



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109068984 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780018107.0

(22)申请日 2017.03.14

(30)优先权数据

2016-050782 2016.03.15 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/010287 2017.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/159705 EN 2017.09.21

(71)申请人 国立大学法人滋贺医科大学

地址 日本滋贺县

申请人 日本光电工业株式会社 土谷健

国立研究开发法人国立循环器病研

究中心

(72)发明人 芦原贵司 泷泽晃司 西原辰夫

铃木信宏 岩永有步 太田明男

土谷健 中泽一雄 稻田慎

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限

公司 11464

代理人 吴立 邹轶蛟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61N 1/40(2006.01)

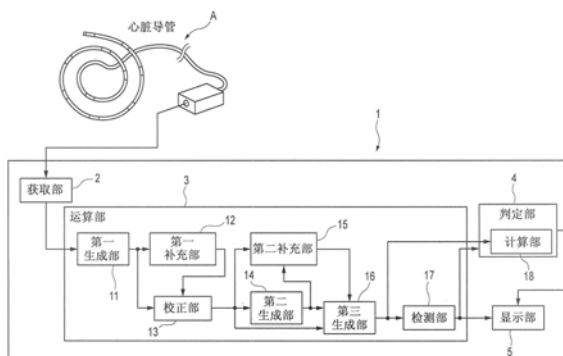
权利要求书1页 说明书10页 附图18页

(54)发明名称

心肌兴奋判定装置

(57)摘要

提供一种心肌兴奋判定装置,其能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的判定。一种心肌兴奋判定装置,具有:获取部(2),其获取受试者的心腔内心电图;处理部(3),其基于心腔内心电图运算,以生成指示心肌的兴奋状态的可视化数据;以及判定部(4),其基于可视化数据判定心肌的兴奋动力学的类型。



1. 一种心肌兴奋判定装置,包括:  
获取部,该获取部获取受试者的心腔内心电图;  
处理部,该处理部基于所述心腔内心电图运算,以生成指示心肌的兴奋状态的可视化数据;以及  
判定部,该判定部基于所述可视化数据判定心肌的兴奋动力学的类型。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中  
所述可视化数据由每预定时间单元的帧构成,各个所述帧由多个网格构造,并且  
判定部具有计算部,该计算部计算在构成所述帧的所述多个网格中的指示心肌的兴奋状态的兴奋网格的总数,并且所述判定部基于每个所述帧的兴奋网格的总数而判定所述心肌的兴奋动力学的类型。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中  
所述处理部具有检测部,该检测部基于所述可视化数据对每个所述帧检测指示所述心肌的兴奋状态的漩涡的中心的相位奇点,并且  
所述判定部基于所述兴奋网格的总数和所述相位奇点的总数对每个所述帧判定所述心肌的兴奋动力学的类型。
4. 根据权利要求1到3任一项所述的装置,进一步包括显示部,该显示部显示通过所述判定部判定的所述兴奋动力学的类型。

## 心肌兴奋判定装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于判定心肌兴奋的类型的心肌兴奋判定装置。

### 背景技术

[0002] 通常,心房纤颤是指心脏的心房痉挛发作并且心脏不能以原始正确方式运作的心律失常。当发生心房纤颤时,血液阻滞在心房中,并且倾向于发展出血栓,从而增加脑梗等发生的可能性。

[0003] 传统地,已知的是,当发生诸如心房纤颤的心律失常时,通过使用心脏导管在导致心律失常的异常部位选择性地应用消融而进行治疗。在治疗中,重要的是正确地识别待进行消融的位置。例如,JP2013-523344T和美国专利公开No.2014/0088395公开了一种技术,其中,对由心脏导管的电极测量的心腔内心电图进行计算处理,从而生成指示心肌兴奋状态的可视化数据,并且根据可视化数据识别待进行消融的位置。

[0004] 心房纤颤期间心肌兴奋的状态根据状态的变化模式粗略分类为诸如那些称为典型的兴奋动力学的若干类型。

[0005] 在现有技术中,医务人员必须通过基于可视化数据可视化的心肌状态的视觉观察的方式,判定心肌的兴奋动力学类型。然而,心房纤颤期间心肌的状态具有时常不规则变化的特征。在一些情况下,变化快得无法视觉识别,并且难以视觉地判定类型。

[0006] 因此,本发明的目的是提供一种心肌兴奋判定装置,其能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的判定。

### 发明内容

[0007] 本发明的心肌兴奋判定装置的方面包括:

[0008] 获取部,该获取部获取受试者的心腔内心电图;

[0009] 处理部,该处理部基于所述心腔内心电图运算,以生成指示心肌的兴奋状态的可视化数据;以及

[0010] 判定部,该判定部基于所述可视化数据判定心肌的兴奋动力学的类型。

[0011] 根据该配置,基于可视化数据自动地判定心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的类型。因此,医务人员能够通过参考自动判定的结果而判定心肌的兴奋动力学的类型。如上所述,上述配置能够提供一种能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的判定的心肌兴奋判定装置。

[0012] 本发明的心肌兴奋判定装置的方面能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的判定。

### 附图说明

[0013] 图1是本发明的实施例1的心肌兴奋判定装置的简图。

[0014] 图2A至2C示出心肌的兴奋动力学的典型类型。

- [0015] 图2A至2C示出心肌的兴奋动力学的典型类型。
- [0016] 图2A至2C示出心肌的兴奋动力学的典型类型。
- [0017] 图3是示出心房中导管的示意图。
- [0018] 图4A是示出通过电极获取的心腔内心电图波形的实例的模式图。
- [0019] 图4B是获取的心腔内心电图在网格上的配置的模式图。
- [0020] 图5A示出生成伪动作电位波形的步骤。
- [0021] 图5B是示出检测心跳的步骤的视图。
- [0022] 图6A示出舒张间期和动作电位时程。
- [0023] 图6B是示出舒张间期与动作电位时程之间的关系的曲线。
- [0024] 图6C是示出检测心跳的条件的视图。
- [0025] 图7A示出检测初始心跳的步骤。
- [0026] 图7B是示出检测第二次和随后的心跳的步骤的视图。
- [0027] 图8是伪动作电位波形在网格上的配置的模式图。
- [0028] 图9A是用于计算虚拟电极的视图。
- [0029] 图9B是用于计算虚拟电极的视图。
- [0030] 图9C是用于计算虚拟电极的视图和从周围的电极补充的虚拟电极的动作电位波形的布置的模式图。
- [0031] 图10A是示出校正心跳高度的步骤的视图。
- [0032] 图10B是动作电位波形在网格上的配置的模式图。
- [0033] 图11A是示出其中相位相对于动作电位波形移位的移位波形的视图。
- [0034] 图11B是动作电位波形和移位波形在网格上的配置的模式图。
- [0035] 图12A是示出使用空间内插技术的其他网格上的补充波形的计算的视图。
- [0036] 图12B是补充动作电位波形和移位波形在网格上的配置的模式图。
- [0037] 图13是示出每个网格中绘制的相图的模式图。
- [0038] 图14A是示出网格中描绘的颜色的视图,并且示出描绘中使用的颜色。
- [0039] 图14B是示出网格中描绘的颜色的视图,是其中针对每个样品用颜色限定动作电位波形的部分的视图。
- [0040] 图14C是示出网格中描绘的颜色的视图,示出各个样品的角度信息。
- [0041] 图15A是在每个网格中着色每个样本的模式图。
- [0042] 图15B是一个网格中第一至第X个样本已着色的视图。
- [0043] 图15C是示出第一至第X个样本的可视化数据的视图。
- [0044] 图16是示出相位奇点的检测方法的视图。
- [0045] 图17是示出构成可视化数据的帧中包含的兴奋网格的数量的视图。
- [0046] 图18是用于判定心肌的兴奋动力学的类型的视图。
- [0047] 图19示出监控屏上显示的可视化数据和兴奋动力学类型的示例。
- [0048] 图20是本发明的实施例2的心肌兴奋判定装置的简图。
- [0049] 图21示出用于生成动作电位波形的动作电位单位波形。
- [0050] 图22示出根据心腔内心电图波形检测心肌兴奋的波形的流程。
- [0051] 图23是示出动作电位单位波形的舒张间期和动作电位时程之间的关系的曲线。

[0052] 图24示出动作电位单位波形所应用到的心腔内心电图波形。

[0053] 图25示出动作电位单位波形相对于心腔内心电图波形的显示位置。

### 具体实施方式

[0054] 以下,将参考附图描述实施例。

[0055] (实施例1)

[0056] 如图1所示,实施例1的心肌兴奋判定装置1包括获取部2、处理部3、判定部4以及显示部5。例如,心肌兴奋判定装置1用于执行导管检查装置的一个功能。

[0057] 获取部2获取通过具有多个电极的记录单元(例如,心脏导管、螺旋导管、旋转导管)获取或记录受试者的心腔内心电图。

[0058] 处理部3对通过获取部2获取的心腔内心电图进行受试者的心肌兴奋状态的可视化的计算。处理部3包括第一生成部11、第一补充部12、校正部13、第二生成部14、第二补充部15、第三生成部16、以及检测部17。

[0059] 第一生成部11针对由获取部2获取的多个心腔内心电图分别地生成伪动作电位波形。第一补充部12在心房的心肌中的、未放置插入的心脏导管A的电极的位置,即相对于放置的电极中的周围的电极距离大的位置处定义虚拟电极。第一补充部12基于相对于在虚拟电极周围的电极生成的伪动作电位波形而相对于虚拟电极补充伪动作电位波形。

[0060] 校正部13降低从第一生成部11和第一补充部12输出的伪动作电位波形中包含的噪音分量并且进行使每次心跳的振幅相等的校正。在下列实施例1的说明中,校正后的动作电位波形简称为动作电位波形。相对于从校正部13输出的每个动作电位波形,第二生成部14生成从动作电位波形在时间相位位移预定时间的移位波形。相对于其中心脏导管A和虚拟电极的电极未放置的位置,即其中每个电极与周围的电极之间的距离大的位置,第二补充部15基于相对于周围的电极生成的动作电位波形和移位波形补充动作电位波形和移位波形。

[0061] 第三生成部16基于从校正部13输出的动作电位波形、从第二生成部14输出的移位波形以及从第二补充部15输出的动作电位波形和移位波形生成相图。另外,第三生成部16基于相图计算相位,并且生成指示心肌兴奋状态的可视化数据(相位图)。可视化数据是指其中心肌的兴奋电位可视化的帧。在心肌细胞的膜电位中发生电兴奋以导致心脏收缩。兴奋-收缩现象由动作电位激发。动作电位是由流入细胞的 $\text{Na}^+$ 产生的除极化和流入或流出的 $\text{Ca}^{2+}$ 或者 $\text{K}^+$ 产生的复极化所导致的心肌细胞的兴奋反应。

