



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109674444 A

(43)申请公布日 2019. 04. 26

(21)申请号 201811223820.1

(22)申请日 2018.10.19

(30)优先权数据

15/788286 2017.10.19 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 D.奥萨基 M.巴-塔尔
L.S.米兹拉希

(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 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

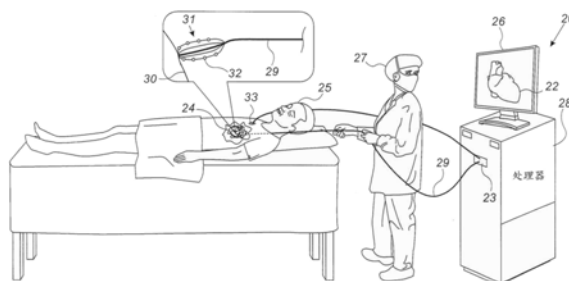
权利要求书6页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

用于组织接近指示的基线阻抗标测图

(57)摘要

一种处理器被配置成构建基线阻抗模型(BIM),BIM将受试者的心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于心脏内的相应体积,单元中的至少一些被指定为基线-阻抗单元,对于所述基线-阻抗单元中的每一个,BIM规定相应的基线阻抗;基于经由电接口接收的信号确定处于心脏内的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的阻抗;将基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元;通过将所确定的阻抗与针对参考单元规定的基线阻抗相比较来确定导管电极处于心脏的组织的阈值距离内;并且响应于所述确定而更新组织的标测图。



1. 设备,包括:

电接口;和

处理器,所述处理器被配置成:

构建基线阻抗模型(BIM),所述BIM将受试者的心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于所述心脏内的相应体积,

所述单元中的至少一些被指定为基线-阻抗单元,对于所述基线-阻抗单元中的每一个,所述BIM规定相应的基线阻抗,

基于经由所述电接口接收的信号确定处于所述心脏内的导管电极与在外部耦合于所述受试者的外部电极之间的阻抗,

将所述基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元,

通过将所确定的阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较来确定所述导管电极处于所述心脏的组织的阈值距离内,并且

响应于确定所述导管电极处于所述组织的所述阈值距离内而更新所述组织的标测图。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成响应于确定所述导管电极处于所述组织的所述阈值距离内而更新所述组织的所述标测图以并入所述导管电极的位置。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成响应于确定所述导管电极处于所述组织的所述阈值距离内而更新所述组织的所述标测图以并入包含在通过所述电极采集的心电图信号中的信息。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成响应于所述基线-阻抗单元中的一个单元的中心对应于与所述基线-阻抗单元中的任何其它一个单元的中心所对应的任何其它位置相比更接近所述导管电极的位置的位置而将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中所述处理器被配置成响应于所述导管电极的所述位置被包括在所述基线-阻抗单元中的所述一个单元所对应的所述体积中而将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成将所确定的阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较,其通过以下方式实现:

计算所确定的阻抗的实部与所述基线阻抗的实部之间的比率,并且

将所述比率与比率阈值相比较。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成将所确定的阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较,其通过以下方式实现:

计算所确定的阻抗的相位与所述基线阻抗的相位之间的差,并且将所述差与相位差阈值相比较。

8. 设备,包括:

电接口;和

处理器,所述处理器被配置成:

对于受试者的心脏内的多个不同体积的每个体积,基于经由所述电接口接收的信号,确定处于所述体积中的导管电极与在外部耦合于所述受试者的外部电极之间的一个或多个阻抗,

构建基线阻抗模型 (BIM), 所述BIM将所述心脏的一部分建模为三维单元的集合, 所述三维单元中的每一个对应于所述体积中的相应的一个, 所述构建通过以下方式实现:

对于所述单元的第一子集的每个单元, 基于针对所述单元所对应的所述体积所确定的所述一个或多个阻抗来计算相应的代表性阻抗, 并且

将作为所述单元的所述第一子集的子集的所述单元的第二子集指定为基线-阻抗单元, 所述基线-阻抗单元中的每个单元具有作为相应的基线阻抗的所述单元的所述代表性阻抗,

在构建所述BIM之后, 基于所述基线-阻抗单元中的一个的所述基线阻抗来确定所述导管电极处于所述心脏的组织的阈值距离内, 并且

响应于确定所述导管电极处于所述阈值距离内而更新所述组织的标测图。

9. 根据权利要求8所述的设备, 其中所述处理器被配置成通过对针对所述单元所对应的所述体积所确定的所述阻抗中的至少一些求平均来计算所述单元的所述代表性阻抗。

10. 根据权利要求8所述的设备, 其中所述阈值距离为第一阈值距离, 并且其中所述处理器被配置成通过以下方式将所述单元的所述第二子集指定为所述基线-阻抗单元: 对于所述第二子集的至少一个单元,

将距所述单元第二阈值距离内的所述第一子集的其它单元识别为所述单元的第三子集;

基于所述单元的所述第三子集的相应代表性阻抗来将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元,

在将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元之后, 将也被指定为潜在基线-阻抗单元且距所述单元第三阈值距离内的所述第一子集的其它单元识别为所述单元的第四子集, 并且

基于所述单元的所述第四子集的相应代表性阻抗来将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

11. 根据权利要求10所述的设备, 其中所述处理器被配置成通过以下方式将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元:

计算所述单元的所述代表性阻抗与所述单元的所述第三子集的所述相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度,

计算所述单元的所述第三子集的所述相应代表性阻抗的变化的至少一个量度, 并且

响应于相似性的所述量度和变化的所述量度而将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元。

12. 根据权利要求10所述的设备, 其中所述处理器被配置成通过以下方式将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个:

计算所述单元的所述代表性阻抗与所述单元的所述第四子集的所述相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度, 并且

响应于相似性的所述量度来将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

13. 根据权利要求10所述的设备, 其中所述处理器被配置成通过以下方式将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个:

将线拟合于所述单元的所述第四子集的所述相应代表性阻抗, 并且

响应于所述单元的所述代表性阻抗与所述线之间的距离小于第四阈值距离而将所述

单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

14. 根据权利要求8所述的设备, 其中所述阈值距离为第一阈值距离, 并且其中所述处理器被配置成通过以下方式将所述单元的所述第二子集指定为所述基线-阻抗单元: 对于所述第二子集的至少一个单元,

选择属于所述第二子集且已经被指定为所述基线-阻抗单元中的一个的种子单元,

将已经被指定为所述基线-阻抗单元中的相应的一个且距所述种子单元第二阈值距离内的所述第二子集的其它单元识别为所述单元的第三子集,

将线拟合于所述单元的所述第三子集和所选择种子单元的相应基线阻抗,

基于所述单元与所述种子单元之间的距离小于第三阈值距离来选择所述单元, 并且

在选择所述单元之后, 响应于所述单元的所述代表性阻抗与所述线之间的距离小于第四阈值距离而将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

15. 根据权利要求14所述的设备, 其中所述处理器还被配置成确定所述线的梯度的幅度小于阈值梯度幅度值, 并且其中所述处理器被配置成响应于所述梯度的所述幅度小于所述阈值梯度幅度值而选择所述单元。

16. 根据权利要求8所述的设备, 其中所述处理器还被配置成:

