[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61N 1/39
A61B 5/0456

[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00806005.3

[45] 授权公告日 2004 年 6 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 1155426C

[22] 申请日 2000.2.8 [21] 申请号 00806005.3
[30] 优先权
[32] 1999. 2. 8 [33] IE [31] S990090
[86] 国际申请 PCT/IB2000/000205 2000.2.8
[87] 国际公布 WO2000/047279 英 2000.8.17
[85] 进入国家阶段日期 2001.10.8
[71] 专利权人 哈特辛技术有限公司
地址 英国贝尔法斯特
[72] 发明人 詹姆斯·爱伦
强尼·休斯顿·安德森
审查员 刘 栩

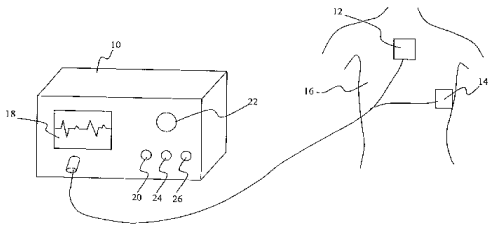
[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所
代理人 李 玲

权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 15 页

[54] 发明名称 确定病人何时对除颤敏感的装置

[57] 摘要

一种确定病人何时对除颤敏感的装置，包括多个电极(12，14)，用于获得病人的 ECG 信号，以及数据处理装置(30，42)，用于确定 ECG 信号的一个区域，这里信号从第一阈值到第二阈值，后者与第一阈值在幅度上至少相等而极性相反，同时信号的梯度保持在特定范围内，检测 ECG 信号峰值之后的下一个信号，以及在作这种检测时提供输出信号。



ISSN1008-4274

1.一种确定病人何时对除颤敏感的装置，该系统包括多个电极，用于获得病人的心电图信号，以及数据处理装置，用于(a)确定心电图信号的一个区域，这里信号从第一阈值到第二阈值，后者与第一阈值在幅度上至少相等而极性相反，同时信号的梯度保持在特定范围内，(b)检测心电图信号峰值之后的下一个信号，以及(c)在作这种检测时提供输出信号。

2.如权利要求1所述的装置，其特征在于：第一阈值是负阈值，而第二阈值是正阈值。

3.如权利要求1所述的装置，其特征在于：第一阈值是正阈值，而第二阈值是负阈值。

4. 一种如权利要求1，2,或3所述的装置，其特征在于，所述电极亦用作除颤电极；所述输出信号用于触发在除颤电极上施加除颤电压。

5.如权利要求4所述的装置的除颤器，其特征在于：提供心电图信号的电极也是除颤电极。

6.如权利要求4或5所述的除颤器，其特征在于：除颤电压是n相被截指数电压，这里n大于1。

7.如权利要求6所述的除颤器，其特征在于：除颤电压是双相被截指数电压。

确定病人何时对除颤敏感的装置

技术领域

本发明涉及确定病人何时对除颤敏感的装置。

背景技术

心室纤颤(VF)是心脏的异常心律，它证明如果未作处理是致命的。在紧急情况下的唯一有效处理是通过将电极施加在胸腔壁或者将电极直接附着到心脏表面上对心脏施加高压电击。这一高压电击试图中断心室纤颤序列，由此使心脏恢复到正常激励序列。

处于VF中的心脏是没有效率的，如果有的话也只能使很少血液循环。VF事件因此可能是所有医疗情况中最关键的时刻。没有血液循环，脑组织死亡或者坏死在事件发生的数分钟内便即将来临。人体缺少供血也结合事件的关键时刻，因为心脏本身需要经其冠状动脉供血，以便有效地发挥作用。在VF期间，对整个身体的供血被中断，心脏开始经历局部缺血。局部缺血的心脏组织比正常的心脏组织更倾向于VF。这意味着，随着VF心律的持续，校正该序列的能力降低，死亡的风险增大。

存在各种不同的机制，心室纤颤序列通过其能够自身维持。与正常的窦性心律(被窦房结主动启动的一个发射序列)不同，VF是自身维持闭合循环序列，有时是自然循环的，但是序列及其机制的本质不随时间变化。另外，维持任何特定VF事件的机制与该事件的主要起因有关。还存在各种各样的与心脏有关的异常和损伤，它能够促进任何人类心脏中的VF序列。可以将它们分为两种截然不同的组，即初次VF事件和二次VF事件。

初次VF事件是这样的情况，这里VF是未预料的事件，这既可以是突然自发发起的VF，也可以是由于某些其他突然损伤或紧张状态造成的VF事件，例如急性心肌梗塞、组织缺氧、雷击等。二次事件是这样的情况，尽管是突然的但是是周期性的。这些包括VF，冒一定的药物治疗的风险，以及还包括以前具有会促进VF的自发VF事件或心律病史的病人。通过现代临床反应，对这两组作不同处理。

通过既复杂又小型的可植入体内心脏除颤器(ICD)能够很好地控制二次事

件，可植入的心脏除颤器通过外科手术植入到胸部并具有直接连接到心脏的电极。这些器件持续地监测心律，如果它们检测到异常的心律则将电击传递到心脏。诸如这些器件的装置由于它们能够十分快速地作出反应，对于转换 VF 具有非常高的成功率。

然而，初次事件不是如此容易控制的。由于它们完全是未预料的事实，它们总是发生在医院以外，因此出现缺少专用设备或者专业人员。当它们发生时，反应事件可能较长，因为普通人将未能认识到这种状况的严重性。这意味着事件既不能被迅速地诊断也不能得到有效处理。便携式心脏除颤器的出现是急救队的一个显著进步，它允许急救队在医院之外接触非常专业化的医疗仪器。该过程意味着现在能够对初次事件进行处理，几乎与二次事件一样地成功，只要能够及时派遣急救队并到达病人。如果自动外部除颤器(AED)的使用变得更广泛的话，这种延迟能够被进一步缩短。

令人遗憾的是，存在与外部除颤相关的进退两难的局面。与 ICD 不同，外部除颤器将电击施加在胸廓而不是直接施加在心脏上，需要大得多的电压，以便将能量传递到心脏，这是终止 VF 心律所必需的。由于这一高电压的结果，在胸廓内会出现非常高的电流，引起对心脏组织的明显损伤。显然，对于预期处理，这是不理想和有缺陷的。另外，外部除颤最好是高几率的。例如，已经确立了一种能量设定，在一个例子中已经产生成功除颤，然而用相同或者更高能量设定的试图除颤可能失败。人们更感兴趣的是在所有相同个案中明显低得多的能量设定可能成功的事实。

由于这些原因，低能量除颤多年来一直是研究人员追寻的目标。然而，这里讨论的本发明的目的不是针对低能量除颤，而是提供一种能够增大任何除颤尝试成功的几率的手段。通过下文这将变得更加清楚，增大几率则意味着实际上需要更低幅度的电击来终止任何一定的 VF 心律。

