



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108685613 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201810310285.7

A61B 18/14(2006.01)

(22)申请日 2018.04.03

A61B 5/042(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/00(2006.01)

15/477731 2017.04.03 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 L.博策尔 A.本-多尔 Y.齐米尔

A.特格曼 L.S.米兹拉希

N.萨罗蒙 G.吉瓦蒂

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 徐予红 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

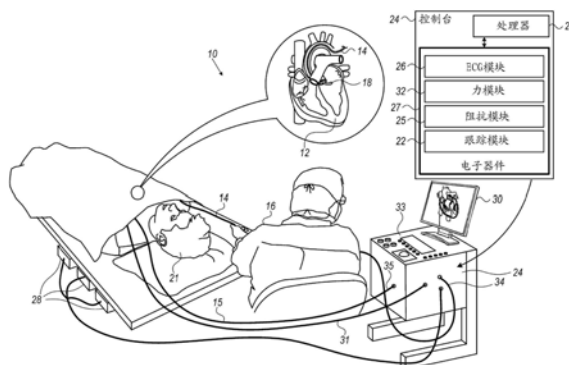
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

组织传导速度

(57)摘要

本发明题为“组织传导速度”。本发明公开了一种方法,其包括从分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置的第一电极和第二电极采集双极信号。所述方法还包括在与第一位置接触时从第一电极采集单极信号,并且从双极信号和单极信号得出第一位置正在生成单极信号的时间点。所述方法还包括基于单极信号在时间点处的形状计算单极信号在第一位置处的传导速度的度量。



1. 一种方法,包括:

从分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置的第一电极和第二电极采集双极信号;

在与所述第一位置接触时从所述第一电极采集单极信号;

从所述双极信号和所述单极信号得出所述第一位置正在生成所述单极信号的时间点;以及

基于所述单极信号在所述时间点处的形状计算所述单极信号在所述第一位置处的传导速度的度量。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电极和所述第二电极位于所述心脏中的导管的远侧端部中,并且其中采集所述双极信号包括当采集所述信号时验证所述远侧端部正在以不小于预设的最小接触力的接触力接合所述心脏中的组织。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中采集所述双极信号包括当采集所述信号时验证所述第一电极和所述第二电极正在以超过预设的最小阻抗的到所述受检者的表面上的电极的阻抗接合所述心脏中的组织。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中计算所述度量包括找到所述单极信号的斜率的绝对值的最大值,并且使用所述最大值作为所述度量。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中计算所述度量包括基于对所述双极信号和所述单极信号中的至少一者施加的相应置信水平来计算所述度量。

6. 根据权利要求1所述的方法,并且包括当所述时间点参考从所述心脏采集的信号限定的时间窗口内时接受所述度量为有效的。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述时间点在所述单极信号的时间导数达到负极值时出现。

8. 根据权利要求1所述的方法,并且包括将所述传导速度的所述度量结合到所述心脏的三维标测图中。

9. 一种设备,包括:

第一电极和第二电极,所述第一电极和所述第二电极分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置;和

处理器,所述处理器被配置成:

从所述第一电极和所述第二电极采集双极信号;

在与所述第一位置接触时从所述第一电极采集单极信号;

从所述双极信号和所述单极信号得出所述第一位置正在生成所述单极信号的时间点;以及

基于所述单极信号在所述时间点的形状计算所述单极信号在所述第一位置处的传导速度的度量。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中所述第一电极和所述第二电极位于所述心脏中的导管的远侧端部中,并且采集所述双极信号包括当采集所述信号时验证所述远侧端部正在以不小于预设的最小接触力的接触力接合所述心脏中的组织。

11. 根据权利要求9所述的设备,其中采集所述双极信号包括当采集所述信号时验证所述第一电极和所述第二电极正在以不小于预设的最小阻抗的到所述受检者的表面上的电

极的阻抗接合所述心脏中的组织。

12. 根据权利要求9所述的设备,其中计算所述度量包括找到所述单极信号的斜率的绝对值的最大值,并且使用所述最大值作为所述度量。

13. 根据权利要求9所述的设备,其中计算所述度量包括基于对所述双极信号和所述单极信号中的至少一者施加的相应置信水平来计算所述度量。

14. 根据权利要求9所述的设备,其中所述处理器被配置成当所述时间点参考从所述心脏采集的信号限定的时间窗口内时接受所述度量为有效的。

15. 根据权利要求9所述的设备,其中所述时间点在该单极信号的时间导数达到负峰值时出现。

16. 根据权利要求9所述的设备,其中所述处理器被配置成将所述传导速度的所述度量结合到所述心脏的三维标测图中。

17. 根据权利要求16所述的设备,其中所述处理器被配置成将所述第一电极和所述第二电极中的至少一者与所述心脏接触良好的指示结合到所述标测图中。

组织传导速度

技术领域

[0001] 本发明整体涉及电生理测量,并且具体涉及测量心脏组织中的传导速度。

背景技术

[0002] 在典型的心房纤颤手术中,电脉冲的传导速度(CV)是可向临床医生提供关于正被消融的组织的状态的信息的重要参数。

[0003] 以引用方式并入本文的美国专利6,711,439描述了现代植入式心脏刺激装置如何包括可利用以跟踪心肌状况和自主神经张力的处理和数据存储能力。

[0004] 以引用方式并入本文的美国专利6,301,496描述了诊断生物结构诸如心脏中的异常状况的方法,包括以下步骤:在生物结构的表面上的至少三个采样点测量生理响应,计算与响应相关的向量函数,显示所述向量函数的表示,并且从所述表示中推断所述异常状况。

[0005] 以引用方式并入本文的美国专利6,236,883描述了包括使用特征检测和定位(FDL)算法识别和定位来自电描记图特征的可重入电路的步骤的方法。

[0006] 以引用方式并入本文的美国专利8,880,160描述了包括心脏信号感测和处理电路的系统。心脏信号感测电路感测包括QRS复合的第一心脏信号区段和包括基准指示局部心室激活的第二心脏信号区段。

[0007] 以引用方式并入本文的美国专利申请2011/0137369描述了用于优化起搏构型的示例性方法。该方法包括提供与心室相关联的一系列三个或更多个心室电极的电极之间的距离并且从系列中选择心室电极。

[0008] 以引用方式并入本文的美国专利9,186,081描述了用于诊断心律失常和引导导管疗法的系统。所述系统可允许测量、分类、分析和标测身体内的空间电生理(EP)模式。

[0009] 以引用方式并入本文的美国专利6,663,622描述了被提供以帮助外科医生消融组织诸如心脏中的传导路径的装置和方法。装置可被配置成作为粘附到组织表面的模板来操作,并且允许外科医生更容易地切断传导路径以在所需位置形成病变。