在构建所述BIM之后, 确定所述导管电极与所述外部电极之间的至少一个其它阻抗, 并且

基于所述其它阻抗来重建所述BIM。

17. 根据权利要求16所述的设备, 其中所述处理器还被配置成:

使用所重建的BIM来确定所述导管电极在所述BIM已经被重建之前处于所述心脏的组织的所述阈值距离内, 并且

响应于确定所述导管电极处于所述阈值距离内而更新所述组织的所述标测图。

18. 根据权利要求8所述的设备,

其中所述导管电极为第一导管电极, 所述BIM为第一BIM, 并且所述阻抗为第一阻抗, 并且

其中所述处理器还被配置成:

对于所述不同体积中的至少一些的一个或多个第二导管电极与所述外部电极之间的一个或多个第二阻抗,

基于所确定的第二阻抗来计算与所述第一BIM至少部分地重叠的第二BIM,

所述第二BIM的所述基线-阻抗单元中的至少一些的一个具有不同于所述第一BIM的所述基线-阻抗单元的对应的一个的所述基线阻抗的基线阻抗,

确定在所述第一BIM的所述基线阻抗与所述第二BIM的所述基线阻抗之间缩放的至少一个缩放因子,

通过使用所确定的缩放因子将所述第一BIM与所述第二BIM合并来构建合并的BIM,

使用所述合并的BIM确定所述第一电极处于所述组织的所述阈值距离内, 并且

使用所述合并的BIM确定所述第二电极处于所述组织的所述阈值距离内。

19. 一种方法, 包括:

构建基线阻抗模型(BIM), 所述BIM将受试者的心脏的一部分建模为三维单元的集合, 所述三维单元中的每一个对应于所述心脏内的相应体积,

所述单元中的至少一些被指定为基线-阻抗单元,对于所述基线-阻抗单元中的每一个,所述BIM规定相应的基线阻抗;

通过处理器确定处于所述心脏内的导管电极与在外部耦合于所述受试者的外部电极之间的阻抗;

将所述基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元;

通过将所确定阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较来确定所述导管电极处于所述心脏的组织的阈值距离内;以及

响应于确定所述导管电极处于所述组织的所述阈值距离内,更新所述组织的标测图。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中更新所述组织的所述标测图包括更新所述组织的所述标测图以并入所述导管电极的位置。

21. 根据权利要求19所述的方法,其中更新所述组织的所述标测图包括更新所述组织的所述标测图以并入包含在通过所述电极采集的心电图信号中的信息。

22. 根据权利要求19所述的方法,其中将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元包括响应于所述基线-阻抗单元中的所述一个单元的中心对应于与所述基线-阻抗单元中的任何其它一个单元的中心所对应的任何其它位置相比更接近所述导管电极的位置的位置而将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元包括响应于所述导管电极的所述位置被包括在所述基线-阻抗单元中的所述一个单元所对应的所述体积中而将所述基线-阻抗单元中的所述一个单元识别为所述参考单元。

24. 根据权利要求19所述的方法,其中将所确定的阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较包括通过以下方式将所确定的阻抗与所述基线阻抗相比较:

计算所确定的阻抗的实部与所述基线阻抗的实部之间的比率,并且

将所述比率与比率阈值相比较。

25. 根据权利要求19所述的方法,其中将所确定的阻抗与针对所述参考单元规定的所述基线阻抗相比较包括通过以下方式将所确定的阻抗与所述基线阻抗相比较:

计算所确定的阻抗的相位与所述基线阻抗的相位之间的差,并且

将所述差与相位差阈值相比较。

26. 一种方法,包括:

对于受试者的心脏内的多个不同体积中的每个体积,通过处理器确定处于所述体积中的导管电极与在外部耦合于所述受试者的外部电极之间的一个或多个阻抗;

构建基线阻抗模型(BIM),BIM将所述心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于所述体积中的相应的一个,所述构建通过以下方式实现:

对于所述单元的第一子集的每个单元,基于针对所述单元所对应的所述体积所确定的所述一个或多个阻抗来计算相应的代表性阻抗,并且

将作为所述单元的所述第一子集的子集的所述单元的第二子集指定为基线-阻抗单元,所述基线-阻抗单元中的每个单元具有作为相应的基线阻抗的所述单元的所述代表性阻抗;

在构建所述BIM之后,基于所述基线-阻抗单元中的一个的所述基线阻抗来确定所述导

管电极处于所述心脏的组织的阈值距离内;并且

响应于确定所述导管电极处于所述阈值距离内,更新所述组织的标测图。

27. 根据权利要求26所述的方法,其中计算所述单元的所述代表性阻抗包括通过对针对所述单元所对应的所述体积所确定的所述阻抗中的至少一些求平均来计算所述代表性阻抗。

28. 根据权利要求26所述的方法,其中所述阈值距离为第一阈值距离,并且其中将所述单元的所述第二子集指定为所述基线-阻抗单元包括,对于所述第二子集的至少一个单元:

将距所述单元第二阈值距离内的所述第一子集的其它单元识别为所述单元的第三子集;

基于所述单元的所述第三子集的相应代表性阻抗来将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元;

在将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元之后,将也被指定为潜在基线-阻抗单元且距所述单元第三阈值距离内的所述第一子集的其它单元识别为所述单元的第四子集;以及

基于所述单元的所述第四子集的相应代表性阻抗来将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

29. 根据权利要求28所述的方法,其中将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元包括:

计算所述单元的所述代表性阻抗与所述单元的所述第三子集的所述相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度;

计算所述单元的所述第三子集的所述相应代表性阻抗的变化的至少一个量度;以及

响应于相似性的所述量度和变化的所述量度而将所述单元指定为潜在基线-阻抗单元。

30. 根据权利要求28所述的方法,其中将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个包括:

计算所述单元的所述代表性阻抗与所述单元的所述第四子集的所述相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度;以及

响应于相似性的所述量度,将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

31. 根据权利要求28所述的方法,其中将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个包括:

将线拟合于所述单元的所述第四子集的所述相应代表性阻抗;以及

响应于所述单元的所述代表性阻抗与所述线之间的距离小于第四阈值距离而将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

32. 根据权利要求26所述的方法,其中所述阈值距离为第一阈值距离,并且其中将所述单元的所述第二子集指定为所述基线-阻抗单元包括,对于所述第二子集的至少一个单元:

选择种子单元,所述种子单元属于所述第二子集且已经被指定为所述基线-阻抗单元中的一个;

将已经被指定为所述基线-阻抗单元中的相应的一个且距所述种子单元第二阈值距离内的所述第二子集的其它单元识别为所述单元的第三子集;

将线拟合于所述单元的所述第三子集和所选择种子单元的相应基线阻抗;

基于所述单元与所述种子单元之间的距离小于第三阈值距离,选择所述单元;以及

在选择所述单元之后,响应于所述单元的所述代表性阻抗与所述线之间的距离小于第四阈值距离而将所述单元指定为所述基线-阻抗单元中的一个。

33.根据权利要求32所述的方法,还包括确定所述线的梯度的幅度小于阈值梯度幅度值,其中选择所述单元包括响应于所述梯度的所述幅度小于所述阈值梯度幅度值而选择所述单元。

34.根据权利要求26所述的方法,还包括:

在构建所述BIM之后,确定所述导管电极与所述外部电极之间的至少一个其它阻抗;以及

基于所述其它阻抗来重建所述BIM。

35.根据权利要求34所述的方法,还包括:

使用所重建的BIM,确定所述导管电极在所述BIM已经被重建之前处于所述心脏的组织的所述阈值距离内;以及

响应于确定所述导管电极处于所述阈值距离内,更新所述组织的所述标测图。

36.根据权利要求26所述的方法,

其中所述导管电极为第一导管电极,所述BIM为第一BIM,并且所述阻抗为第一阻抗,并且

其中所述方法还包括:

对于所述不同体积中的至少一些中的每个体积,确定处于所述体积中的第二导管电极与所述外部电极之间的一个或多个第二阻抗;

基于所确定的第二阻抗,计算与所述第一BIM至少部分地重叠的第二BIM,

所述第二BIM的所述基线-阻抗单元中的至少一些中的每一个具有与所述第一BIM的所述基线-阻抗单元的对应的一个的所述基线阻抗不同的基线阻抗;

确定在所述第一BIM的所述基线阻抗与所述第二BIM的所述基线阻抗之间缩放的至少一个缩放因子;

使用所确定的缩放因子,通过将所述第一BIM与所述第二BIM合并来构建合并的BIM;

使用所述合并的BIM,确定所述第一电极处于所述组织的所述阈值距离内;以及

使用所述合并的BIM,确定所述第二电极处于所述组织的所述阈值距离内。

用于组织接近指示的基线阻抗标测图

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗装置的领域,并且具体地涉及心内导管,诸如用于电解剖标测的导管。

背景技术

[0002] 在一些应用中,将包括一个或多个电极的导管插入受试者的心脏中,并且随后用于执行心脏组织的电解剖标测,和/或执行另一功能。

[0003] 美国专利申请公布2010/0286550(其公开内容以引用方式并入本文)描述了一种方法,该方法包括将导管插入心脏中,该导管包括三个或更多个电极,从而使得电流在至少一些电极之间流动,并且响应于电流流动,测量一个或多个电极中的每一个处的电信号。该方法还包括基于所测量的电信号确定心脏的至少一部分的边界,并且显示小于心脏的整个边界的一部分。

发明内容

[0004] 根据本发明的一些实施方案,提供了一种包括电接口和处理器的设备。处理器被配置成构建基线阻抗模型(BIM),BIM将受试者的心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于心脏内的相应体积,单元中的至少一些被指定为基线-阻抗单元,对于所述基线-阻抗单元中的每一个,BIM规定相应的基线阻抗。处理器还被配置成基于经由电接口接收的信号确定处于心脏内的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的阻抗。处理器还被配置成将基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元,以通过将所确定的阻抗与针对参考单元所规定的基线阻抗相比较来确定导管电极处于心脏组织的阈值距离内,并且响应于确定导管电极处于组织的阈值距离内而更新组织的标测图。

[0005] 在一些实施方案中,处理器被配置成响应于确定导管电极处于组织的阈值距离内而更新组织的标测图以并入导管电极的位置。

[0006] 在一些实施方案中,处理器被配置成响应于确定导管电极处于组织的阈值距离内而更新组织的标测图以并入包含在通过电极采集的心电图信号中的信息。

[0007] 在一些实施方案中,处理器被配置成响应于基线-阻抗单元中的一个单元的中心对应于与基线-阻抗单元中的任何其它一个单元的中心所对应的任何其它位置相比更靠近导管电极的位置的位置而将基线-阻抗单元中的一个单元识别为参考单元。

[0008] 在一些实施方案中,处理器被配置成响应于导管电极的位置被包括在与基线-阻抗单元中的一个单元相对应的体积中而将基线-阻抗单元中的一个单元识别为参考单元。

[0009] 在一些实施方案中,处理器被配置成将所确定的阻抗与针对参考单元规定的基线阻抗相比较,其通过以下方式实现:

[0010] 计算所确定阻抗的实部与基线阻抗的实部之间的比率,并且

[0011] 将比率与比率阈值相比较。

[0012] 在一些实施方案中,处理器被配置成将所确定的阻抗与针对参考单元规定的基线

阻抗相比较,其通过以下方式实现:

[0013] 计算所确定阻抗的相位与基线阻抗的相位之间的差,并且

[0014] 将该差与相位差阈值相比较。

[0015] 根据本发明的一些实施方案,还提供了一种包括电接口和处理器的设备。处理器被配置成基于经由电接口接收的信号对于受试者心脏内的多个不同体积中的每个体积确定处于体积中的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的一个或多个阻抗。处理器还被配置成构建基线阻抗模型(BIM),BIM将心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于体积中相应的一个,所述构建通过以下方式实现:对于单元的第一子集的每个单元,基于针对该单元所对应的体积所确定的一个或多个阻抗来计算相应的代表性阻抗,并且将作为单元的第一子集的子集的单元的第二子集指定为基线-阻抗单元,所述基线-阻抗单元中的每个单元具有作为相应的基线阻抗的单元的代表性阻抗。处理器还被配置成在构建BIM之后基于基线-阻抗单元中的一个的基线阻抗来确定导管电极处于心脏组织的阈值距离内,并且响应于确定导管电极处于阈值距离内而更新组织的标测图。

[0016] 在一些实施方案中,处理器被配置成通过对针对单元所对应的体积所确定的阻抗中的至少一些求平均来计算单元的代表性阻抗。

[0017] 在一些实施方案中,阈值距离为第一阈值距离,并且处理器被配置成通过以下方式将单元的第二子集指定为基线-阻抗单元:对于第二子集的至少一个单元,

[0018] 将距单元第二阈值距离内的第一子集的其它单元识别为单元的第三子集,

[0019] 基于单元的第三子集的相应代表性阻抗来将单元指定为潜在基线-阻抗单元,

[0020] 在将单元指定为潜在基线-阻抗单元之后,将也被指定为潜在基线-阻抗单元且距单元第三阈值距离内的第一子集的其它单元识别为单元的第四子集,并且

[0021] 基于单元的第四子集的相应代表性阻抗来将单元指定为基线-阻抗单元中的一个。

[0022] 在一些实施方案中,处理器被配置成通过以下方式将单元指定为潜在基线-阻抗单元:

[0023] 计算单元的代表性阻抗与单元的第三子集的相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度,

[0024] 计算单元的第三子集的相应代表性阻抗的变化的至少一个量度,并且

[0025] 响应于相似性的量度和变化的量度而将单元指定为潜在基线-阻抗单元。

[0026] 在一些实施方案中,处理器被配置成通过以下方式将单元指定为基线-阻抗单元中的一个:

[0027] 计算单元的代表性阻抗与单元的第四子集的相应代表性阻抗之间的相似性的至少一个量度,并且

[0028] 响应于相似性的量度,将单元指定为基线-阻抗单元中的一个。

[0029] 在一些实施方案中,处理器被配置成通过以下方式将单元指定为基线-阻抗单元中的一个:

