



(43) 申请公布日 2021.06.22

权利要求书2页 说明书8页 附图6页

Figure 1 is a schematic diagram of a medical system 20. A patient 21 is lying on a table 23. The patient's head is positioned near a sensor 30. A medical professional 22 stands at the side of the table, holding a control unit 24. The control unit 24 is connected to a computer system 26. The computer system 26 includes a monitor 28 displaying a heart image 48, and a control panel 38. The computer system 26 is also connected to a system 40. The system 40 includes a storage unit 44, a data acquisition module 42, a processing unit 46, an electromagnetic tracking module 36, and a current tracking module 37. The system 40 is connected to the control unit 24 via a cable 40.

1. 一种用于电生理评估的方法,包括:

从心脏腔室中的多个位置处的心肌组织采集电信号;

由计算机处理器从所述电信号自动导出相应的注释,所述注释指示在所述心脏的周期内所述心肌组织中的传导波横穿所述位置的时间;

接收来自所述计算机处理器的用户的输入,所述输入针对所述组织中的第一位置指示选择所述第一注释作为有效注释,在所述第一位置处所述电信号包括在所述心脏的周期内的不同相应时间具有第一注释和第二注释的双电位信号;

由所述计算机处理器自动识别距所述第一位置预定距离内的一个或多个第二位置,在所述第二位置处所述电信号包括双电位信号,所述双电位信号各自具有两个相应的注释;

由所述计算机处理器响应于对所述第一注释的选择而自动选择所述两个相应注释中的一个注释作为在所述一个或多个第二位置中的每个第二位置处的有效注释;以及
在所述心脏的电解剖标测图上显示所述有效注释。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述腔室包括所述心脏的心房。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述腔室包括所述心脏的心室。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述相应的注释包括所述心脏的P波的相应最大电压。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述相应的注释包括所述心脏的P波的相应最负 $\frac{dV}{dt}$ 。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述相应的注释包括所述心脏的QRS波群的相应最陡负斜率。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前,所述计算机处理器向所述用户提供所述第一注释是所述有效注释的指示。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前,所述计算机处理器向所述用户提供所述第二注释是所述有效注释的指示。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前,对于给定的第二位置,所述计算机处理器选择所述两个相应注释中的所述一个注释作为无效注释。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前,对于给定的第二位置,所述计算机处理器选择所述两个相应注释中的所述一个注释作为所述有效注释。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中显示所述有效注释包括计算所述第一位置和所述一个或多个第二位置的相应局部激活时间 (LAT), 以及将所述LAT结合到所述心脏的所述电解剖标测图中。

12. 一种用于电生理评估的设备,包括:

探头,所述探头被配置为从心脏腔室中的多个位置处的心肌组织采集电信号;以及

计算机处理器,所述计算机处理器被配置为:

从所述电信号自动导出相应的注释,所述注释指示在所述心脏的周期内所述心肌组织

中的传导波横穿所述位置的时间，

接收来自所述计算机处理器的用户的输入，所述输入针对所述组织中的第一位置指示选择所述第一注释作为有效注释，在所述第一位置处所述电信号包括在所述心脏的周期内的不同相应时间具有第一注释和第二注释的双电位信号，

自动识别距所述第一位置预定距离内的一个或多个第二位置，在所述第二位置处所述电信号包括双电位信号，所述双电位信号各自具有两个相应的注释，

响应于对所述第一注释的选择而自动选择所述两个相应注释中的一个注释作为在所述一个或多个第二位置中的每个第二位置处的有效注释，以及

在所述心脏的电解剖标测图上显示所述有效注释。

13. 根据权利要求12所述的设备，其中所述腔室包括所述心脏的心房。

14. 根据权利要求12所述的设备，其中所述腔室包括所述心脏的心室。

15. 根据权利要求12所述的设备，其中所述相应的注释包括所述心脏的P波的相应最大电压。

16. 根据权利要求12所述的设备，其中所述相应的注释包括所述心脏的P波的相应最负 $\frac{dV}{dt}$ 。

17. 根据权利要求12所述的设备，其中所述相应的注释包括所述心脏的QRS波群的相应最陡负斜率。

18. 根据权利要求12所述的设备，其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前，所述计算机处理器向所述用户提供所述第一注释是所述有效注释的指示。

19. 根据权利要求12所述的设备，其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前，所述计算机处理器向所述用户提供所述第二注释是所述有效注释的指示。

20. 根据权利要求12所述的设备，其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前，对于给定的第二位置，所述计算机处理器选择所述两个相应注释中的所述一个注释作为无效注释。

21. 根据权利要求12所述的设备，其中在所述用户选择所述第一注释作为所述有效注释之前，对于给定的第二位置，所述计算机处理器选择所述两个相应注释中的所述一个注释作为所述有效注释。

22. 根据权利要求12所述的设备，其中显示所述有效注释包括计算所述第一位置和所述一个或多个第二位置的相应局部激活时间 (LAT)，以及将所述LAT结合到所述心脏的所述电解剖标测图中。

解决双电位问题

技术领域

[0001] 本发明整体涉及分析心脏侵入式规程的结果,并且具体地涉及校正错误的结果。

背景技术

[0002] 侵入式心脏规程通常包括采集心内(IC)心电图(ECG)信号,以及对这些信号进行分析。对IC ECG信号的分析在本领域中是众所周知的。

[0003] 例如,授予Bar-Tal等人的美国专利10,314,542描述了一种使用分割来确定心脏消融的感兴趣区域的系统。该方法可以包括经由传感器检测心电图(ECG)信号,每个ECG信号经由该传感器中的一个传感器检测并且指示心脏的电活动。该系统还包括根据分割来确定心脏消融的感兴趣区域。

[0004] 授予Rubenstein的美国专利申请2018/0235495描述了心脏标测导管和使用该导管的方法。导管可以检测与心律失常相关联的去极化波前的存在、方向和/或来源。

[0005] 授予El Haddad的美国专利10,335,052描述了一种用于分析电生理数据的装置。该装置使用适于执行电生理数据的逐步分析的处理装置来生成指示肺静脉电位分量的存在的信号。