[0062] 检测部17检测第三生成部16生成的可视化数据中的相位奇点,即房壁纤颤的原因部位。

[0063] 判定部4基于可视化数据判定心肌的兴奋动力学的类型。判定部4具有用于计算可视化数据中包含的预定数据的数量的计算部18。用于判定心肌的兴奋动力学的类型的可视化数据通过预定时间单元的帧而构成。计算部18计算预定时间单元的帧中包含的预定的网格的总数量,作为可视化数据中包含的预定数据的数量。判定部4基于计算部18计算的预定的网格的数量以及提供检测部17检测的相位奇点的数量而判定心肌的兴奋动力学类型。

[0064] 显示部5基于从处理部3的第三生成部16输出的可视化数据显示受试者的心肌兴奋状态,并且确定兴奋动力学的类型。显示部5由例如触摸面板型的液晶监控屏构成。

[0065] 心肌的兴奋动力学的类型是指心房纤颤发生的心肌状态的变化模式。心肌的兴奋动力学的类型包括如图2A所示的MR(弯曲的旋转体)、如图2B所示的PA(被动激活)、以及如图2C所示的MW(多重小波)。MR是兴奋波绕相位奇点旋转的状态。PA是兴奋波传播的状态。MW是多个相位奇点同时存在的状态。

[0066] 接着,将参考图3至19描述心肌兴奋判定装置1的操作。

[0067] 如图3所示,首先,具有多个电极B的心脏导管A插入并放置在受试者的心房中。

[0068] 如图4A所示,通过心脏导管A的电极B记录多个(在实施例中,十个波形)心腔内心电图波形21a至21j(以下,在一般地指代心腔内心电图波形时使用“心腔内心电图波形21”)。通过获取部2获取记录的心腔内心电图波形21。

[0069] 如图4B所示,第一生成部11示出其中心脏导管A放置的心房中的预定区域作为矩形帧22等,并且将帧22划分为多个网格23。在图4B的简图中,为了便于描述,示出 $7 \times 7 = 49$ 个网格。然而,实际上,帧被划分为数万以上个网格。根据心脏导管A放置在心房中的位置,电极B的位置在帧中对应的网格上示出,并且心腔内心电图波形21a至21j分别置于网格23上。

[0070] 如图5A所示,第一生成部11对每个心腔内心电图波形21进行全波整流以生成全波整流波形24。另外,第一生成部11进行全波整流波形24的移动平均以生成伪动作电位波形25。

[0071] 此外,如图5B所示,第一生成部11基于伪动作电位波形25和心腔内心电图波形21检测伪动作电位波形25中指示心肌舒张的心跳的候选心跳(候选心跳)28。具体地,在伪动作电位波形25中,第一生成部11首先检测凸部26,相对于每个凸部26,在每个凸部26前后37msec(稍后参考图6A和6B描述)的时间段内不存在更大部分。然后,第一生成部11在心腔内心电图波形21中检测心跳27,心跳27与各个凸部26同相位,并且满足预定条件(稍后参考图6C描述)。在凸部26包含满足预定条件的心跳27的情况下,第一生成部11将凸部26检测为指示心肌的舒张的候选心跳28。在图5B中,检测到四个候选心跳28。

[0072] 图6A示出心肌的动作电位波形中包含的单位波形的理想模型。在图6A中,术语“APD”(动作电位时程)是指心肌的动作电位的除极相开始至复极相结束的时间段,并且对应于心肌的不应期。术语“DI”(舒张间期)是指从APD结束至下一个APD开始的时间段,并且对应于心肌兴奋时的静止期。APD和DI的总时间段称为CL(周期长度)。如图6B的曲线所示地从计算机模拟预先获得单位波形的理想模型中DI与APD之间的关系。如图所示,参考最短的APD确定37msec的时间段。如图6C所示,心跳27的预定条件设定为心跳27的横向宽度w等于或小于预设值,并且纵向宽度h等于或大于预设值。

[0073] 然后,如图7A所示,第一生成部11互相比较从初始候选心跳28a起最短的CL中存在的所有候选心跳(在实施例中,候选心跳28a、28b)的峰高度。第一生成部11将具有最高峰的候选心跳28a检测为第一心跳29A。根据图6B的曲线,最短的CL是通过将作为最短的APD的37msec加上作为最短的DI的80msec而获得的117msec。

[0074] 然后,如图7B所示,第一生成部11互相比较从图7A中互相比较的候选心跳28a、28b之后的候选心跳28c起最短的CL中存在的所有候选心跳(在实施例中,候选心跳28c、28d)的峰高度。第一生成部11将具有最高峰的候选心跳28d检测为第二心跳29B。相同或相似地,第一生成部11从基于心腔内心电图波形21a至21j生成的伪动作电位波形25a至25j中分别地

检测心跳。

[0075] 将检测出心跳29A、29B……的伪动作电位波形25a至25j放置于网格23上(见图8)。

[0076] 然后,第一补充部12基于图8所示的放置在帧22中的伪动作电位波形25a至25j的位置在未放置伪动作电位波形25的位点定义虚拟电极。如图9A和9B所示,基于多个(在实施例中,四个)周围的电极限定各个虚拟电极。在图9A中,基于电极8a至8d的位置数据设定虚拟电极8e的位置。在图9B中,基于虚拟电极8e和电极8a、8b、8f设定另一个虚拟电极8g的位置。第一补充部12通过使用相同或者相似的技术设定虚拟电极8i、8k、8m的位置。

[0077] 第一补充部12基于相对于周围的电极生成的伪动作电位波形,相对于限定的虚拟电极8e、8g、8i、8k、8m……补充伪动作电位波形25。例如,补充的伪动作电位波形25k在布置虚拟电极的位置处放置于网格23上(见图9C)。

[0078] 然后,如图10A所示,校正部13根据伪动作电位波形25生成动作电位波形30。具体地,校正部13首先将最短的APD(37msec)施加于伪动作电位波形25的第一心跳29A。然后,获得第一心跳29A的峰与第二心跳29B的峰之间的CL。从CL减去最短的APD以获得DI的值( $DI = CL - \text{最短的APD}$ )。然后,从图6B的曲线中获得与获得的DI的值相对应的APD的值。获得的APD的值是第二心跳29B的APD2的值。相同或者相似地,获得第三和随后的心跳29的APD的值。

[0079] 然后,校正部13将心跳29A、29B等乘以校正系数,从而校正心跳的高度(振幅)以对齐高度。用常数除以心跳29A、29B等的高度而获得校正系数(校正系数=常数/心跳29的峰的高度)。校正部13通过校正去除伪动作电位波形25中的心跳29A、29B等之外的其他候选心跳,诸如候选心跳28b、28c等。结果,相对于伪动作电位波形25分别地生成具有彼此相等的高度H的心跳31A、31B……的动作电位波形30。校正的动作电位波形30a至30k在电极和虚拟电极布置的位点处放置于网格23上(见图10B)。

[0080] 然后,第二生成部14计算动作电位波形30中心跳31A、31B……的平均APD,并且生成如图11A所示的从动作电位波形30在时间相位位移平均APD的1/4的移位波形40。动作电位波形30a至30k和移位波形40a至40k在电极和虚拟电极布置的位点处放置于网格23上(见图11B)。时间相位中移位的大小可以为 $N + (1/4)$ (N为0或者正整数)。

[0081] 然后,第二补充部15向其中动作电位波形30和移位波形40未放置于帧22上的网格23(见图11B)中补充虚拟动作电位波形35和虚拟移位波形45。第二补充部15通过使用图12A所示的空间内插技术根据周围的动作电位波形30和移位波形40的数据计算动作电位波形35和移位波形45的数据。在图12A中,V1至V3指示电极和虚拟电极的网格23中动作电位波形30和移位波形40的数据,并且V4至V7指示动作电位波形35和移位波形45的数据。箭头指示放置或待放置数据V1至V7的网格中相邻网格之间的距离。作为示例,网格之间的距离被指定为1。

[0082] 根据与待放置动作电位波形35和移位波形45的网格相邻的两个网格的动作电位波形30和移位波形40的数据,通过使用空间内插技术、两个网格的数据、以及两个网格之间的距离,根据预定的计算式计算动作电位波形35和移位波形45的数据。例如,由V1和V2的数据、以及V1和V4之间的距离m和V2和V4之间的距离 $1-m$ 计算V4的动作电位波形35和移位波形45。由如上所述计算的V6以及其中放置动作电位波形30和移位波形40的网格的数据V1计算V7。如上所述计算的动作电位波形35和移位波形45放置于其中进行补充(interpolation)的网格23中(见图12B)。

[0083] 然后,为了获得其中放置了动作电位波形30、35和移位波形40、45的网格23中动作电位的状态,第三生成部16基于各个动作电位波形30、35和移位波形40、45生成如图13所示的相图50。能够通过将动作电位波形和移位波形的电位改写为二维的来生成相图。

[0084] 为了用颜色表示动作电位的状态,第三生成部16用颜色着色网格23。针对各个生成的相图的样本确定网格23的颜色。第三生成部16使用图14A所示的多种颜色(在实施例中,16种颜色)描绘网格23。例如,第三生成部16定义颜色,使得在动作电位波形30、35的单位波形中,用暖色绘制动作用电位部分,并且用冷色绘制静息膜部分(见图14B)。第三生成部16进一步限定颜色使得,在动作电位的时间变化快速的区域C中,邻近的样本51之间的颜色变化小,并且,在时间变化慢的区域D中,颜色变化大。如图14C所示,第三生成部16获得各个样本51的从用二维形式替代地显示的相图的中心部分的角度信息,并且用16种颜色中的一种表示动作电位的状态。

[0085] 如图15A和15B所示,第三生成部16用针对网格23中各个样本确定的颜色持续地着色网格23。当在各个网格23持续地涂绘第一至第X样本的颜色时,生成如图15C所示的连续的可视化数据52。

[0086] 然后,如图16所示,检测部17从帧22提取由预定数量(在实施例中,3×3)网格23构成的第一网格集合60。检测部17进一步提取中心为第一网格集合60并且数量(在实例中,9×9)比第一网格集合60的数量大的由网格23构成的第二网格集合61。检测部17计算第一网格集合60中邻近的网格(网格A至网格H)之间的总色差是否等于或大于预定值。具体地,计算(A与B之间的色差)+(B与C之间的色差)+……+(H与A之间)的色差。检测部17进一步计算是否所有16种颜色都包括在第二网格集合61中。当两种条件都满足时,检测部17检测第一网格集合60的中心作为相位奇点62,该相位奇点62是心肌兴奋状态旋涡的中心。

[0087] 然后,在判定部4中,由计算部18依次计算通过第三生成部16生成的可视化数据中的帧中包含的兴奋网格的数量。兴奋网格是指指示心肌兴奋状态的网格,并且是用 $R=255$ 的暖色着色的网格(见图14A中范围80)。例如,通过计算部18计算的帧中的兴奋网格的数量如图17中的曲线81所示。此外,在判定部4中,通过计算部18依次地计算预定时间段内的帧(例如,15帧)中包含的兴奋网格的数量的移动平均值。例如,兴奋网格的移动平均的数量如图17和18中曲线82所示。