[0030] 将线拟合于单元的第四子集的相应代表性阻抗,并且

[0031] 响应于单元的代表性阻抗与线之间的距离小于第四阈值距离而将单元指定为基

线-阻抗单元中的一个。

[0032] 在一些实施方案中,阈值距离为第一阈值距离,并且处理器被配置成通过以下方式将单元的第二子集指定为基线-阻抗单元:对于第二子集的至少一个单元,

[0033] 选择种子单元,所述种子单元属于第二子集且已经被指定为基线-阻抗单元中的一个,

[0034] 将已经被指定为基线-阻抗单元中的相应的一个且距种子单元第二阈值距离内的第二子集的其它单元识别为单元的第三子集,

[0035] 将线拟合于单元的第三子集和所选择种子单元的相应基线阻抗,

[0036] 基于单元与种子单元之间的距离小于第三阈值距离来选择单元,并且

[0037] 在选择单元之后,响应于单元的代表性阻抗与线之间的距离小于第四阈值距离而将单元指定为基线-阻抗单元中的一个。

[0038] 在一些实施方案中,处理器还被配置成确定线的梯度的幅度小于阈值梯度幅度值,并且处理器被配置成响应于梯度的幅度小于阈值梯度幅度值而选择单元。

[0039] 在一些实施方案中,处理器还被配置成:

[0040] 在构建BIM之后确定导管电极与外部电极之间的至少一个其它阻抗,并且

[0041] 基于其它阻抗来重建BIM。

[0042] 在一些实施方案中,处理器还被配置成:

[0043] 使用所重建的BIM来确定导管电极在BIM已经被重建之前处于心脏的组织的阈值距离内,并且

[0044] 响应于确定导管电极处于阈值距离内而更新组织的标测图。

[0045] 在一些实施方案中,

[0046] 导管电极为第一导管电极,BIM为第一BIM,并且阻抗为第一阻抗,并且

[0047] 处理器还被配置成:

[0048] 对于至少一些不同体积中的每个体积确定处于该体积中的第二导管电极与外部电极之间的一个或多个第二阻抗,

[0049] 基于所确定的第二阻抗来计算与第一BIM至少部分地重叠的第二BIM,

[0050] 第二BIM的至少一些基线-阻抗单元中的每一个具有基线阻抗,所述基线阻抗

[0051] 不同于第一BIM的基线-阻抗单元中的相对应的一个的基线阻抗,

[0052] 确定在第一BIM的基线阻抗与第二BIM的基线阻抗之间缩放的至少一个缩放因子,

[0053] 通过使用所确定的缩放因子将第一BIM与第二BIM合并来构建合并的BIM,

[0054] 使用合并的BIM确定第一电极处于组织的阈值距离内,并且

[0055] 使用合并的BIM确定第二电极处于组织的阈值距离内。

[0056] 根据本发明的一些实施方案,还提供了一种方法,所述方法包括构建基线阻抗模型(BIM),BIM将受试者心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于心脏内的相应体积,至少一些单元被指定为基线-阻抗单元,对于所述基线-阻抗单元中的每一个,BIM规定相应的基线阻抗。该方法还包括通过处理器确定心脏内的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的阻抗。该方法还包括将基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元;通过将所确定的阻抗与针对参考单元规定的基线阻抗相比较来确定导管电极处于心脏组织的阈值距离内;以及响应于确定导管电极处于组织的阈值距离内,更新组

织的标测图。

[0057] 根据本发明的一些实施方案,还提供了一种方法,所述方法包括对于受试者心脏内的多个不同体积中的每个体积,通过处理器确定处于体积中的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的一个或多个阻抗。该方法还包括构建基线阻抗模型(BIM),BIM将心脏的一部分建模为三维单元的集合,所述三维单元中的每一个对应于体积中相应的一个,所述构建通过以下方式实现:对于单元的第一子集的每个单元,基于针对该单元所对应的体积所确定的一个或多个阻抗来计算相应的代表性阻抗,并且将作为单元的第一子集的子集的单元的第二子集指定为基线-阻抗单元,基线-阻抗单元中的每个单元具有作为相应的基线阻抗的单元的代表性阻抗。该方法还包括在构建BIM之后,基于基线-阻抗单元中的一个的基线阻抗,确定导管电极处于心脏组织的阈值距离内;以及响应于确定导管电极处于阈值距离内,更新组织的标测图。

[0058] 结合附图,从本发明的实施方案的以下详细说明将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0059] 图1为根据本发明的一些实施方案的用于电解剖标测的系统的示意图;

[0060] 图2为根据本发明的一些实施方案的基线阻抗标测图(BIM)的示意图;

[0061] 图3为根据本发明的一些实施方案的用于将代表性-阻抗单元指定为基线-阻抗单元的方法的示意图;

[0062] 图4为根据本发明的一些实施方案的用于进一步指定基线-阻抗单元的方法的示意图;

[0063] 图5为根据本发明的一些实施方案的用于合并多个BIM的技术的示意图;并且

[0064] 图6为根据本发明的一些实施方案的用于使用BIM执行电解剖标测的方法的流程图。

具体实施方式

[0065] 概述

[0066] 当使用心内导管对受试者执行手术时,通常需要知道导管是否接触组织,或是否至少在组织的给定阈值距离内。假设,操作导管的医师可以尝试基于触觉反馈和/或基于通过导管远端的一个或多个电极采集的任何心电图(ECG)信号的强度来确定导管与组织的接近度。然而,这种方法可能难以实施,尤其是对于其中导管包括多个电极,使得医师必须关于每个电极的接近度单独作出决定的情况而言。此外,即使通过电极采集的任何ECG信号可以自动处理以确定接近度,但是一些组织是无电活性的,因此不允许ECG信号采集。

[0067] 因此,本发明的实施方案使用导管电极与在外部耦合于受试者的另一电极之间的阻抗作为导管电极与组织的接近度的指示物。一般而言,血液具有比组织更低的电阻,由此使得,当导管电极接近组织时,导管电极与外部电极之间的阻抗“ Z ”的实部“ $\text{Re}(Z)$ ”增大。此外,当导管电极接近组织时,阻抗的相位“ $\text{Arg}(Z)$ ”减小。因此,在记录到足够大于血液的基线 $\text{Re}(Z)$ 值的 $\text{Re}(Z)$ 值,和/或足够小于基线 $\text{Arg}(Z)$ 值的 $\text{Arg}(Z)$ 值时,可确定导管电极处于组织的阈值距离内。

[0068] 然而,即使该方法也带来了一项挑战,因为基线值可随位置而变化,其数量级类似

于在组织接近的情况下所经历的变化。例如,在一些位置,与组织的接近可能导致 $\text{Re}(Z)$ 从95欧的基线值增加至100欧的值,而在另一位置,这些值可以分别是90欧和95欧。在这种情况下,在记录到从90欧至95欧的增加时,可能难以确定导管是在组织附近,还是只是移动到心腔内具有95欧的基线值的另一位置。

[0069] 为了解决这项挑战,本发明的实施方案使用导管构建基线阻抗标测图(BIM),然后使用BIM来确定组织接近度。BIM将受试者心脏内的空间建模为三维单元(诸如立方体单元)的集合,并且针对在本文称为“基线-阻抗单元”的至少一些单元规定相应的基线阻抗。随后,当导管用于在心脏内执行任何相关手术,诸如电解剖标测时,重复使用BIM来确定导管上的任何电极是否处于组织的阈值距离内。具体地,将每个导管电极与外部电极之间的阻抗与最靠近电极的当前位置的基线-阻抗单元的基线阻抗相比较。