降低提供给需要作除颤的病人的能量的尝试一直是从建议的剂量协议发展的，例如第一次电击 200J，如果这一不成功，那么第二次电击 200J 然后重复电击 360J，直到成功或者试图放弃为止；能量剂量基于病人特征，例如改变初始放电电压、初始电流或者放电脉冲宽度，以便用更低的胸腔跨阻(TTI)把更低的能量传递给病人。

尽管这些改进类型具有优点，但是它们并不增大除颤成功的几率，它们还具

有严重的缺点。例如，虽然对于一位低阻抗病人减小电击脉冲的宽度和保持初始放电电压不变意味着受验者接收更低的能量剂量，但是流过受验者躯干(和心脏)的初始电流实际上很大，因此损伤更大。

本理论设计，在施加电击的那一刻的心肌的状态实际上是成功除颤尝试的决定因素。改变电击脉冲形状本身的实验已经表明不同脉冲形状的特征能够改变终止 VF 所需的能量大小。这被广泛接受，尽管 VF 具有随机表观，但是这就是特征，实际上能够被成功地模型化。

在这个领域的研究已经表明，除颤尝试的成功是由外加电击脉冲及其形状成功地组织大量临界心肌细胞的能力决定的。具体而言，这些大量临界心肌细胞必须被置于不应性(或恢复)状态中。如果大量临界心肌细胞能够以这种方式被组织起来，心脏实质上暂停。正常的窦性起搏器则能够启动心脏的正常活动序列，正常性被恢复。

然而近年来，研究人员已经证明，在 VF 期间，心脏的组织状态随时间而变化，具体而言，在任何 VF 序列期间，存在心脏处于更组织化状态中的时刻。各个研究人员为了识别这些时刻(称为除颤感受性的周期或时刻)的尝试仅仅取得局部成功。1988 年 Carlisle 等人使外加电击同步于 VF 期间 ECG 的峰、谷和零交叉点，没有任何显著成功。

因此本发明的目的是提供一种确定病人何时对除颤敏感的手段，由此能够增大任何除颤尝试成功的几率。

发明内容

于是，本发明提供一种确定病人何时对除颤敏感的装置，该系统包括多个电极，用于获得病人的心电图(ECG)信号，以及数据处理装置，用于(a)确定 ECG 信号的一个区域，这里信号从第一阈值到第二阈值，后者与第一阈值在幅度上至少相等而极性相反，同时信号的梯度保持在特定范围内，(b)检测 ECG 信号峰值之后的下一个信号，以及(c)在作这种检测时提供输出信号。

本发明进一步提供除颤装置，其中采用输出信号的出现来触发在除颤电极上施加除颤电压。

在这种情况中，提供 ECG 信号的电极本身可以就是除颤电极。

第一和第二阈值以及梯度范围可以从以前的 ECG 信号的测量参数自动地计算出，或者它们可以凭经验地确定为常数值。

在待描述的实施例中，数据处理装置是以数字电路实现的。然而，另一方面它也可以模拟电路或者模拟和数字电路的组合来实现。

现在将通过举例并参考附图描述本发明的一个实施例。

附图说明

附图中：

图 1 示出单个双极导联 ECG，表明从人体表面测量的正常窦性搏动。

图 2 是心脏图，表明在对应于图 1 所示 ECG 的正常窦性搏动期间在四个瞬间上的平均心动矢量。

图 3 示出正常的窦性心律。

图 4 示出心肌的隔离部分的正常去极化和再极化。

图 5 是典型双极 ECG 痕迹，表明 VF。

图 6 示出产生 VF ECG 痕迹的一种可能激活机制。

图 7 示出一个单个折返激活环路。

图 8 示出带时间标记的图 5 所示的 VF 出现时间，表明由现有技术识别的除颤点。

图 9 说明由本发明施加的检测制约。

图 10 示出带时间标记的图 5 所示的 VF 出现时间，表明由本发明识别的除颤点。

图 11 示出实施本发明的除颤装置。

图 12 是图 11 所示装置的内部电路的功能方框图。

图 13 是图 12 的电击点检测器的工作流程图。

图 14 是使用本发明的一个例子，通过传递双相电击终止 VF 序列。

图 15 是使用本发明终止多个折返环路的一个例子，以形成一个主要折返回路。

具体实施方式

本发明基于这样的的理论，即通过平均心动矢量能够检测易感性的时刻并定量化，但是接近主要波前的幅度和速度是不足以准确地确定易感性时刻。主要波前的瞬时方向和心肌组织化对该方向响应的本性是识别易感性确切时刻的关键。

图 1 示出从正常窦性心律的心脏获得的 ECG。图 2 示出叠加了平均心脏去极化矢量的心脏图示。每个矢量称为平均矢量，因为它示出在特定时间点上激活的

所有心肌细胞的总和。用数字标示矢量，以描绘时间序列，并能够与图 1 的 ECG 痕迹相关，以便了解在任何给定时刻心肌组织化。注意图 2 中所示的电极 e1 和 e2 的放置(在本情况中它们是除颤电极，最终用于电击心脏)决定所获得的 ECG 的形状，所以有任一给定 ECG 导联确定的在任何给定时刻的心脏组织状态是参考由该特定导联所解的方向。还要注意，正常窦性心律是心脏的以受控制方式重复出现的非常稳定序列，图 3 示出 ECG 导联痕迹的例子供参考。

进一步考虑图 1，可以看到，当心脏激活时，平均心动矢量改变位置，从由 t_1 表示的位置到 t_2 的位置，然后到 t_3 的位置，最后到 t_4 的位置。这里尤其感兴趣的是 ECG 痕迹实现时刻 t_2 与 t_3 之间的最大正偏转。现在参考图 2，我们看到，t_2 与 t_3 之间，矢量指向两个电极 e1 和 e2 之间的轴的方向。这是任何双极 ECG 导联的基本特性，当去极化心肌波前沿导联的轴方向正在接近时，测得最大(正)偏转，当它沿导联的轴正在退出时，测得最小(负)偏转。此外，如果波前正在垂直于导联轴的方向上移动时，未测量到偏转(零电位差)。在考虑 VF 序列的特性之前，必须明白，ECG 痕迹和平均心动矢量是激活波前的结果。

图 4 示出如何能够利用心肌的隔离部分的激活来演示正常去极化和再极化序列。注意，平均矢量是用“-符号”表示去极化波和用“+符号”表示再极化波加以区分的。在组织部分之上，我们还能够看到，这一隔离激活能产生的电痕迹是从定位在该部分两侧的两个电极测量的。当它接近正电极时，测得的 ECG 痕迹表明更尖锐、更快速的去极化波，记下正偏转，随后是更慢的再极化波，记下负偏转。再极化波是负的，因为当它接近正电极时，它具有相反极性(正而不是负)。

这个特定激活序列(再极化波跟随在初始去极化波之后)是心房组织的典型特征。心室组织实际上以它初始去极化的相反方向再极化。考虑到测得的 ECG 和图 4，唯一的差别则在于，对于心房组织，由于再极化波是从正电极向后退回的，它实际上记下 ECG 痕迹中的正偏转。

