就是这样），那么它优选地被编程以控制信号处理器产生触发信号，该触发信号用于触发一个或多个刺激信号发生器以将合适的刺激信号施加于病人。来自医疗评估单元的控制信号进入信号处理器的位置也可被考虑作为配置输入。

在图 4 的示例中，使用了非远程感应系统 22，即，该系统连接到病人，并且来自感应系统 22 的信号被导线 25 传送到医疗评估单元 32。如文中所提，医疗评估单元 32 通过导线 34 连接到信号处理器 18。如前所述，信号处理器 18 将用于电刺激脉冲的定时信号通过发射器 26 传送到刺激信号发生器处的接收器 27。

不过，对于医疗评估单元 32 而言优选的是，如图 5 所示，其适于将所述配置信息无线传输到所述信号处理器 18。通过在医疗评估单元处与信号处理器处的接收器 30 或配置输入 20 处的接收器 38' 通讯的发射器 36，可以实现上述方案。在一替换方案（未示出）中，接收器 30 可与发射器 26 集成，并被配置为收发器。这种配置使医疗评估单元和信号处理器能够被容纳于不同的房间中，并且实际上处于完全隔离的远程位置处。例如，医疗评估单元可位于医院中的特殊设备，而信号处理器可位于不同建筑物、城镇或乡村中的医生诊所中。特别优选的是，如图 6 所示，感应系统适于将所述心脏信息通过无线传输传送到所述医疗评估单元。出于此目的，感应系统 22 具有发射器 28，医疗评估单元具有接收器 38。

这种变化具有的优势在于，病人可以完全移动，并且可以处于离医疗评估单元 32 和信号处理器 18 相当大的距离。病人仅需要在其身上携带配有发射器 28 的感应系统 22 和配有接收器 27 的一个或多个刺激信号发生器 24。感应系统（22）和刺激信号发生器 27 均能够被造得非常小，从而不妨碍病人的移动性并且他可以在他日常生活中得到长期治疗。在图 6 所示的改造中，在医疗评估单元处的接收器 38 和发射器 36 可以被组合成收发器。即使作为一种可能性，病人自身携带形式为移动电话的信号处理器 18，这也不会对他造成过度妨碍，因为他并不连线到电话。

也可以将感应系统 22 处的信号发射器 28 和刺激信号发生器 24 处的信号接收器 27 组合成单一收发器。另外，刺激信号发生器和感应系统可集成为单一器件，如图 6 虚线所示。

这类单一器件的一种特别受欢迎的实现方式是专用单元，该专用单元采用的形式例如为移动电话、带电话功能的个人数字助理、或带有发射器和/或接收器功能的任何器件、或者具有收发器、微处理器、用于存储软件 and 数据的存储器、电池或其它电源和时钟以及必要接口的设备标准件，所述接口用于连接到病人处的一个或多个诸如 ECG 感应器的感应器 21，并连接到有源电极 14 和无源电极 16。专用单元还可以包括屏幕，其用于显示表征和涉

及 R-R 峰和 T 波终点的位置，并且可能的话还显示与所施加刺激相关的信号。以移动电话来实现是特别吸引人的，因为移动电话具有专用单元的所有必要元件，或者如果必要可提供有额外的接口。具体而言，移动电话具有极大的存储容量，以便存储与为实施本示教所必须执行的额外功能相关的软件和数据。实际上，它可以进一步发展用作心脏监控器，并且，如果心脏病开始发作，就适时向例如在医疗评估单元处的接收器提供警报，从而能够在早期阶段例如通过从医疗评估单元处的操作员向所关注的病人发出的电话呼叫，或者通过提醒急救部门，来采取治疗措施。

另外，信号处理器 18 也能够采用专用单元的形式，该专用单元可以采用的形式例如为移动电话、带电话功能的个人数字助理、或带有发射器和/或接收器功能的任何器件、或者具有收发器、微处理器、用于存储软件和数据存储器、电池或其它电源和时钟以及输入的设备标准件，所述输入用于配置数据和/或控制信号信息。它还可以包括移动电话相关单元，该单元除了具有一条或多条电话天线外还具有一个或多个信号接收器、发射器。

在图 7 所示的另一改造中，感应系统 22 将心脏信号信息传送到信号处理器 18，并且该信号处理器适于将心脏信息通过导线 44 传送或传播到医疗评估单元 32，而且医疗评估单元适于将信号配置信息通过导线 34 传送到所述信号处理器。然后，信号处理器 18 在产生所述信号信息时采纳配置信息。

在图 7A 更为详细示出的替换方案中，信号处理器 18 适于通过如医疗评估单元处的虚线所示的接收器 38 所指示的无线传输将所述心脏信息传送到所述医疗评估单元 32，并且，医疗评估单元 32 适于将所述配置信息通过发射器 36 无线传输到信号处理器 18 处的接收器 30。在这种情况下，接收器 30 和发射器 26 可形成一个收发器，接收器 38 和发射器 36 可形成第二收发器。而且，发射器 28 和接收器 27 也可被组合成收发器，并且所有收发器可被实现为移动电话或被实现为移动电话相关单元。

图 7B 示出了图 7A 中实施例的可能的进一步改造。在一种改造中，配置输入 20 如结合图 3A 所讨论的连接那样通过无线传输与信号处理器 18 通

讯，和/或，通过无线传输与医疗评估单元 32 通讯。例如，在配置输入 20 处的发射器 46 可与在信号处理器 18 处的接收器 30 通讯，和/或与医疗评估单元 32 处的接收器 38 通讯。另外，在信号处理器处的发射器 26 可将信息发送到在配置输入 20 处的接收器 38'。在配置输入处的接收器 38'能够可替换地或另外地通过由提供在医疗评估单元 32 处的发射器 36 而来的无线传输，接收来自医疗评估单元的信息。例如，医疗评估单元可以通过将新配置数据直接发送到信号处理器 18 或者通过配置输入 20 发送到该信号处理器，来重置施加到病人的刺激的参数，并且还能够将消息发送到配置输入 20，以便在病人观察或打开与配置输入 20 相关联的屏幕时告知他改变的参数。

进一步，图 7B 通过线 48 示出了信号处理器也可以通过导线连接到刺激信号发生器 24。如果存在多个刺激信号发生器 24，那么信号处理器 18 可以通过导线连接到一个或多个刺激信号发生器，而其它信号发生器可以通过导线互连，或者以无线方式彼此通讯。

在进一步的替换方案中，信号处理器可以与全部或一个刺激信号发生器 24 集成，并可以无线方式与每个刺激信号发生器 24 通讯。在这些情况中，即当信号处理器通过导线连接到一个或多个刺激发生器 24 或者与它们中的一个或多个集成时，信号处理器 18 被病人随身携带。这不成问题，因为信号处理器 18 可以造得非常小，并且只需要极小的功率来驱动它。通过与每个刺激信号发生器相关联的电池，就能够易于供给该功率。下文参照图 14A 和 14B 描述了刺激信号发生器如何能够用于每对有源电极 14 和无源电极 16，以及例如怎样能够与它们夹紧连接。完全可能且事实上很明智的是，将信号处理器 18 集成到其中一个刺激信号发生器 24 中，或者可能的话，具有集成到每个刺激信号发生器 24 中的信号处理器 18。这就可以针对每一对电极使用一个经济程度的标准集成元件（刺激信号发生器 + 信号处理器），因为在制造中仅需要一个标准器件。而且，因为每个刺激信号发生器具有自己的电池，因此使得单独的电池相对较小，而且所分配的重量对于病人而言不成问题。

另外，应该注意到，图 3A 的实施例也可以被改造成包括通过无线传输（优选地为如结合图 7B 所讨论的双向传输）与配置输入 20 和信号处理器 18 之一或全部进行通讯的医疗评估单元 32。

如上文所提，本发明的其中一个目的是改进刺激信号发生器的设计，从而将其造得更轻、更紧凑，并改进所使用的电池的工作寿命。对此的一种实现方式是避免大而重的变压器用于功率电路。

上述概念的理由如下：如果电池电压 V_o 较低并且功率电路处于给定最大刺激终端电压 V_{max} ，则变压器就会变得过大并且过重，因为变压器的比率必须增大以达到 V_{max} ， V_o 越大比率越小。示例如下：当 $V_o = 7.4V$ 且 $V_{max} = 45V$ 时，通过将输出电压从 5V 增大到 50V，可以使用例如 1:10 的标准变压器比率，从而允许 V_{max} 达到 45V 而不发生失真。如果 V_o 为 1.2V，则必须使用 1:50 的比率来将输出电压从 1.0V 增大到 50V，从而允许 V_{max} 达到 45V 而不发生失真。这种变压器将非常重。本发明所提供的基本解决方案是，使用图 8 所示的升压转换器。它包括电感器 50 “L”、二极管 52 “D”、电容器 54 “C”、切换元件 56 “So” 和升压控制器 58。在升压转换器的改进版中，使用图 9 所示的第二切换元件 60 “Soo”，其连接到电池电源 V_o ，并接地 GND。图 10 所示的完整电路进一步包括以所谓的 H 桥形式构建的切换器，其包括开关 S1、S2、S3、S4，并连接到两个输出（+ V_x 和 GND），以允许所期望的配电器被 H 桥控制器控制。在集成电路中，来自电池的电压 V_o 目前典型地等于 1.2V。

针对开关 So、Soo、S1、S2、S3 和 S4 可采用任何切换元件，例如电子模拟开关、晶体管、三端双向可控硅开关元件等等，无论哪一种均非常适于微集成以保持小尺寸。升压转换器如何能被切换，存在多种方式。下文中描述一种具体的示例。下文的描述作为优选示例显示了如何使用升压转换器将如图 11 的脉冲图所示的所期望的恒压信号、完全平衡的加/减信号实现施加到病人。

如任何心脏病专家所熟知的，在图 11A 中的图 11 的视图示出了典型的

e.c.g 迹线，其带有重复的信号元素 QRSTPQR...。迭加于在该迹线上并开始于 T 波终点处的；即，在图 11A 中的时间 QT 之后的，为包括第一串脉冲的刺激信号，所述第一串脉冲具有在图 11B 中以放大比例示出的该串中两个连续脉冲（它们可以代表所有脉冲）的持续时间 D。需要注意的是，图 11A 中脉冲的相对幅度处于不同比例。实际上，在间隔时间 D 期间刺激脉冲的幅度处于高达 ± 45 伏特的范围中，尽管 R 峰的峰值幅度处于毫伏量级。

图 11B 的视图示出了脉冲信号 V_p 如何作为时间函数而变化（所示的时间相对图 11A 比例放大）。图 11B 的脉冲为所谓的两阶段脉冲。也就是说，脉冲信号 V_p 经过相对陡峭的上升时间而从零增大到最大值，停留在峰值处的时间约等于 $W/2$ ，然后，急剧下降到最小值，在该处持续约等于 $W/2$ 的另一时间，接着，它返回零并在再次重复之前在时期 T_b 内保持处于该电平。因此，所期望的两阶段信号近似地为方波信号，其带有平衡幅度的正负成分，其中脉冲所具有的持续时间 W 短于脉冲间隔 T_b 。该信号导致病人的最小净电负载和最小净能耗，从而实现特定的肌肉收缩并将这种肌肉收缩保持一定时期，该时期实际上大于 D 并高达持续时间 D 的两倍到三倍。在申请 PCT/EP2004/012619(代理编号 C5148PWO)中描述了特别优选的激励信号。