[0070] 基于该比较,确定电极与组织的接近度。

[0071] 本文所述的实施方案还包括用于构建BIM的各种技术。例如,本文所述的实施方案包括这样的技术:其用于有效指定基线-阻抗单元,以使任何给定的基线-阻抗单元的基线阻抗很可能是仅从血液-阻抗值推导的,即,是仅从在电极不在心脏的组织附近时所测量的阻抗值推导的。

[0072] 由于导管电极可具有变化的特性(例如,尺寸),并且电极间阻抗可随这些特性而变化,因此可针对每个导管电极构建单独的BIM。(因此,例如,可针对具有多个电极的导管构建多个BIM)。在一些实施方案中,发现了用于在多个BIM的基线阻抗之间转换的适当的缩放因子,并且,使用这些缩放因子,将来自多个BIM的阻抗合并到可用于任何电极的单个BIM中。

[0073] 系统描述

[0074] 首先参考图1,其为根据本发明的一些实施方案的用于电解剖标测的系统20的示意图。

[0075] 图1示出医师27在受试者25的心脏24内对导管29进行导航。在沿着心脏24的组织30的各个位置,导管29远端的一个或多个电极32记录来自组织30的ECG信号。这些信号经由导管29和电接口23(诸如端口或插座)传送至处理器(PROC)28。基于这些信号,处理器28构建组织的电解剖标测图22,该标测图标测组织的解剖特征,并且另外将组织上的每个位置与衍生自ECG信号的电特性(诸如局部激活时间(LAT))相关联。例如,处理器可用与在组织的不同区域表现出的不同LAT相对应的各种不同颜色对标测图22着色。在标测过程期间和/或之后,处理器28可在显示器26上显示标测图22。

[0076] 在一些实施方案中,如图1所示,导管29是篮形导管,在其远端包括导管电极32的篮31。另选地,导管29可具有任何其它合适的形式,其中电极32被布置成任何合适的构型。导管29通常包括一个或多个位置传感器(未示出),其允许处理器跟踪每个电极32的位置。例如,导管29可包括一个或多个电磁位置传感器,其在外部的磁场的存在下生成随着传感器的位置而变化的信号。另选地,为了跟踪每个电极32的位置,处理器可确定电极与在各种不同位置处在外部的耦合于受试者25的多个外部电极之间的相应阻抗,然后计算这些阻抗之间的比率。作为另一种选择,处理器可使用电磁跟踪和基于阻抗的跟踪,如例如美国专利8,456,182中所述,其公开内容以引用方式并入本文。

[0077] 为了有利于前述基于阻抗的跟踪技术,和/或为了构建和使用如下所述的BIM,一

个或多个外部电极33在外部耦合于受试者。

[0078] 一般来讲,处理器28可被实施为单个处理器或一组协作式联网或集群处理器。处理器28通常是编程化数字计算设备,该设备包括中央处理单元(CPU)、随机存取存储器(RAM)、非易失辅助存储装置诸如硬盘驱动器或CD ROM驱动器、网络接口和/或外围设备。如本领域所熟知的,将数据和/或包括软件程序的程序代码加载到RAM中以用于由CPU执行和处理,并且生成结果以用于显示、输出、传输或存储。程序代码和/或数据可以电子形式通过网络而被下载到计算机,或者另选地或除此之外,其可被提供和/或存储在非临时性有形介质诸如磁性存储器、光学存储器、或电子存储器上。此类程序代码和/或数据在被提供给处理器之后,产生被配置成执行本文所述的任务的机器或专用计算机。

[0079] 构建和使用BIM

[0080] 现在参考图2,其为根据本发明的一些实施方案的BIM 34的示意图。

[0081] 为了有利于图1所示的电解剖标测过程、或在心脏24上执行的任何其它相关类型的手术的执行,处理器28构建BIM 34。BIM 34将心脏24的一部分,诸如一个或多个心房和/或心室建模为三维单元36的集合。每个单元36对应于心脏内的相应体积。例如,如图2所示,每个单元36可以对应于心脏内的一个立方体体积。在这种情况下,处理器可以在计算机存储器中用构成立方体体积的相应角的八个三维坐标的集合表示该单元。另选地或除此之外,处理器可以用单元中心的坐标,以及立方体体积的长度(或半长)表示该单元。另选地,处理器可使用任何其它合适的表示。

[0082] 除了构建BIM 34之外,处理器可将任何给定的电极位置(例如,使用上文参考图1所述的任何技术所确定的)标测至BIM,前提条件是电极处于通过BIM建模的心脏的该部分内。换句话说,处理器可以通过确定该位置包括在该单元所对应的体积中而确定该位置对应于特定单元36。例如,根据系统20的跟踪系统位于(100,100,100)的电极将被标测至以(99.5,100,100)为中心且具有1的半长的立方体单元。(通常,使用电极中心的位置作为电极的位置,但也可以另选地使用其它约定。)

[0083] 为了构建用于特定电极32的BIM 34,使导管29在心脏内四处移动。对于电极位于其内的心脏内的多个不同体积中的每一个,处理器28确定电极32与外部电极33之间的一个或多个(复合)阻抗。例如,为了确定特定体积的阻抗中的每一个,处理器可以在电极32处于该体积中的同时在两个电极之间施加预先确定的电压,然后经由电接口23从耦合至外部电极33的电流传感器接收指示流过外部电极33的电流的信号。然后处理器可由所测量的电流和预先确定的电压计算阻抗的量值和相位。另选地,处理器可在两个电极之间施加预先确定的电流,经由电接口23接收指示电极之间的电压的信号,然后由所测量的电压和预先确定的电流计算阻抗。

[0084] 针对特定体积所确定的阻抗 Z_1 、 $\dots$ 、 Z_N 中的每一个通过处理器与对应于该体积的单元相关联地存储起来。基于阻抗 Z_1 、 $\dots$ 、 Z_N ,处理器可计算单元的代表性阻抗 Z_R 。该“代表性阻抗”或“特征性阻抗”是借助于从所确定的阻抗 Z_1 、 $\dots$ 、 Z_N 适当地推导得到的表征该体积的单个(复)数。例如,在去除任何异常阻抗值之后,处理器可通过对其余阻抗求平均来计算单元的代表性阻抗。为了去除异常值,处理器可以例如通过阻抗的实部和虚部对其进行排序,然后去除落入任一排序列表的给定顶部或底部百分位数之内的任何阻抗。

[0085] 通常,处理器需要单元的某一最小数量的(非异常值)阻抗,以便计算该单元的 Z_R 。

具有这一最小数量的观测数据以及因此通过处理器计算的代表性阻抗的那些单元在本文中被称为“代表性-阻抗单元”。(代表性-阻抗单元构成BIM 34中的单元的子集,即BIM 34中的至少一些单元是代表性-阻抗单元。)

[0086] 如下文进一步描述,至少一些代表性-阻抗单元可用作基线-阻抗单元,因为可以响应于所测量的阻抗不同于这些基线-阻抗单元中的一个的代表性阻抗而确定组织接近。例如,使用下文参考图3所述的技术中的任一种,处理器可以相对高的置信度识别处理器假定的具有仅由血液-阻抗值推导的代表性阻抗的代表性-阻抗单元的子集。这些单元被BIM 34指定为“基线-阻抗单元”36a。每个基线-阻抗单元36a具有作为相应基线阻抗 Z_B 的该单元的代表性阻抗。