现在让我们考虑 VF 痕迹以及心肌组织如何产生这种痕迹。图 5 示出 VF 的典型时间图。正如我们能够看到的，痕迹确实是随机出现的。这个序列是由组织产生的，包含数目可变的波前。图 6 示出一种可能性。这里我们看到，存在几种波前循环，没有任何明显刺激。这些“环”是自持续的，因为组织正在快速异常地再极化，以致于去极化波前实际上能够再激活组织而不是允许组织暂停和等待正常刺激。注意，由于各个波前是完全独立的，它们将干涉，以致于整个激活矢量

随时间改变，正如由 ECG 痕迹表示的。此外，在这个特定例子中，“环”都是同直径的，然而不一定是这种情况。现在必须明白，在任何给定时刻，可以看到波前比其他时间更多地加在一起，导致从外部测量的更高幅度的激活矢量。在其他时间，波前则会更多相消干涉，引起更低幅度的激活矢量被测量。

图 7 示出另一种可能性。这里仅仅示出一个极大的波前，绕整个组织部分循环。这个特定组织激活图案的实质是最基本的一种自持续“或折返”激活。这个更基本的一种异常激活更多地描述心房心动过速序列。注意，随着这一单个波前旋转，在任何时刻存在大面积的组织部分，作为去极化或再极化被提到。事实上，在任何时刻几乎一半的组织部分被去极化，一半被再极化。如果我们现在以随机时间将电击传递到组织部分，显然地，这种电击可能仅仅有时是成功的。在施加电击的时刻，被去极化的组织的区域将不受影响，被再极化的区域(因此准备作激活)将开始去极化。由于电击刺激的结果这些区域更早地被去极化，现在它们不能被已经存在的循环波前再次激活。因此激活序列被折返环的中断而终止。因此注意，这成功地终止这种异常序列，在任何时刻应当将电击传递到电击的结果会引起大量组织被去极化，以致于中断异常序列的地方。这意味着电击在任何时刻应当施加在大量组织处于再极化状态的地方。

如果我们现在返回到图 6 并再次考虑这些各个循环波前如何随时间彼此干涉的，那么我们会看到平均心动矢量及其测量结果(ECG 痕迹)是由组合的激活波前产生的。还要注意，测量阈值或在该阈值上的梯度的动作不足以确定组织的激活状态。由于 ECG 痕迹的幅度是由于大量组织激活并结合它正在激活的方向而造成的，它们不能被阈值所区分。此外，梯度仅仅揭示整个波前正在接近或后退的速度。

图 8 示出定位在沿图 5 的痕迹的各点上的时间标记，这里现有技术建议对除颤的易感性。本发明的目的是通过利用 ECG 痕迹来识别对折返环中断的易感性的最佳时刻，以确定整个波前进来和出去的方向。这是通过关注显著幅度的峰平均心动矢量，然后检测紧跟在第一个被关注峰之后的幅度相同但是极性相反的幅度来实现的。此外，在相反极性的这些时刻之间的 ECG 痕迹的形式必须是线性的(就是说相对均匀的梯度)。平均心动矢量代表这样一个特性，即整个激活何时是由于从远离正敏感电极的点到靠近同一电极的点向外移动的尺寸显著激活波前造成的。在正电极检测到具有这一特性的波前时，将存在大量的组织恰好已经被去

极化，因此经恢复而出现，准备激活。还要注意，这些大量组织将在向着正电极的方向上移动，意味着组织内的细胞内电流流动也在该方向上进行。因此在检测这个时刻时立即传递除颤电击，以致于该序列能够被成功地中断。

此外，至关紧要的是，除颤电击的极性是这样的，即大量关键细胞被去极化，在试图倒转再极化的方向上在组织上不施加电击。翻转极性电击需要更高的能量，因为它既必须倒转再极化又必须对大量关键组织去极化，一个不大可能的过程，因为一直试图翻转再极化，大量关键细胞将不大可能适当地去极化，VF 序列则简单地永存。

因此，正如图 9 所示，对于 ECG 信号的从负到正的进行部分，本发明的目的是识别 ECG 信号的一个区域，这里信号从有效幅度的负阈值“-th”到正阈值“+th”，后者在幅度上至少等于负阈值，而信号的梯度保持在一定的范围内。在图 9 中，只要信号保持在由想像的倾斜平行虚线限定的“通道内”，平行虚线由水平距离δα分开，假设梯度一直保持在所需的范围内。检测到 ECG 信号的这个区域后，除颤的最佳点处于下一个随后 ECG 信号峰，即局部最大，在这里应当传递除颤电击。

本发明同样可应用于 ECG 信号的从正到负的部分，在这种情况中应当检测 ECG 信号的一个区域，这里信号从有效幅度的正阈值到负阈值，后者至少在幅度上等于正阈值，而信号的梯度保持在一定范围内，除颤的最佳点则位于 ECG 信号的下一个随后局部最小值上。

图 10 示出来自图 5 的 VF 的以前时间图，但是这里上述技术已经识别的仅仅是时刻 tn1 和 tn2，这些真正对除颤是易感受的。正如前面所述，上下阈值(正如图 10 中由水平虚线表示的)和梯度范围可以从以前 ECG 信号的测量参数自动地计算出来，或者它们可以以经验方式确定为常数。在图 10 的情况中，假设阈值是以前 ECG 信号的平均峰值的函数。

图 11 至 13 中示出了本发明的一个实施例，这是基于一种已知类型的外部除颤装置。由于体现本发明所需的改进是在内部的，装置具有传统外部除颤装置的外观(图 11)。

因此，装置包括除颤单元 10 和作用于人体躯干 16 的一对除颤电极 12、14，电极被插入到单元 10 中。除了用于提供除颤电击外，电极 12、14 也用作 ECG 电极，以已知的方式提供 ECG 信号，ECG 信号被显示在单元 10 内的 ECG 监视器

18 上。增益控制旋钮 20 允许在监视器 18 上调节信号痕迹的幅度。单元 16 还包括一个旋转拨盘 22，选择施加到病人的除颤电击的能量，当揿钮 24 被揿下时引起单元 16 内的电容器充电到由选择器 22 设定值所确定的电压。最后，提供再一个揿钮 26。在传统的除颤器中，操作人员揿下这个揿钮，引起电容器通过电极 14、12 放电，将电击传递给病人。然而，在本情况中，单元 16 的内部电路被改进，以致于揿下揿钮 26 仅仅使电击以根据以上参考图 9 讨论的原理所确定的电击的实际定时给出。

图 12 是单元 10 的内部电路的方框图。图 12 中所示的各个方框识别单元的主要功能，并不必构成电路的单独和各异的部件。

信号调节和放电电路 30 接收来自各个除颤电极 12、14 的信号并由此以已知方式产生 ECG 信号，显示在监视器 18 上。能量选择电路 32 响应于旋转拨盘 22 的设定值，建立所选能量电平，当揿钮 24 被揿下时，充电电路 34 将电容器充电到对应于所选能量电平的电平上。