为了使用图 8 的电路实现图 11B 的正恒压侧部（flank），切换元件 S_o 被升压控制器持续切换，从而如图 12 所示以小数字阶跃增大到所期望的最大电压 V ，所述阶跃作为其中一个参数由控制器设置到信号发生器，进而设置到升压控制器，以便在脉冲串组的持续时间 D 期间调整所期望的恒定输出电压 $+V_x$ ，参见图 11A 的脉冲图。为了达到此目的，升压控制器具有来与地“GND”相比为的正输出的电容器 C 的有效电压 V_c 的反馈，因此，它能够调节数值 V_x 变成并恒定停留在设置值 V_s 。升压控制器使用时钟（未示出）来开启和关闭处于高频的切换元件 S_o 。

初始时，H 桥控制器关闭开关 $S_2 + S_4$ （ $S_1 + S_3$ 开启）。有源和无源电极（14、16）连接到 GND，并且在病人处的 $V_p = 0V$ 。在所期望的时刻 T_d （2）处，控制器关闭开关 $S_3 + S_2$ （ $S_1 + S_4$ 开启）。结果， $+V_x$ 连接到病

人处的有源电极 14，GND 连接到病人处的无源电极 16。在电极之间流动有电流，该电流对应于实际主导电压差 V_p 以及人体的电阻和电容值。

因为开关 S_o 以升压控制器所确定的频率被持续关闭并打开以及关闭并打开，并且因为二极管 D 防止电流回流，因此在开关 S_o 每次开启时电容器被充电并且其电压增大，结果，病人处的电压 V_p 递增地增大 (3)，直到时间 T_x 之后设置的电压 V_s 等于电压 V_x ，因此现在病人处的电压已经变为 $V_p = +V_x$ (4)。电压梯度增加在时间上正比于 S_o 的切换频率，并且电压阶跃正比于所选择的阶跃。典型地，1MHz 升压控制器 58 例如可以以每伏特 20 个阶跃将电压从 0V 升压到 50V，每个要求在 1 毫秒的时间 T_x 中进行一个切换步骤 (50V 乘以 20 阶跃/V = 1000 阶跃；1000 阶跃除以 1,000,000 阶跃/秒 = 0.001 秒或 1 毫秒)。

切换元件 S_o 继续被切换，随着 $S_3 + S_2$ 被关闭 ($S_1 + S_4$ 开启)，从而对电容器再次充电，以补偿流向病人的电流。电压 $+V_x = V_p$ 被施加到病人的有源电极 14，并且相应的电流流动所期望的时间 T_w 。

为了在所期望的时刻 T_{w1} 处实现负恒压侧部 (5)，H 桥控制器即刻切换，并关闭 $S_1 + S_4$ (现在 $S_3 + S_2$ 开启)：现在，病人上的有源电极 14 连接到 GND，并且无源电极 16 变为 $-V_x$ ，因为电容器上的电压 V_c 不能跃变。现在，病人上的电压 V_p 为负电压 $-V_x$ ，并且现在相应的电流从无源电极流到有源电极。图 12 中通过虚线示出了升压转换器的输出处的电压 $+V_x$ 的这种反相。该视图示出了，升压转换器的输出总是停留在恒定电平 $+V_x$ ，不过它为 H 桥的切换，其使得病人处的有效 V_p 反相。升压控制器继续切换开关 S_o ，并且负电压 $-V_x$ 正被保持在病人上达第二时期 T_{w2} (6)。这就是如何通过相应地切换 H 桥而简单地产生相同的但是反相的 (负) 信号的过程。

在已经经过时期 T_{w2} 后，H 桥现在在点 (6) 处被切换，并且关闭 $S_2 + S_4$ ($S_1 + S_3$ 开启)。现在，无源和有源电极 16、14 现在再次连接到 GND，并且人体电容器被即刻放电，随着该过程，病人上的电压 V_p 马上降到零。

现在，可以停止 S_0 的切换而保存电池功率，或者它继续被切换，随着该过程，电容器保持电荷长达相当于时期 $T_b(7)$ 的中断。

在中断 $T_b(7)$ （所述中断正在被计算为将间隔时间 I 减去脉冲宽度 W （参见图 11B））的时期已经消逝后，H 桥控制器开关关闭开关 $S_3 + S_2$ （ $S_1 + S_4$ 开启）。现在，被充电的电容器能够即刻将正电压 $+V_x = V_p$ 向病人放电，并且重复上述导致正侧部和负侧部的过程。

随着 H 桥的上次切换关闭 $S_2 + S_4$ 而使得持续时间 D 的时期终止（8），进而有源和无源电极均被连接到 GND 和 $V_p = 0$ ，在此之后，由此停止切换，并且电容器可以通过关闭 $S_1 + S_2$ 而放电，以便直接对电容器放电，或者可替换地，电容器保持其电荷，直到下一次设置值 V_s 限定所述电压是否必须增大或减小。

因此对于下一串的脉冲而言，可以再次开始上述过程，以设计具有相同或不同幅度 A 的恒压信号。当电容器还未被放电时，它可以升压到新近期望的电平（变高或变低）。

使用这种升压转换器和 H 桥，任何信号可以被设计为输出处的时间函数。所述和所示的示例被简单地给出作为一种可能的示例。

现在将参照图 9 和 13 描述升压电容器及其操作的优选实施例。

如上所述，图 9 所示的实施例包括与图 8 相比是额外的切换元件 S_{00} ，并且在需要时，升压控制器提供该切换元件 S_{00} ，并且也对切换元件 S_{00} 进行切换。

上述设置的工作理论上与参照图 8 的实施例所述的方式相同，不同之处在于，为了实现针对第一时间的正侧部，正升压转换器的开关 S_{00} 被开启，这意味着，所设计的增大到 V_x 的电压的正侧部不能被传送到有源电极 14，并且构建的电压 V_x 被存储在电容器中。在所期望的时间 $T_{d2}(9)$ 处， S_{00} 被关闭，并且所存储的电压 V_x 被即刻传送到有源电极，而不会出现与设计相关的延迟 T_x 。在电容器中所期望的电压 $+V_x$ 的构建必须早于时间 $T_d - T_x$ 而进行，以允许全电压 V_x 的即刻传送。

其它所有步骤保持与参照图 8 和 12 所述的相同。

也就是说，需要采取一些措施将切换元件 S_{00} 集成到微集成电路中，不过存在该过程如何进行的方式。虽然图 13 的视图是理想化的，不过可以接受仅使用图 12 的设置作为可接受的折衷方案。

如上文所述，优选地提供多个成对的有源/无源电极 14、16，并且每对有源/无源电极 14、16 具有其自身的刺激信号发生器 24 或功率电路 24，从而在此可以参照多功率电路。多功率电路中的每个功率电路被直接放置到相应的一对有源和无源电极上，以彼此接近的方式放置到病人皮肤上，从而避免了在功率电路单元和电极之间连线的需要。每个电极的一个端子用于连接和携带相应的功率电路单元，进而保持最少连线。每个刺激信号发生器 24 装配以切换元件，以形成所谓的 H 桥， $S_1 - S_4$ 和一个升压转换器由设计电压 V_0 的电池所激励，如上文参照图 8 或图 9 所述的那样。

刺激信号发生器接收信息的三个不同片段。首先，它接收

A) 延迟信息，即，当功率电路必须相对心跳进行刺激时的确切时刻，刺激信号发生器从信号处理器 18 经信号处理器的发射器 26 和刺激信号发生器的接收器 (RX) 27 接收延迟信息

B) 参数，即来自数据存储 60 的单串或多串的刺激包的幅度、频率、持续时间、信号宽度的组合，数据存储 60 中存储了这些参数。通过接收器 RX 接收这些参数，而无论何时从信号处理器 18 通过无线通讯发送对应的新参数。如果延迟信息保持基本恒定并且可以根据需要从信号处理器 18 更新（例如取决于病人心率），则延迟信息也可以存储在存储器或数据存储 60 中。

C) 升压控制器 58，具有时钟（未示出），其以这样的方式控制信号发生器和 H 桥控制器 64，使得它们能够在正确的延迟时间传送所需要的带有存储参数的信号。

因此，接收器 RX 27 从信号处理器 18 的发射器 26 接收寻址（编码）无线信息：

- 针对每次心跳的正确延迟
- 无论在何时已经改变的参数，和
- 睡眠和苏醒信息，以便在不需要之时使信号发生器进入睡眠状态，从而节省电池功率

刺激信号发生器 24 优选包括发射器 TX（它可以是发射器 28 或可以是分离的发射器），其能够向信号处理器提供反馈信息（例如，通过接收器 30），例如：

- 关于刺激信号发生器处于睡眠状态还是苏醒状态（准备接收参数）的信息
- 已经接收并存储参数改变的确认
- 关于剩余电池容量等等的信息

每个功率电路单元（刺激信号发生器 24）自身具有无线通讯装置（天线），其针对 RX 和 TX（例如 27、28）所共有或者分开，这取决于无线通讯的方式。

现在转向图 14A 和 14B，可以看见存在一对有源和无源电极 14、16，它们设置有端子 70、72，端子 70、72 上夹持有相应的刺激信号发生器 24，使得该发生器与两个端子 70、72 电接触。刺激信号发生器 24 例如能够如图 10 所示而设计，并且自身可具有天线 74，其可以仅仅是如图 10 所示的接收器天线 27，或者是也为图 10 中所示出的用于组合的接收器/发射器 27、28 的天线。

现在转向图 15，可以看见存在四对有源和无源电极 14'、16'；14''、16''；14'''、16'''；14''''、16''''，每一对均设置有相应的刺激信号发生器 24'，24''；24'''，24''''。每个刺激信号发生器 24 自身并不提供以天线 74，该天线可以是接收器天线或收发器天线，不过，每个刺激信号发生器可连接到在此所图示为移动电话形式的收发器 76，并且实际上通过导线 78'，78''，78'''，78'''' 连接。同样地，如果以这种方式使用移动电话，它可以连接到 ECG 电极 21'、21''、21'''，或者连接到其它任何合适的感应系统。进一步，在这种情况下

下的连接采用的是导线 80'、80"、80'''。因为导线 78'、78"、78'''、78'''' 和 80'、80"、80''' 是可选的，因此它们被示为虚线。因为所使用的导线可以非常之轻，因此它们并不给病人造成明显的不便。

现在，图 16A 和 16B 图示了如何向成对的有源和无源电极供给能量。注意到，图 16B 涉及信道 1、2、3 和 4，它们关联到图 15 中的四个电极对 14'、16'；14"、16"；14'''、16'''；14''''、16'''' 以及相关联的刺激信号发生器 24'、24"；24'''。

信道 5、6、7 和 8 是额外可选的，它们能够关联到另外四对有源/无源电极，它们带有相关联的刺激信号发生器（未示出）。如 PCT 申请 PCT/EP2004/012618（代理编号 C5147PWO）中所述，这类系统可用来改进向身体不同区域的血液流动，或用来改进来自身体不同区域的淋巴液流动。为了实现这种流动，有必要使在一组信道 5-8 中的电刺激信号与信道 1-4 中的刺激信号存在偏移。在这里不对此进行进一步解释，因为此概念在上文所提的 PCT 申请中得到详细描述和申明。

在图 16B 顶部的 ECG 迹线的示意图示出了对应四次心跳的四个 R-R 峰，并且从该视图能够看出，第一电刺激信号 D'（对应于图 11A 中的 D）在第一心跳期间通过信道 1 施加到第一电极对 14'、16'。然后，第二串电刺激脉冲 D'' 在随后的第二心跳期间通过信道 2 施加到电极对 14"、16"。在第三心跳期间，另一串电刺激脉冲 D''' 通过信道 3 施加到第三对电极 14'''、16'''，并且在第四心跳期间，又一串电刺激脉冲 D'''' 通过信道 4 施加到第四对电极 14''''、16''''。在第五心跳（未示出）期间，对应于 D' 的再一串电刺激脉冲再次通过信道 1 施加到第一对电极 14'、16'，以此类推。