[0006] 授予Ciaccio等人的美国专利6,236,883描述了一种方法,该方法包括使用特征检测和定位(FDL)算法从电描记图特征识别和定位折返电路的步骤。

[0007] 授予Chauhan等人的美国专利申请2017/0079539描述了一种用于识别器官中的电生理活动的局灶性源位置的系统。该系统还可以用于引导器官的导管消融。

发明内容

[0008] 本发明的一个示例性实施方案提供了一种用于电生理评估的方法,该方法包括:

[0009] 从心脏腔室中的多个位置处的心肌组织采集电信号;

[0010] 由计算机处理器从电信号自动导出相应的注释,该注释指示在心脏的周期内心肌组织中的传导波横穿这些位置的时间;

[0011] 接收来自计算机处理器的用户的输入,该输入针对组织中的第一位置指示选择第一注释作为有效注释,在该第一位置处电信号包括在心脏的周期内的不同相应时间具有第一注释和第二注释的双电位信号;

[0012] 由计算机处理器自动识别距第一位置预定距离内的一个或多个第二位置,在该第二位置处电信号包括双电位信号,每个双电位信号具有两个相应的注释;

[0013] 由计算机处理器响应于对第一注释的选择而自动选择两个相应注释中的一个注释作为在一个或多个第二位置中的每个第二位置处的有效注释;以及

[0014] 在心脏的电解剖标测图上显示有效注释。

[0015] 在本发明所公开的示例性实施方案中,腔室包括心脏的心房。

[0016] 在另一个本发明所公开的示例性实施方案中,腔室包括心脏的心室。

[0017] 在本发明所公开的又一个示例性实施方案中,相应的注释包括心脏的P波的相应

最大电压。另选地或除此之外，相应的注释包括心脏的P波的相应最负 $\frac{dV}{dt}$ 。

[0018] 在另选的示例性实施方案中，相应的注释包括心脏的QRS波群的相应最陡负斜率。

[0019] 在另一个另选的示例性实施方案中，在用户选择第一注释作为有效注释之前，计算机处理器向用户提供第一注释是有效注释的指示。

[0020] 在又一个另选的示例性实施方案中，在用户选择第一注释作为有效注释之前，计算机处理器向用户提供第一注释是有效注释的指示。

[0021] 在另一个示例性实施方案中，在用户选择第一注释作为有效注释之前，对于给定的第二位置，计算机处理器选择两个相应注释中的一个注释作为无效注释。

[0022] 在又一个示例性实施方案中，在用户选择第一注释作为有效注释之前，对于给定的第二位置，计算机处理器选择两个相应注释中的一个注释作为有效注释。

[0023] 显示有效注释可包括计算第一位置和一个或多个第二位置的相应局部激活时间(LAT)，以及将LAT结合到心脏的电解剖标测图中。

[0024] 根据本发明的另一个示例性实施方案，还提供了用于电生理评估的设备，该设备包括：

[0025] 探头，该探头被配置为从心脏腔室中的多个位置处的心肌组织采集电信号；以及

[0026] 计算机处理器，该计算机处理器被配置为：

[0027] 从电信号自动导出相应的注释，该注释指示在心脏的周期内心肌组织中的传导波横穿这些位置的时间，

[0028] 接收来自计算机处理器的用户的输入，该输入针对组织中的第一位置指示选择第一注释作为有效注释，在该第一位置处电信号包括在心脏的周期内的不同相应时间具有第一注释和第二注释的双电位信号，

[0029] 自动识别距第一位置预定距离内的一个或多个第二位置，在该第二位置处电信号包括双电位信号，双电位信号各自具有两个相应的注释，

[0030] 响应于对第一注释的选择而自动选择两个相应注释中的一个注释作为在一个或多个第二位置中的每个第二位置处的有效注释，以及

[0031] 在心脏的电解剖标测图上显示有效注释。

附图说明

[0032] 结合附图，通过以下对本公开的示例性实施方案的详细描述，将更全面地理解本发明，其中：

[0033] 图1是根据本发明的一个示例性实施方案的双电位分析系统的示意图；

[0034] 图2是根据本发明的一个示例性实施方案的在系统中使用的导管的远侧端部的示意图；

[0035] 图3示出了根据本发明的一个示例性实施方案的心内心电图信号的示例；

[0036] 图4是根据本发明的一个示例性实施方案的心脏的心房的区段的电解剖标测图的示意图。并且

[0037] 图5A是根据本发明的一个示例性实施方案的算法的步骤的流程图，并且图5B是根据本发明的一个示例性实施方案的解释一些步骤的标测图的示意图。

具体实施方式

[0038] 概述

[0039] 医师可使用心脏腔室的电解剖标测图来制定腔室的电生理评估。标测图包括在心脏腔室的三维(3D)标测图的位置上的局部激活时间(LAT)的叠加值。(通常通过对3D标测图着色来进行叠加。)LAT对应于腔室的组织中的传导波横穿这些位置的时间。

[0040] 计算机处理器通常根据心内心电图(IC ECG)信号的注释计算LAT,并且处理器可自动计算给定信号的注释。例如,可将来自心脏心房的IC ECG信号的注释设定为信号的P波的最大值,并且可将来自心室的IC ECG信号的注释设定在QRS波群的最陡负斜率点处。

[0041] 然而,处理器可能不正确地设定注释。例如,就心房而言,P波可具有两个最大值,即,为双电位信号,并且处理器可选择错误的最大值作为信号注释。

[0042] 本发明的示例性实施方案使得处理器的用户能够校正给定位置的双电位信号的无效注释。然后,处理器通过检查并自动校正(如果必要的话)相邻位置中的双电位信号的注释,来将校正的效果自动传送到用户选择的给定位置周围的区中的相邻位置。

[0043] 因此,在本发明的一个实施方案中,采集来自心脏腔室中的多个位置处的心肌组织的电信号。然后,计算机处理器从这些信号自动导出相应的注释,这些注释指示在心脏的周期内组织中的传导波横穿这些位置的时间。