[0010] 以引用方式并入本文的共同转让的美国专利9,380,953描述了双极性电描记图和单极性电描记图如何从探针的电极进行记录,并且相对于时间进行微分。在经微分的双极性电描记图中识别峰,并且定义了包括关于峰的双极活性的活动窗口。在活动窗口内的微分的单极性电描记图中的负极值被报告为单极性激活开始。通过将未能与双极性电描记图中的活动关联的候选排除来从活动窗口内的经微分的单极性电描记图中的候选极小处选择注释。

[0011] 以引用方式并入本专利申请的文献将被视为本专利申请的整體部分,但不包括在这些并入的文献中以与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突的方式定义的任何术语,而只应考虑本说明书中的定义。

发明内容

[0012] 下文描述的本发明的实施方案提供了用于测量活体受检者的心脏中的传导速度

的改进方法。

[0013] 因此根据本发明的实施方案提供一种方法,包括从分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置的第一电极和第二电极采集双极信号,在与第一位置接触时从第一电极采集单极信号,从双极信号和单极信号得出第一位置正在生成单极信号的时间点,并且基于单极信号在时间点处的形状计算单极信号在第一位置处的传导速度的度量。

[0014] 在所公开的实施方案中,第一电极和第二电极位于心脏中的导管的远侧端部中,并且采集双极信号包括验证远侧端部正在以不小于预设的最小接触力的接触力接合心脏中的组织。除此之外或另选地,采集双极信号包括验证第一电极和第二电极正在以超过预设的最小阻抗的到受检者的表面上的电极的阻抗接合心脏中的组织。

[0015] 在另一个实施方案中,计算度量包括找到单极信号的斜率的绝对值的最大值并且使用最大值作为度量。另选地或除此之外,计算度量包括基于施加到双极信号和单极信号中的至少一者的相应置信水平计算度量。

[0016] 在另一个实施方案中,当时间点在参考从心脏采集的信号限定的时间窗口内时度量被接受为有效的。

[0017] 在实施方案中,时间点在单极信号的时间导数达到负极值时出现。

[0018] 在另一个实施方案中,传导速度的度量被结合到心脏的三维标测图中。

[0019] 根据本发明的实施方案还提供设备,所述设备包括分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置的第一电极和第二电极,以及处理器,所述处理器被配置成从第一电极和第二电极采集双极信号,在与第一位置接触时从第一电极采集单极信号,从双极信号和单极信号得出第一位置正在生成单极信号的时间点,并且基于单极信号在时间点处的形状计算单极信号在第一位置处的传导速度的度量。

[0020] 在实施方案中,第一电极和第二电极位于心脏中的导管的远侧端部中,并且采集双极信号包括验证远侧端部正在以不小于预设的最小接触力的接触力接合心脏中的组织。除此之外或另选地,采集双极信号包括验证第一电极和第二电极正在以不小于预设的最小阻抗的到受检者的表面上的电极的阻抗接合心脏中的组织。

[0021] 在另一个实施方案中,计算度量包括找到单极信号的斜率的绝对值的最大值并且使用最大值作为度量。除此之外或另选地,计算度量包括基于施加到双极信号和单极信号中的至少一者的相应置信水平计算度量。

[0022] 在另一个实施方案中,处理器被配置成当时间点在参考从心脏采集的信号限定的时间窗口内时接受度量为有效的。

[0023] 在一个实施方案中,时间点在单极信号的时间导数达到负极值时出现。

[0024] 在另一个实施方案中,处理器被配置成将传导速度的度量并入心脏的三维标测图中。

[0025] 在另一个实施方案中,处理器被配置成将第一电极和第二电极中的至少一者与心脏的接触良好的指示并入标测图中。

[0026] 以下结合附图根据本发明的实施方案的详细说明将更全面地理解本发明,在附图中:

附图说明

[0027] 图1为根据本发明的公开实施方案的用于标测活体受检者的心脏中的传导速度的设备的图解示意图；

[0028] 图2为根据本发明的公开实施方案的典型导管的远侧端部的图解示意图；

[0029] 图3为根据本发明的公开实施方案的由处理器从远侧端部的电极接收的作为时间的函数的典型电生理信号的图示；

[0030] 图4示出了根据本发明的公开实施方案的从单极信号提取传导速度的度量；

[0031] 图5为根据本发明的公开实施方案的处理器实施用于测量在心脏的心脏组织中的已知空间点处的传导速度的度量的步骤的流程图；

[0032] 图6为根据本发明的公开实施方案的处理器实施用于验证电极与心脏的心脏组织之间的良好接触的步骤的流程图；并且

[0033] 图7示出了根据本发明的公开实施方案的操作者如何限定感兴趣窗口 (WOI)。

具体实施方式

[0034] 概述

[0035] 在典型的心房纤颤手术中,受检者心脏中的电生理信号的传导速度(CV)是可向临床医生提供关于正被消融的组织状态的信息的重要参数。心脏中的传导速度通常在窦房(SA)节点和房室(AV)节点中的0.05m/s至浦肯野系统中的4m/s的范围内。疤痕组织中的传导速度通常低于无疤痕组织。估计传导速度的当前方法基于在组织中的两个离散点之间的电生理信号的传播时间的测量。信号从具有多个电极的探针接收,探针插入心脏中以使得电极接触心脏组织。

[0036] 通过使用电极中的两个来接收在心脏组织中传播的信号,通过将所述两个电极之间的组织中的估计距离除以在两个电极处的信号的到达时间之间的差值来获得传导速度的估计值。到达时间由例如两个信号中的所谓的注释点确定,其中注释点通常指示信号的时间导数达到负极值的时间点。传导速度的这种估计受到以下四个点所描述的不准确影响:

[0037] 1. 两个电极中的每个的位置用有限的精确度确定,其取决于标测系统的精度以及由于导管在心脏组织上施加的力引起的对心脏组织的变形。当两个电极之间的间距小,通常为几毫米时对传导速度的估计的有限精度的相对影响是显著的。

[0038] 2. 传导速度的估计给出了在两个电极之间的间距上的平均传导速度,从而降低传导速度到电极之间的间距的标测的空间分辨率。

[0039] 3. 电极之间的间距不一定给出电极之间的实际路径长度,因为心脏组织在电极之间可能不平坦。路径长度的估计值通过基于空间探测的心脏组织的形状的重建来给出。此估计中的误差可影响路径长度的精度,以及随后确定传导速度。增加电极间距以减小电极位置不准确性(上面点1)的相对影响将降低空间分辨率(上面点2)以及增加实际路径长度(当前点)的不确定性。

[0040] 4. 仅在其中信号传播的局部向量与连接两个电极的线共线的情况下,在两个电极处的到达时间之间的时间差是由于两个电极之间的信号的速度的实际量值而引起的。否则,测得的传导速度(得自测量的时间差)为实际传导速度乘以传播向量与连接两个电极的线之间的角度的余弦。