[0088] 判定部4计算兴奋网格的数量的平均值,并且参考计算的兴奋网格的平均数量判定正负阈值。例如,兴奋网格的平均数量指示为图18中的83的平均值,并且正负阈值分别地示出为图18中的阈值84a、84b。判定部4判定兴奋网格的移动平均数量是否超过阈值84a、84b。如果兴奋网格的移动平均数量超过阈值,则判定心肌的兴奋动力学状态为PA。在图18所示的曲线82中,兴奋网格的移动平均数量在例如范围85中超过阈值84a、84b,则判定在该时区,心肌的兴奋动力学状态为PA。此外,在兴奋网格的移动平均数量超过阈值的情况下,可以指定帧中兴奋网格的位置,从而判定兴奋波发生在心脏导管A的区域内还是该区域外。这使得心肌兴奋状态PA进一步划分为两个状态。

[0089] 如果兴奋网格的移动平均数量不超过阈值84a、84b(例如,在图18中范围86或者87的情况下),判定部4基于检测部17检测的帧的相位奇点62的数量而判定心肌的兴奋动力学类型。在存在多个帧的相位奇点的总数的情况下,判定部4判定心肌的兴奋动力学状态为MW,并且在不存在多个总数的情况下,判定心肌的兴奋动力学为MR。

[0090] 在显示部5上,可视化数据以时序方式持续地显示以作为活动图像示出,由此实时显示受试者的心肌兴奋状态的变化方式。此外,在显示部5上,根据心肌兴奋状态的变化,心肌的兴奋动力学判定的结果以例如使用指示类型的颜色或者字符的显示方式依次显示在类型显示区域90中。在图19的类型显示区域90中,显示判定为MR。可替换地,可以以诸如弯曲的旋转体=100%、被动激活=0%、多重小波=0% (Meandering Rotor=100%, Passive Activation=0%, Multiple Wavelets=0%) 的方式显示兴奋动力学类型的百分比。

[0091] 在未从心脏导管A的电极B中的一个获得具有足以用于分析的心跳信息的波形的情况下,可以在可视化数据绘制中省略与电极B关联的网格23,以保持可视化数据的准确性。在此情况下,可以基于周期长度值确定心跳信息是否充分。

[0092] 在医务人员判定心肌的兴奋动力学类型的传统情况下,生成指示心肌兴奋状态的可视化数据,并且基于可视化数据确定兴奋动力学类型。然而,心房纤颤期间心肌有时振动例如每分约300次。这难以根据以这样高速变化的心肌的数据正确地视觉判定兴奋动力学。因此,传统上,当待观察心肌兴奋状态时,测量的可视化数据的变化速度减少的至例如1/10。此外,能够从一个心脏导管获取的可视化数据限定为心房一部分的数据,并且因此不能在一次测量中获得足以用于视觉判定的数据。因此,为了提高判定精度,需要从心房中的多个位置获取数据。因此,在常规方法中,判定心肌的兴奋动力学类型需要长时间。

[0093] 相比之下,在实施例的心肌兴奋判定装置1中,基于可视化数据中包含的兴奋网格的总数量自动地判定心房纤颤期间心肌的兴奋动力学类型。此外,基于相位奇点的总数量自动地判定心房纤颤期间心肌的兴奋动力学类型。当参考自动判定的结果时,相比于如现有技术视觉进行判定的情形,医务人员能够在短时间内更正确地判定心肌的兴奋动力学类型。此外,基于多个参数(兴奋网格的总数和相位奇点的总数)进行判定,并且因此能够自动地彼此区别判定作为典型的兴奋动力学类型的弯曲的旋转体、被动激活、以及多重小波。

[0094] 与示出心肌兴奋状态变化的活动图像一起,自动判定的结果(类型)显示在显示部5上以与兴奋状态的变化对应。因此,医务人员能够容易地获悉心肌的兴奋动力学本身的类型以及类型变化的方式。在显示兴奋动力学类型的百分比的情况下,有时不需要始终检查活动图像。

[0095] 因此,根据该配置,能够提供一种能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学判定的心肌兴奋判定装置。

[0096] (实施例2)

[0097] 接着,将描述实施例2。以下,用相同的附图标记标识与实施例1的构件相同的构件,并且省略其描述。

[0098] 如图20所示,实施例2的心肌兴奋判定装置100包括获取部2、处理部3A、储存部110、判定部4以及显示部5。处理部3包括第一生成部111、第一补充部12、第二生成部14、第二补充部15、第三生成部16以及检测部17。

[0099] 储存部110储存如图21所示的预先生成的多个动作电位单位波形120。动作电位单位波形120是在计算机模拟导出的结构重构下对人心房肌的动作电位波形应用时间的移动平均处理而获得的。术语“结构重构”是指在心房肌的病理条件中出现的解剖组织学变化。与心肌中动作电位波形中包含的单位波形的理想模型相比,在每个动作电位单位波形120中,从起始点121向顶点122的上升是更温和的(上升角 $q$ 更小)。储存部110连接至第一生成

部111。

[0100] 第一生成部111通过使用动作电位单位波形120相对于获取部2获取的多个心腔内心电图生成伪动作电位波形。在下列实施例2的说明中,伪动作电位波形25也简称为动作电位波形25。

[0101] 相对于从第一生成部111和第一补充部12输出的每个动作电位波形,第二生成部14生成从动作电位波形在时间相位位移预定时间的移位波形。

[0102] 第三生成部16基于从第一生成部111和第一补充部12输出的动作电位波形、从第二生成部14输出的移位波形以及从第二补充部15输出的动作电位波形和移位波形生成相图。另外,第三生成部16基于相图计算相位,并且生成指示心肌兴奋状态的可视化数据(相位图)。

[0103] 以与实施例1中各个部相同或者相似的方式构造获取部2、第一补充部12、第二补充部15、检测部17、判定部4以及显示部5。

[0104] 接着,将描述心肌兴奋判定装置100的操作。

[0105] 与上述实施例1中图4B之前及包括在图4B的描述中相似地进行操作,直到将心脏导管A记录的心腔内心电图波形21a至21j放置于网格23上。

[0106] 其后,相对于记录的心腔内心电图波形21a至21j,第一生成部11通过使用动作电位单位波形120生成动作电位波形25。

[0107] 为了生成动作电位波形25,如图22所示,例如,第一生成部11首先从记录的心腔内心电图波形21检测满足预定条件的心跳作为心肌兴奋的候选波形。具体地,检测满足横向宽度 $w$ 为10msec以下并且纵向宽度 $h$ 为0.1mV以上的条件的心跳(相对于横向宽度 $w$ 和纵向宽度 $h$ ,见图6C)。在图22所示的心腔内心电图波形21的情况下,作为满足条件的心跳,将虚线矩形131至137中包含的七个心跳检测为心肌兴奋的候选波形。

[0108] 第一生成部11从检测的心肌兴奋的候选波形进一步检测满足预定条件的心跳作为心肌兴奋的波形。特别地,参考心肌兴奋的候选波形,第一生成部11将检索另一个心肌兴奋的候选波形的时间设定为检索时间段,并且将未检索到另一个心肌兴奋的候选波形的时间设定为检索排除时间段。在此情况下,检索时间段(例如,49msec)设定为比检索排除时间段(例如,50msec)短的时间段。

[0109] 如图22所示,第一生成部11在心腔内心电图波形21中将首先包含在虚线矩形131中的心跳检测为心肌兴奋的候选波形。第一生成部11检索所检测的心肌兴奋的候选波形的峰(圆形符号131a)与检索时间段(49msec)过后的正方形符号131b之间是否存在另一个心肌兴奋的候选波形(虚线矩形中包含的波形)。在实施例中,检索时间段中不存在另一个心肌兴奋的候选波形。因此,在实施例中,包含在虚线矩形131中的心跳检测为初始心肌兴奋的波形。第一生成部11将检测的心肌兴奋的波形的峰(圆形符号131a)与50msec过后的三角符号131c之间的时间段设定为未检测到另一个心肌兴奋的候选波形的检测排除时间段。

[0110] 检测排除时间段之后(三角符号131c之后且包括三角符号131c),第一生成部11将包含在虚线矩形132中的心跳检测为下一个心肌兴奋的候选波形。与上述检索相似地,第一生成部11检索所检测的心肌兴奋的候选波形的峰(圆形符号132a)与检索时间段过后的方形符号132b之间是否存在另一个心肌兴奋的候选波形。在实施例的情况下,包含在虚线矩形133中的心跳检测为另一个心肌兴奋的候选波形。第一生成部11互比较两个检测的心

肌兴奋的候选波形(虚线矩形132、133中包含的心跳)的振幅(P-P值),并且检测具有较大振幅的候选波形作为心肌兴奋的波形。在实施例中,包含在虚线矩形133中的心跳检测为心肌兴奋的波形。以与上文相似的方式,第一生成部11将所检测的心肌兴奋的候选波形的峰(圆形符号133a)与50msec过后的三角符号133c之间的时间段设定检测排除时间段。从用于生成动作电位波形25的波形去除未检测为心肌兴奋的波形的虚线矩形132中的心跳。

[0111] 当重复上述检测过程时,在图22所示的心腔内心电图波形21中,包含在虚线矩形131、133、134、136、137中的心跳检测为心肌兴奋的波形。

[0112] 然后,第一生成部11检测所检测的心肌兴奋的波形之间(单位波形之间)的时间间隔。具体地,检测虚线矩形131中包含的心跳的峰(圆形符号131a)与虚线矩形133中包含的心跳的峰(圆形符号133a)之间的时间间隔T1。相同或者相似地,检测圆形符号133a与圆形符号134a之间的时间间隔T2、圆形符号134a与圆形符号136a之间的时间间隔T3、以及圆形符号136a与圆形符号137a之间的时间间隔T4。

[0113] 当待通过使用动作电位单位波形120生成动作电位波形25时,在所检测的心肌兴奋的波形之间的时间间隔T1至T4分别对应于待生成的动作电位波形25中包含的单位波形(以下称作单位动作电位波形)CL1至CL4的假设下进行计算。

[0114] 第一生成部11将图23的图表所示的最短的APD(41msec)应用为相对于初始心肌兴奋的波形(虚线矩形131中包含的心跳)生成的单位动作电位波形的APD值。第一生成部11从CL1减去最短的APD以获得DI1的值( $DI1 = CL1 - \text{最短的APD}$ ),并且相对于获得的DI1的值从图23的图表获得APD的值。获得的APD的值是相对于第二心肌兴奋的波形(虚线矩形133中包含的心跳)生成的单位动作电位波形的APD2的值。

[0115] 相同或者相似地,获得相对于第三和随后的心肌兴奋的波形生成的单位动作电位波形的APD(APD3、APD4等)的值。

[0116] 然后,基于获得的APD的值,第一生成部11从图21所示的动作电位单位波形120中选择待使用于制作动作电位波形25的动作电位单位波形。具体地,在图21的每个动作电位单位波形120中,将指示-53mV的两点之间(例如, $t_1$ 和 $t_2$ 之间)的时间间隔设定为动作电位单位波形120的APD的值。然后,依次选择具有接近由此获得的APD(APD1、APD2等)的值的APD的值的动作电位单位波形120。