[0044] 处理器的用户向处理器提供用于所选择的双电位信号的输入,该输入指示信号的两个注释中的哪个注释是有效的。然后,处理器自动识别在所选择的信号的位置的预定距离内具有双电位信号的位置。

[0045] 对于自动识别的位置中的每个位置,处理器自动选择两个注释中的一个注释作为该位置的有效注释。自动选择是响应于上文提及的用户选择的注释的。例如,对于给定的自动识别位置,处理器可以将时间上最靠近用户选择的注释的注释选择为所识别位置的有效注释。

[0046] 然后,通常通过使用注释计算叠加在心脏的3D标测图上的对应LAT,来将有效注释结合到心脏的电解剖标测图中。

[0047] 系统描述

[0048] 在以下的描述中,附图中的类似元件由类似数字来标识,并且类似元件根据需要通过在标识数字后附加字母来进行区分。

[0049] 现在参见图1,该图是双电位分析系统20的示意图,并且参见图2,该图是根据本发明的一个实施方案的在系统中使用的导管的远侧端部的示意图。为简单和清楚起见,以下说明(除非另外说明)假定医疗规程由系统20的用户22执行,在此假定为执业医师,其中用户将导管24插入到患者28的左股静脉或右股静脉中。用户22在本文中也称为操作者22。该规程被假定为包括患者的心脏34的腔室的研究,并且在该规程中,导管最初被插入到患者体内,直到导管的远侧端部32(本文也称为探头32)到达心脏腔室。该腔室通常包括心脏的心房或心室。

[0050] 系统20可由系统处理器40控制,该系统处理器包括处理单元(PU)42,该处理单元与电磁跟踪模块36和/或电流跟踪模块37通信。PU 42还与消融模块39和ECG(心电图)模块43通信。这些模块的功能在下文中进行更详细的描述。PU 42也与存储器44通信。处理器40通常被安装在控制台46中,该控制台包括操作控件38,该操作控件通常包括操作者22用来

与处理器互动的定点装置,诸如鼠标或轨迹球。处理器使用存储器44中存储的软件来操作系统20。由处理器40执行的操作的结果在显示器48上呈现给操作者。通常是心脏34的解剖标测图49的形式使得操作者能够形成心脏的电生理评估。该软件可以例如以电子形式通过网络下载到处理器40,或者另选地或除此之外,该软件可以被提供和/或存储在非临时性有形介质诸如磁存储器、光学存储器或电子存储器上。

[0051] 为了在包含心脏34的标测区域30中跟踪探头32的路径,本发明的实施方案使用基于电流的跟踪系统21和基于电磁的跟踪系统23中的至少一者。这两种系统描述于下文中。

[0052] 跟踪系统21包括类似于授予Bar-Tal等人的美国专利8,456,182中所述的电流测量跟踪系统,该专利的公开内容以引用方式并入本文。由Biosense-Webster (33Technology Drive, Irvine, CA 92618 USA) 制造的Carto[®] 系统也使用电流测量跟踪系统。电流测量跟踪系统在电流跟踪模块37的控制下。探头32具有一个或多个探头电极50 (本文以举例的方式假定其包括电极50A和电极50B), 并且在跟踪系统21中, 模块37将电流注入到被跟踪的一个或多个电极50。电流由定位在患者28的皮肤上的多个大致类似的贴片电极77 (本文也称为贴片) 接收, 并且被传输回到模块。

[0053] 尽管本文所述的贴片电极77和其他皮肤电极的导电电缆对于电极中的每个电极而言均存在, 但为了清楚起见, 图中仅示出了电极中的一些电极的电缆。给定探头电极50与皮肤贴片77之间的电流根据电极的位置而变化, 这尤其是归因于电极距贴片的不同距离, 该不同距离导致给定探头电极与不同贴片之间的不同阻抗。模块37测量由连接到贴片的相应通道上的不同贴片77接收的不同电流, 并且可被配置为从不同电流生成给定探头电极的位置的指示。

[0054] 电磁跟踪系统23类似于授予Ben-Haim等人的美国专利6,690,963中所述和Carto[®] 系统中所用的系统, 该专利的公开内容以引用方式并入本文。电磁跟踪系统在电磁跟踪模块36的控制下。电磁跟踪系统包括多个磁场发生器, 该多个磁场发生器在本文中假定包括三组发生器66, 每组包括三个正交线圈, 使得所述多个发生器包括共九个线圈。发生器66被放置在患者28下面的已知位置, 该已知位置限定发生器的参照系。模块36尤其控制由发生器产生的交变磁场的振幅和频率。

[0055] 交变磁场与位于探头32中的线圈51互动, 以便在线圈中生成交变电极电位, 并且电极电位被跟踪模块36接收为信号。模块连同处理单元42分析所接收的信号, 并且根据该分析, 能够确定探头线圈在所限定的参照系中的方位, 即, 位置和取向。

[0056] 通常, 由这些系统中的任一者或两者进行的跟踪可以可视地呈现在显示器48上, 例如, 通过将表示探头的图标以及该图标所采取的路径结合到心脏34的标测图49中。为了清楚起见, 在以下描述中, 假定仅使用电磁跟踪系统23, 但该描述可加以必要的变更而适用于其中使用系统23和系统21两者或者仅使用系统21的情况。

[0057] 消融模块39包括射频 (RF) 发生器, 该射频 (RF) 发生器将RF功率递送到由操作者22选择的区域, 以便消融该区域。操作者22通过将具有消融电极的消融探头定位在该区域处来选择该区域。在一些实施方案中, 探头32和电极50中的一个电极 (诸如电极50B) 可以用作消融探头和消融电极。另选地, 单独的消融探头和消融电极可用于由模块39提供的消融。

[0058] 当电极50与心脏34的腔室的心肌组织接触时,ECG模块43接收由该电极采集的心内(IC) ECG信号。ECG模块连同PU 42一起分析信号,如下所述,以便尤其找到信号的局部激活时间(LAT)。该模块通常相对于参考ECG信号(诸如可以由定位在心脏34的冠状窦中的电极提供的参考ECG信号)用公式表示其LAT测量结果。