[0041] 5. 如果使用对噪声敏感的测量诸如双极信号的最大值手动或自动完成注释, 则信号的噪声引起的偏移可另外贡献于估计的传导速度的误差。

[0042] 本文所述的本发明的实施方案通过基于来自单个电极的信号来提取传导速度的局部测量来解决上述问题。实施方案利用从心脏组织接收的单极信号和双极信号两者。

[0043] 在本发明的实施方案中, 分别接触活体受检者的心脏中的心脏组织的第一位置和第二位置的两个电极用于采集双极信号。在与第一位置接触时从所述第一电极采集单极信号, 并且从所述双极信号和所述单极信号得出所述第一位置正在生成所述单极信号的时间点。基于单极信号在时间点处的形状, 计算在第一位置处的传导速度的度量。

[0044] 系统描述

[0045] 图1为根据本发明的公开实施方案的用于标测活体受检者21的心脏12中的传导速度的设备10的图解示意图。设备10包括探针(通常为导管14), 通常为医师的操作者16将该探针经由皮肤穿过受检者21的血管系统插入心脏12的腔室或血管结构中。操作者16将导管14的远侧端部18在目标位点处与心脏组织接触以用于测量。使用远侧端部18上的电极(图2中示出)采集单极和双极电生理信号。然后计算基于电生理信号的传导速度的度量, 并且根据下文所公开的方法生成传导速度的标测图。

[0046] 另外的探针, 即参考导管15由操作者16经由皮肤穿过受检者21的血管系统被插入。操作者16将参考导管15的远侧端部(未示出)处的电极与受试者21的冠状窦接触。参考导管15通常在传导速度标测过程的持续时间内保持在适当位置; 其功能是通过来自操作者16的命令由电定时脉冲, 和/或由来自冠状窦的参考定时信号将心脏加速到冠状窦中。

[0047] 设备10由位于控制台24中的处理器23来控制。处理器23可包括用合适的软件编程以用于进行下文所述功能的通用或嵌入式计算机处理器。该软件可在有形非暂态介质(诸如CD-ROM(紧凑光盘只读存储器)或非易失性存储器)上被提供给处理器23。另选地或除此之外, 设备10可包括数字信号处理器或硬连线逻辑部件。

[0048] 处理器23与电子器件27进行通信, 该电子器件27具有由处理器使用以操作设备的多个模块。因此, 电子器件27包括模块, 诸如用于采集从远侧端部18处的电极接收的电生理信号的ECG(心电图)模块26、用于评估远侧端部上的力的力模块32、用于确定远侧端部的位置和取向的跟踪模块22, 以及用于测量在远侧端部和受检者21的身体上的贴片处的电极之间的阻抗的阻抗模块25。该模块可包括硬件元件以及软件元件。电子器件27位于控制台24中。控制台24通常包括供操作者16使用的显示器30和控件33。导管14的近侧端部34和参考导管15的近侧端部35分别连接到控制台24并且另外连接到电子器件27的模块。

[0049] 为确定远侧端部18的位置和取向, 设备10通常包括一组外部辐射器, 诸如场产生线圈28, 其位于受检者21体外固定已知的位置。线圈28在心脏12附近产生电磁场, 并且该场由位于远侧端部18和/或受检者21的身体上的贴片中的磁场传感器(未示出)感测。来自磁场传感器的信号被传输到跟踪模块22, 并且使处理器23和跟踪模块22能够确定远侧端部18的位置和取向。

[0050] 为了提供关于心脏组织上远侧端部18施加的接触力的数据, 在导管14的一些实施方案中远侧端部还包括向力模块32提供信号的接触力传感器(未示出)。

[0051] 身体表面电极(未示出)附接到受检者21的皮肤以提供无关电极以及采集另外的电生理信号。身体表面电极经由线缆31连接至控制台24并且另外连接至阻抗模块25和ECG

模块26。

[0052] 实施设备10的上述特征的一个系统是**CARTO**[®]3系统(可购自Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765, USA)。此系统可由本领域的技术人员进行修改以实施本文所述的本发明的原理。

[0053] 图2为根据本发明的公开实施方案的导管14的远侧端部18的图解示意图。通过举例的方式,远侧端部18包括环形电极40和尖端电极42,其中所公开的实施方案具有沿远侧端部交替间隔2毫米和8毫米布置的九个环形电极。操作者16选择电极中的两个,通常为相邻对环形电极40,或尖端电极42和最靠近的环形电极40以采集两个电生理信号,上文提到的双极信号和单极信号从这两个电生理信号接收。虽然图2示出了具有环形电极40和尖端电极42的单个导管14的远侧端部18,但本发明的其它实施方案可使用具有其它类型、数量和构型的电极的替代导管。

[0054] 在下文,为了清楚起见假定由操作者16选择的两个电极为一对环形电极40,并且被称为环形电极40A和40B。另选地,也可以使用在不同样条上的两个不同导管或电极之间的任何其它构型。

[0055] 适于采集单极和双极电生理信号并且也包括远侧端部力和磁场传感器的多电极导管在本领域中是已知的。此导管的示例是**THERMOCOOL SMARTTOUCH**[®]导管(可购自Biosense Webster, Inc.)。

[0056] 图3示出了根据本发明的公开实施方案的作为时间的函数的由处理器23从远侧端部18的环形电极40A和40B接收的典型电生理信号50、52和54。信号50和52是具有电压 V_A 和 V_B 的单极信号,分别接收自环形电极40A和40B,相对于无关电极测量。处理器23将双极信号54计算为单极信号52和50之间的差值作为电压 $V_{AB} = V_B - V_A$ 。信号的典型峰间值振幅对于单极信号50和52为0.055mv至几mV,并且对于双极信号54在0.05mv至几mV的范围内。

[0057] 图3中标记了两个时间窗口,窗口56和窗口58。在窗口56中,单极信号50和52源自心脏组织中的局部电生理波并且通过环形电极40A和40B采集。由于波通过环形电极40A和40B的时间差异,所产生的双极信号54具有明确的非零特征和窗口56内的非零时间导数。另一方面,在窗口58中,单极信号50和52仅源自一个或多个非局部信号。由于非局部信号在相同时间到达环形电极40A和40B,它们是用于两个电极的共模信号,并且单极信号50和52的减法在窗口58内产生基本上为零的双极信号54。与窗口56中的变化的双极信号54相反,窗口58中的双极信号54的这种行为用于在单极信号50和52中的一个中识别由于局部信号而产生的部分。

[0058] 图4示出了根据本发明的公开实施方案的对来自单极信号50的传导速度的度量的提取。视图60示出窗口56内的单极信号50,即由于局部信号而产生的部分。为清楚起见,视图60沿时间轴(水平轴)拉伸到视图62。在环形电极40A下通过的电生理信号的传导速度影响单极信号50的时间行为:电生理信号在环形电极40A下越快通过,单极信号50作为时间的函数的变化越大。基于单极信号50的这种行为,其在所谓的注释点处的时间导数被用作用于传导速度的度量的候选。