在现有技术中，正如虚线表示的，电击启动电路 36 直接响应于操作人员揿下揿钮 26，给电击传递电路 38 提供一个输入，引起后者立即使电容器通过电极 12、14 放电，将除颤电击传递给病人。然而，在本实施例中，电击启动电路 36 而是给介于电路 36 与 38 之间的触发电击电路 40 提供一个输入。触发电击电路 40 还接收来自电击点检测器电路 42 的一个输入，后者响应于电路 30 的 ECG 信号，根据图 9 的原理检测对除颤敏感的时刻。当检测到这个时刻时，电击点检测器电路 42 将所述输入提供给电路 40。

触发电击电路 40 实际上是一个“与”电路，当它接收同时来自两个电路 36 和 42 的输入时，它提供一个输入给电击传递电路 38，它引起后者立即使电容器通过电极 12、14 放电，将除颤电击提供给病人。因此，在揿下按钮 26 后立即提供除颤电击的传统外部除颤器，由于信号的快速变化和操作人员的相对较慢反应，这能够发生在 ECG 循环期间的任意一点，与此相比，在本装置中，当揿钮 26 被揿下时，装置要等待到电击点检测器电路 42 识别对除颤敏感的时刻才执行电击为止。这个时刻典型地将出现揿钮 26 被揿下的几分之一秒内，因此按钮 26 必须保持揿下直至给出电击为止。任选地，如果在按钮 26 被揿下后的预定时间(比如说 2 秒)内未检测到适当时刻，可以将装置设计成在任何时间点上执行电击。电击较佳地是 n 相被截指数电击，这里 n 大于 1。就是说，它由几个交替变化极

性的被截指数电压脉冲组成。具体而言，它可以是双相被截指数电击。

电路 30 至 38 的实施是本领域所熟知的，无需作进一步描述。此外，电路 40 实际上是一个“与”电路，易于由本领域专业人员所实施。电击点检测器电路 42 的功能在本实施例中是由适当编程的微处理器进行的。为了允许微处理器处理 ECG 信号，采用模数(A/D)转换器(图中未示出)将模拟 ECG 信号转换为数字形式。

图 13 是在微处理器上运行的程序的流程图，用于识别对除颤敏感的时刻。该程序从揿下揿钮 26 开始。步骤 50 重复地测试 ECG 信号，以检测 ECG 信号在正进行方向上交叉一个预定负阈值，当在步骤 52 中检测到这种交叉时，对信号进行分析以确定其瞬时梯度。步骤 54 测试如此确定的梯度在预定范围之内。如果梯度不是在该范围之内，控制返回到步骤 50。如果是在该范围内，步骤 56 进行测试，以确定信号是否已经交叉于预定正阈值，其幅度至少等于负阈值的幅度。如果已经交叉，步骤 58 检测随后的下一个峰(局部最大)，步骤 60 给触发电击电路 40 提供一个输出。然而，如果步骤 56 确定信号没有交叉于正阈值，控制返回到步骤 52，步骤 52 至 56 再次执行。因此，随着时间从步骤 50 的交叉检测起向前进行，程序反复地测试梯度在范围内，直至信号交叉于正阈值为止，在这种情况下，检测随后的下一个峰，或者梯度落在范围之外，在这种情况下，控制返回到步骤 50，以寻找负阈值的下一个交叉。

图 14 示出本发明已经识别易感性的正确时刻，传递双相被截指数电击，成功地终止 VF 事件。本发明也能够被用于终止由多个折返环持续的 VF 序列，正如以上描述的和图 6 中所示的。在这种情况下，本发明识别了最大易感性的时刻，传递第一电击。图 15 示出这一过程。正如图所示，第一电击的目的不是激活临界物质，由此终止 VF 序列，而是将一些小环恰好合并成一个更大的环。相继的电击因此能够将各个环合并成越来越大的环直至最后电击终止 VF 序列为止。