[0059] 图3示出了根据本发明的一个实施方案的IC ECG信号的示例。信号100和信号102由与心脏腔室(本文以举例的方式假定为心房)的心肌组织的相应位置接触的电极50采集。信号是电压对时间信号,并且为了简单起见,在图3中未示出信号的轴线。PU 42和模块43分析每个信号,以确定该信号中的每个信号的一个或多个注释。给定位置的注释指示跳动心脏的周期中心脏中的传导波横穿该位置的时间LAT,并且在本文中假定包括该信号的有序对,即,该信号的电压V和时间t。

[0060] 如本领域中已知的,给定ECG信号的注释可以通过不同的方法来设置。例如,心室的注释可以被选择为在QRS波群上的其中负斜率最陡(即,其中 $\frac{dV}{dt}$ 是最负的)的点处。对于

心房,注释可以被设定在信号的P波的最大值处,或者另选地在其中P波的 $\frac{dV}{dt}$ 是最负的时间处。

[0061] 在以下描述中,除非另有说明,否则假定IC ECG信号从心脏的心房采集,并且假定所采集的信号的注释在P波信号的最大值的时间处。下面进一步记录其中P波的注释在其中 $\frac{dV}{dt}$ 是最负的时间处的情况。

[0062] 信号100示出了在P波的峰值处具有单个注释110的信号,并且此类信号也被称为单电位信号。具有单个注释的信号(诸如信号100)通常由心脏34在以窦性节律跳动时生成。

[0063] 信号102示出了具有两个注释114、118的信号,其中P波具有两个峰值,并且此类信号被称为双电位信号。虽然以窦性节律跳动的心脏可以生成双电位信号,但是双电位的存在可以指示例如心律失常、瘢痕组织或消融组织。

[0064] 如将在下文中说明的,信号(诸如图3所示的那些信号)用于产生心脏34的电解剖标测图49。

[0065] 图4是根据本发明的一个实施方案的心脏34的心房的区段的电解剖标测图150的示意图。标测图150示出电解剖标测图49的一部分。

[0066] 为了产生标测图49,首先通过在心房内移动远侧端部32,并且使用上文提及的跟踪系统中的一个跟踪系统来跟踪和记录该远侧端部的方位,可以生成心房的三维(3D)标测图。所记录的方位包括心房内的和心房表面处的方位的点云,并且处理器40随后可以通过本领域众所周知的方法分析该点云,以产生包围该点云的3D包络,该包络对应于心房的组织表面。

[0067] 一旦已经产生3D标测图,心房的表面就可以通过采集和记录来自心房的表面上的位置的IC ECG信号来表征。信号采集可以使用远侧端部32的电极50来执行,同时记录该远侧端部的位置,并因此记录电极的位置。该表征可以如上文针对图3的信号(包括处理器40计算信号的注释)所示的。根据注释,处理器可以最初通过本领域众所周知的方法将LAT分

配给其中采集IC ECG信号的位置。

[0068] 对于单电位信号,LAT通常对应于单电位注释的时间,即,P波最大值的时间。因此,对于信号100,LAT在注释110的时间处。对于双电位信号,除了如下文进一步描述的之外,假定LAT对应于具有最大电压的注释的时间。(如果注释是根据信号的 $\frac{dV}{dt}$ 来定义的,则可以假

定LAT对应于具有最负的 $\frac{dV}{dt}$ 的注释的时间。)

[0069] 因此,对于信号102,如果注释114具有比注释118更大的电压,则LAT在注释114的时间处。在下文进一步提及的注释信号的显示中,通常仅将为LAT选择的注释叠加在信号上。在图3中,注释114已被绘制为实心圆,以指示它是已为信号102的LAT选择的注释。类似地,注释110已被绘制为实心圆,以指示它是已为信号100的LAT选择的注释。

[0070] 一旦已确定了特定位置的LAT值,处理器就可以将测量值叠加在腔室的3D标测图上,通常内插在两个值之间,以产生电解剖标测图。不同的LAT值通常在标测图150和49中示出为不同的颜色,但是在图4中示意性地示出为不同类型的阴影152、154、156、158。LAT的值(通常以ms为单位)可以在显示器48上示出为标测图的图例148,如图4中示意性地示出的。

[0071] 操作者22可查看标测图150,并且从该查看中可决定检查标测图的区域,通常是因为腔室位置的LAT(对应于标测图区域)可能看起来是不正确的。例如,操作者22可检查标测图150上的区域160是否被正确地表征,即,是否具有正确的LAT。

[0072] 为了检查位置的分配的LAT是否正确,操作者22检查由电极50从该位置采集的相关IC ECG信号。另选地或除此之外,通常在该位置的LAT来源于内插的情况下,操作者检查从心房的靠近该位置的区域采集的IC ECG信号。

[0073] 下文参考图5A和图5B详细描述了包括在标测图150的查看和检查中所涉及的步骤的算法。

[0074] 图5A是根据本发明的一个实施方案的由处理器40和操作者22实施的算法的步骤的流程图,并且图5B是根据本发明的一个实施方案的解释一些步骤的标测图151的示意图。除了下文所述的差异之外,标测图151与标测图150大体类似,这两个标测图均示出标测图49的相同部分,使得由标测图150和标测图151两者中的相同附图标号指示的元素大体类似。

[0075] 以下对算法的描述假设标测图150的回顾性查看(图4),但加以必要的变更,该描述可适于包括标测图的实时或接近实时的产生和查看。该算法使得操作者22能够形成心脏34的电生理评估。

[0076] 在初始步骤188中,产生心脏34的心房的电解剖标测图49,基本上如上文参考图3和图4所述。该产生尤其包括从心房表面的识别位置采集IC ECG信号,以及生成并显示标测图49。以下描述使用标测图150作为标测图49的一部分。