[0059] 在本公开和权利要求书中,注释点对应于通过给定标准的单极信号的拐点。标准以及对传导速度的度量的选择在图5的流程图的描述中详述。

[0060] 为清楚起见,图4示出了仅具有限定为注释点的一个拐点69的信号50。(通常,可记

录若干拐点。)拐点69出于以下原因被选为注释点:

[0061] a) 它在单极信号50内是明确限定的时间点,并且

[0062] b) 在该时间点,信号的时间导数达到负极值。

[0063] 在本发明的实施方案中,处理器23基于单极信号的形状计算传导速度的度量,其在下文所述的公开实施方案中被量化为在包括拐点69的时间点处单极信号50的时间导数 $\frac{dV_A}{dt}$ 的绝对值。该计算示于图4中,其中在正峰64和负峰66之间的拐点69处的单极信号50的时间导数68(标有虚线作为斜率)表示传导速度的度量。传导速度的度量由拐点69处的斜率最佳描述,其可在移除低通分量后从单极信号50计算(如图5中的预处理步骤78中所描述),但基于斜率的平均值或正峰64与负峰66之间的趋势的其它方法可同样地采用。

[0064] 当为单个电极(诸如上面示例中的电极40A)测量传导速度的度量时,测量的空间分辨率通过单个电极和心脏组织之间的接触的空间范围来确定。典型的接触尺寸为1mm至2mm。例如,另外通过减小电极40A的尺寸来减小接触的尺寸产生用于测量传导速度的度量的以下另外优点:

[0065] 1. 它改善了测量的空间分辨率(即它使其“更精细”),并且

[0066] 2. 它通过减小空间平均效果来增加单极信号50的时间导数 $\frac{dV_A}{dt}$ 的绝对值,因为测量电位较少受到来自更远方的行进电生理波影响。

[0067] 图5为根据本发明的公开实施方案的处理器23实现用于测量心脏组织上已知空间点处的传导速度的度量的步骤的流程图。

[0068] 处理器23在起始步骤70中开始测量,之后操作者16在电极选择步骤72中选择导管14的远侧端部18的两个电极40。参考图2,操作者16选择电极40A和40B,但是另选的选择也是同等可能的。为清楚起见,在以下描述中,处理器被假定为测量由电极40A采集的电生理信号的传导速度。

[0069] 返回图5的流程图的电极选择步骤72,一旦操作者16选择电极40A和40B,处理器23运行三个步骤73、74和75,其中所有三个步骤在电极选择步骤72开始以及利用所选电极40A和40B:

[0070] 1. 在传导速度度量步骤73中,处理器23计算传导速度度量,如下文所详细描述;

[0071] 2. 在跟踪步骤74中,处理器23记录如图1中所述的电极40的空间位置和取向;

[0072] 3. 在电极接触验证步骤75中,处理器23验证电极40A和40B与心脏组织形成的接触是否足够,如下文和图6中详细说明的那样。

[0073] 处理器23并行运行步骤73、74和75,如流程图所示。另选地,处理器23以串行方式或以并行和串行方式的任何组合运行步骤73、74和75。

[0074] 现在我们另外详细描述传导速度度量步骤73包括的内部步骤。在记录步骤76中,处理器23采集并记录分别来自电极40A和40B、相对于无关电极进行测量的单极信号50和52,并且计算双极信号54作为单极信号50和52之间的差值。

[0075] 在预处理步骤78中,处理器23从信号50和54中的每个移除通常从导管14的移动、受检者21的移动和呼吸,和/或其它缓慢变化的远场信号产生的基线信号。在公开的实施方案中,处理器23首先将中值滤波应用于信号50和54以便移除电生理信号。处理器23另外低通滤波所产生的信号以便平滑由中值滤波产生的边缘并且以便减小随后微分引起的噪声

放大。可使用其它基线漂移移除方法,诸如固定高通滤波或自适应滤波。另选地,可将来自保存的空间位置的多个激活一起平均并用于速度计算。由低通滤波产生的信号是信号50和54的基线信号的估计,并且处理器23从相应信号50和54中减去这些估计,从而产生基线校正的信号,本文称为单极信号50B和双极信号54B。处理器23通过微分基线校正的信号50B和54B来完成预处理步骤78。

[0076] 在注释步骤80中,处理器23确定单极信号50B的可能的注释点。在所公开的实施方案中处理器通过以下例程执行所述确定:

[0077] 1. 处理器23定位(参见图4)单极信号50B的所有拐点69。

[0078] 2. 在由每个拐点69限定的时间处,处理器23测试以下条件:

[0079] a. 双极信号54B的时间导数低(更负)于预定义的双极斜率阈值?在所公开的实施方案中阈值被设定在 $0-0.008\text{mV/ms}$ 。

[0080] b. 双极信号54B和单极信号50B的时间导数的比率的绝对值大于预定义的比率阈值?在所公开的实施方案中,阈值设定在 0.2 。

[0081] c. 单极信号50B的时间导数低(更负)于预定义的单极斜率阈值?在所公开的实施方案中阈值被设定在 -0.01mV/ms 。

[0082] 3. 在拐点69周围的时间窗口中,处理器23测试以下条件:

[0083] a. 单极信号50B和双极信号54B的峰间值高于相应的预设阈值?在所公开的实施方案中阈值通常在 0.003mV 至 0.008mV 的范围内。

[0084] 在所公开的实施方案中,时间窗口被设定为 $\pm 2\text{ms}$ 。

[0085] 在本发明的一些实施方案,使用信号的附加特征。例如,此类特征可为单极斜率(从最大值至最小值)的持续时间、时间窗口中的单极信号从最大值至最小值的振幅、在该时间窗口中的双极窗口的振幅、在注释点处的信号的斜率以及这些特征之间的任何关系。将每个特征与生成 0 至 1 的得分的预定模糊函数相比较。评分越高,激活是真实激活的可能性越高。

[0086] 由于可使用若干特征,因此来自所有特征的最终得分是单独评分的算术加权平均值(AWM), $AWM = \frac{\sum_1^N w_i f_i}{\sum_1^N w_i}$, 其中 w_i 为预定权重,并且 f_i 为单独评分,或几何加权平均值

(GWM), $GWM = (\prod_1^N f_i^{w_i})^{1/W}$, 其中 w_i 为预定权重, f_i 为单独评分,并且 W 为权重的总和。将最终值与特定阈值(例如 0.7 至 0.9)进行比较并且只有通过此值的注释被视为有效的注释点。

[0087] 在比较步骤81中,处理器23检查是否满足所有条件2a-2c和3a以及是否发现至少一个注释点。如果结果为肯定的,则处理器23移动到度量计算步骤82上。如果步骤81为否定的,则处理器23绕过度量计算步骤82、决策步骤84和报告步骤88,并且直接移动到失败报告步骤90。