图 16A 再次图示了信道 1-5 和信道 5-8 这两个信道组之间的偏移，并且从图 16A 中可以看出，刺激信号施加到肌肉群 1，例如与电极对 14'、16' 配合的肌肉群，该刺激信号具有的持续时间明显短于其所产生的肌肉收缩。

在图 11A 中以及在图 16A 和 16B 中，示出了一种相对直接的方法来进行

行肌肉刺激，其包括五个单独的两阶段脉冲 D。在图 17A 中再次图示了这五个单独的两阶段脉冲，并结合了以伏特为单位的两阶段脉冲的幅度和以毫秒示出的持续时间所对应的可能值。

不过，可以在初始的刺激脉冲组 D 之后使用额外的刺激脉冲，以便延长肌肉收缩而又将针对病人的电输入最小化，这既有益于病人，又有益于包含于刺激信号发生器中的电池的寿命。

在图 17B 所示的方案中，第一组脉冲 D 所紧接着的是单独脉冲 E、F，在该示例中，单独脉冲 E、F 为单一两阶段脉冲，它们与单独的两阶段脉冲组 D 相同，不过具有脉冲之间更大的脉冲间隔。实际操作中，可以存在更多的诸如 E 和 F 的单独脉冲。另外，这类刺激方案可以进行大量变化，这些变化在专利申请 PCT/EP2004/012619 (代理编号 C5148PWO) 中得到更为详细的描述。在此将不对它们进行详细讨论。