本发明已经被用于识别每种情况下的易感性的时刻。这意味着，除颤(或是单个电击或是通过多个序列电击)所需的能量比在不敏感的时刻激活临界物质所需的能量小得多。

尽管以上实施例已经使用相同电极既作除颤又提供 ECG 信号，对 ECG 信号进行分析以确定对除颤易感性的时刻，ECG 信号可以另外地从独立的电极取得。

此外，尽管以上已经就外部除颤器描述本发明，即在这里电极被外部连接到

病人身体上，但是对于本领域专业人员而言，显然地，在直接被连接到心脏表面的植入电极的情况中，本发明可以用于确定对除颤易感性的时刻。

本发明不限于这里描述的实施例，可以对其进行改进或变化，而不偏离本发明的精神。

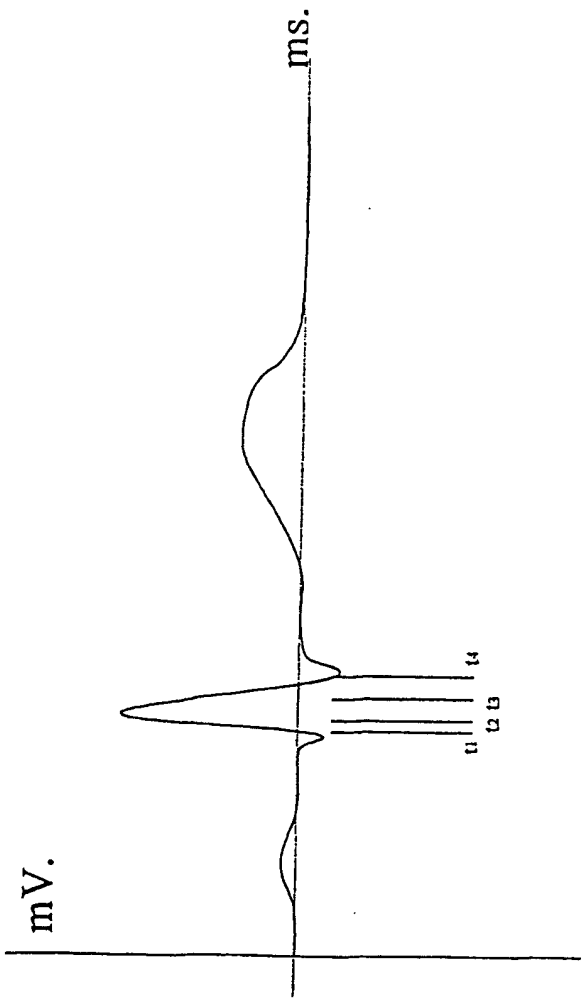


图 1

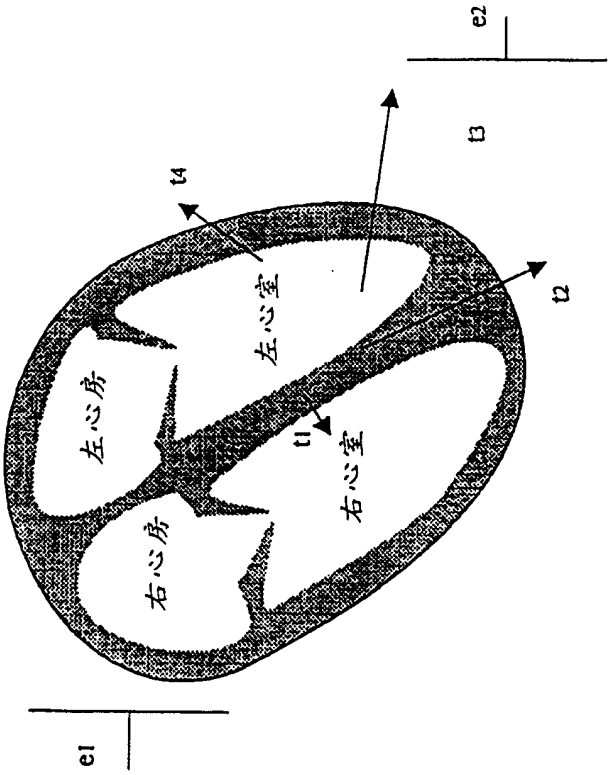


图 2

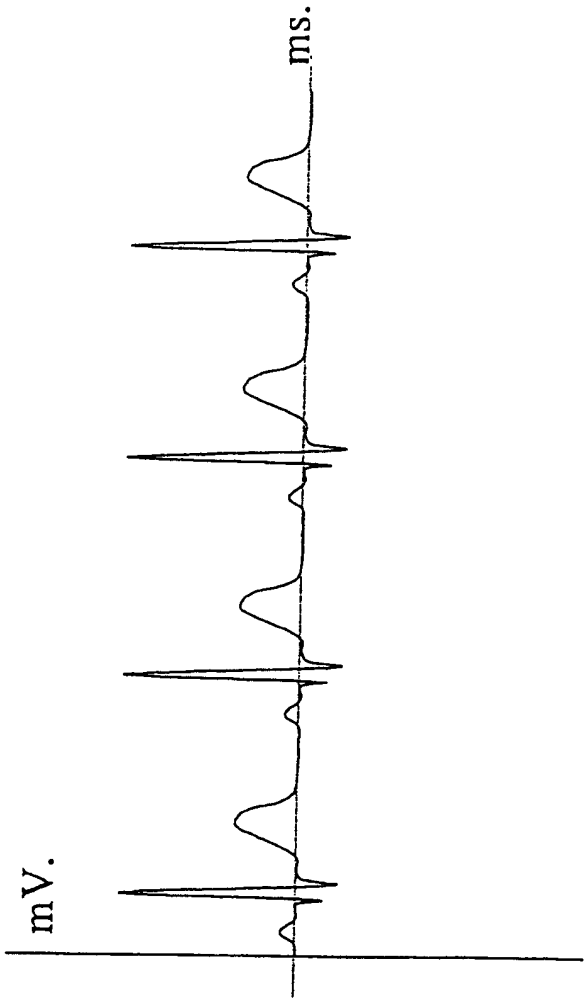


图 3

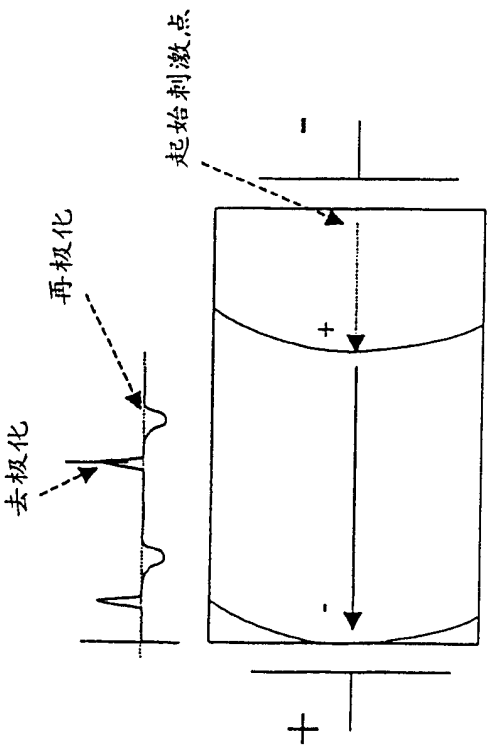


图 4

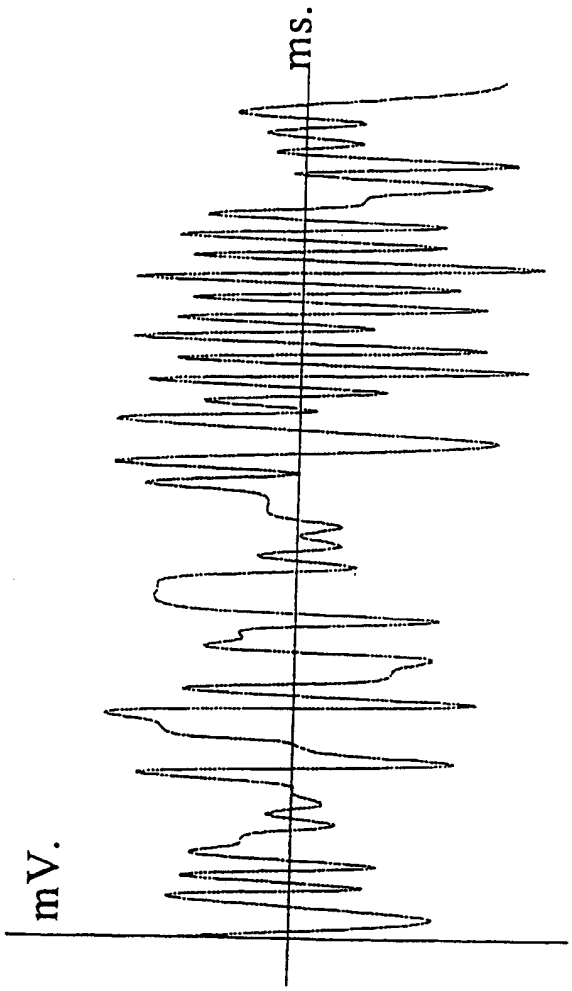


图 5

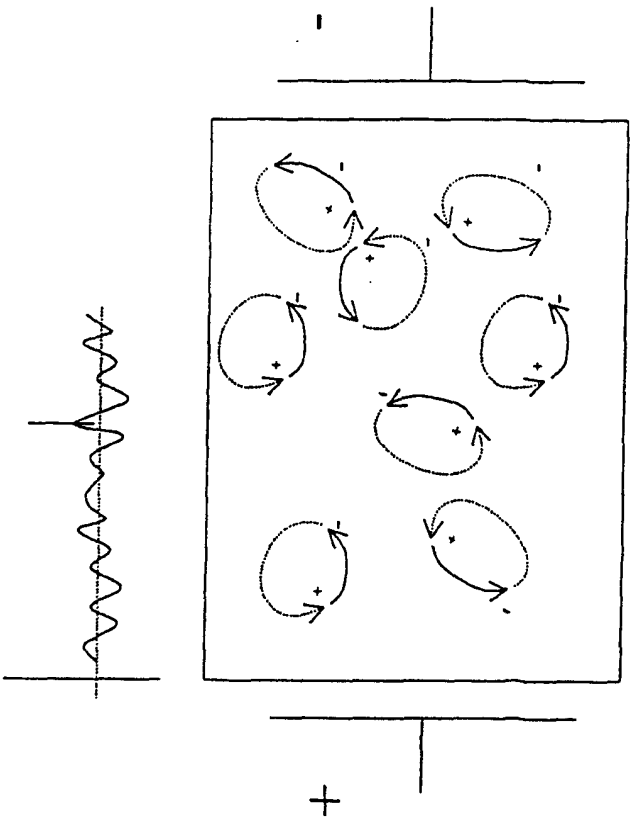


图 6