[0088] 在度量计算步骤82中,处理器23计算在每个拐点69处的单极信号50B的时间导数 $\frac{dV_A}{dt}$ 的绝对值,并将其报告至决策步骤84。

[0089] 在电极接触验证步骤75中,处理器23如参考图6另外详细地描述验证电极40A和40B是否与心脏组织保持良好的接触。根据接触验证步骤75中的验证过程的结果,处理器向决策步骤84报告“良好接触”或“不良接触”的消息。

[0090] 在决策步骤84中,处理器23检查“良好接触”消息是否已从接触验证步骤75接收。在一些实施方案中,处理器23另外检查注释点(其中在计算步骤82中计算出传导速度度量)是否位于由参考图7所述的W0I步骤86中生成的操作者限定的感兴趣窗口(W0I)内。如果已接收“良好接触”消息,并且注释点位于W0I,则处理器23在报告步骤88中报告在度量计算步骤82中计算的传导速度度量以及记录在跟踪步骤74中的电极40A的位置。然后该过程在结束步骤92中结束。

[0091] 如果在决策步骤84中,已接收来自接触验证步骤75的“不良接触”消息,或者注释点不在W0I内,则处理器23在失败报告步骤90中报告接触速度测量的失败,并且过程在结束步骤92中结束。

[0092] 对于由操作者16选择的每个附加测量位置,处理器23在其存储器中存储传导速度度量和测量位置的每个成功测量的结果。根据操作者16的请求,处理器23生成心脏12的三维标测图并将其显示在显示器30上,该标测图结合跨测量位置采集的传导速度度量。

[0093] 在一些实施方案中,标测图可结合电极的接触良好的相应指示。因此,如果接收到良好接触消息,则处理器可将良好接触的指示结合到在标测图上显示的传导速度度量中,并且如果接收到不良接触消息,则处理器可将不良接触的指示结合到标测图的对应区域中。

[0094] 处理器23还可根据操作者16的请求将标测图存储在可移除介质上,如果打印机连接到处理器则将其发送到打印机,或经由电子数据线将其传输到由操作者请求的位置。

[0095] 在图3至图5中,通过对信号50、52和54的测量的极性的选择来确定用于上升和下降斜率的方向。处理器23可另选地测量具有相反极性的这些信号中的任一个,这将反转信号和其斜率。这些种类的反转的效果将以对本领域普通技术人员显而易见的方式影响图3至图5中的逻辑和计算。

[0096] 图6为示出了根据本发明的公开的实施方案的图5的步骤75内的步骤,处理器23实施该步骤用于验证一方面在电极40A和40B以及另一方面在心脏组织之间的良好接触。

[0097] 单极信号50和52通常准确地表示心脏组织中的电极40A和40B的位置处的电生理信号。任何不准确可能导致对传导速度的度量的不准确确定。为了确保电生理信号的准确表示,应当有电极40A和40B与心脏组织的良好接触。处理器23为电极40A和40B两者单独地执行接触验证。

[0098] 处理器23在起始步骤100中开始接触验证过程。处理器23运行两个步骤,接触力验证步骤101和阻抗验证步骤103。如流程图中所示,处理器23并行运行步骤101和103。另选地,处理器23可串行运行步骤101和103。为了验证接触,可以使用替代方法,诸如基于超声波或光源的那些方法。

[0099] 接触力验证步骤101包括的内部步骤如下。在力测量步骤102中,如果远侧端部配备力传感器,处理器23结合力模块32测量导管14的远侧端部18抵靠心脏组织的接触力。在远侧端部18不配备此类力传感器的情况下,从图6的流程图中消除接触力验证步骤101。在比较步骤104中,处理器23将来自接触力测量的结果与从阈值步骤106接收的预设的接触力阈值进行比较。在两个测量的接触力超过预设阈值的情况下,处理器23向比较步骤110发送正逻辑信号108。如果所测量的接触力中的一者或两者低于预设阈值,则处理器23按“无动作”步骤112不采取任何动作。

[0100] 基于通过心脏组织测量到患者21的身体上的贴片的阻抗高于通过围绕电极的血液所测量的阻抗的事实来评估电极40A和40B到心脏组织的接触的程度。阻抗验证步骤103包括的内部步骤如下。在阻抗测量步骤114中,处理器23利用阻抗模块25测量电极40A和40B中的每个相对于从阻抗阈值步骤118接收的阈值的阻抗。在阻抗阈值步骤118中,计算所述阻抗阈值是基于电极40A和40B的位置,并且大约为100 Ω 。当两个阻抗均高于预设阈值时,这被视为指示到贴片的阻抗已通过心脏组织测量,并且电极40A和40B与心脏组织足够地接触,这引起处理器23向比较步骤110发送正逻辑信号120。在所测量的阻抗中的一者或两者低于预设阈值的情况下,处理器23按“无动作”步骤112不采取任何动作。

[0101] 如果通过比较步骤110接收至少一个正逻辑信号108或120,则处理器23在接触验证步骤122中发出良好接触的验证消息,并且报告步骤124将“良好接触”消息发送至图5的比较步骤84。在接触验证步骤101和阻抗验证步骤103均已在“无动作”步骤112结束的情况下,步骤110没有接收正逻辑信号,处理器23在接触失败步骤126中发出不良接触的消息,并且报告步骤124将“不良接触”消息发送至图5的比较步骤84。

[0102] 图7示出了根据本发明的公开实施方案的操作者16如何限定感兴趣窗口(WOI)的典型示例。在可供选择的实施方案中,WOI可由在寻找重复循环的同时考虑ECG的循环长度和/或参考通道的自动算法来限定。这是图5的步骤86中使用的WOI。图7显示了信号130,其为从来自受检者21的心脏12的冠状窦中的静态导管的电极5和6获得的信号CS5-6。图7还显示双极信号154与远侧单极信号152和近侧单极信号150,其分别类似于图3中的信号54、52和50。操作者16从信号130观察到信号的峰132以及心跳过速的循环长度134(CL),并且基于循环长度来确定峰周围的WOI。在所公开的实施方案中,操作者16在峰132之前将WOI的起始点140限定为140ms,并且在峰132之后将WOI的终点142限定为190ms。

[0103] 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将会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。