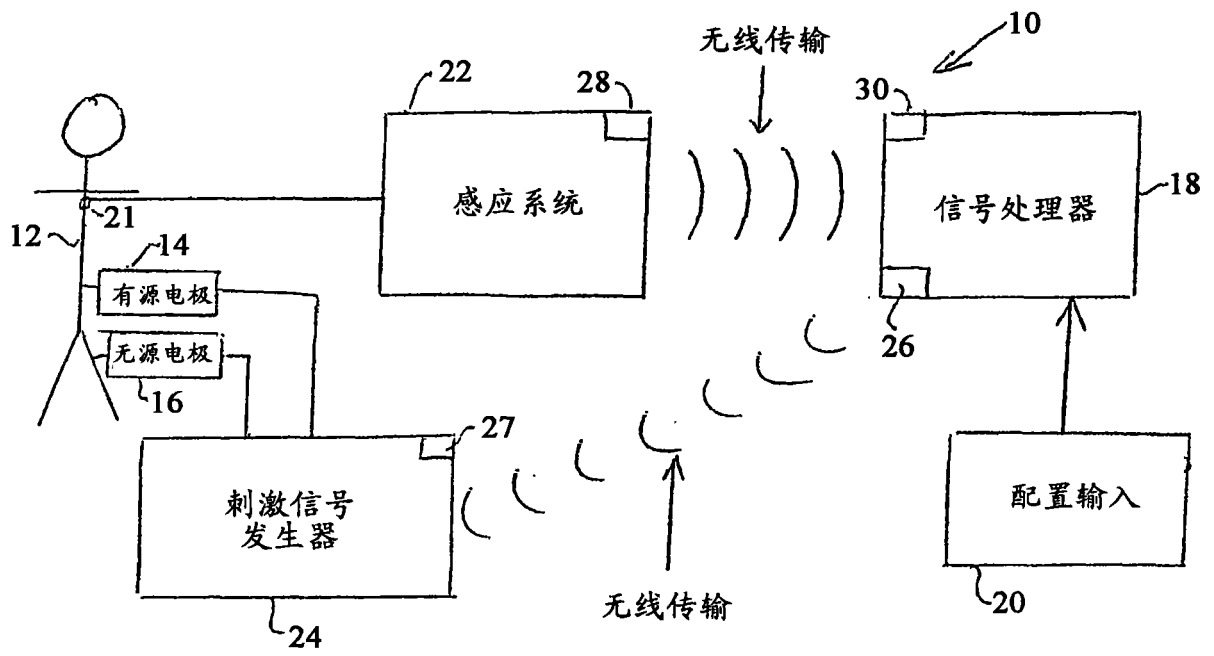


图 1

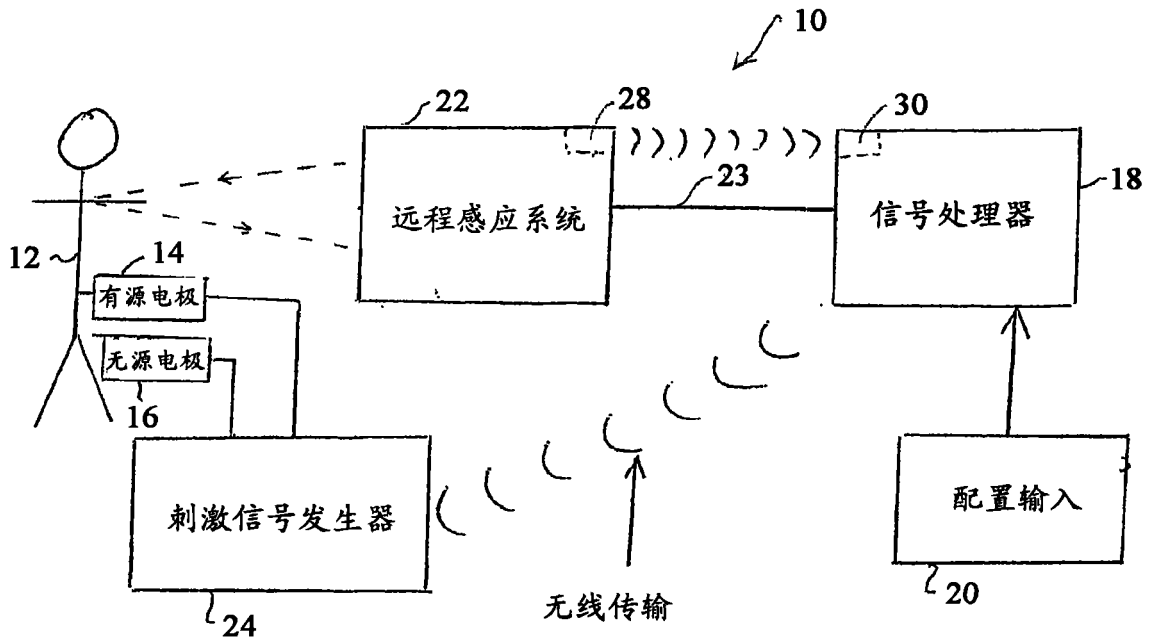


图 2

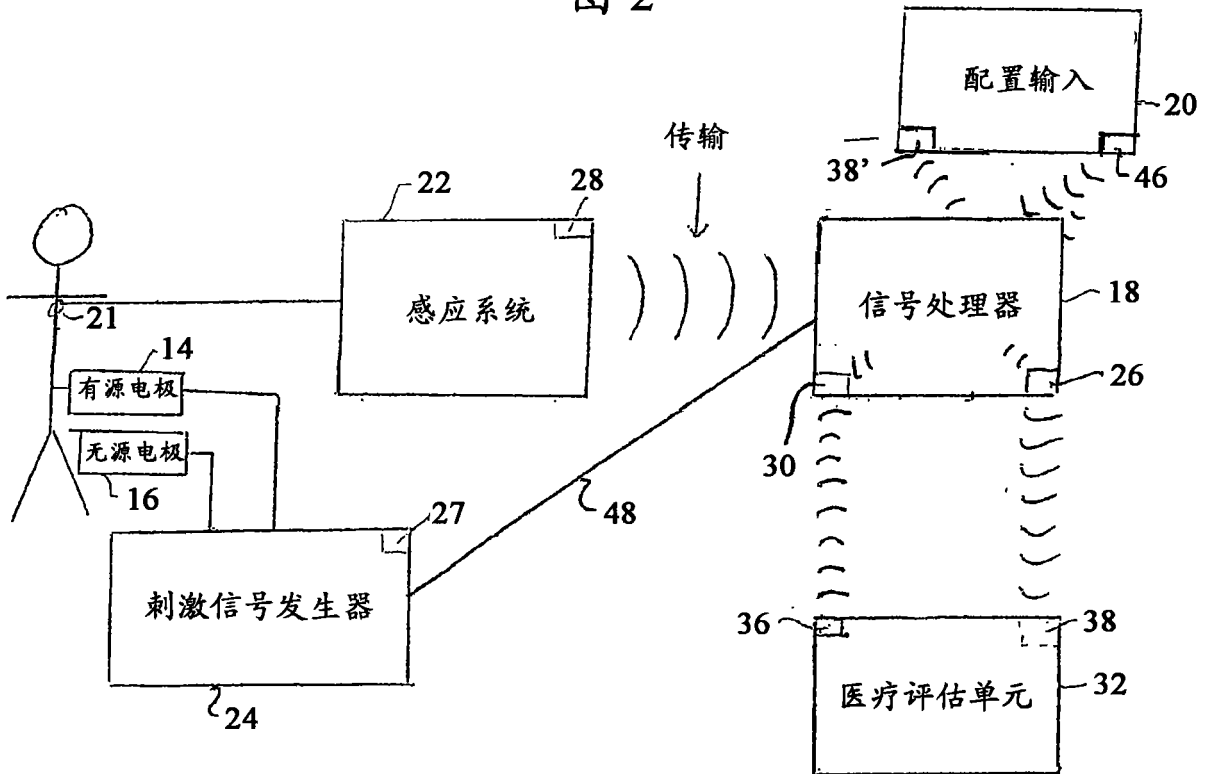


图 7B

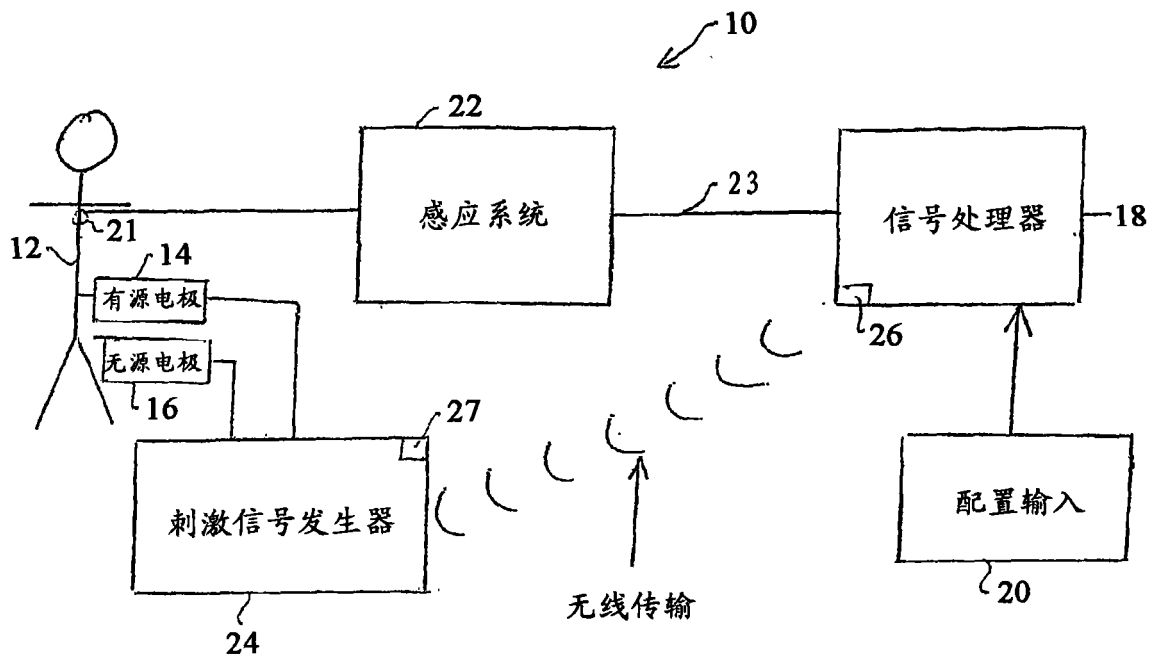


图 3

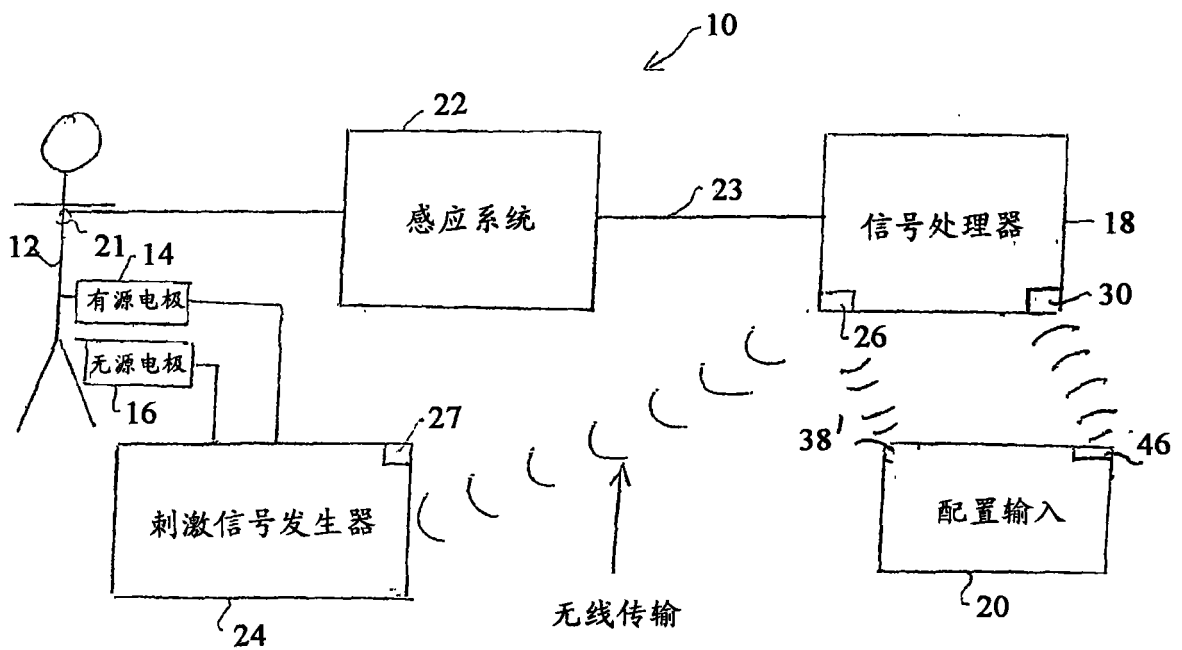


图 3A

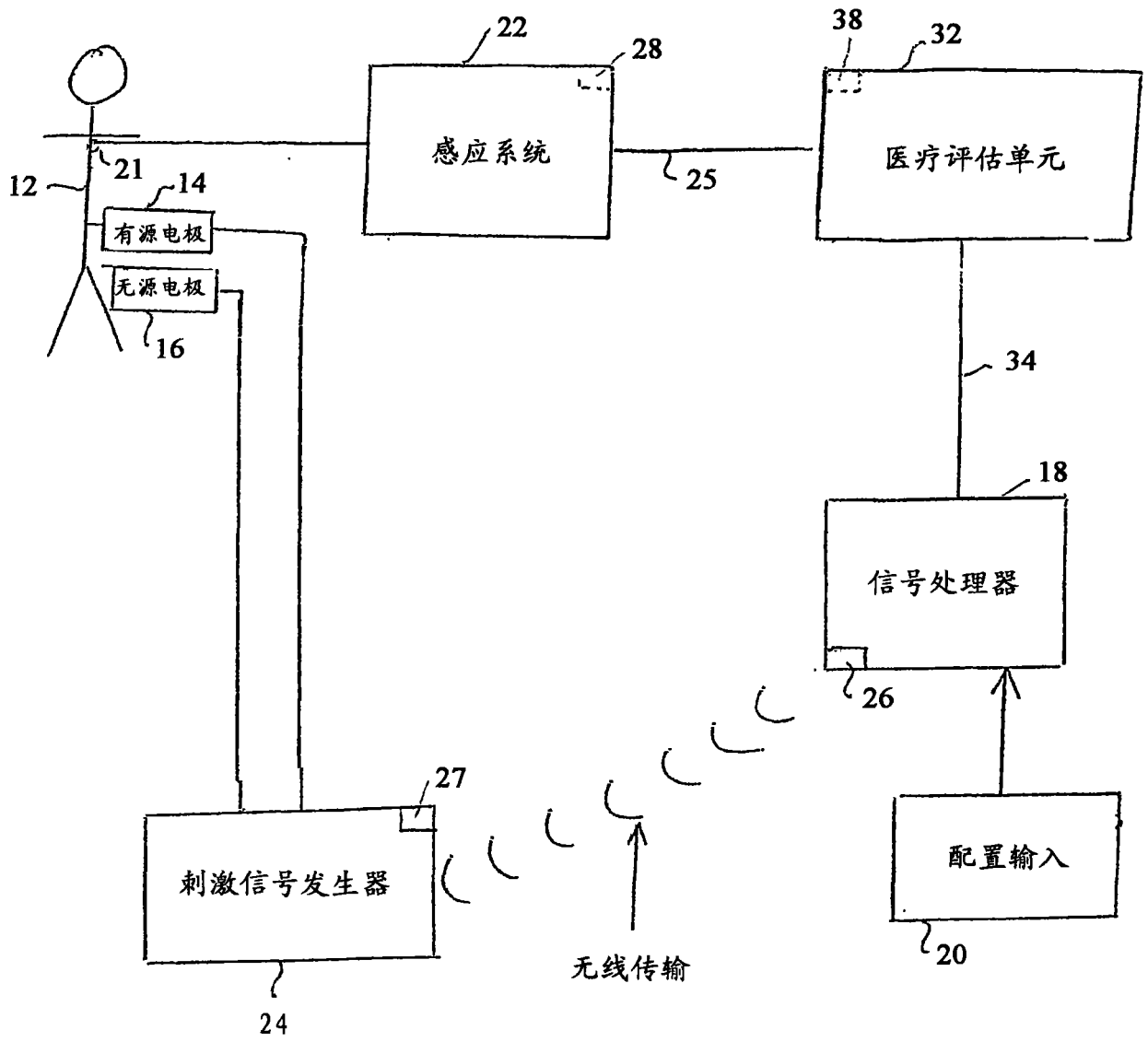


图 4

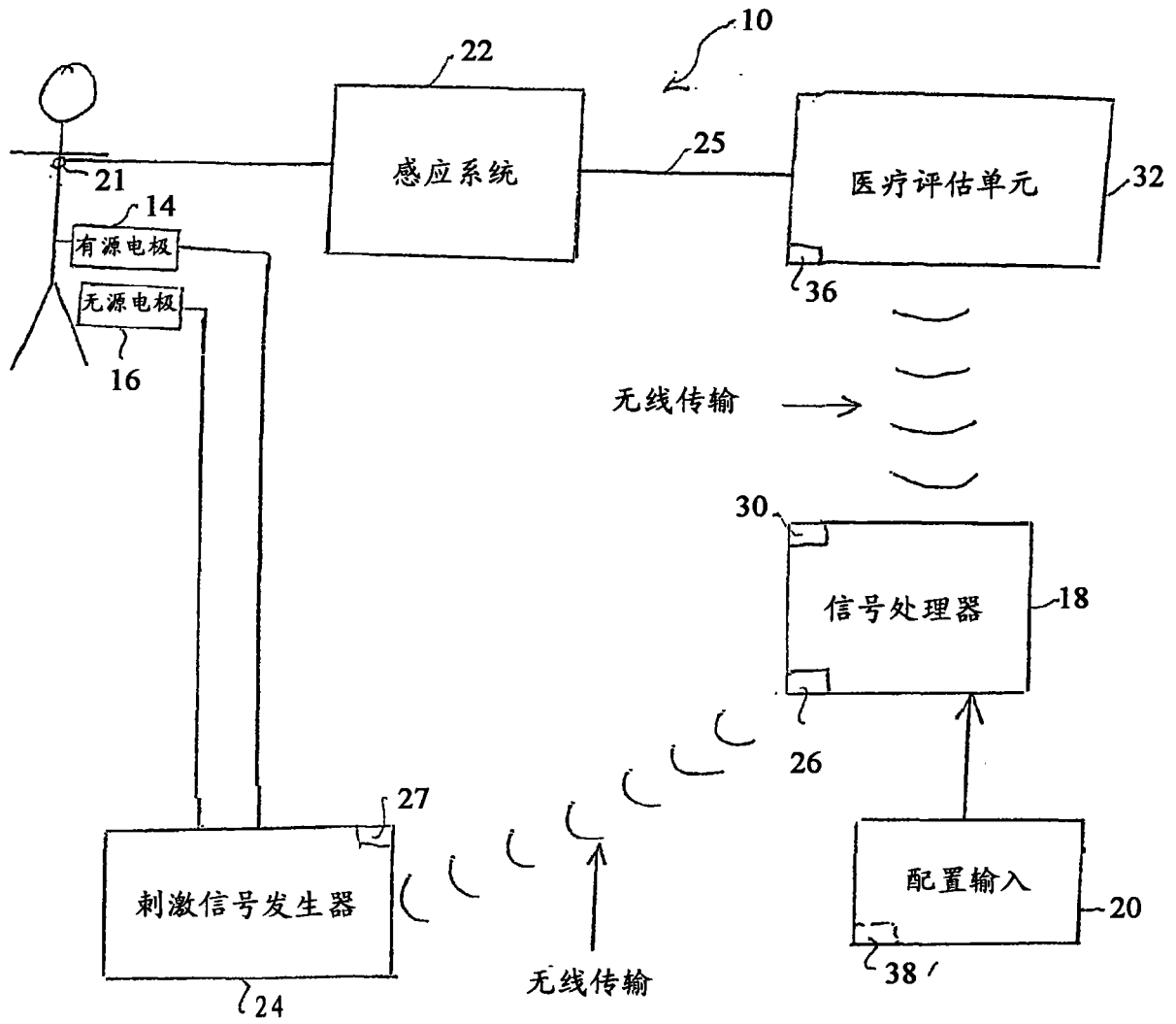


图 5

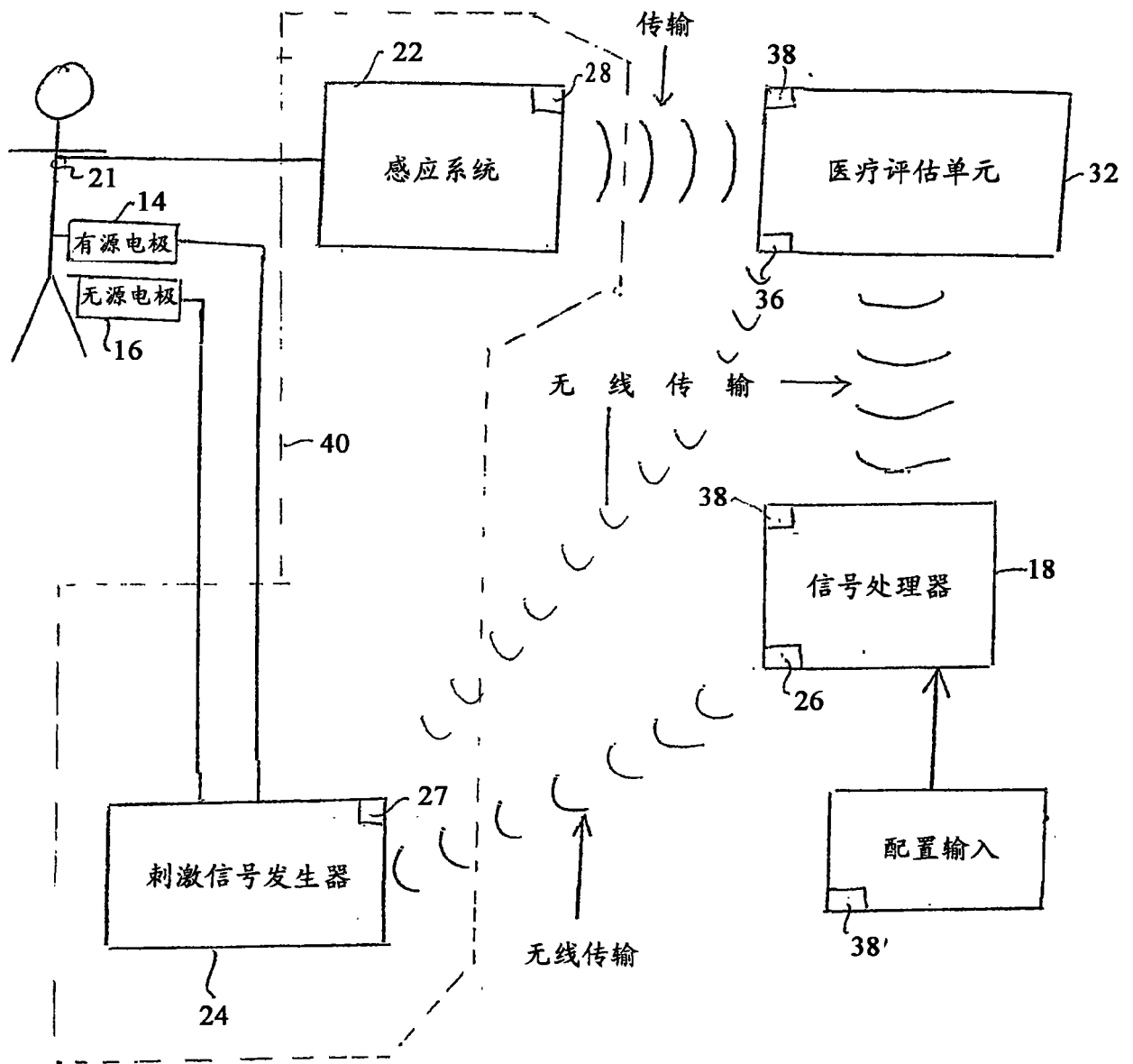


图 6

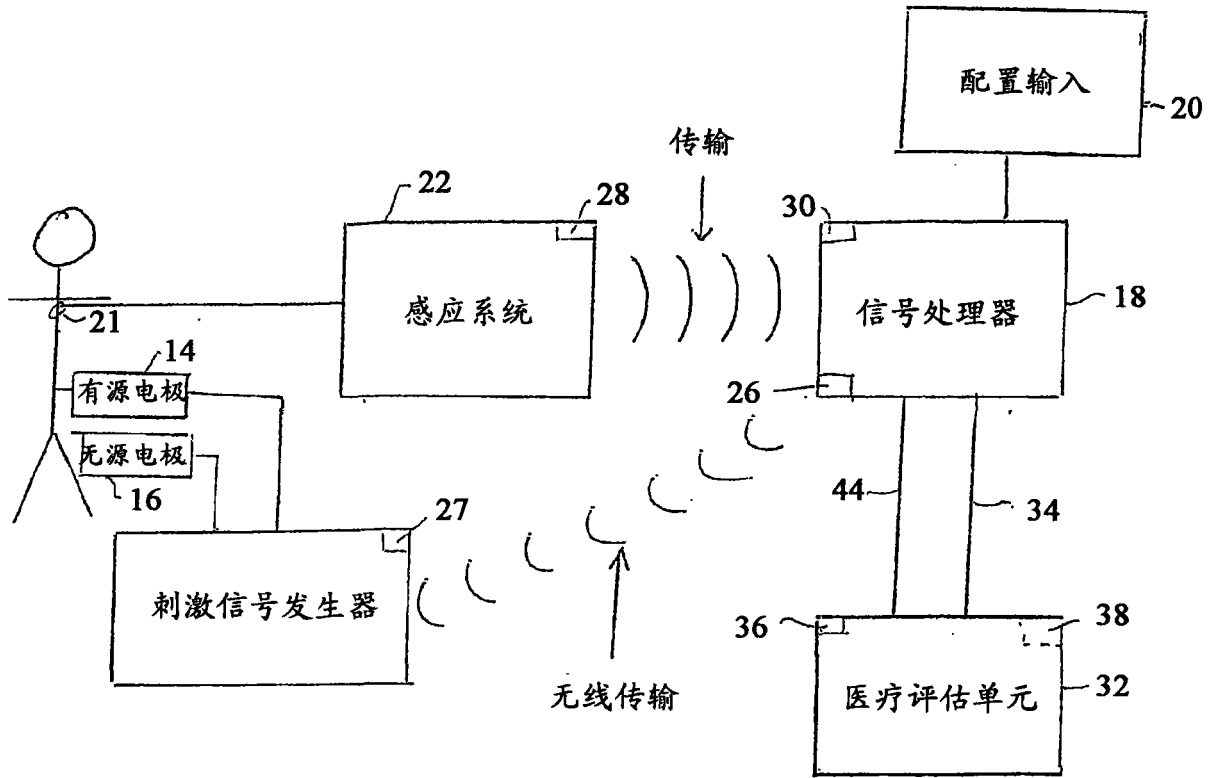