[0077] 在查看步骤189中,操作者22查看标测图150并且决定检查标测图的一个或多个区域。在该查看中,操作者通常限定处理器用来进一步分析用于产生标测图的信号的距离,所述距离在下文参考步骤198详细描述。针对所检查的标测图的每个区域迭代以下对流程图的步骤的描述,并且迭代的步骤被示出为在矩形190内。

[0078] 在选择步骤191中,操作者22选择一区域(本文假定包括区域160)进行查看。在选

择时,在显示器48上呈现给操作者22处理器40已用于生成该区域的LAT值的一个或多个IC ECG信号。如上所述,对于任何给定标测图区域,处理器可使用内插来生成该区域的LAT值,在这种情况下,用于内插的IC ECG信号呈现在显示器48上。

[0079] 在双电位步骤196中,操作者检查所呈现的IC ECG信号。通常,处理器40将处理器已选择作为信号的LAT的有效注释的注释叠加在每个呈现的信号上,大体如图3所示。此外,对于双电位信号,处理器向操作者提供信号为双电位信号的指示。该指示可通过任何方便的方式进行,诸如例如以闪烁圆或不同着色的圆形式将处理器未选择作为信号的LAT的注释(即,处理器假定是无效的注释)叠加在信号上。

[0080] 在选择步骤198中,操作者选择双电位信号的两个注释中的哪一个注释是正确的。在实施该选择时,操作者验证处理器已选择作为有效注释的注释,或者验证信号的另一个注释,即,处理器未选择的注释。操作者22通常使用控件38,诸如通过点击有效注释进行验证。在验证时,处理器40还记录标测图150中采集双电位信号的位置。

[0081] 如图5B中示意性所示,处理器随后在存储器44中配准标测图150的区250,该区包括在记录位置的预定距离“d”内的点,在本文中假定对应于标测图上的区原点254。距离d可由操作者22例如在查看步骤189中限定。在一个实施方案中,预定距离d设定为5mm。

[0082] 在决定步骤200中,处理器分析已针对区250中的位置采集的所有IC ECG信号,并且从分析中确定哪些信号包括双电位信号。

[0083] 如果步骤200中的决定返回肯定,即,在区250中存在双电位信号,则在重新评估步骤204中,处理器选择该信号并且响应于由操作者在步骤198中选择的注释而重新评估所选择的信号的注释。重新评估包括处理器将由操作者在步骤198中执行的验证选择传送到区250中的双电位信号。

[0084] 因此,如果操作者在步骤198中验证了处理器选择的选择,则在重新评估步骤204中,处理器不改变区250中的双电位的处理器选择的注释。此外,对于区250之外的双电位信号,处理器不改变这些双电位的处理器选择的注释。

[0085] 如果操作者在步骤198中验证了信号的另一个注释,即操作者改变由处理器选择的注释,则在重新评估步骤204中,处理器将该变化传送到区250中的双电位。即,处理器将注释从最初由处理器选择的注释改变为另一个注释。此外,对于区250之外的双电位信号,处理器通常注释在时间上最接近最近的单个电势信号注释的信号的峰值。

[0086] 如果决策返回否定,即,区250中不存在双电位信号,或者区中的所有双电位信号已在步骤204中被分析,则流程图前进至最终步骤208。

[0087] 在步骤208中,处理器使用在其中操作者选择有效注释的步骤198中计算的所有有效注释,并且在其中处理器选择有效注释的步骤204中计算的所有有效注释,以更新电解剖标测图49。

[0088] 以上描述假定P波的注释在P波的最大值的时间处。该描述可以加以必要的变更而改变,以适应其中P波的注释处于本领域已知的其他方位处(诸如在P波的最负 $\frac{dV}{dt}$ 的时间处)的情况。

[0089] 为清楚起见,以上描述假定从心脏的心房采集双电位信号,并且根据图5A的算法进行分析。加以必要的变更,以上描述也适用于在心脏的心室中生成的双电位信号。因此,

本发明的实施方案包括对心脏的任何腔室中生成的双电位信号的分析。

[0090] 应当理解,上述实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述说明时应当想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。