[0117] 选择的动作电位单位波形120对应于图24所示的心腔内心电图波形21显示为用于生成动作电位波形25的波形。每个动作电位单位波形120相对于心腔内心电图波形21的显示位置如图25所示。当例如对心腔内心电图波形21进行全波整流以生成全波整流波形24,并且对全波整流波形24应用移动平均处理以生成动作电位波形25时,动作电位波形25的峰25P的时间相位为动作电位单位波形120的起始点121的位置。

[0118] 相同或者相似地,第一生成部11相对于心腔内心电图波形21a至21j生成动作电位波形25a至25j。

[0119] 以与实施例1相同或者相似的方式,第一补充部12设定虚拟电极的位置,并且相对于设定的虚拟电极补充动作电位波形25k等。

[0120] 在实施例2中,使用动作电位单位波形,并且因此不进行其中如实施例1中的通过校正部使动作电位波形的振幅对齐的校正。

[0121] 然后,第二生成部14计算单位动作电位波形的APD(APD3、APD4等)的值的平均APD,

并且,与实施例1相似地,生成移位波形40a至40k。在布置电极和虚拟电极处将动作电位波形25a至25k和移位波形40a至40k分别放置于网格23上(见图11B)。

[0122] 在后续步骤中,在第二补充部15、第三生成部16、检测部17和判定部4(包括计算部18)以及显示部5中的进行的处理操作与实施例1说明中的相同。

[0123] 同样地,如此配置的心肌兴奋判定装置100获得与实施例1中的相似的效果。

[0124] 本发明不限于上述实施例,并且可以适当地进行修改、改进等。此外,只要能够实现本发明,上述实施例的构件的材料、形状、尺寸、数值、形式、数量、放置位置等是任意的并且不受限制。

[0125] 例如,在实施例中,通过使用动作电位波形和移位波形生成相图和可视化数据,并且基于可视化数据判定心肌的兴奋动力学类型。然而,本发明不限于该结构。例如,可以对心腔内心电图进行希耳伯特变换以生成相图和可视化数据,并且可以基于该可视化数据判定心肌的兴奋动力学类型。

[0126] 本发明基于2016年3月15日提交的日本专利申请No.2016-050782,该专利的全文作为参考并入本申请。

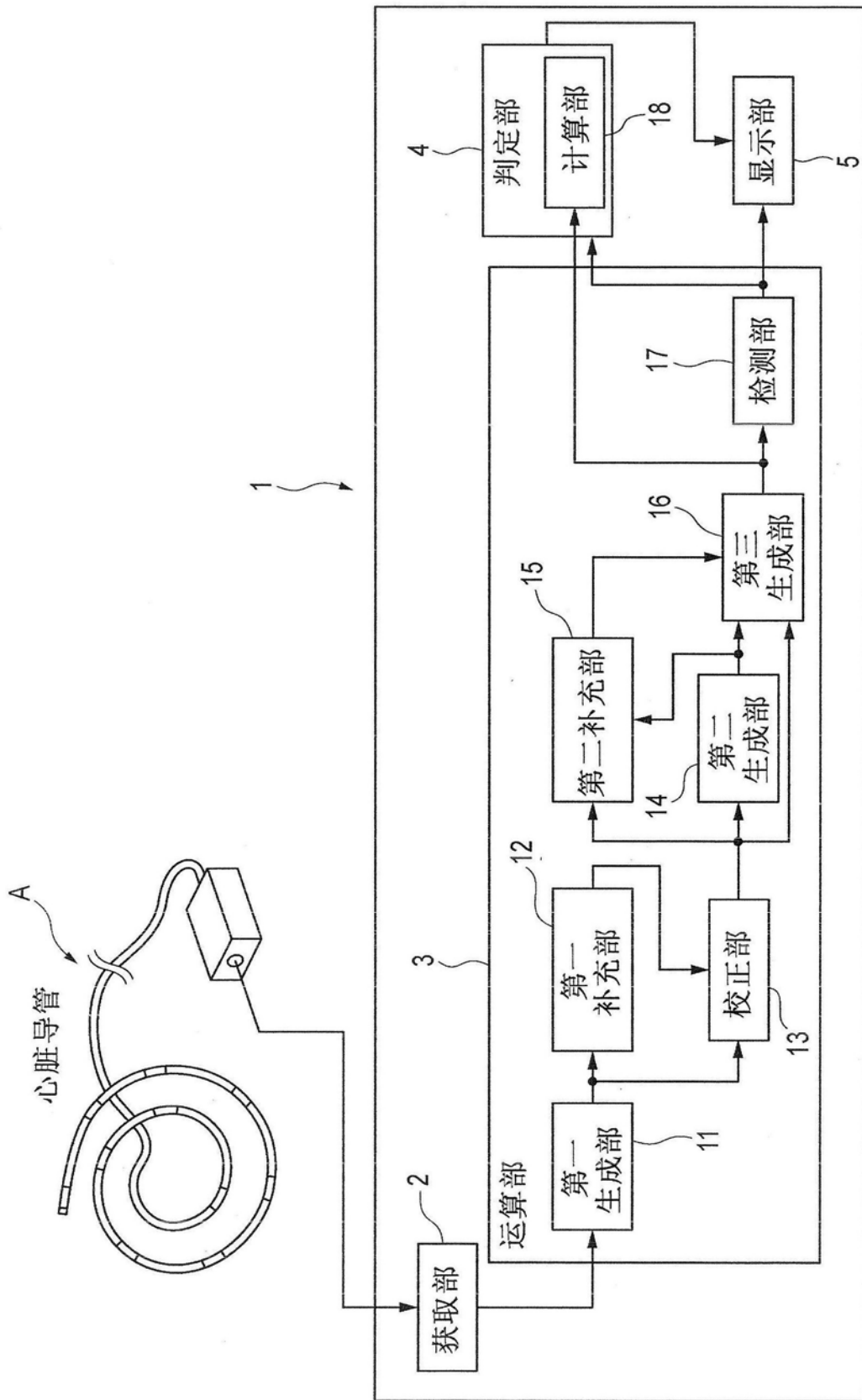
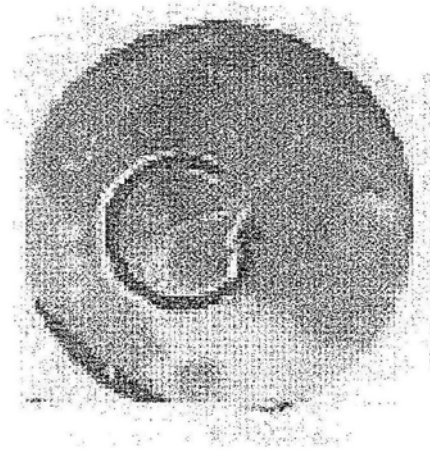