图 7

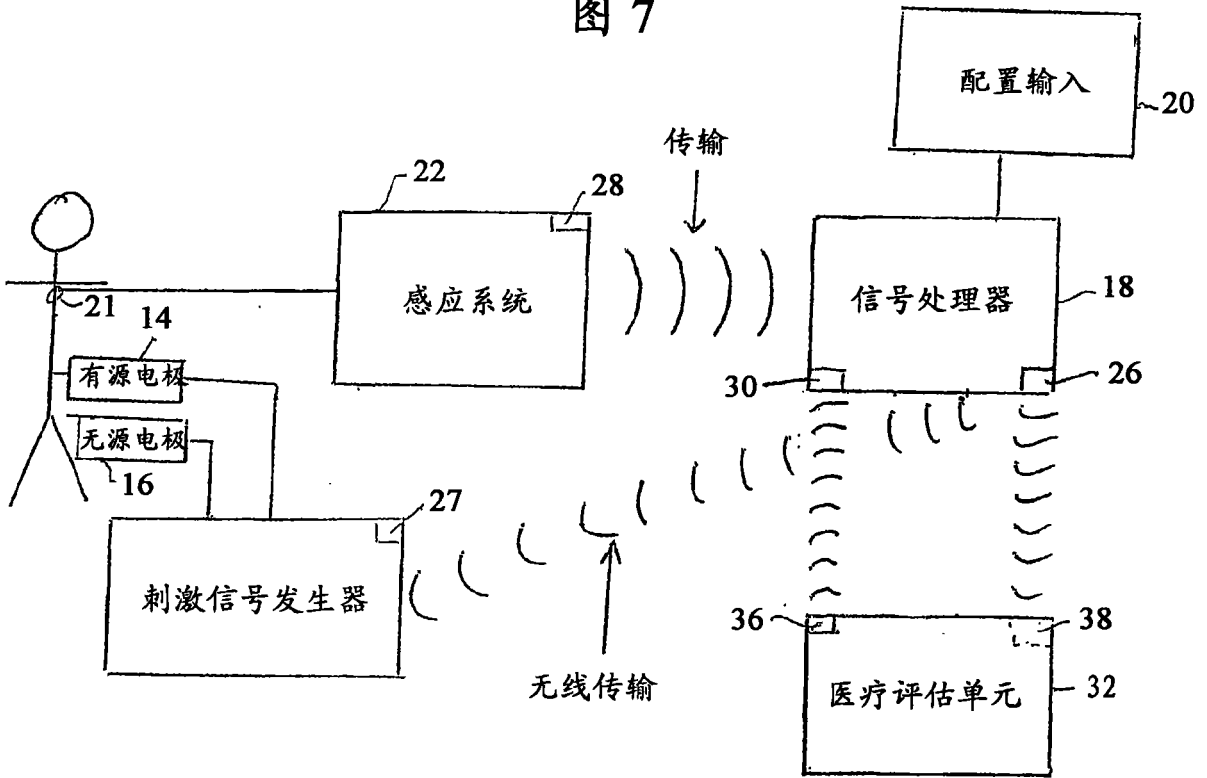


图 7A

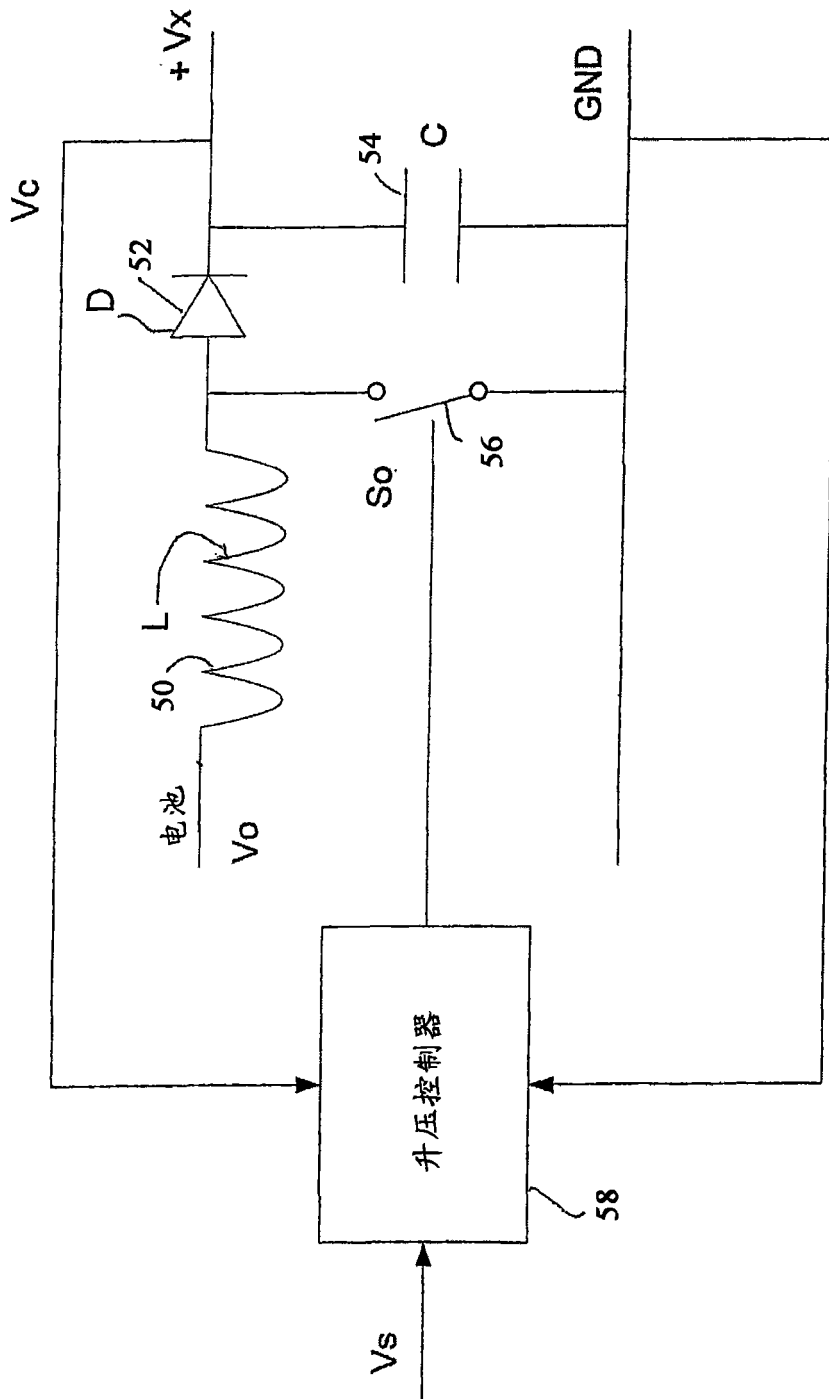


图 8

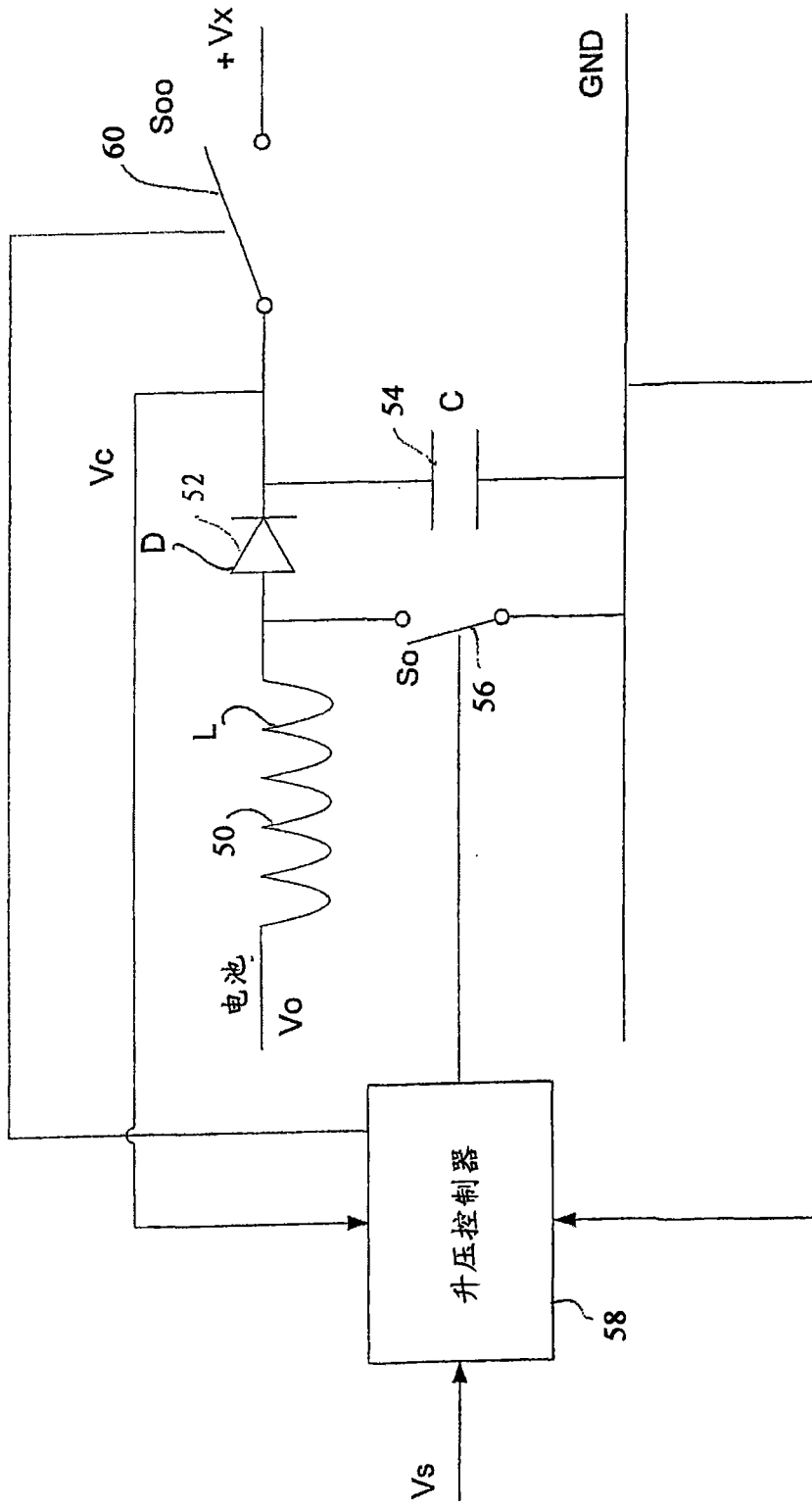


图 9

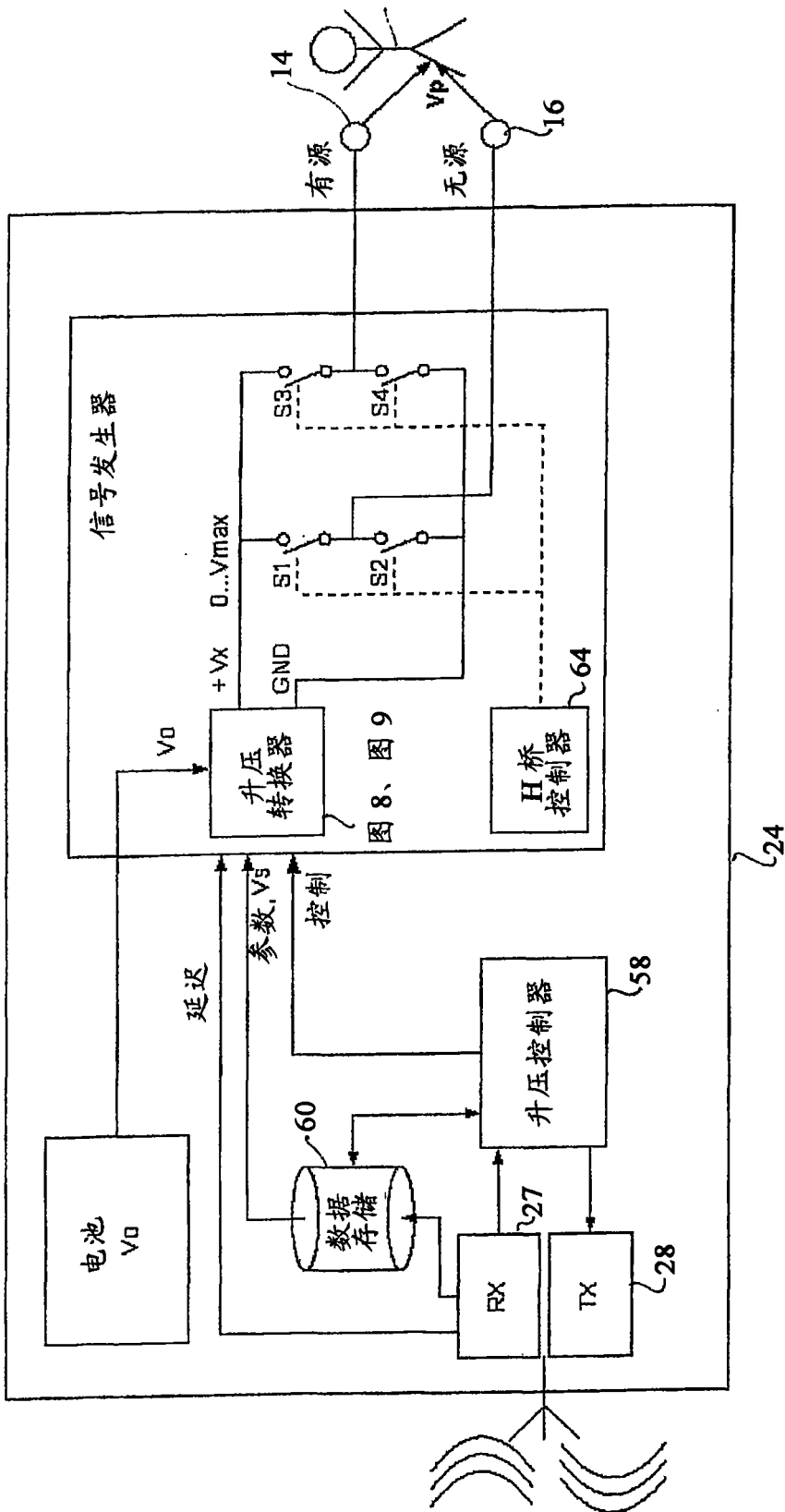


图 10

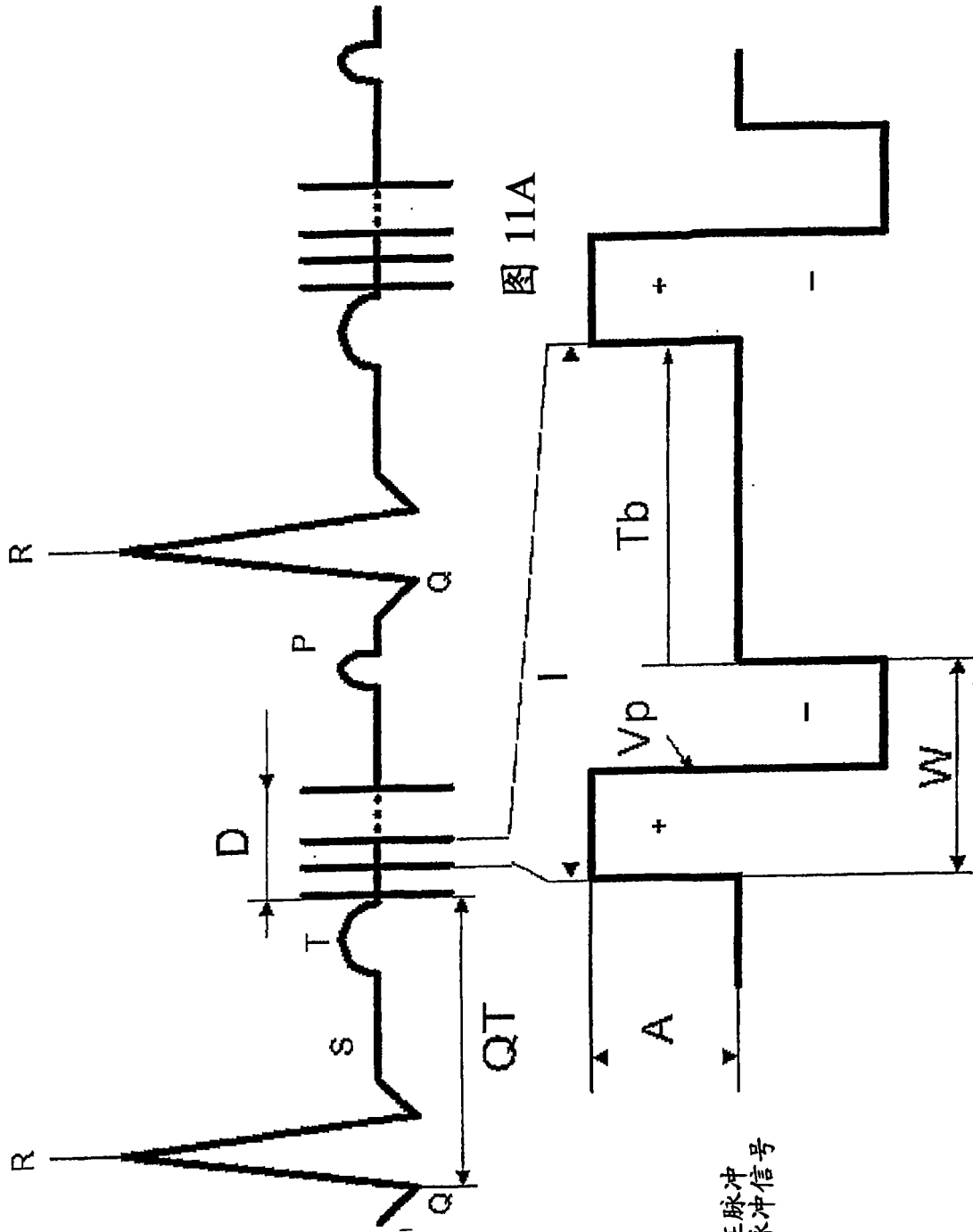


图 11A

图 11B

以时间函数表示的在脉冲串中向病人传送的脉冲信号

QT = 延迟

A = 幅度

W = 脉冲宽度

I = 间隔

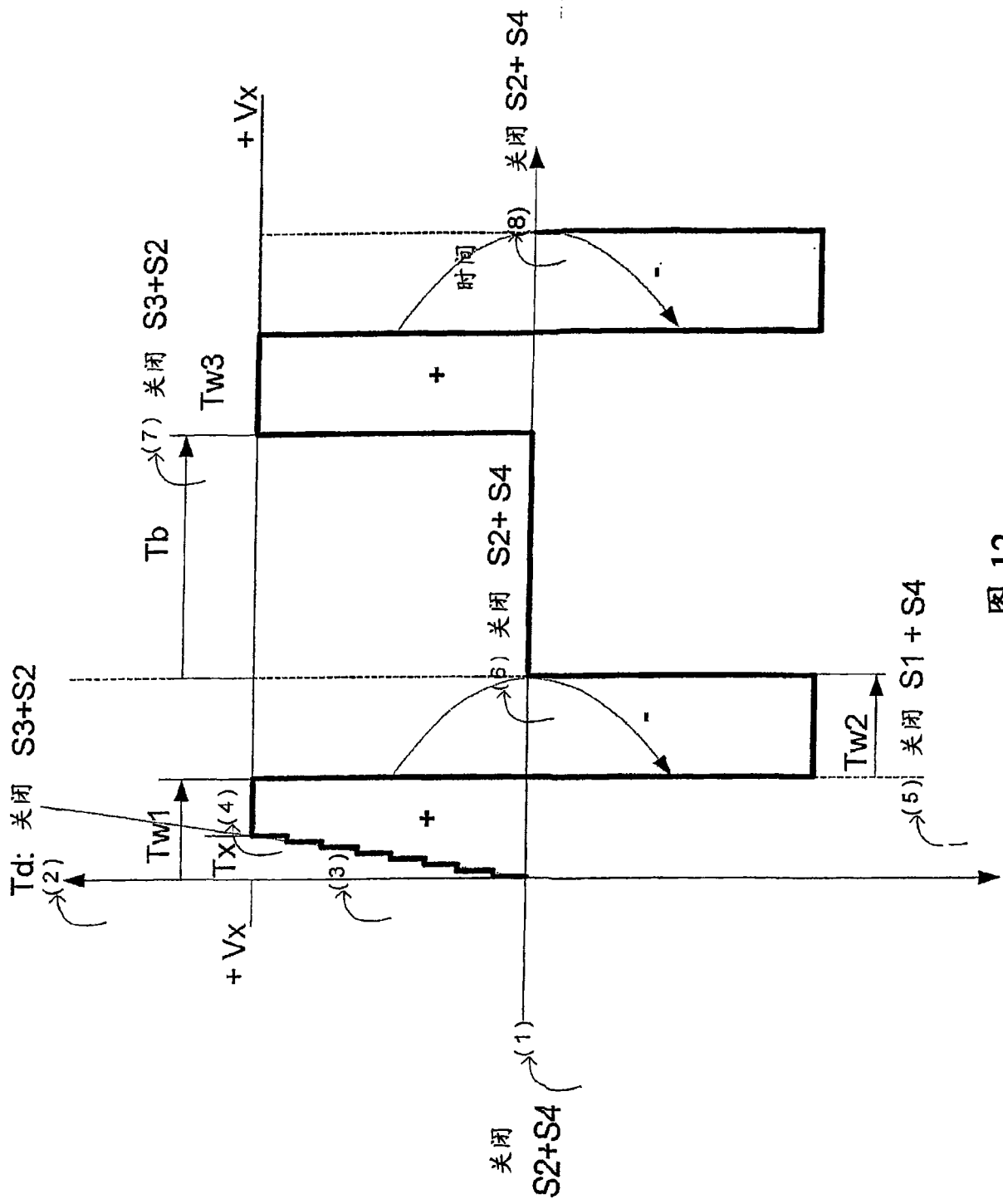


图 12

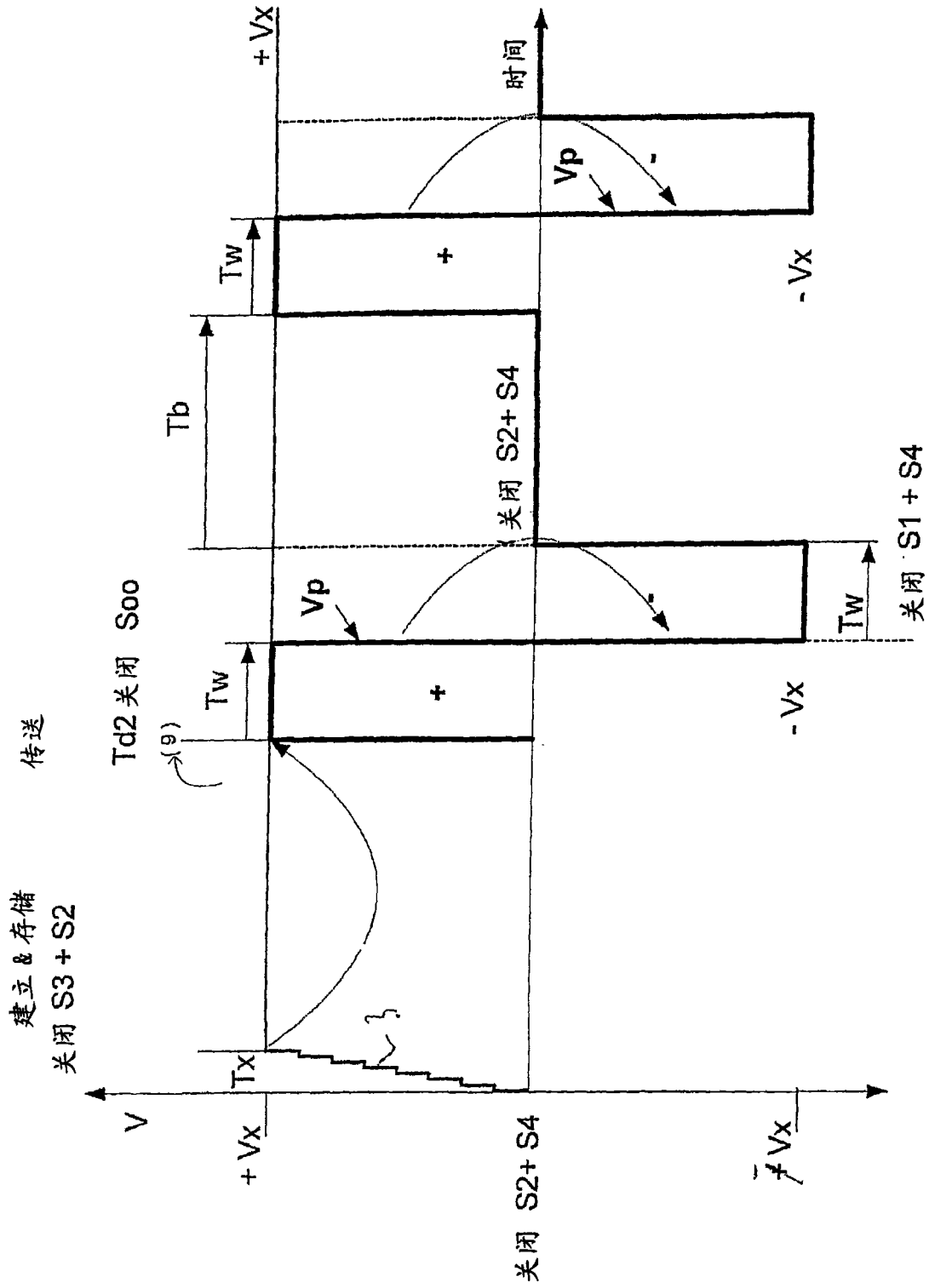