[0087] (纯粹以说明的方式,图2通过在单元内显示球体来指示每个基线-阻抗单元36a;具体地讲,使用较大的球体38a指示每个基线-阻抗单元,而较小的球体38b用于指示其余的代表性-阻抗单元36b中的每一个。不是代表性-阻抗单元的那些单元绘制为不具有任何标记。)

[0088] 需注意,由于心脏的跳动,大多数时间仅包含血液的一些体积偶尔可包含组织,由此使得针对这些体积获得的一些阻抗值可以是组织-阻抗值。然而,可使用上述异常值-去除技术去除这些组织-阻抗值,由此使得即使对应于此类体积的单元也可被指定为基线-阻抗单元。另选地或除此之外,在记录这些体积中的任一个的阻抗值的过程中,处理器可以忽略比前述值大得超过阈值的任何阻抗值,因为阻抗的这种跳跃指示组织接触。(换句话说,处理器可以首先避免向BIM数据添加某些异常值,诸如以消除对后期去除这些异常值的需要。)

[0089] 在构建BIM 34之后,处理器可使用BIM(例如,在电解剖标测过程期间)确定电极32中的任一个是否处于心脏组织的阈值距离内。为了执行这种确定,处理器将对应于电极的当前位置(借助于对应于包含该位置的体积),或至少对应于与任何其它基线-阻抗单元所对应的任何其它体积相比更靠近该位置的体积的基线-阻抗单元36a识别为参考单元。(这种对应在图2中通过箭头指示,该箭头从心脏24中的特定电极指向BIM 34中的特定基线-阻抗单元。)处理器还确定该电极与外部电极33之间的阻抗 Z_I ,然后将 Z_I 与针对参考单元规定的基线阻抗 Z_B 相比较。如果 Z_I 与 Z_B 以指示组织接近的方式不同,那么处理器可确定电极接触心脏组织,或至少处于心脏组织的阈值距离内。

[0090] 为了找到合适的参考单元,处理器可计算电极位置与基线-阻抗单元的相应中心之间的距离,即,电极位置与基线-阻抗单元的中心所对应的相应位置之间的距离。然后处理器可以找到这些距离的最小值,并且如果该最小距离小于合适的阈值距离,那么将其中心比任何其它中心更靠近电极位置的对应的基线-阻抗单元识别为参考单元。然后处理器可以,例如,通过计算比率 $\text{Re}(Z_I)/\text{Re}(Z_B)$ 并且将该比率与第一阈值相比较,和/或通过计算相位差 $\text{Arg}(Z_I) - \text{Arg}(Z_B)$ 并且将该差与第二阈值相比较来将 Z_I 与参考单元的 Z_B 相比较。(第一阈值可以,例如,介于1.03与1.05之间,而第二阈值可以,例如,介于1与2度之间。)如果比率大于第一阈值,和/或如果差小于第二阈值,那么处理器可确定电极接近-即,接触心脏组织,或至少在心脏组织的阈值距离内。

[0091] 为了进一步确定电极与心脏组织的接近度,处理器可更新标测图22,以并入电极的位置,和/或并入包含在通过电极采集的ECG信号中的信息。另选地或除此之外,处理器可

在显示器26上显示电极靠近组织的指示,例如,通过显示代表导管远端的图标,其中接近组织的电极与其它电极带有不同的颜色。另选地或除此之外,处理器可执行任何其它相关功能。

[0092] 通常,在初始化BIM之后,在该过程正在进行的同时,处理器通过以下方式重复更新BIM:向迄今已收集的测量结果中添加任何新确定的阻抗,然后基于所有测量结果(包括新确定的阻抗)重建BIM。例如,在向所收集的测量结果中添加一个或多个阻抗之后,处理器可计算具有新阻抗值的任何单元的 Z_R ,然后基于这些新 Z_R 值重新指定BIM中的基线-阻抗单元的组。

[0093] 另选地或除此之外,处理器可以周期性地,例如每秒一次,重建整个BIM,以便考虑到任何新采集的阻抗。换句话讲,处理器可以周期性地(i)限定单元36的集合,(ii)通过单元36的整个集合,计算具有足够数量的非异常阻抗测量结果的每个单元的 Z_R ,并且(iii)将代表性-阻抗单元中的至少一些指定为基线-阻抗单元。在限定单元的集合时,处理器可包括先前不是BIM的部分但由于导管第一次穿过心脏的一些体积而被添加的一些单元。类似地,在指定基线-阻抗单元时,处理器可包括先前未被指定为基线-阻抗单元的一些单元,和/或去除先前被指定为基线-阻抗单元的一些单元。

[0094] 指定基线-阻抗单元

[0095] 现在参考图3,其为根据本发明的一些实施方案的用于将代表性-阻抗单元指定为基线-阻抗单元的方法的示意图。

[0096] 如上文参考图2所述,在通过计算这些单元的代表性阻抗 Z_R 指定代表性-阻抗单元36b之后,处理器将至少一些代表性-阻抗单元指定为基线-阻抗单元。图3示出了可用于执行后一种指定的一种可能的技术,其用于具有代表性阻抗 Z_{R0} 的特定假定的代表性-阻抗单元36b_0。根据该技术,如图3左侧所示,处理器识别与单元36b_0的距离在阈值距离 D_0 内的相邻代表性-阻抗单元。(通常在单元的相应中心之间测量两个单元之间的距离)。在图3所示的实例中,单元36的该子集由五个单元组成:具有代表阻抗 Z_{R1} 的第一相邻单元36b_1、第二相邻单元36b_2(Z_{R2})、第三相邻单元36b_3(Z_{R3})、第四相邻单元36b_4(Z_{R4})、以及第五相邻单元36b_5(Z_{R5})。(应注意,为简明起见,图3示出两个维度的单元36b_0的邻域,而实际上,单元36b_0的邻域是三维的。)

[0097] 接下来,处理器基于相邻单元的相应代表性阻抗来将单元36b_0指定为潜在基线-阻抗单元。一般来讲,“潜在基线-阻抗单元”是具有可能仅由血液-阻抗值推导出来的 Z_R 值的单元。这方面的一个指示是,该单元的代表性阻抗类似于其相邻单元的代表性阻抗。另一个指示是该单元的相邻单元具有类似的代表性阻抗。处理器可寻找这些指示中的一者或两者,然后将单元36b_0标记为潜在基线-阻抗单元。也就是说,处理器可以计算 Z_{R0} 与 Z_{R1} 、 $\dots$ 、 Z_{R5} 之间的相似性的至少一个量度,和/或 Z_{R1} 、 $\dots$ 、 Z_{R5} 的变化的至少一个量度。然后处理器可以响应于相似性的量度和变化的量度而将单元36b_0指定为潜在基线-阻抗单元。

[0098] 例如,处理器可以计算 Z_{R0} 与 Z_{R1} 、 $\dots$ 、 Z_{R5} 之间的相似性的以下两种量度:

[0099] $MR = |\operatorname{Re}(Z_{R0}) - m_r|$; 以及

[0100] $MI = |\operatorname{Im}(Z_{R0}) - m_i|$,

[0101] 其中 $\operatorname{Re}(Z)$ 和 $\operatorname{Im}(Z)$ 分别是任何阻抗 Z 的实部和虚部, $m_r = \text{中值}(\operatorname{Re}(Z_{R1}), \dots, \operatorname{Re}(Z_{R5}))$,并且为 $m_i = \text{中值}(\operatorname{Im}(Z_{R1}), \dots, \operatorname{Im}(Z_{R5}))$ 。处理器还可计算 Z_{R1} 、 $\dots$ 、 Z_{R5} 的变化的以下两

种量度:

[0102] $VR = \text{中值}(|\text{Re}(Z_{R1}) - m_r|, \dots, |\text{Re}(Z_{R5}) - m_r|)$; 以及

[0103] $VI = \text{中值}(|\text{Im}(Z_{R1}) - m_i|, \dots, |\text{Im}(Z_{R5}) - m_i|)$ 。

[0104] 处理器然后可以将MR、MI、VR和VI中的每一个与不同的相应阈值相比较,然后只有在这四个量中的每一个小于其对应的阈值时将单元36b_0指定为潜在基线-阻抗单元。(MR的阈值可以是预先确定的,或可由VR推导得到;同样,MI的阈值可以是预先确定的,或可由VI推导得到。)

[0105] 在通过所有代表性-阻抗单元并将这些单元中的至少一些指定为潜在基线-阻抗单元之后,处理器通过潜在基线-阻抗单元,并且将这些单元中的至少一些指定为基线-阻抗单元。例如,参考图3,将假设单元36b_0、以及用检查标记类似地标记的那些单元36b_1、 $\dots$ 、36b_5被指定为潜在基线-阻抗单元。在将这些单元指定为潜在基线-阻抗单元之后,处理器可确定单元36b_0是否应被指定为基线-阻抗单元,如下文所述。

[0106] 通过介绍的方式,在一般水平下,用于将给定单元指定为基线-阻抗单元的标准类似于用于将单元指定为潜在基线-阻抗单元的标准:单元与其相邻单元的相似性、和/或相邻单元间变化低。然而,如下文所解释的,处理器可执行来测试高相似性和低变化的特定技术可以不同于上文描述的技术。此外,处理器可以考虑比先前所考虑的更大的邻域,并且/或者可仅考虑类似地指定为潜在基线-阻抗单元的那些相邻单元。

[0107] 例如,如图3右侧所示,处理器可识别单元36的另一个子集,其由还被指定为潜在基线-阻抗单元且在单元36b_0的阈值距离D1内的其它代表性-阻抗单元组成。(如上文所暗示,D1可大于D0。)在图3所示的具体情况下,该子集由单元36b_1、 $\dots$ 、36b_3、以及具有代表性阻抗 Z_{R6} 的另一个单元36b_6、以及具有代表性阻抗 Z_{R7} 的另一个单元36b_7组成。基于相邻单元-阻抗 Z_{R1} 、 $\dots$ 、 Z_{R3} 、 Z_{R6} 和 Z_{R7} ,处理器可将单元36b_0指定为基线阻抗单元。例如,处理器可以计算 Z_{R0} 与相邻单元-阻抗之间的相似性的至少一个量度,诸如上述MR和MI量度中的一者或两者,然后响应于这种量度,例如,响应于MR和/或MI小于阈值而将单元36b_0指定为基线阻抗单元。

[0108] 另选地或除此之外,处理器可将线38拟合于相邻单元-阻抗。通常,线38通过公式 $Z_R = Ax + By + Cz + D$ 定义,其中 Z_R 为代表性阻抗,并且 (x, y, z) 为单元中心的坐标。考虑到相邻单元的代表性阻抗和中心-坐标,处理器找到最佳拟合观测结果的A、B、C和D的值。(在图3中,为了说明起见,三个独立变量-x、y和z-被缩减成单个“位置”变量。)然后处理器将 Z_{R0} 与线38之间的距离D2和阈值距离进行比较。如果D2小于该阈值,那么处理器可将单元36b_0指定为基线阻抗单元。

[0109] 现在参考图4,其为根据本发明的一些实施方案的用于进一步指定基线-阻抗单元的方法的示意图。

[0110] 在如上文参考图3所述指定基线-阻抗单元的初始池之后,处理器可执行“区域-生长(region-growing)”过程,由此处理器从池中重复去除“种子”基线-阻抗单元,然后将尚未被指定为基线-阻抗单元的种子单元的合适的相邻单元添加到池中,直到池中没有任何基线-阻抗单元剩余。因此,处理器可指定另外的基线-阻抗单元。

[0111] 在图4中示出了用于区域-生长的一种示例性技术。图4假设处理器已经从基线-阻抗单元的池中选择了已被指定为基线-阻抗单元的特定种子单元36a_0。处理器然后可以使

用种子单元36a_0将其它相邻单元指定为另外的基线-阻抗单元。为此,处理器可首先识别已被指定为基线-阻抗单元且与种子单元36a_0的距离在阈值距离D3内的单元36的子集。接下来,处理器可以将线拟合于所识别单元子集和种子单元的基线阻抗。(这种拟合可以例如如上文参考图3的线38所描述的那样执行)。图4因此示出拟合于多个基线阻抗的线40:属于种子单元36a_0的 Z_{B0} ,以及分别属于相邻基线-阻抗单元36a_1、36a_2、36a_3和36a_4的 Z_{B1} 、 Z_{B2} 、 Z_{B3} 和 Z_{B4} 。

[0112] 处理器还可选择尚未被指定为基线-阻抗单元且与种子单元的距离小于阈值距离D4(其可小于D3)的任何“候选的”代表性-阻抗单元。(候选的代表性-阻抗单元并非必须是潜在基线-阻抗单元。)图4示出一个这样的所选择候选物,即具有代表性阻抗 Z_{RC} 的候选单元36b_0。在选择单元36b_0之后,处理器将 Z_{RC} 与线40之间的距离D5与阈值进行比较。如果该距离小于阈值,那么处理器将单元36b_0指定为新的基线-阻抗单元,然后将该新的基线-阻抗单元添加到池中。然后处理器从池中选择下一个种子单元。

[0113] 由于线40的大梯度通常指示种子单元的邻域相对靠近组织,因此处理器通常不选择给定种子单元的任何候选单元,除非线40的梯度的幅度小于阈值。换句话讲,在选择候选单元时,处理器通常首先确定拟合线的梯度的幅度小于阈值,然后响应于此选择候选单元。

[0114] 合并多个BIM

[0115] 现在参考图5,其为根据本发明的一些实施方案的用于合并多个BIM的技术的示意图。

[0116] 如以上在概述中所描述的,给定导管电极32与外部电极33之间的阻抗可以是电极32的尺寸、和/或其它特性的函数。因此,处理器通常使用上述BIM-构建技术构建每个相应电极32的单独的BIM。例如,图5示出了针对第一电极32a构建的第一BIM 34a,以及针对具有不同于第一电极32a的特性的第二电极32b构建的第二BIM 34b。BIM 34a和34b至少部分地重叠,即,通过第一BIM 34a建模的心脏的部分与通过第二BIM 34b建模的心脏的部分至少部分地重叠,由此使得BIM 34a的至少一些单元与BIM 34b的一些单元对应于相同的相应体积。然而,由于电极之间的差异,通过处理器测量的阻抗,以及因此通过处理器计算的基线阻抗在重叠区域中在两个BIM之间变化,由此使得第二BIM 24b的至少一些基线-阻抗单元中的每一个具有不同于第一BIM 24a的对应基线-阻抗单元的基线阻抗 Z^a_B 的基线阻抗 Z^b_B 。(在这种情况下,如果两个单元对应于心脏的相同体积,那么说这两个单元彼此对应。)