图1



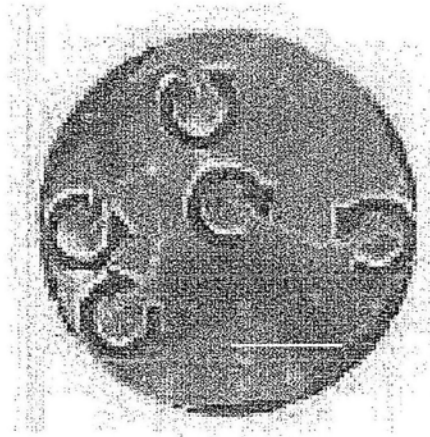
弯曲的旋转体

图2A



被动激活

图2B



多重小波

图2C

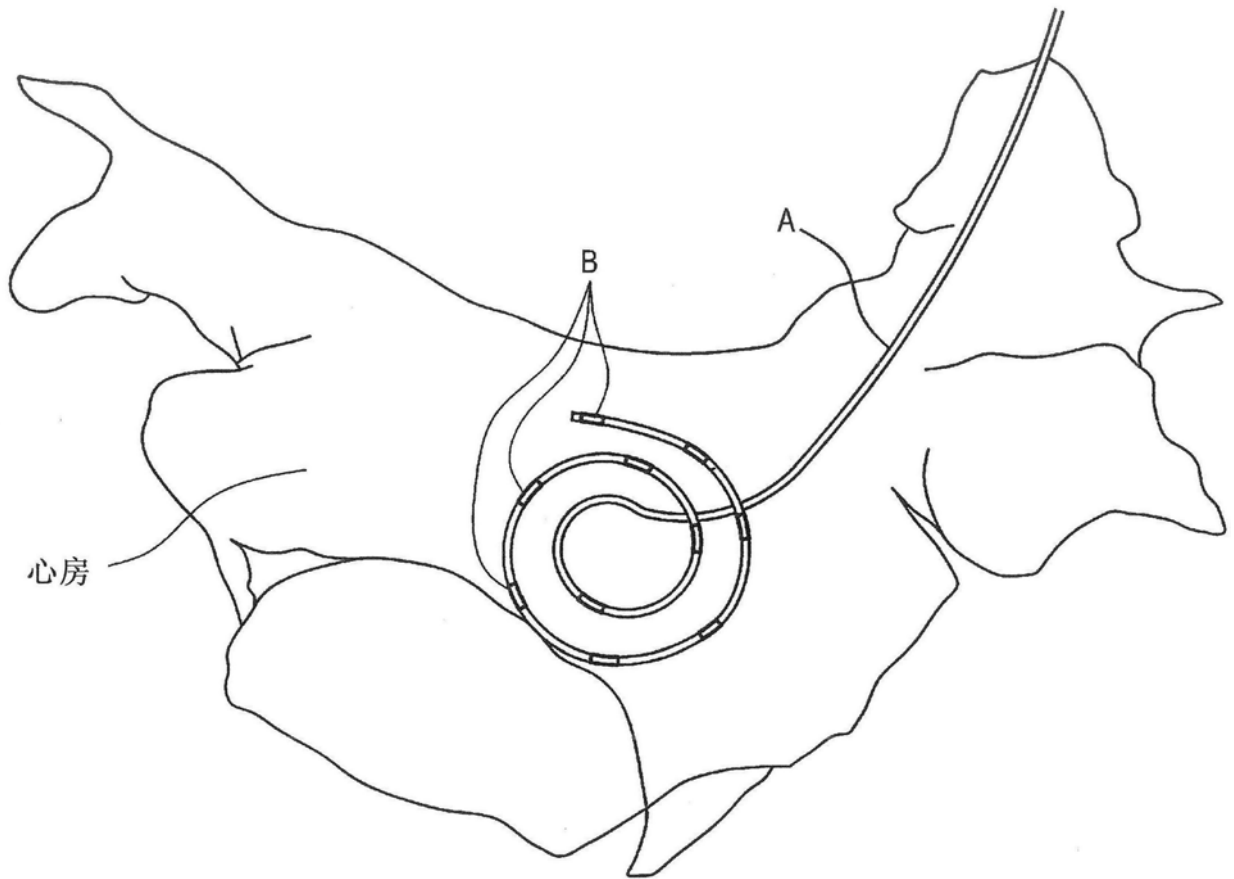


图3



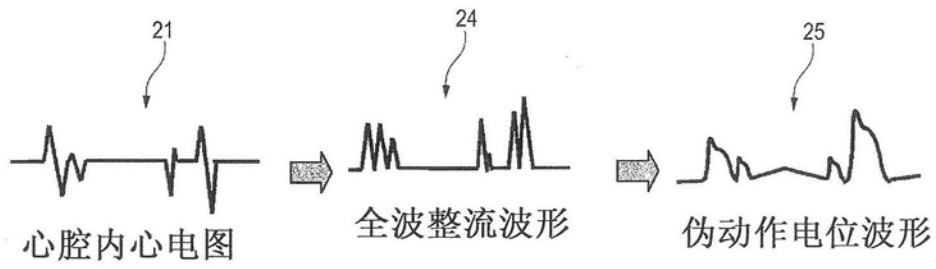


图5A

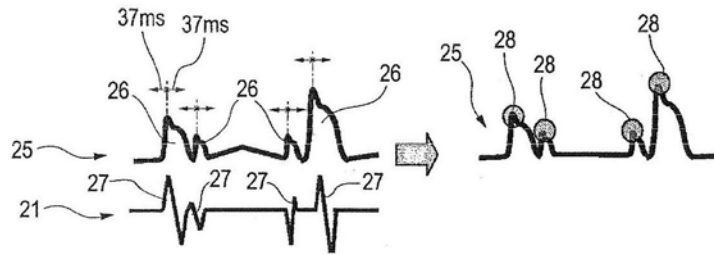


图5B

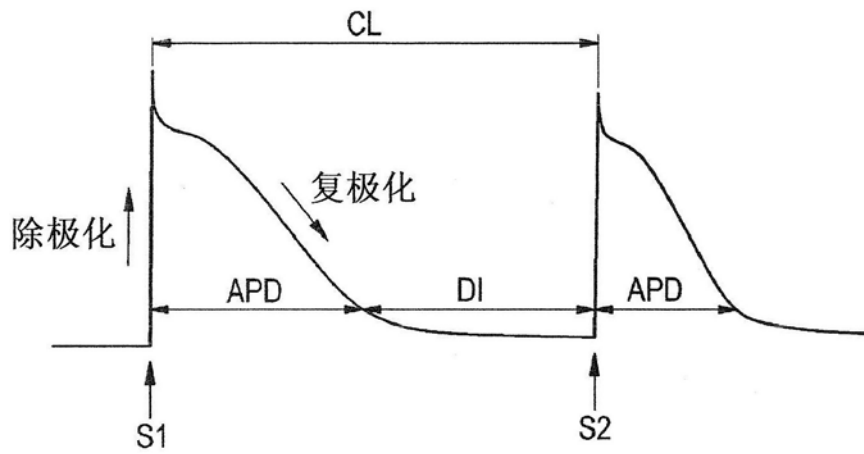


图6A

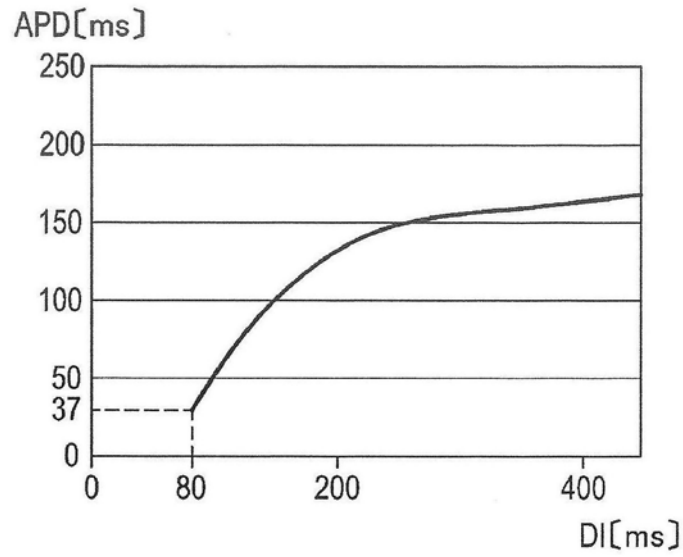


图6B

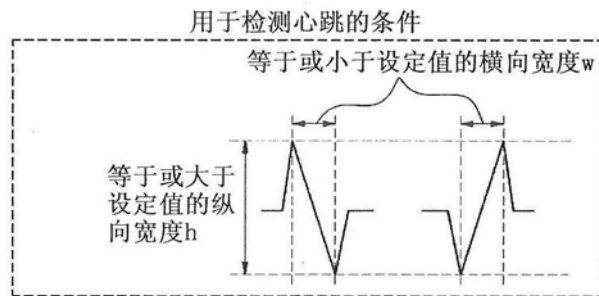


图6C

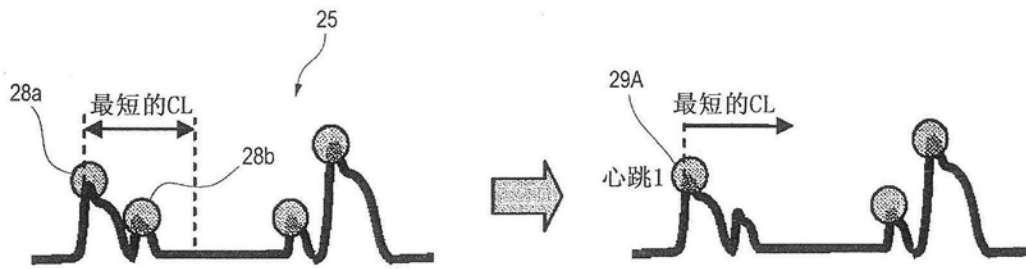


图7A

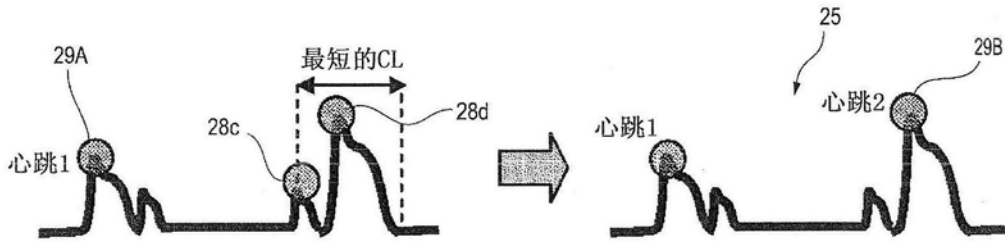


图7B

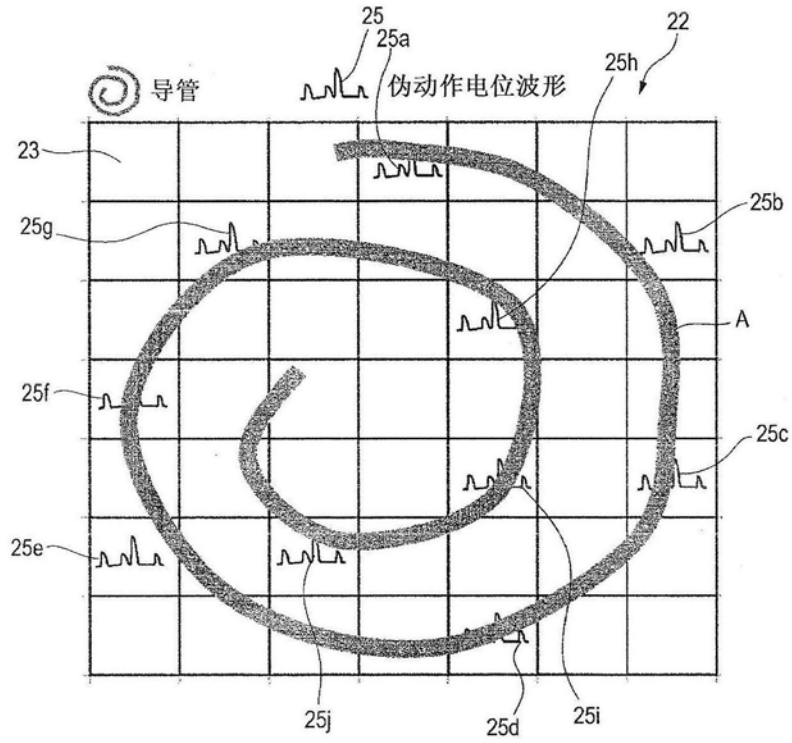


图8

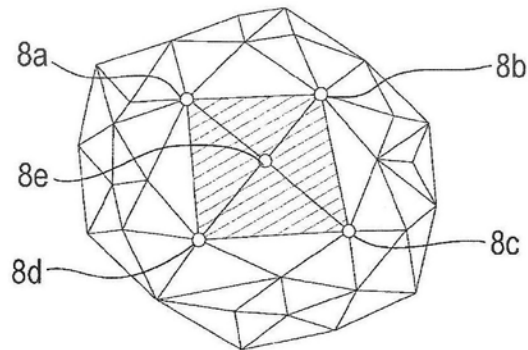


图9A

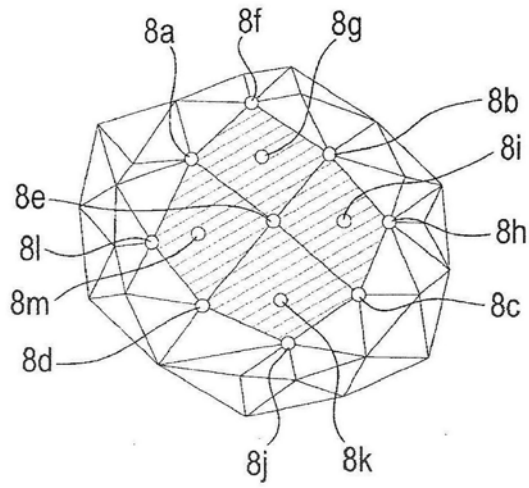


图9B

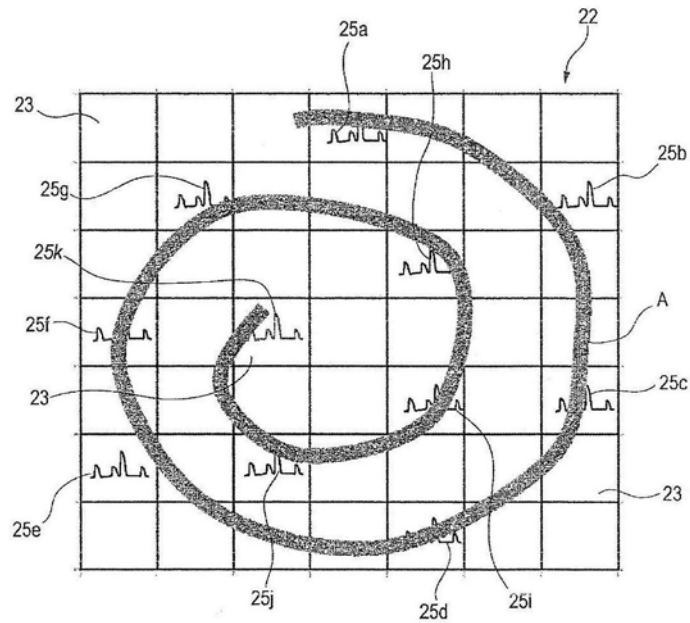


图9C