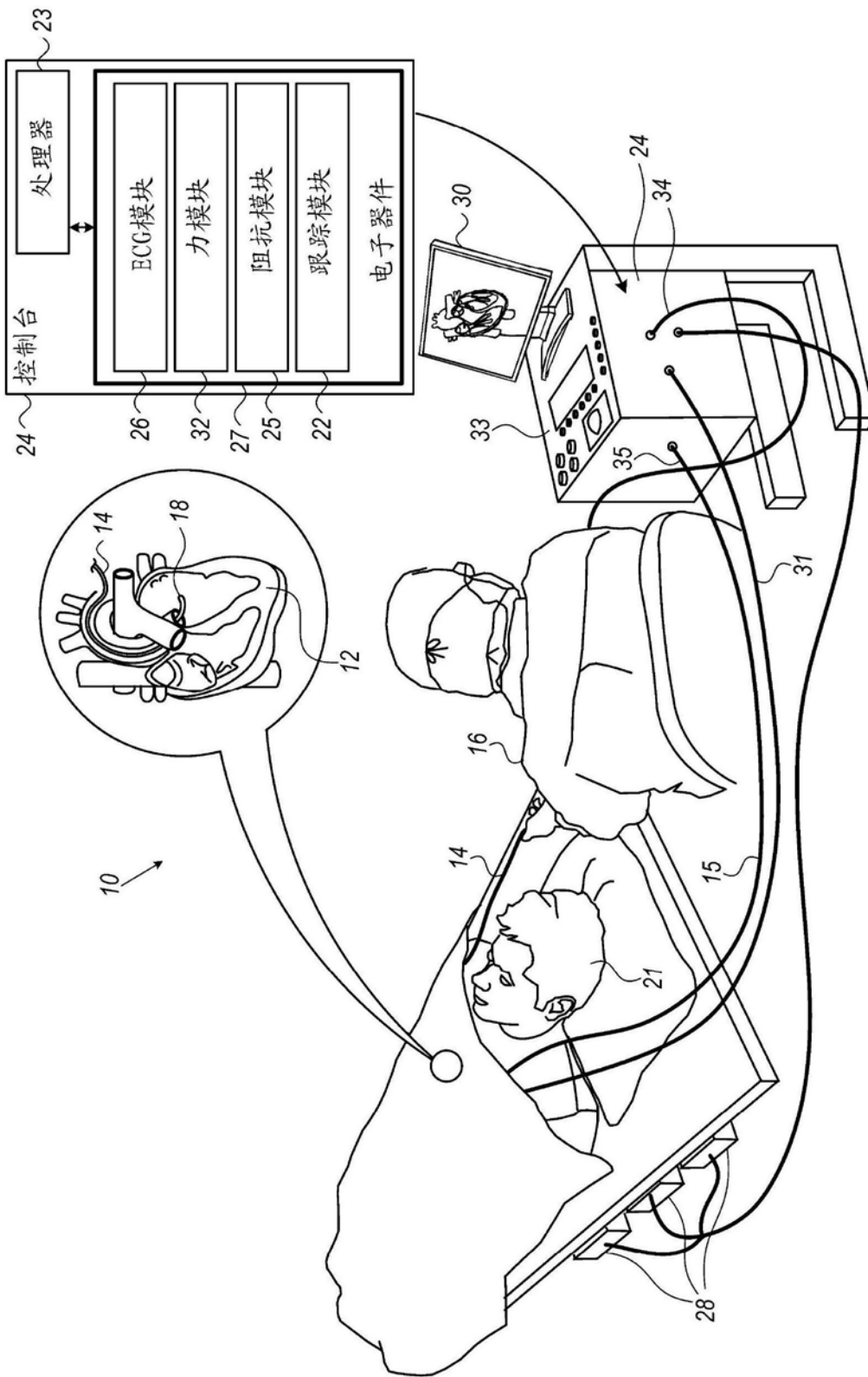


图1

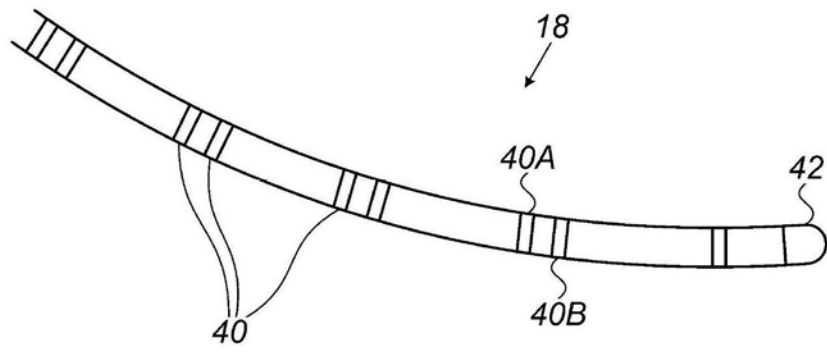


图2

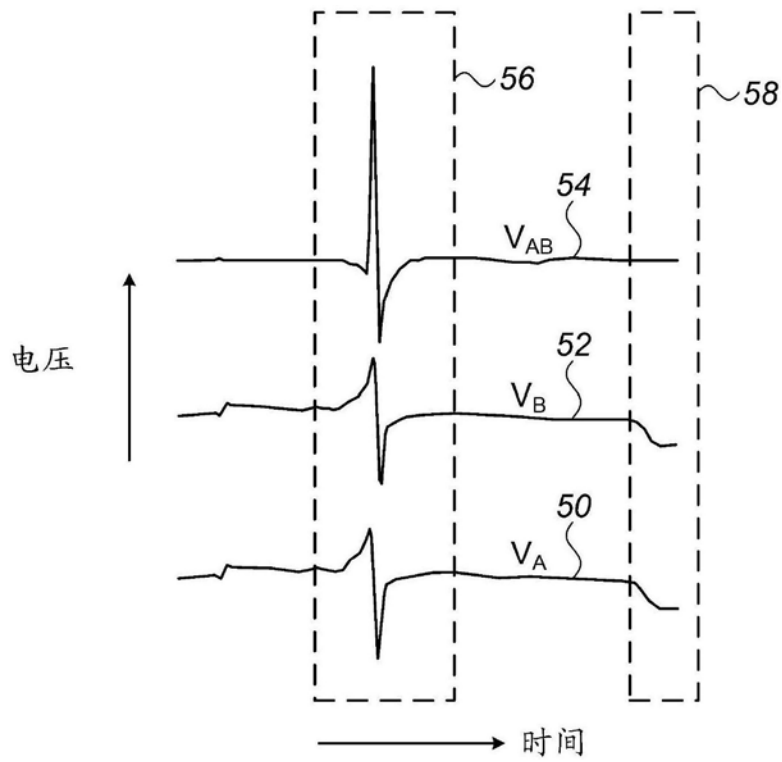


图3

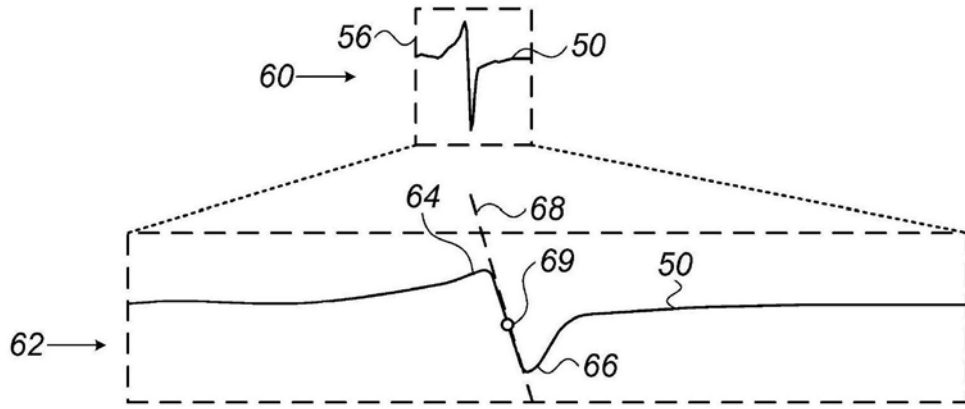


图4

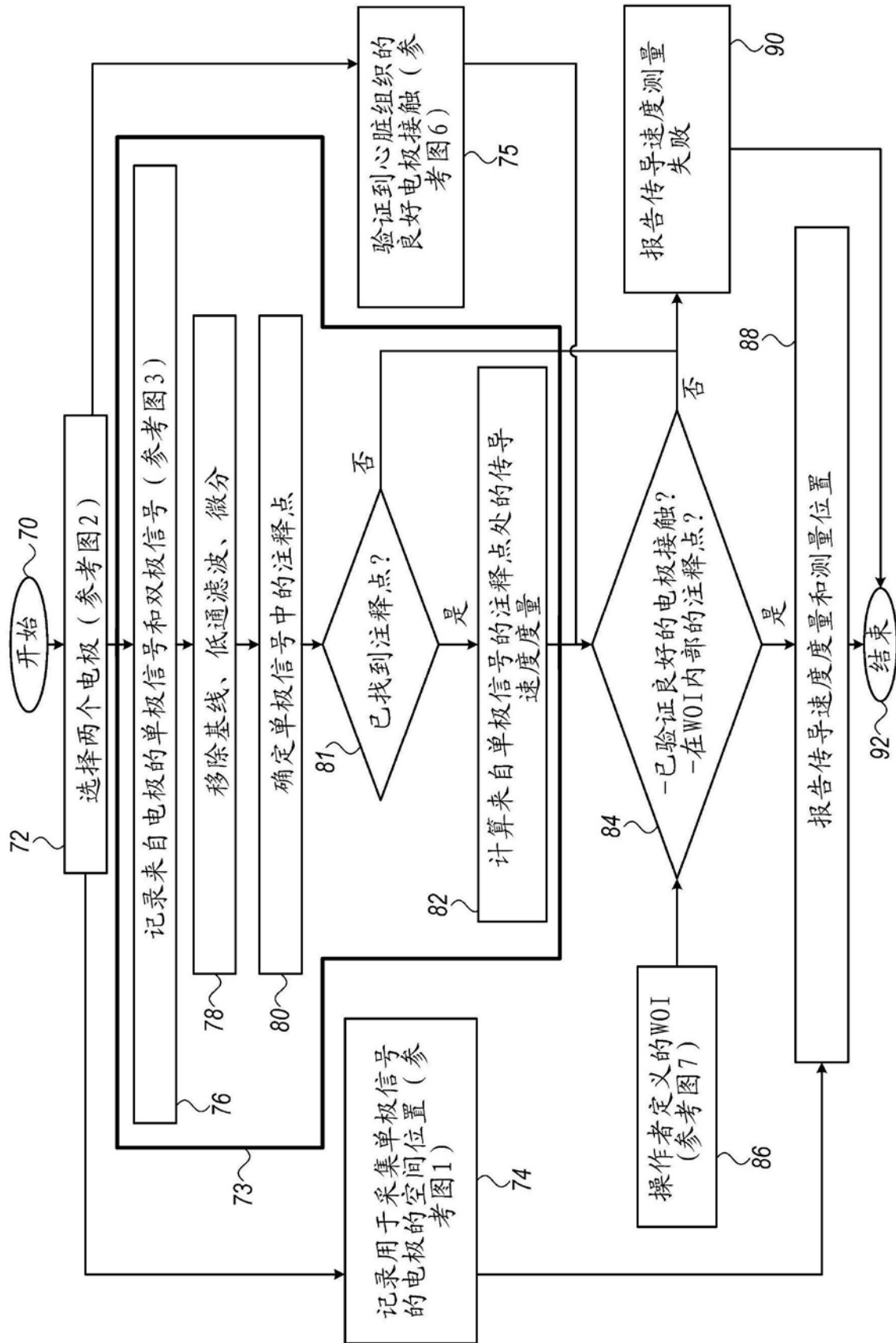


图5

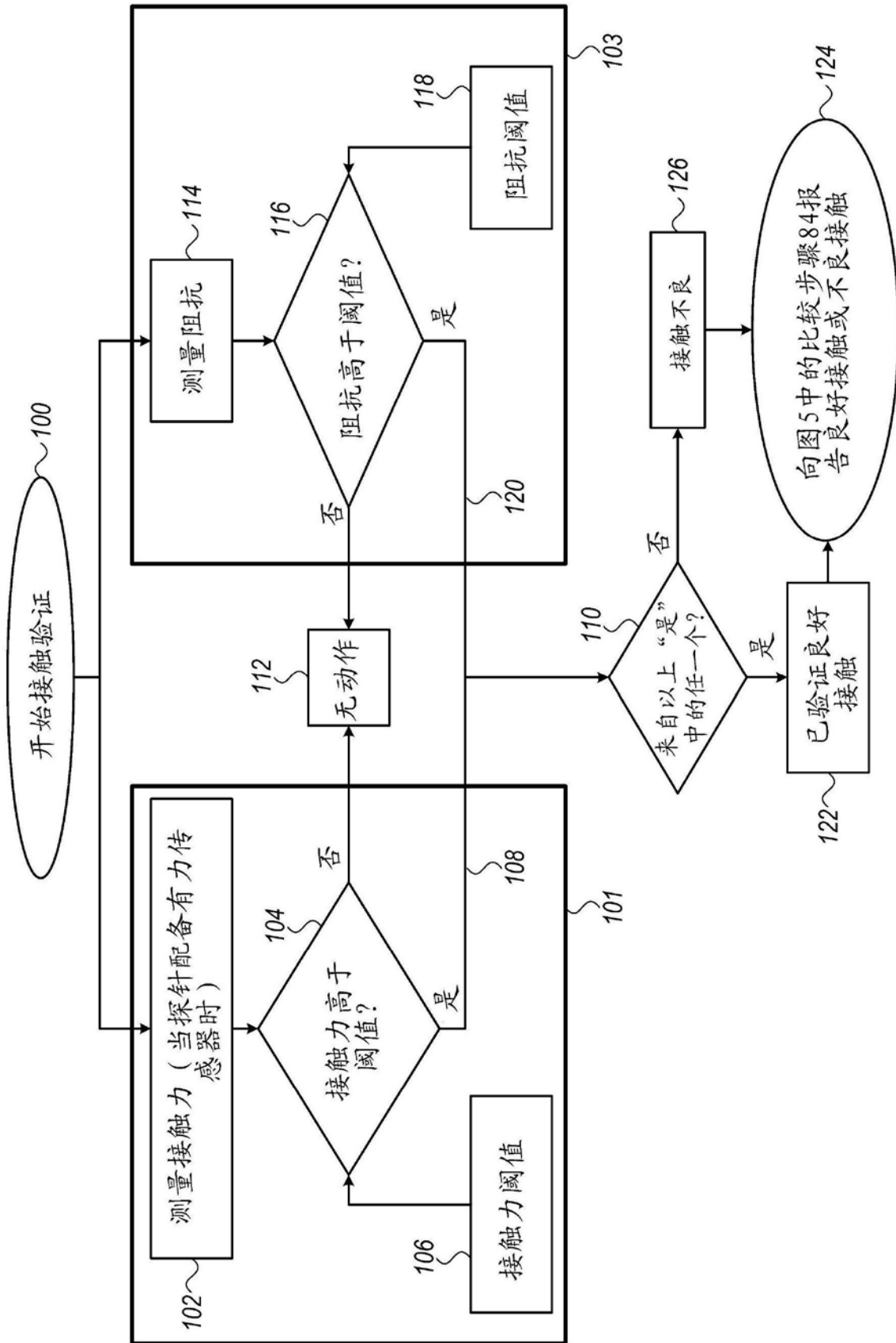


图6

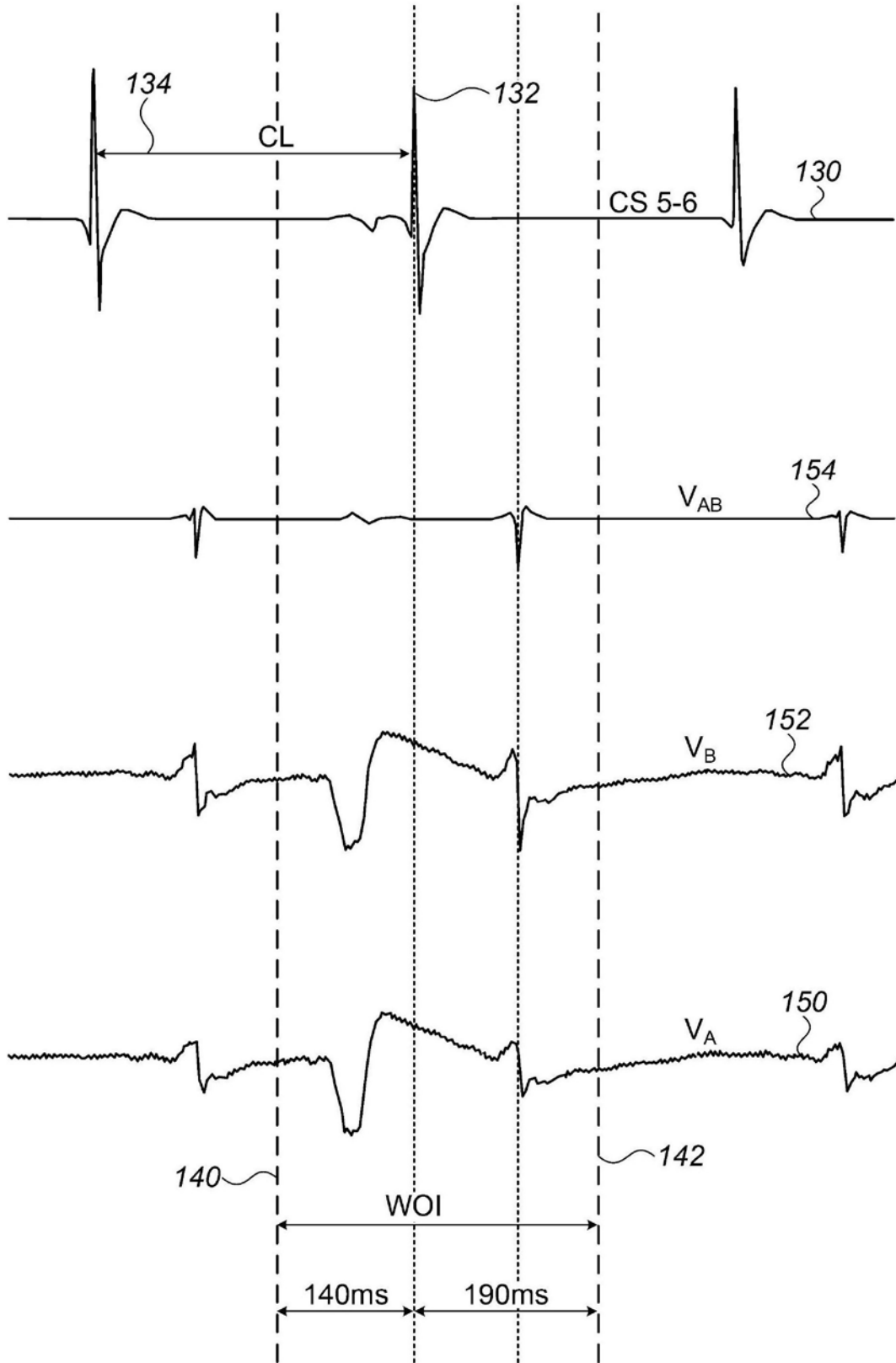


图7

专利名称(译)	组织传导速度		
公开(公告)号	CN108685613A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201810310285.7	申请日	2018-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	L 博策尔 A 本 多尔 Y 齐米尔 A 特格曼 L S 米兹拉希 N 萨罗蒙 G 吉瓦蒂		
发明人	L.博策尔 A.本-多尔 Y.齐米尔 A.特格曼 L.S.米兹拉希 N.萨罗蒙 G.吉瓦蒂		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B5/042 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/042 A61B5/6852 A61B5/6869 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/1492 A61B2018/00351 A61B2018/00839 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/0538 A61B5/062 A61B5/063 A61B5/ /6885 A61B2562/06 A61N1/00 A61N1/36 A61N1/362 A61N1/3622 A61N1/36521 A61N1/3704 A61N1/ /3706		
代理人(译)	张金金		
优先权	15/477731 2017-04-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“组织传导速度”。本发明公开了一种方法，其包括从分别接触活体受检者的心脏中的第一位置和第二位置的第一电极和第二电极采集双极信号。所述方法还包括在与第一位置接触时从第一电极采集单极信号，并且从双极信号和单极信号得出第一位置正在生成单极信号的时间点。所述方法还包括基于单极信号在时间点处的形状计算单极信号在第一位置处的传导速度的度量。