图 13

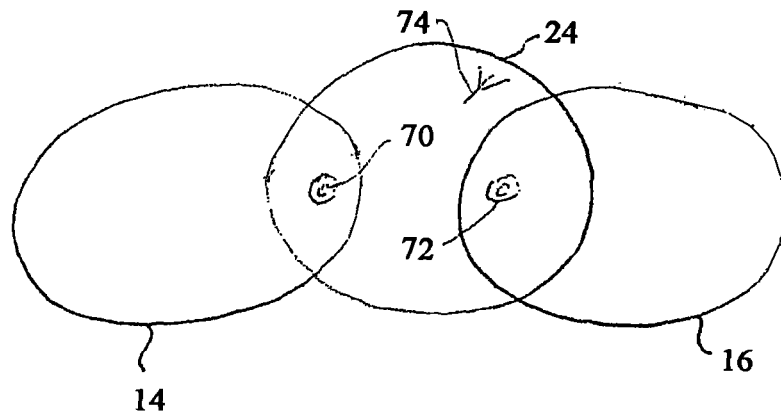


图 14A

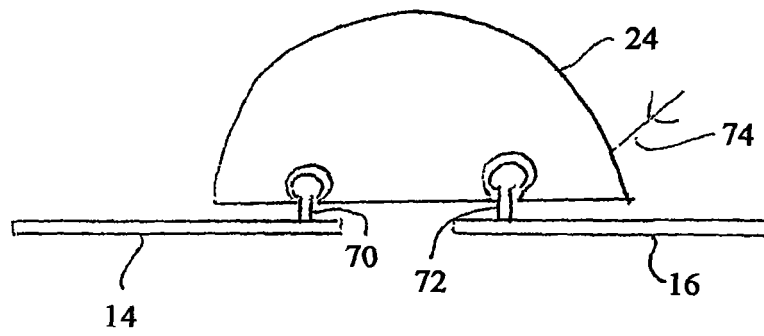


图 14B

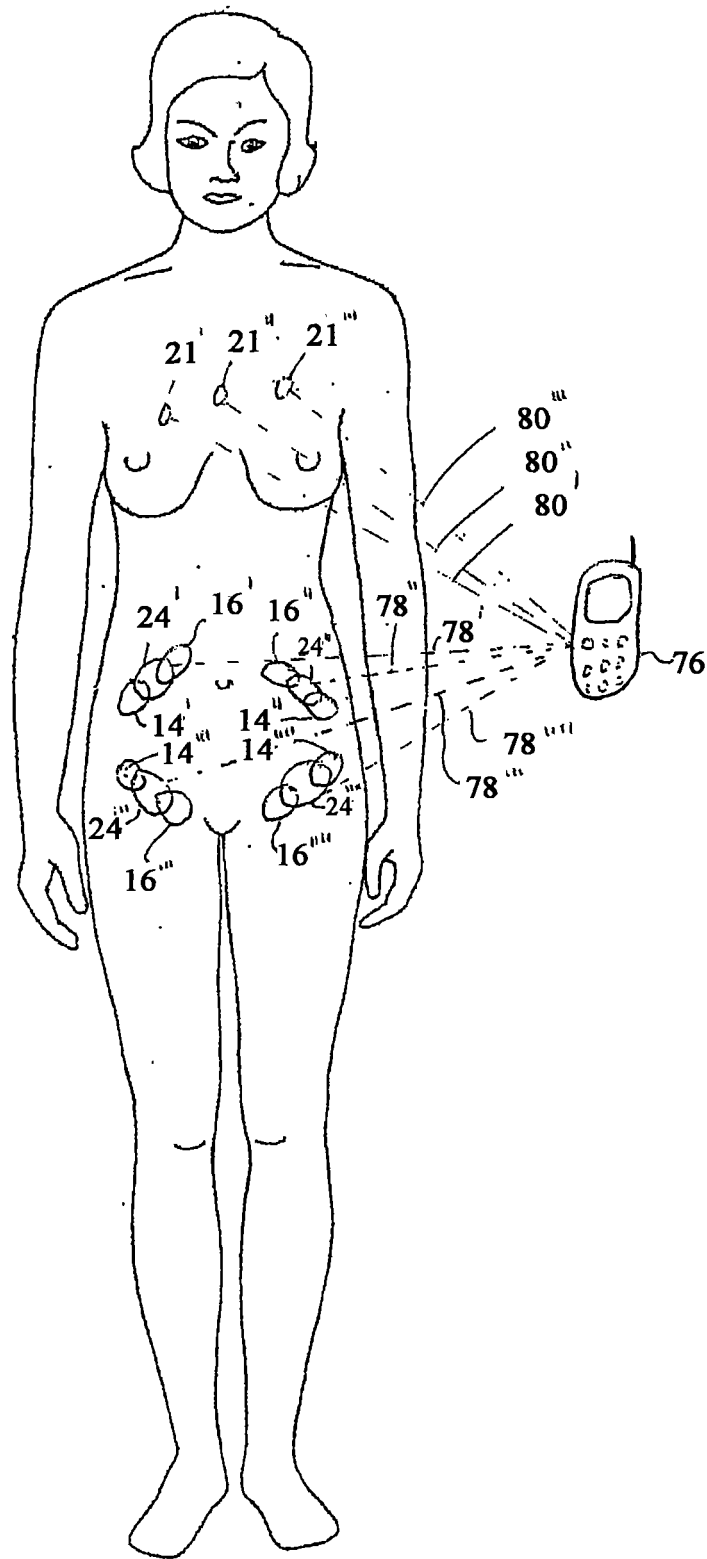


图 15

在同一电极上与信道组 A 和 B 之间的偏移

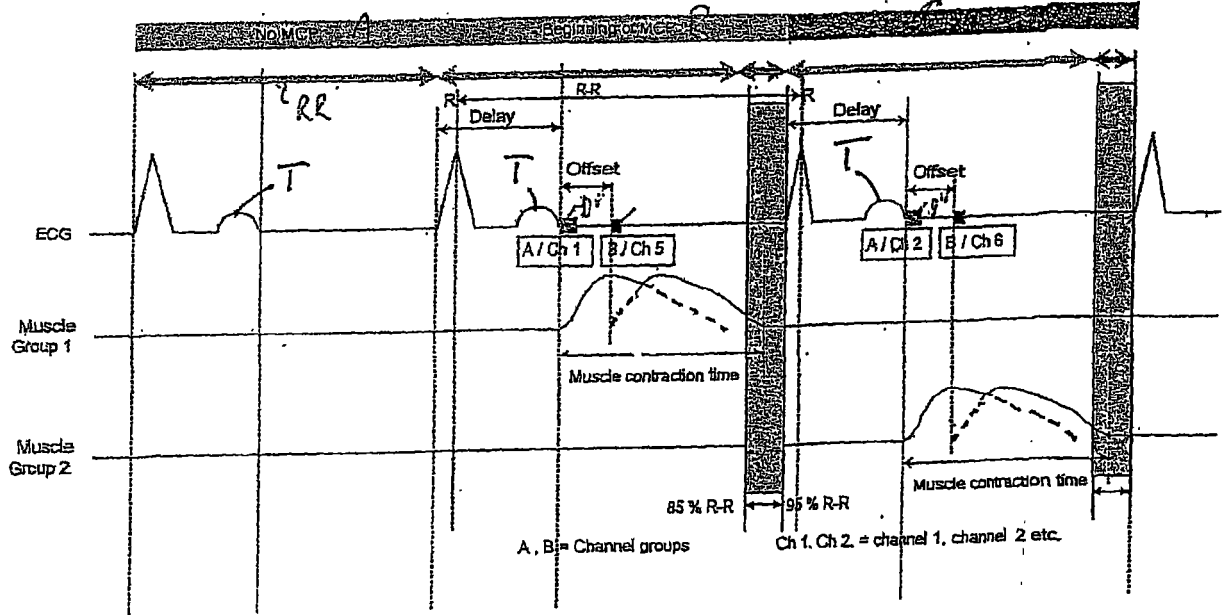


图 16A

带偏移的多信道组

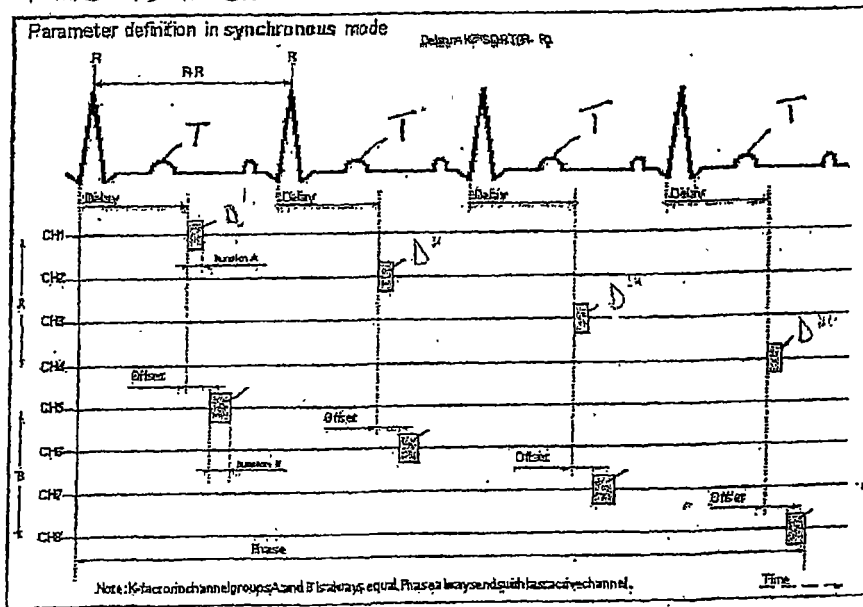
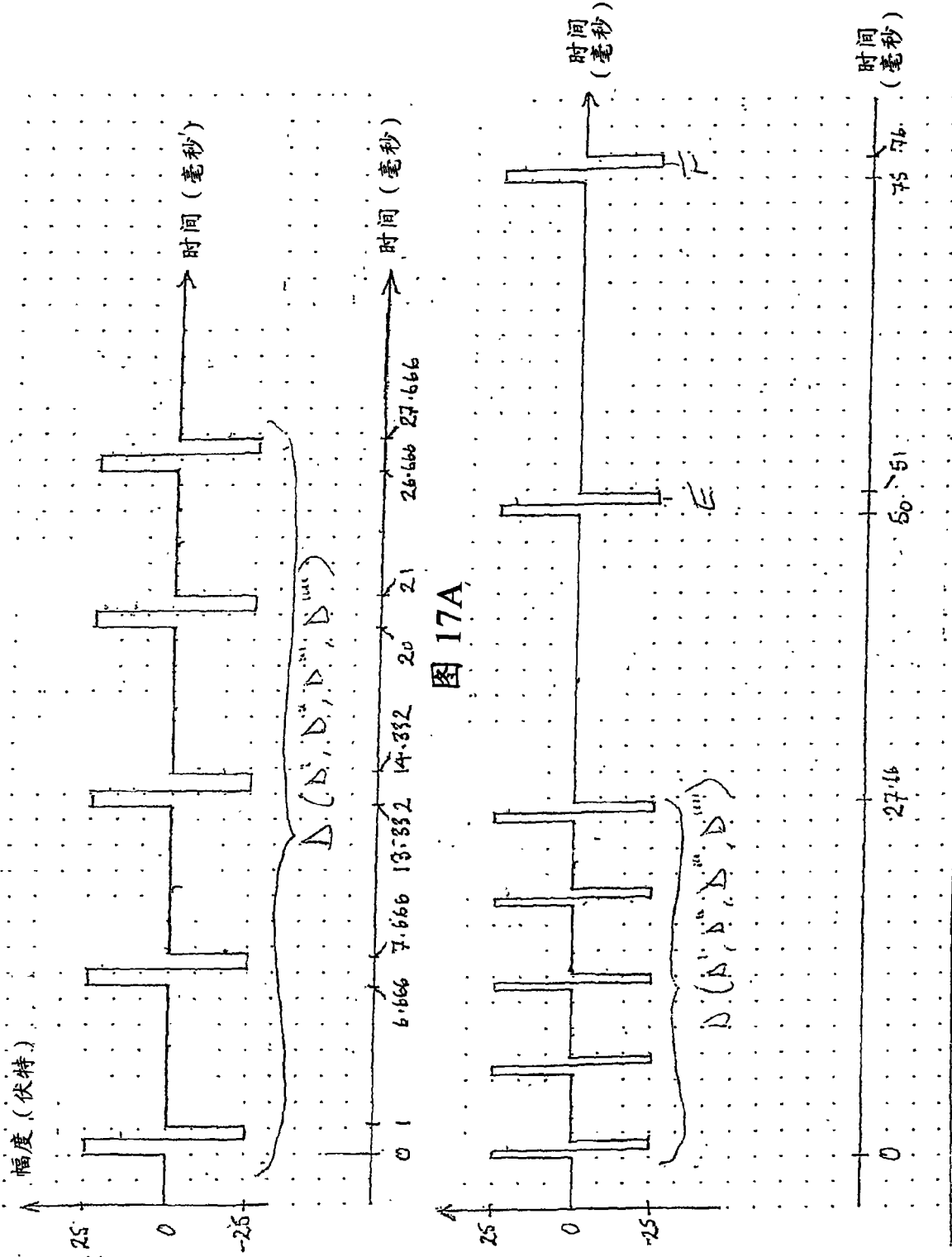


图 16B



专利名称(译)	用于骨骼肌或平滑肌的心脏同步刺激的装置和方法		
公开(公告)号	CN101084039A	公开(公告)日	2007-12-05