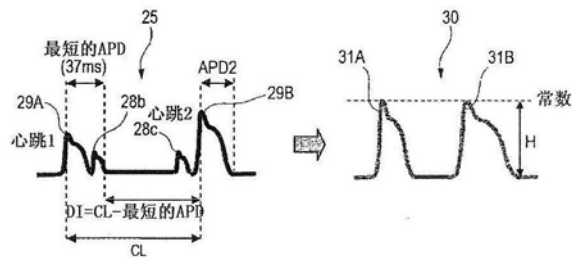


图10A

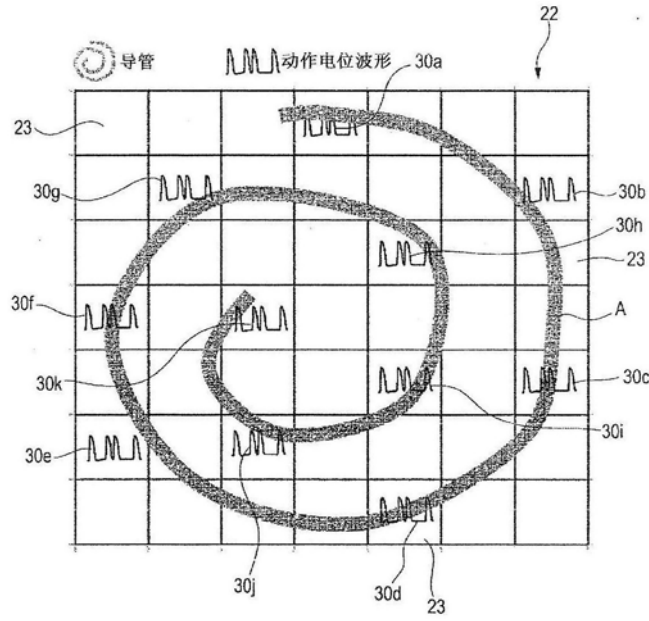


图10B

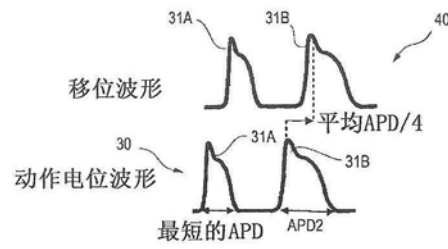


图11A

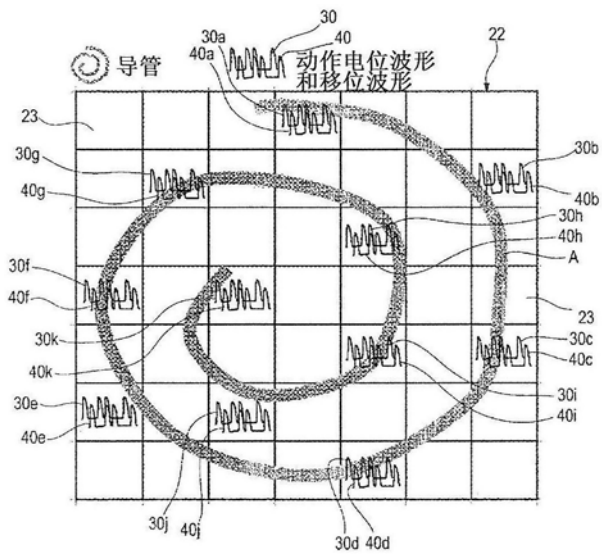


图11B

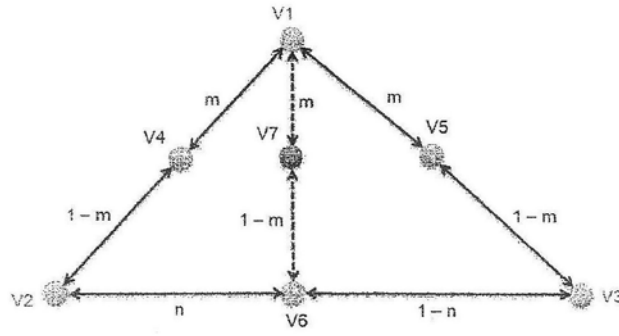


图12A

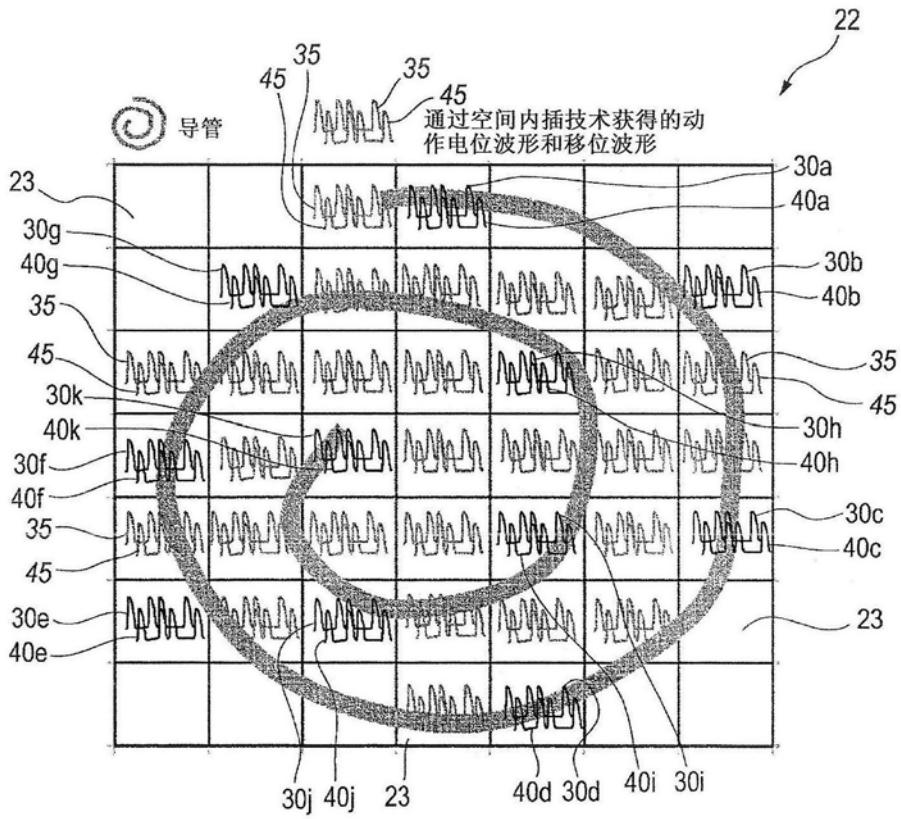


图12B

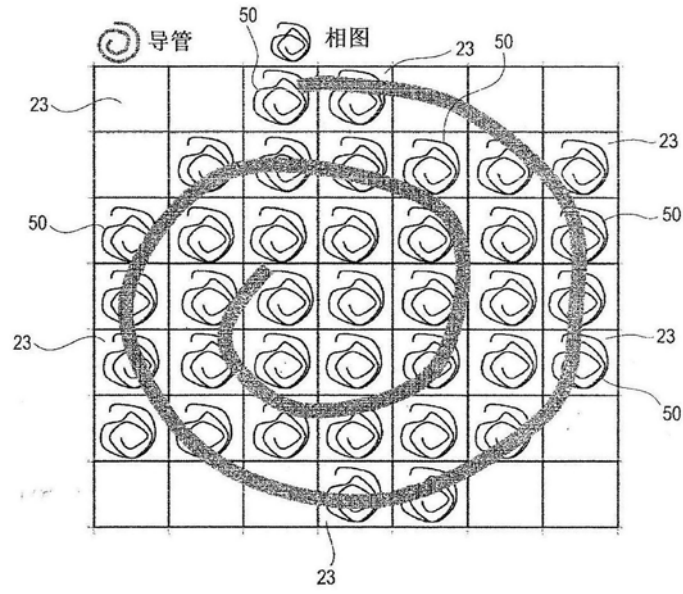


图13

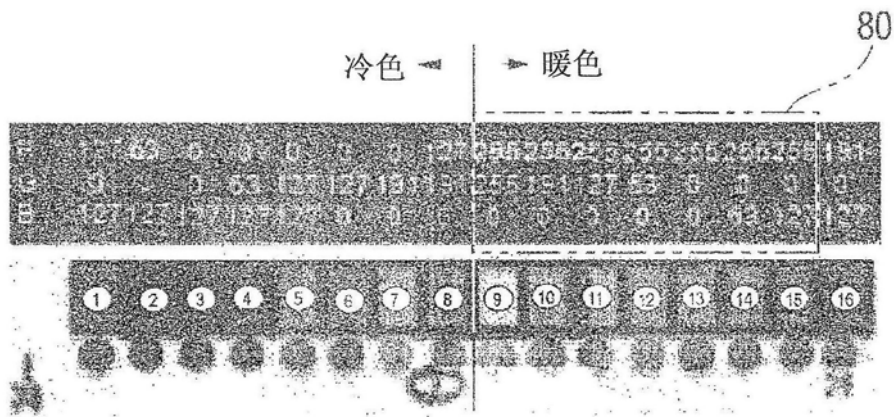


图14A



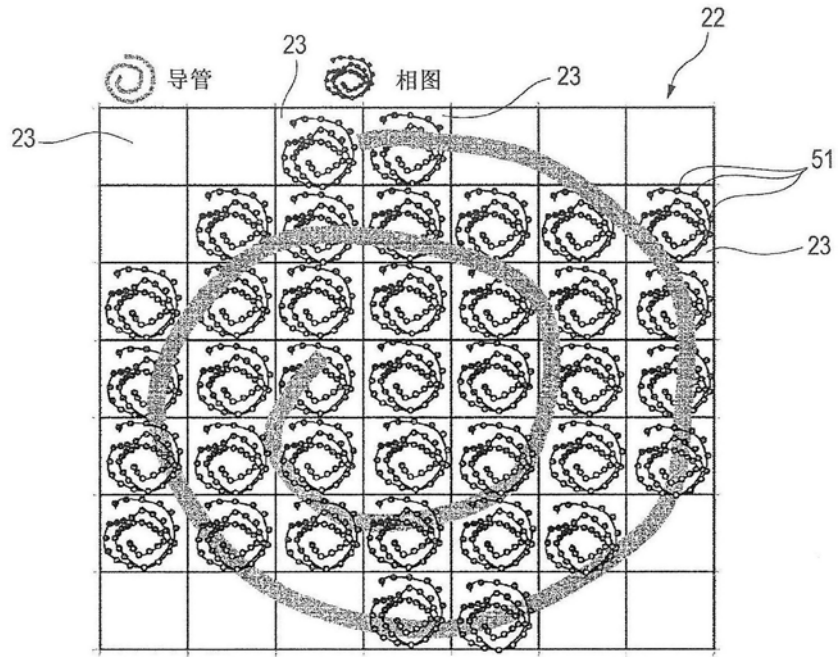


图15A

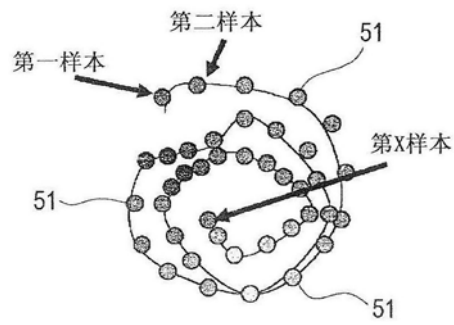


图15B

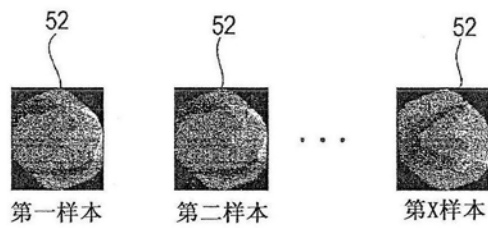


图15C

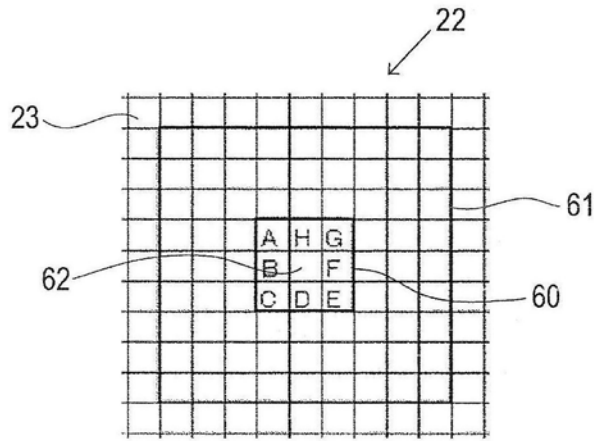


图16

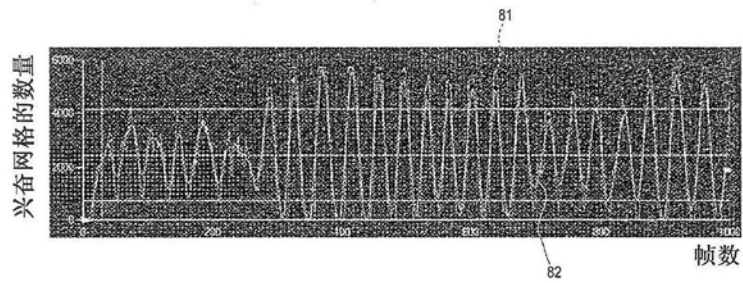


图17

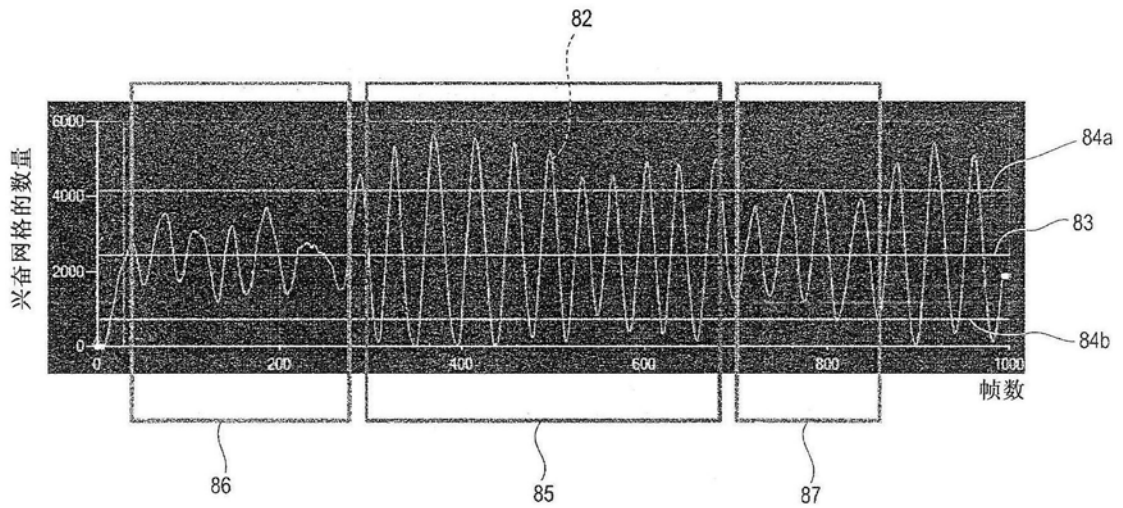