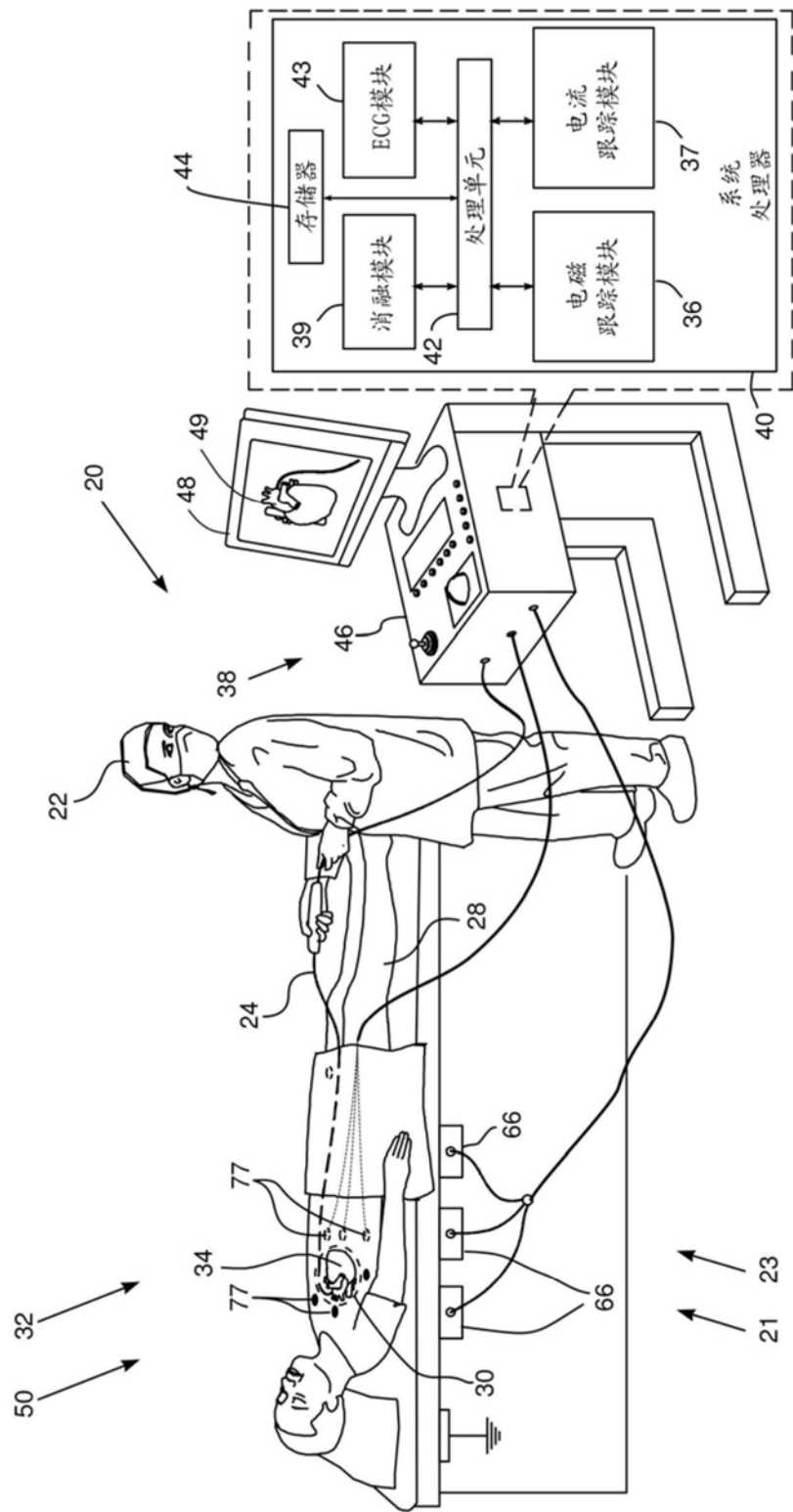


图1

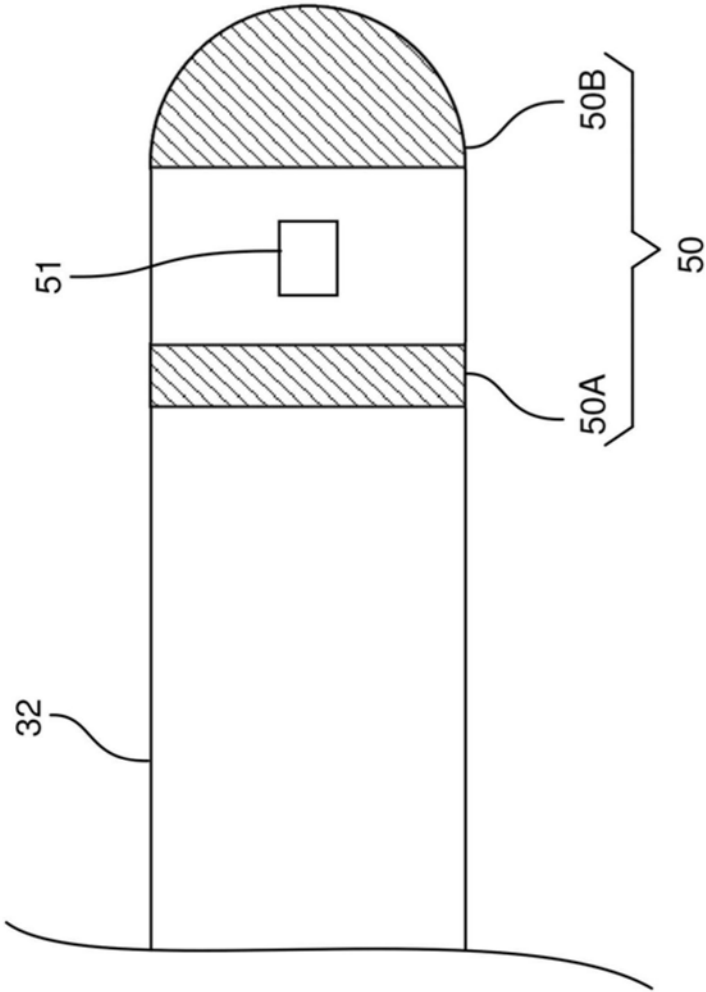


图2