申请号	CN200580039147.0	申请日	2005-08-31
[标]发明人	克里斯蒂安斯图尔辛格 拉里拉帕纳什维利 托马斯齐默曼 阿明埃格利 克里斯蒂安皮古埃特 让菲利克斯佩罗托		
发明人	克里斯蒂安·斯图尔辛格 拉里·拉帕纳什维利 托马斯·齐默曼 阿明·埃格利 克里斯蒂安·皮古埃特 让·菲利克斯·佩罗托		
IPC分类号	A61N1/36 A61B5/00 G06F19/00		
CPC分类号	G06F19/3481 A61N1/36003 A61B5/0456 A61N1/36014 A61B5/0006 A61B5/7232 A61B5/0245 A61N1/36031 A61N1/36034 G16H20/30 G16H40/67 A61N1/37217		
代理人(译)	朱登河		
优先权	2004027227 2004-11-16 EP		
其他公开文献	CN101084039B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种装置，其用于针对具有心脏和心血管系统的病人采用反搏模式对骨骼肌或平滑肌但不包括心肌进行心脏同步刺激。所述装置包括：至少一个有源电极(14)和至少一个无源电极(16)，它们适于连接到所述病人；信号处理器(18)，其具有相关联的配置输入(20)，用来至少改变与反搏模式刺激相关联的时间延迟；感应系统(22)，用于感应与病人心脏的性能相关的信息，并用于将信息信号传送到所述信号处理器，所述信号处理器适于产生与刺激信号相关的控制信号信息，所述刺激信号以反搏模式被施加到所述至少一个有源电极(14)；与所述有源电极相关联的刺激信号发生器(24)，用于产生刺激信号；无线传输装置(26、27)，用于将所述控制信号信息从所述信号处理器传送到所述刺激信号发生器，由此所述刺激信号发生器根据所述控制信号信息以反搏模式将刺激信号施加到所述有源电极。