图18

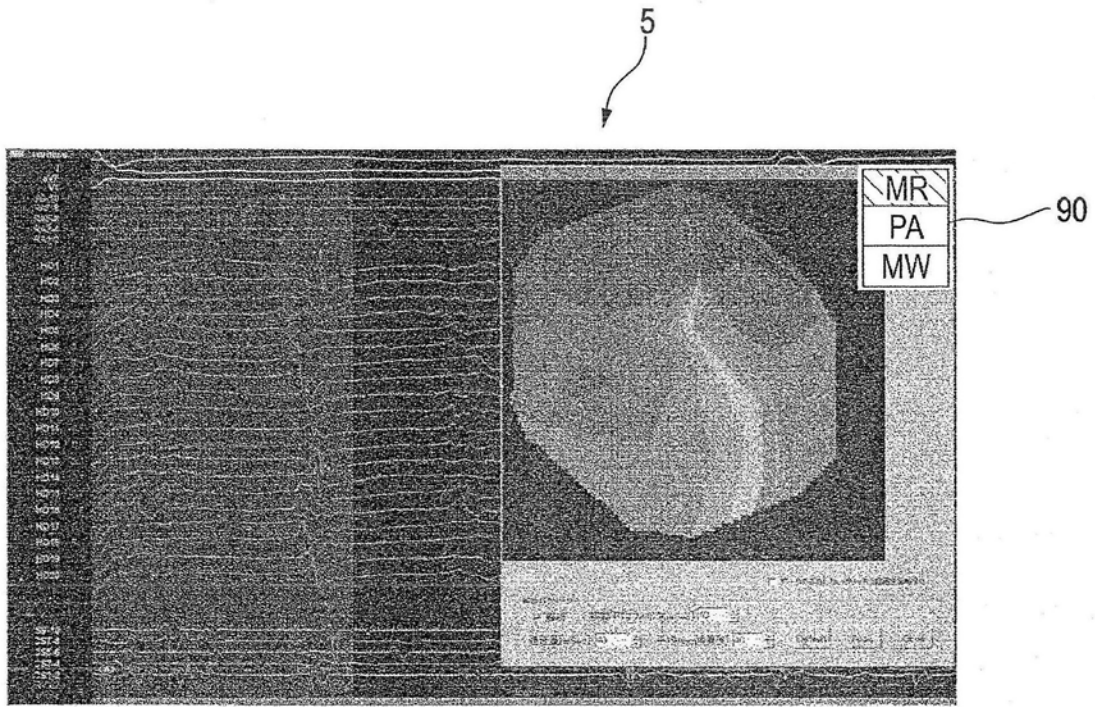


图19

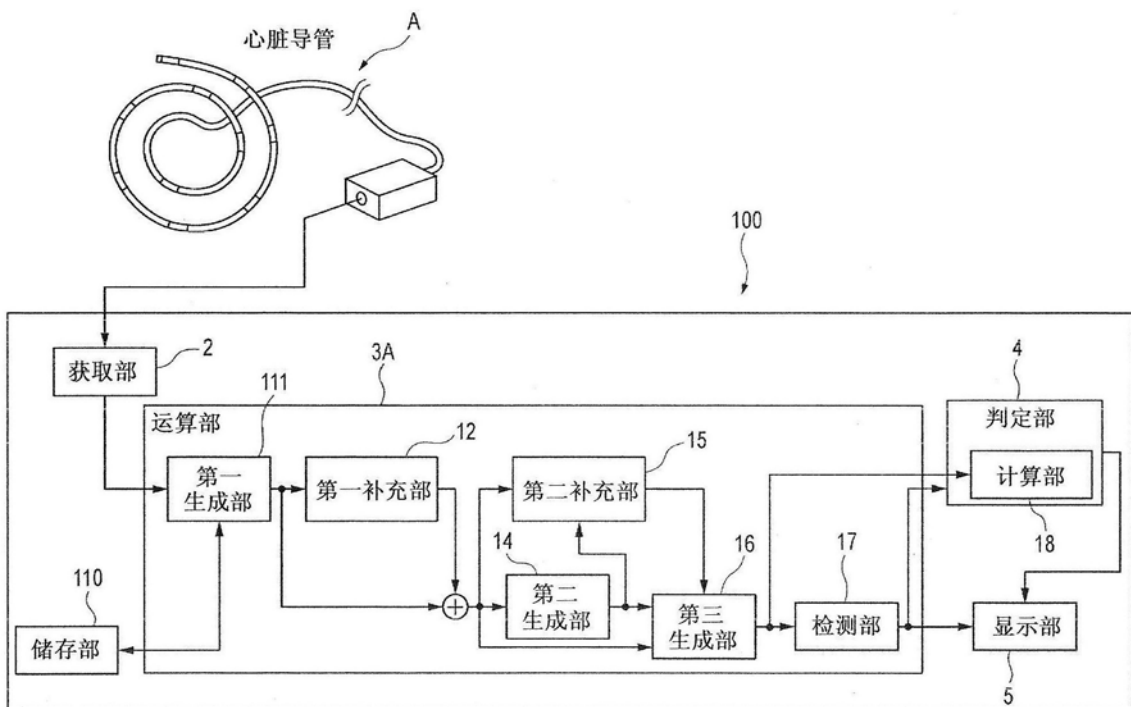


图20

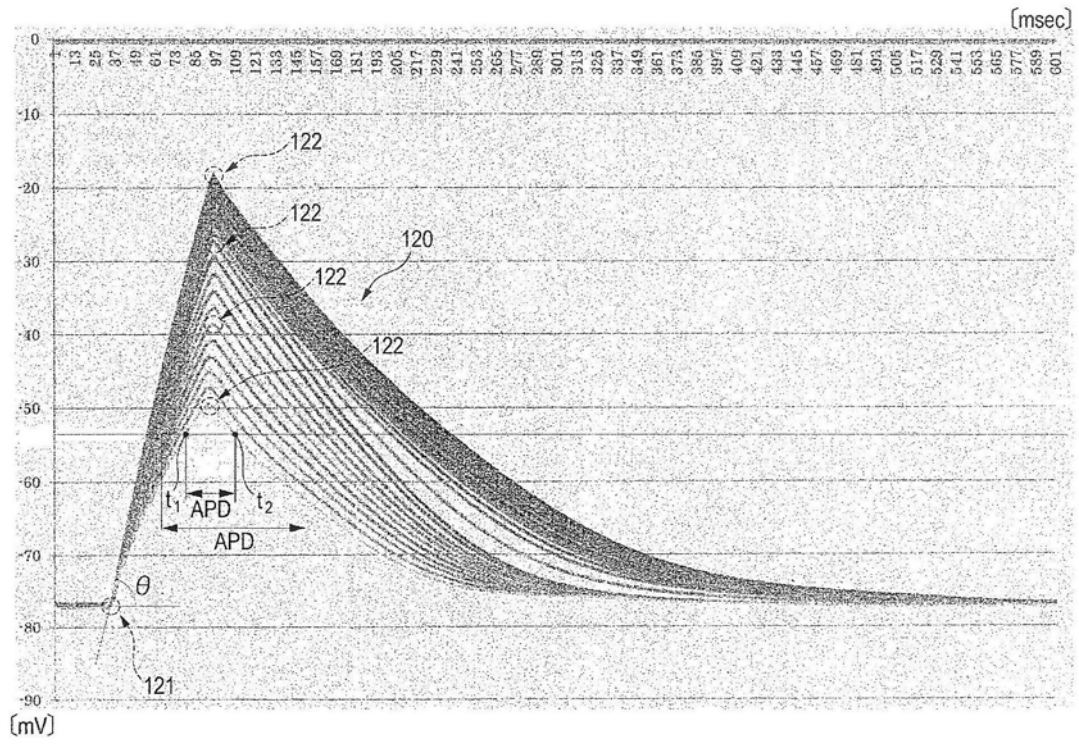


图21

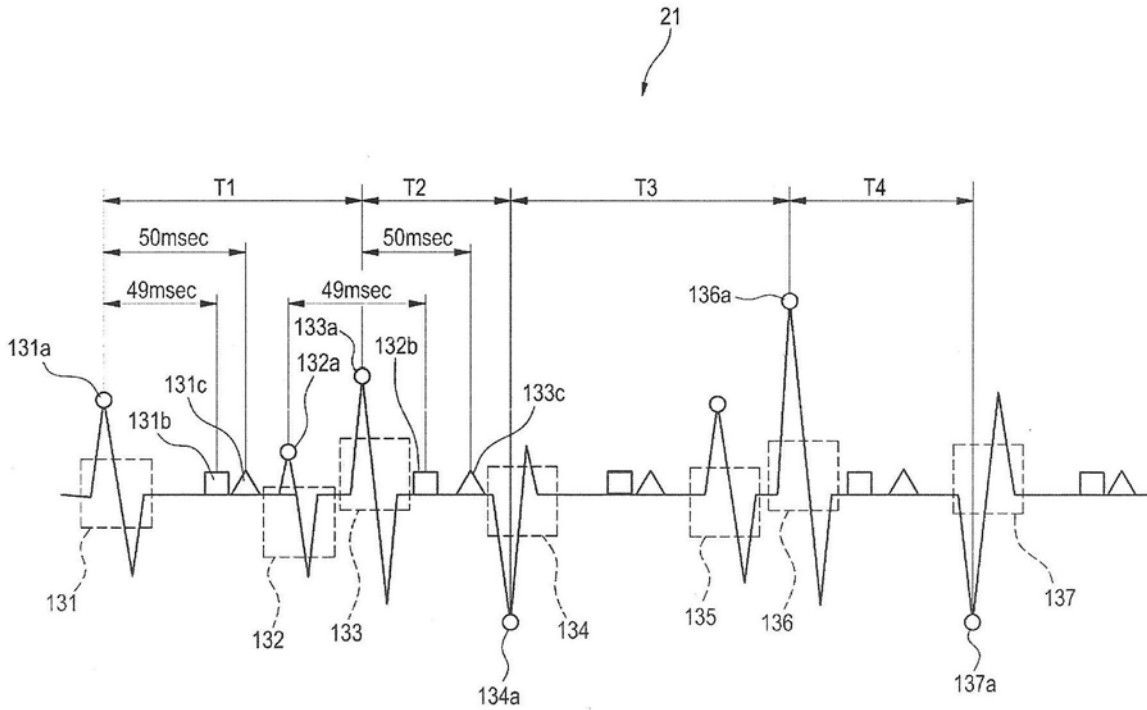


图22

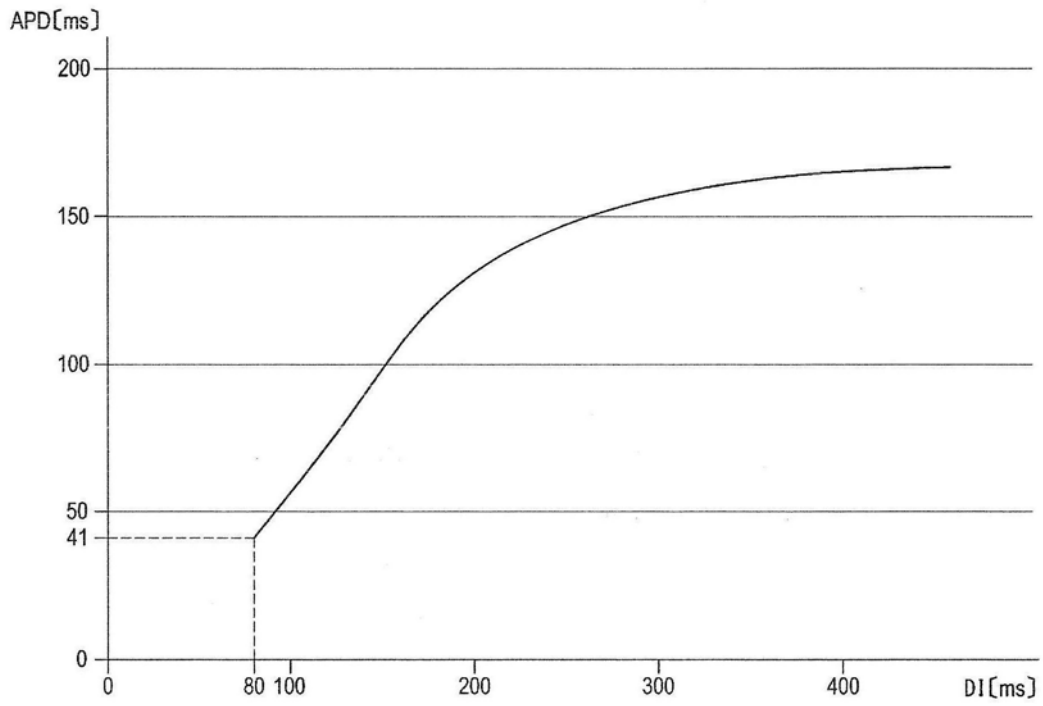


图23

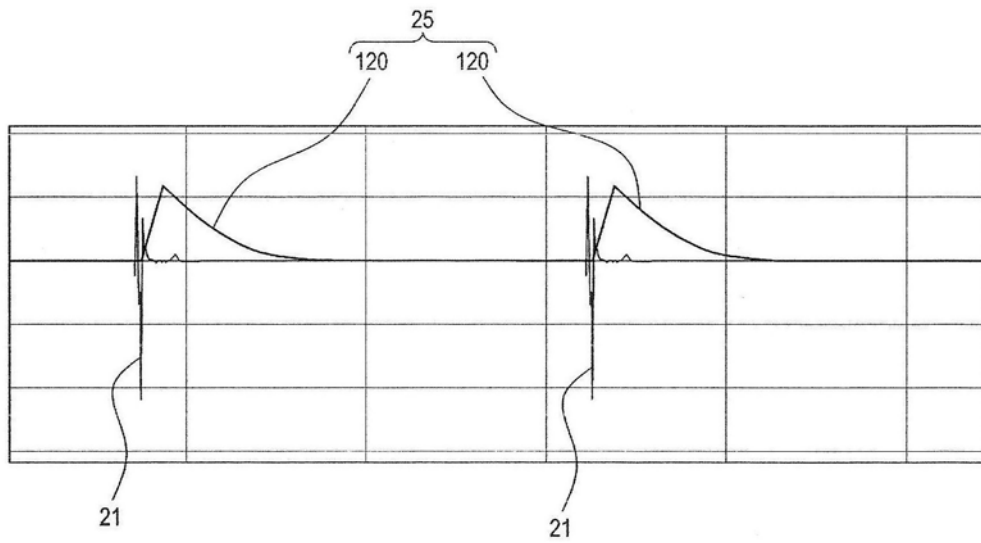


图24

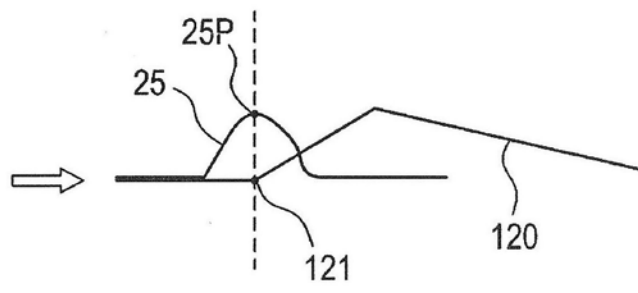
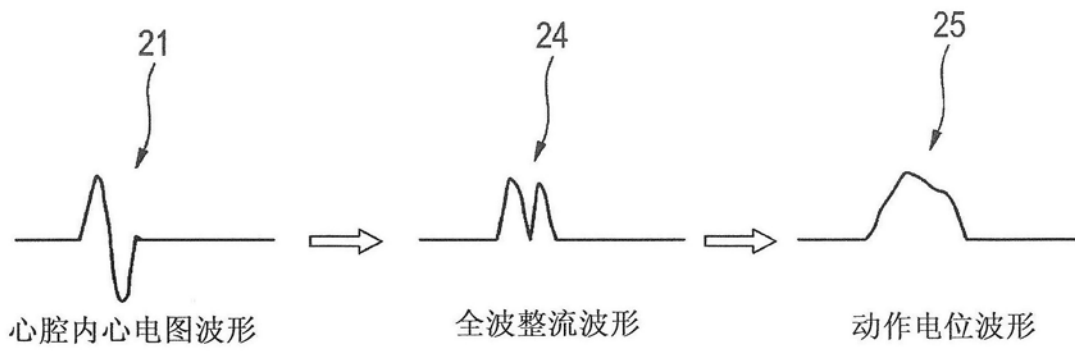


图25

专利名称(译)	心肌兴奋判定装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109068984A</a>	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780018107.0	申请日	2017-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学 日本光电工业株式会社 土屋肯 国立研究开发法人国立循环器病研究中心		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学 日本光电工业株式会社 国立研究开发法人国立循环器病研究中心		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学 日本光电工业株式会社 国立研究开发法人国立循环器病研究中心		
[标]发明人	芦原贵司 泷泽晃司 西原辰夫 铃木信宏 岩永有步 太田明男 土谷健 中泽一雄 稻田慎		
发明人	芦原贵司 泷泽晃司 西原辰夫 铃木信宏 岩永有步 太田明男 土谷健 中泽一雄 稻田慎		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/046 A61N1/40		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/046 A61B5/6857 A61B5/7264 A61B5/743 A61B2505/05 G16H50/20 G16H10/60		
代理人(译)	吴立		
优先权	2016050782 2016-03-15 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

提供一种心肌兴奋判定装置，其能够支持心房纤颤期间心肌的兴奋动力学的判定。一种心肌兴奋判定装置，具有：获取部(2)，其获取受试者的心腔内心电图；处理部(3)，其基于心腔内心电图运算，以生成指示心肌的兴奋状态的可视化数据；以及判定部(4)，其基于可视化数据判定心肌的兴奋动力学的类型。