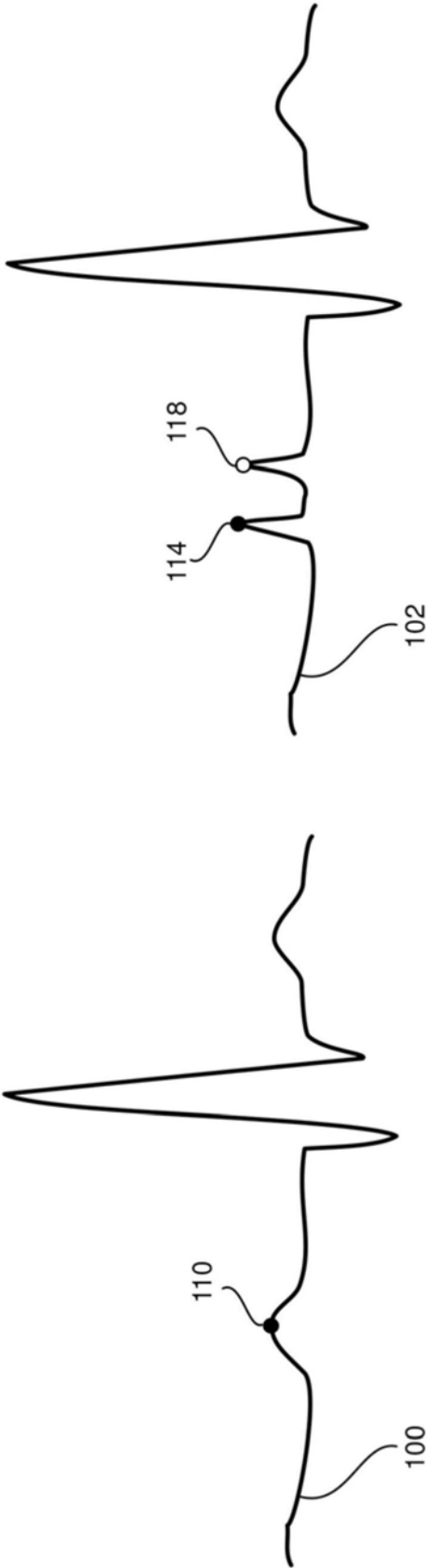


图3

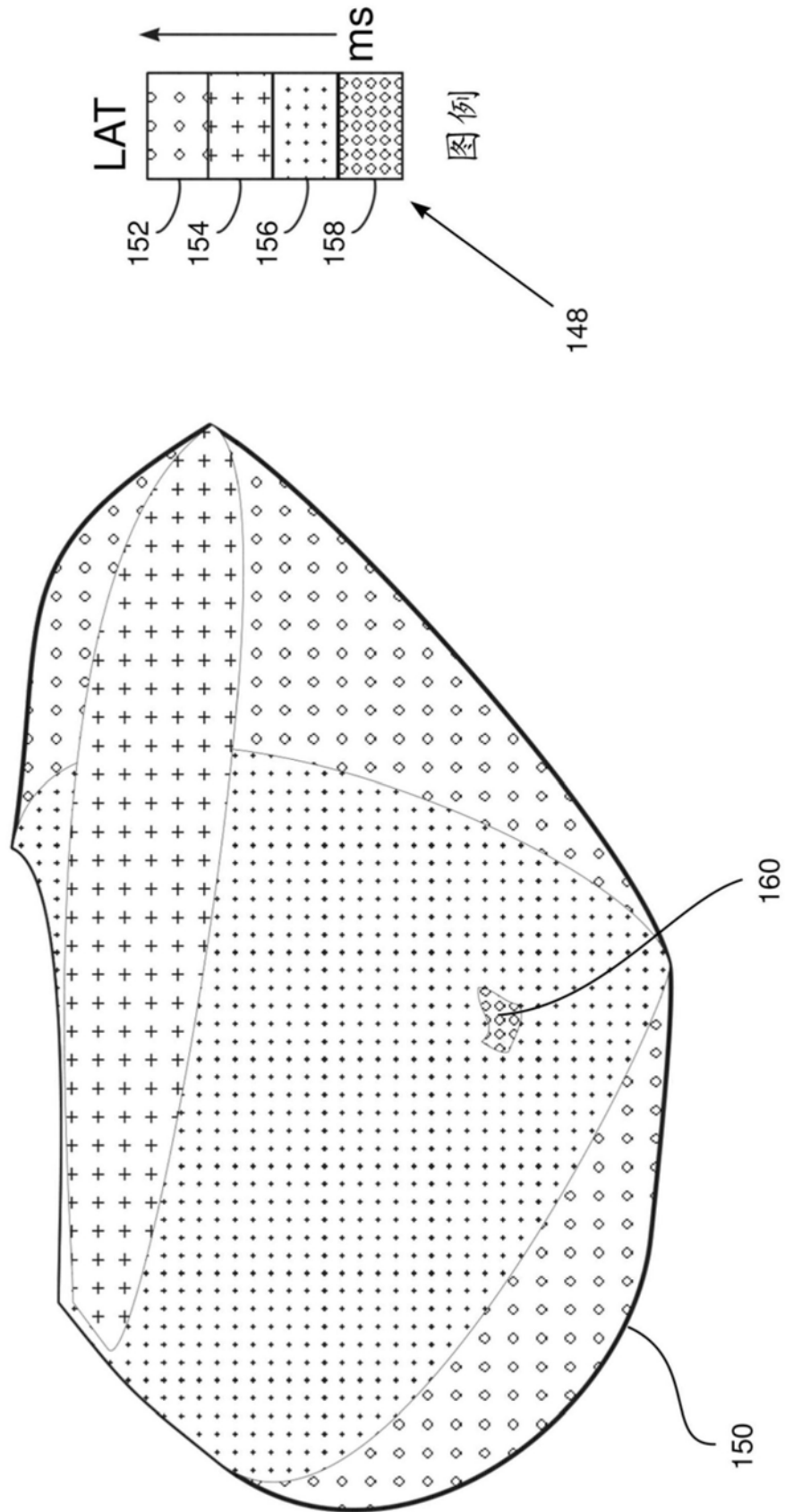


图4