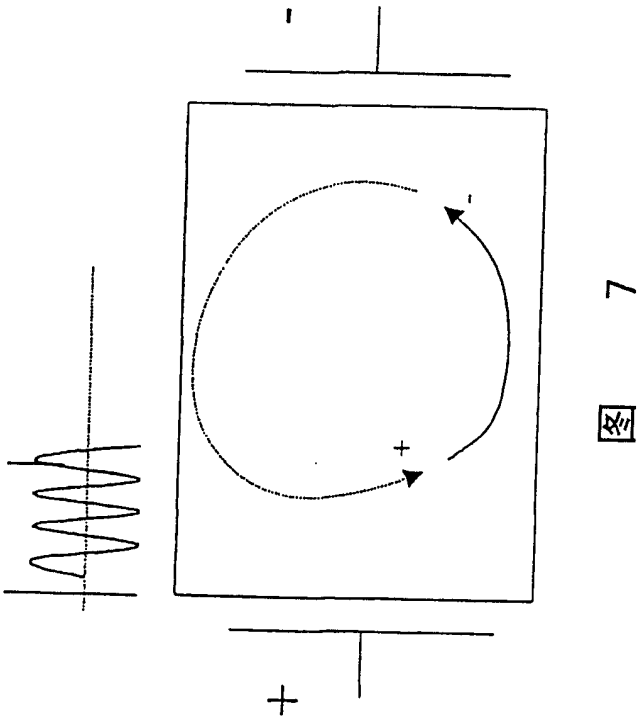


图 7

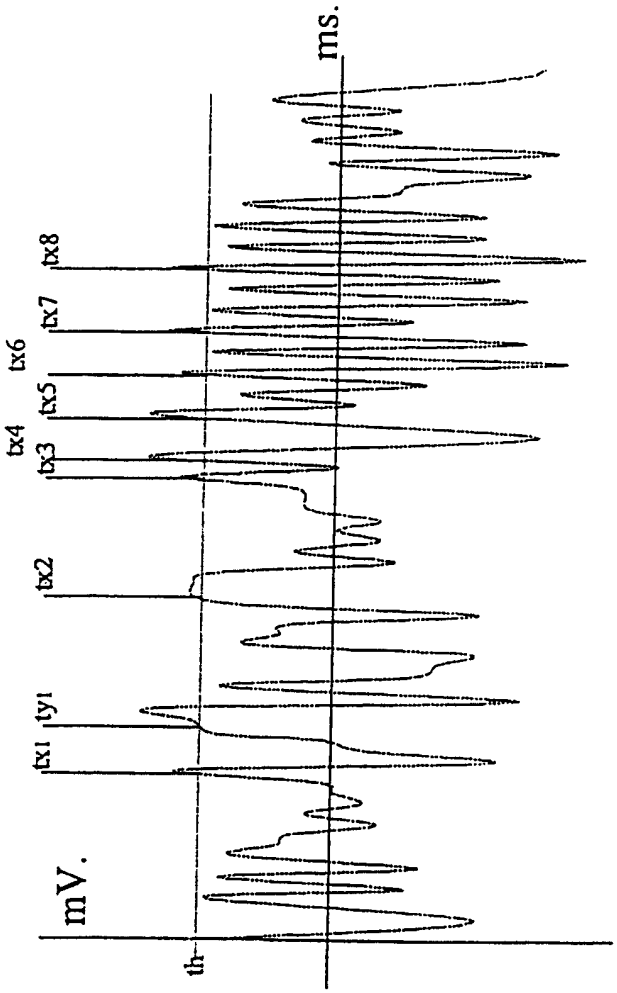


图 8

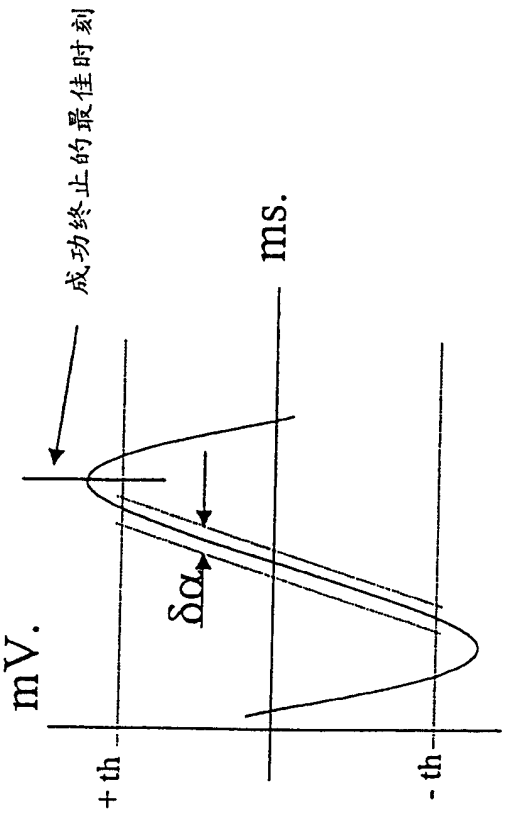


图 9

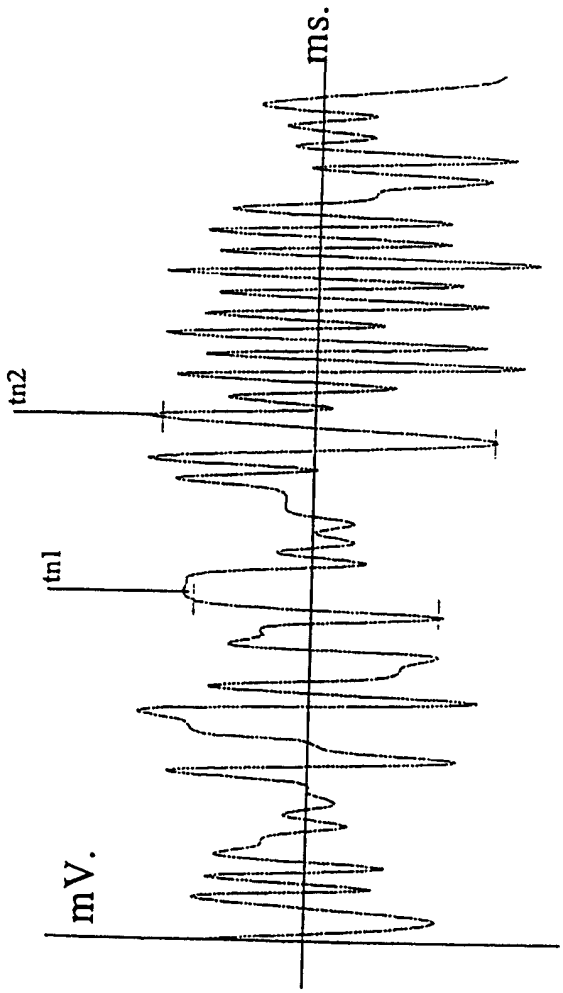


图 10

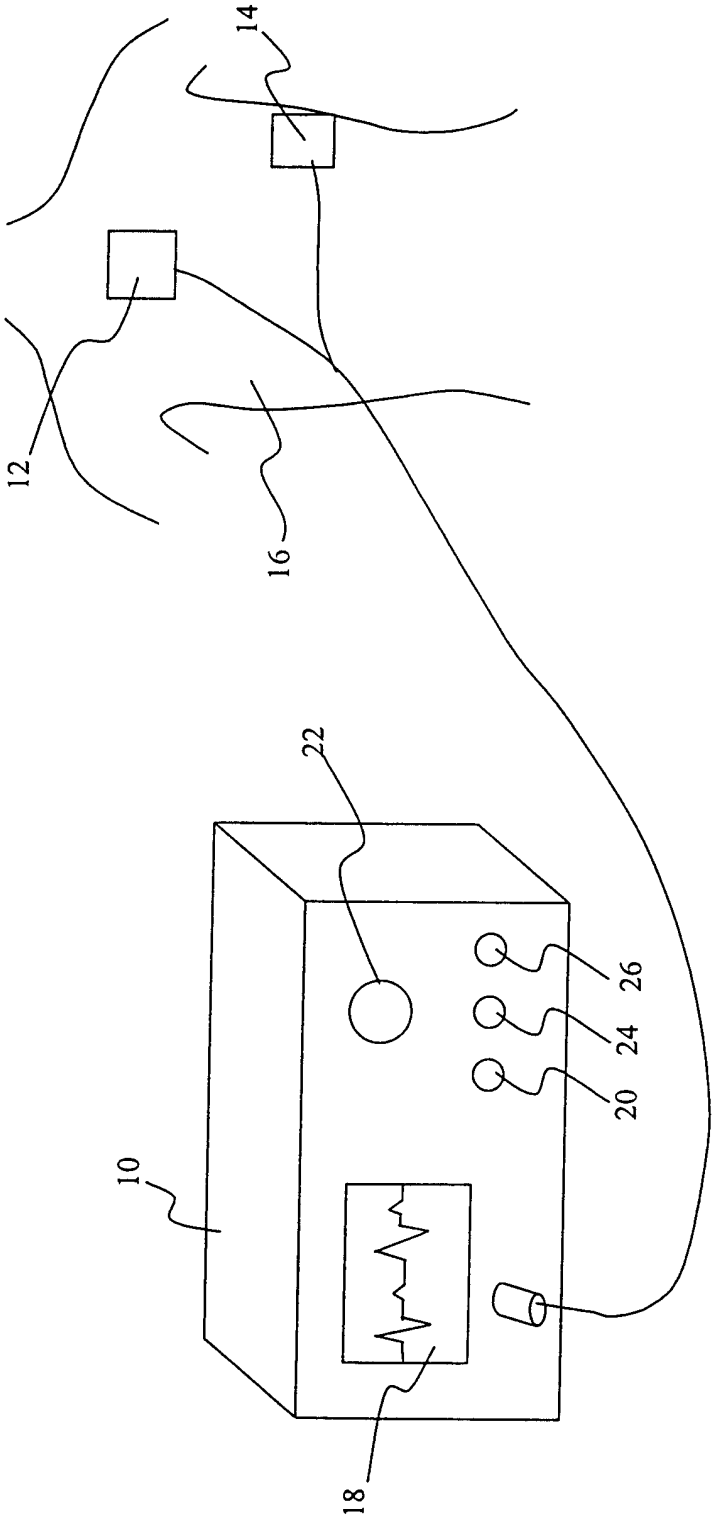


图 11

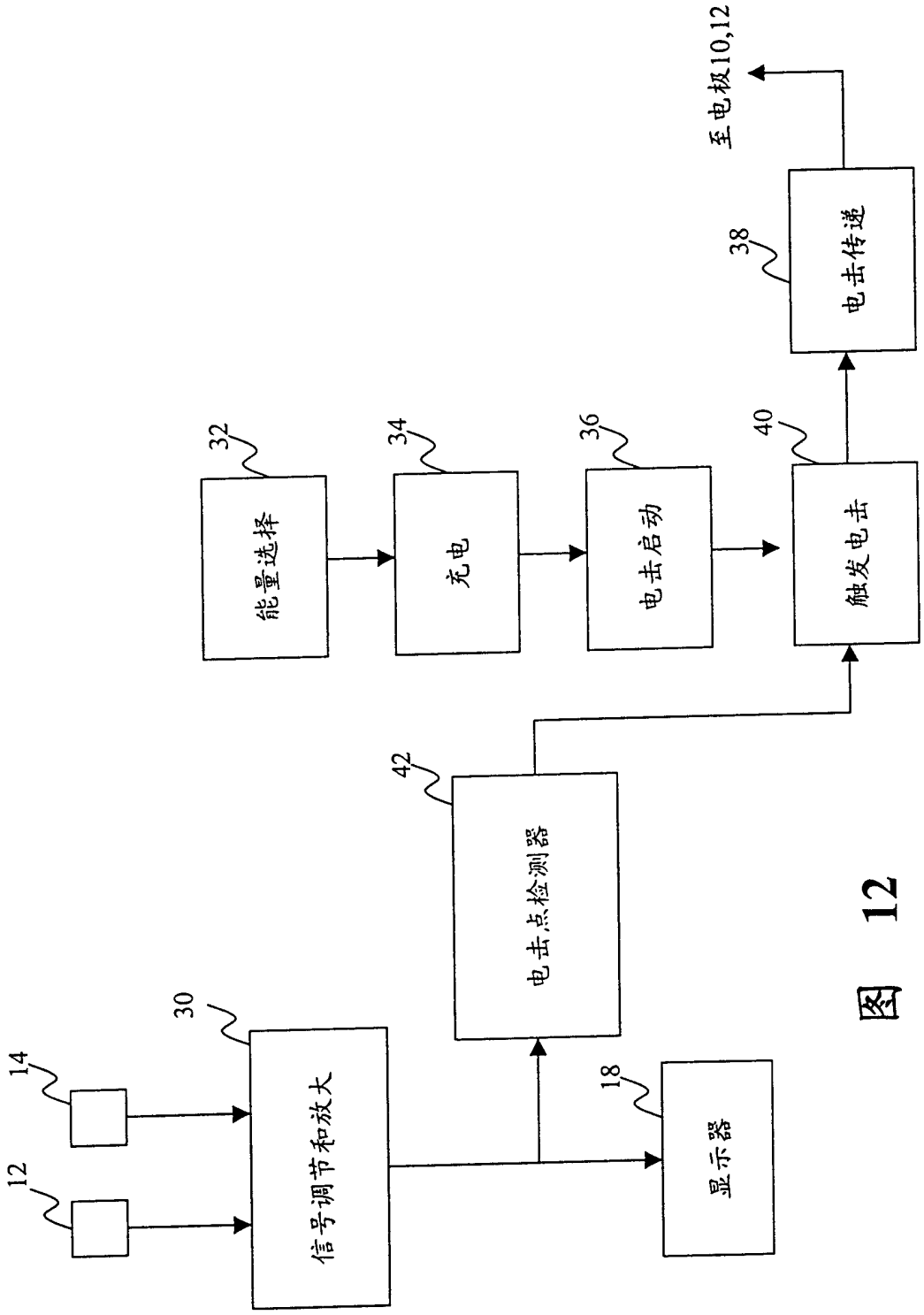

至电极10,12
38
电击传递