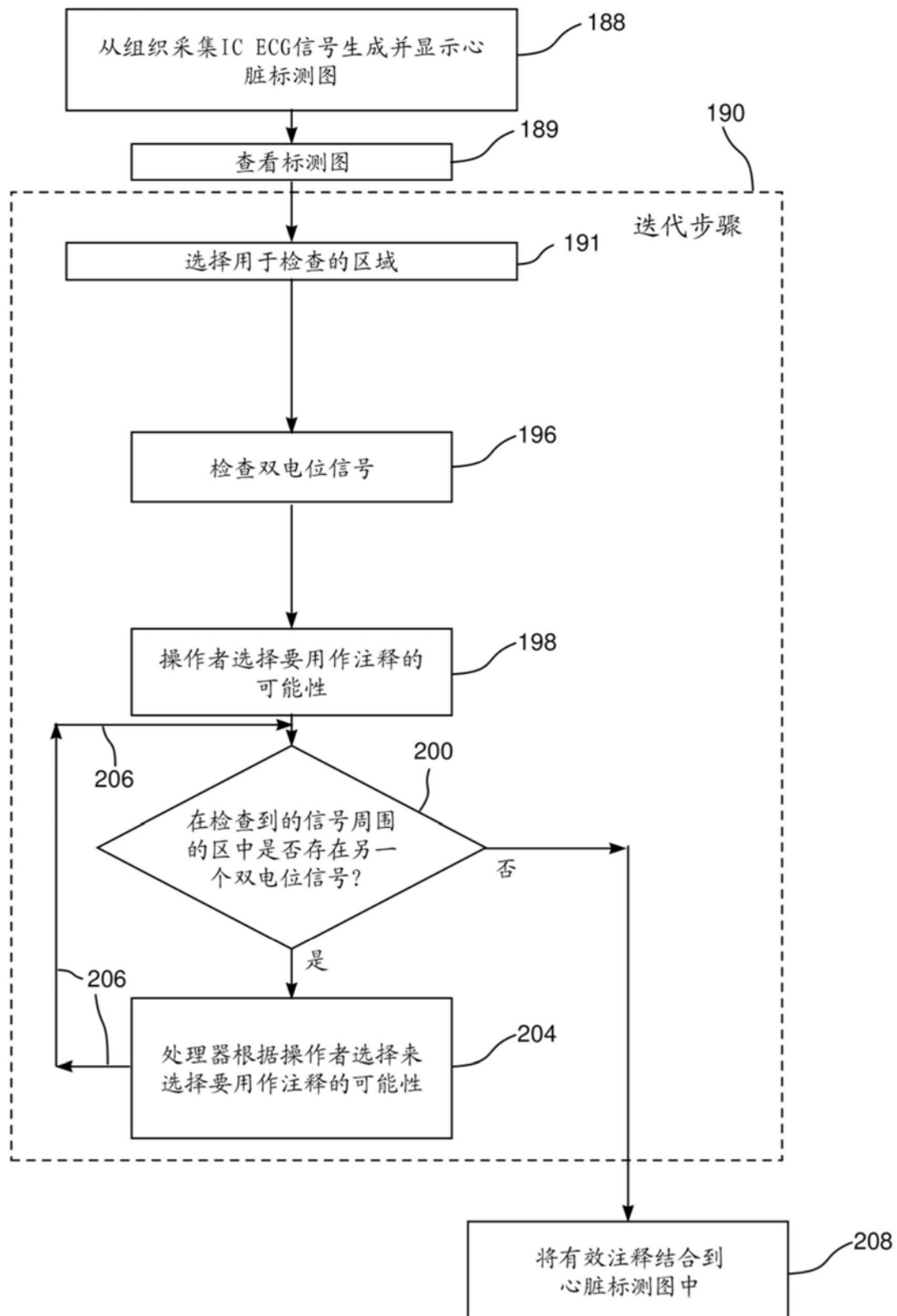


图5A

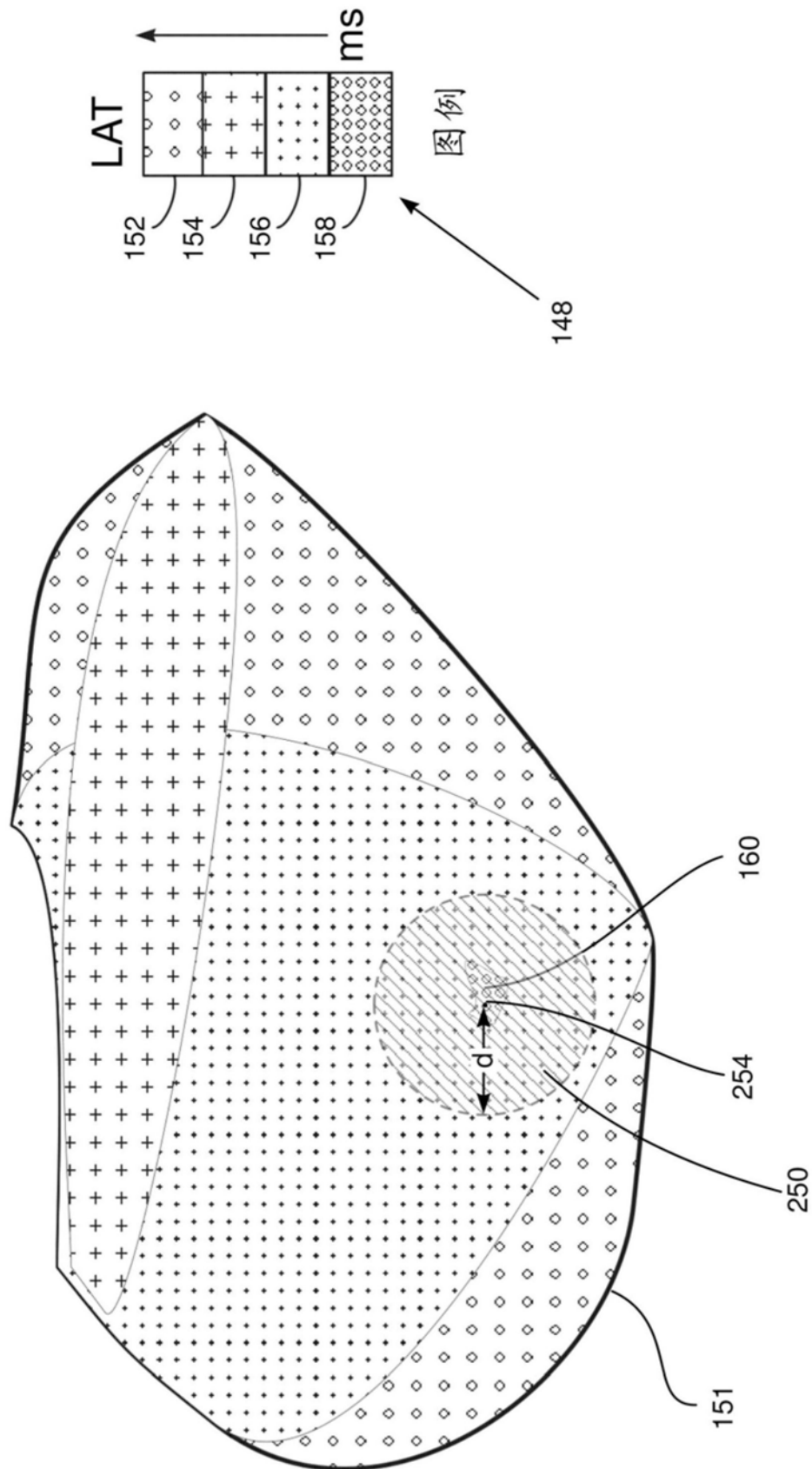


图5B