40
触发电击
36
电击启动
34
充电
32
能量选择
42
电击点检测器
30
信号调节和放大
14
12
18
显示器

图 12

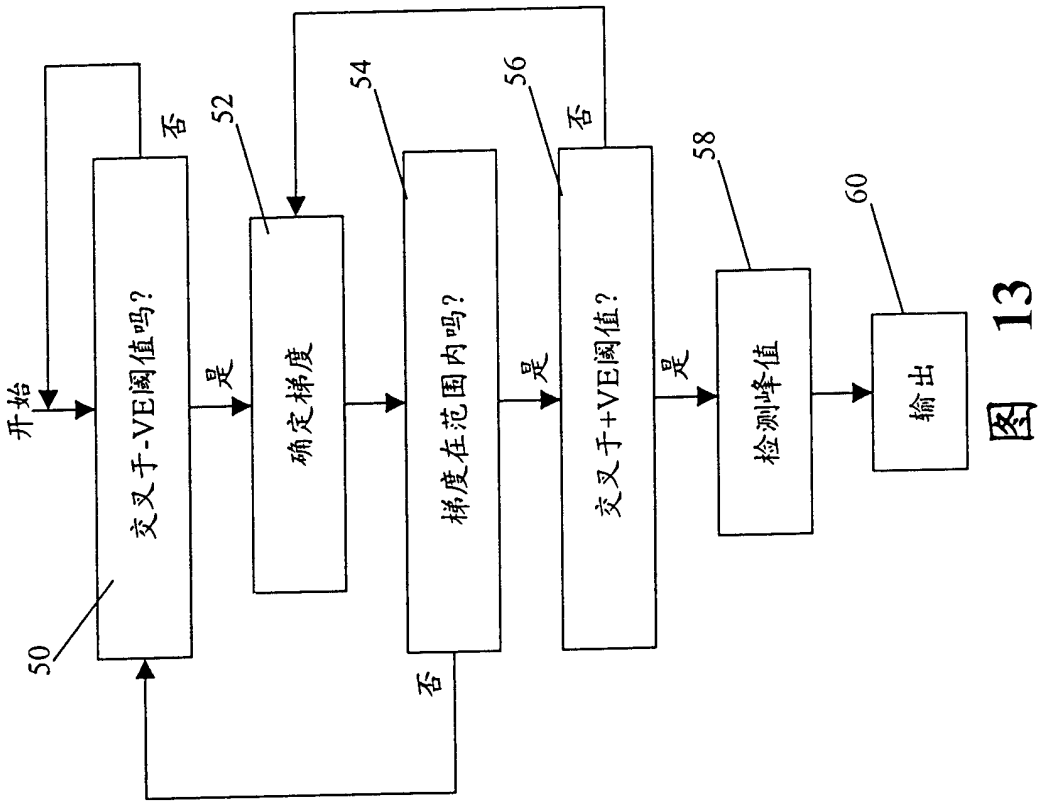

开始
交叉于-VE阈值吗?
否
是
确定梯度
梯度在范围内吗?
否
是
交叉于+VE阈值?
否
是
检测峰值
输出
50
52
54
56
58
60

图 13

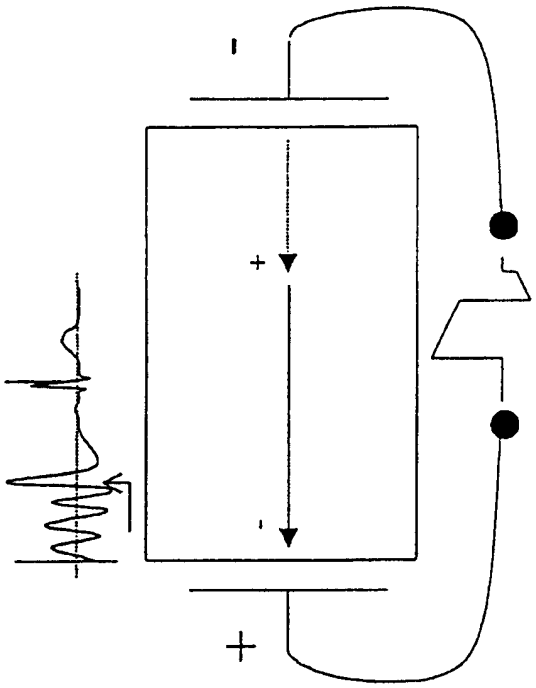


图 14

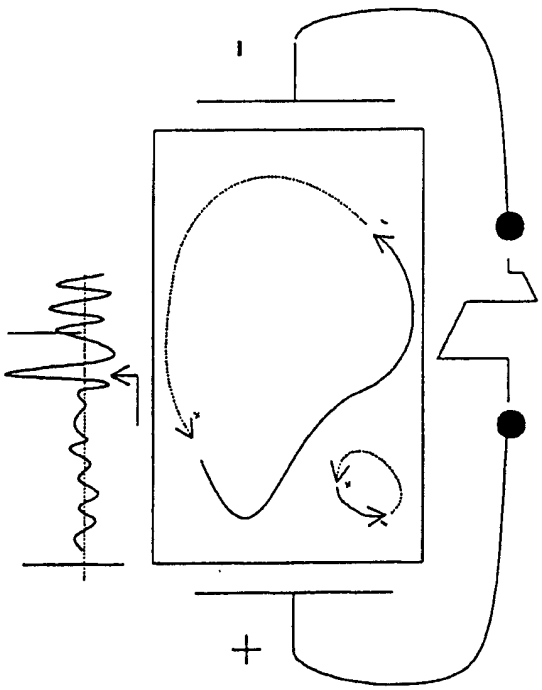


图 15