[0117] 虽然处理器可以继续使用(和更新)每个电极的不同的相应BIM,但是处理器在任何可能的时候通常将BIM合并在一起。由于合并的BIM包括比用于构建所述合并BIM的任一单个BIM更多的信息,因此相对于原始BIM中的任一个,合并的BIM通常更有助于评估组织接近度。

[0118] 例如,当电解剖标测程序进行时,处理器可重复评估迄今已构建的各对BIM之间的重叠。一旦识别出两个给定BIM重叠至少阈值数量的基线-阻抗单元,那么处理器可使用下文所述的技术将这两个BIM合并。以此方式,处理器可重复合并不同的BIM对,直到处理器计算出并入了来自所有电极的阻抗的单个合并的BIM为止。

[0119] 为了合并两个给定的BIM,处理器首先确定在BIM的基线阻抗之间缩放的至少一个缩放因子42,然后使用缩放因子合并BIM。例如,参考图5,处理器可以找到变量“c”的使函数

$\sum_{i \in G} (Z_{Bi}^a - cZ_{Bi}^b)^2$ 最小的值 c^* , 其中 G 为在 BIM 34a 和 34b 中对应于相同体积的所有基线-阻抗单元的组 (即, G 为其中两个 BIM 重叠的区域), Z_{Bi}^a 为第一 BIM 34a 中的 G 中的第 i 单元的基线阻抗, 并且 Z_{Bi}^b 为第二 BIM 34b 中的 G 中的第 i 单元的基线阻抗。然后处理器可使第二 BIM 34b 中的阻抗乘以 c^* , 然后将这些经过缩放的阻抗并入第一 BIM 34a 中。另选地, 处理器可以通过在适当的约束条件下 (诸如 $c_1 + c_2 = 2$) 使函数 $\sum_{i \in G} (c_1 Z_{Bi}^a - c_2 Z_{Bi}^b)^2$ 最小化来确定在基线阻抗之间共同缩放的两个缩放因子 c_1^* 和 c_2^* 。然后处理器可通过以下方式合并两个 BIM: 使第一 BIM 34a 中的阻抗乘以 c_1^* 并且使第二 BIM 34b 中的阻抗乘以 c_2^* , 并且然后将所有这些经过缩放的阻抗并入合并的 BIM 中。

[0120] 在计算出合并的 BIM 之后, 处理器可使用合并的 BIM 确定促成合并的 BIM 的任何一个电极的组织接近度。例如, 假设, 如上所述, 合并的 BIM 包括缩放了 c_1^* 的第一 BIM 34a 和缩放了 c_2^* 的第二 BIM 34b, 处理器可以使第一电极 32a 与外部电极之间的任何测得的阻抗 “ Z_1 ” 乘以 c_1^* , 然后将所得乘积 $Z_1 * c_1^*$ 与合并 BIM 中的相关基线阻抗相比较。类似地, 对于第二电极 32b, 处理器可使任何测得的阻抗 “ Z_2 ” 乘以 c_2^* , 然后将所得乘积 $Z_2 * c_2^*$ 与相关基线阻抗相比较。

[0121] 执行电解剖标测

[0122] 现在参考图 6, 其为根据本发明的一些实施方案的用于使用 BIM 执行电解剖标测的方法 57 的流程图。方法 57 通过处理器 28 针对每个导管电极执行, 同时医师使导管在受试者的心脏内四处移动。

[0123] 方法 57 从 ECG-信号-采集步骤 58 开始, 在所述步骤处导管电极采集 ECG 信号。接着, 处理器在阻抗-确定步骤 60 处确定导管电极与外部电极之间的电极间阻抗。(阻抗-确定步骤 60 可另选地在 ECG-信号-采集步骤 58 之前或期间发生。) 接着, 在阻抗-添加步骤 61 处, 处理器通过将所确定的阻抗与适当的 BIM 单元相关联地存储起来而将新确定的阻抗添加到 BIM 数据中 (即, 添加到迄今为止收集到的测量结果中)。

[0124] 接着, 使用所确定的电极间阻抗, 处理器检查 BIM 是否指示导管电极处于组织的阈值距离内。具体地讲, 在参考-单元-查找步骤 62 处, 处理器首先寻找合适的参考基线-阻抗单元。如果找到合适的参考单元, 那么处理器接着在阻抗-比较步骤 64 处检查所确定的阻抗是否与参考单元的基线阻抗足够不同, 以使电极可被认为接近组织。如果是, 那么处理器在标测图-更新步骤 66 处更新电解剖标测图以并入所采集的 ECG 信号和/或电极的位置。

[0125] 在标测图-更新步骤 66 之后, 处理器在检查步骤 70 处检查是否应该由 BIM 数据重建 BIM。例如, 处理器可检查某一最小数量的新确定阻抗是否已添加到 BIM 数据中, 并且/或者自最后一次 BIM 构建之后是否已经过去某一时间段。如果处理器决定应重建 BIM, 那么处理器通过首先在代表性-阻抗-计算子步骤 52 处计算代表性阻抗, 然后在基线-阻抗-单元指定子步骤 54 处指定基线-阻抗单元来在 BIM-重建步骤 50 处重建 BIM。

[0126] 如果处理器确定 BIM 不指示导管电极处于阈值距离内-借助于所确定的阻抗与参考单元的基线阻抗没有足够大的差异, 或借助于没有找到合适的参考单元-那么处理器不更新电解剖标测图, 而是直接前进到检查步骤 70。

[0127] 在 BIM-重建步骤 50 之后, 或如果不执行 BIM 重建的话, 则在检查步骤 70 之后,

[0128] 处理器返回ECG-信号-采集步骤58,然后重复上述系列的步骤。

[0129] 在一些实施方案中,在BIM-重建步骤50之后,处理器对先前采集且并入BIM中的至少一些阻抗值进行迭代,并且通过执行参考-单元-查找步骤62和阻抗-比较步骤64,识别根据所重建的BIM指示对组织的接近的这些值中的任一个。换句话讲,使用所重建的BIM,处理器可确定导管电极在BIM已经被重建之前邻近组织,但是由于BIM先前不太全面的状态,未识别到这种接近。响应于确定导管电极接近组织,处理器可更新组织的标测图以并入采集阻抗值时电极的位置、和/或通过该位置处的电极采集的ECG信号,并且还可从BIM中去除相关单元。

[0130] 在一些实施方案中,如果BIM尚未初始化,或者如果每个导管电极与最近的基线-阻抗单元的距离大于特定距离,那么处理器像这样指示医师,以使医师知道不去期待组织接近的任何指示。例如,处理器可在显示器26上显示指示BIM尚未初始化或导管离BIM太远的消息。

[0131] 本领域技术人员应当理解,本发明不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的实施方案的范围包括上文所述的各种特征的组合与子组合两者,以及本领域的技术人员在阅读上述说明书时可能想到的未在现有技术范围内的变型和修改。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,但是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应只考虑本说明书中的定义。

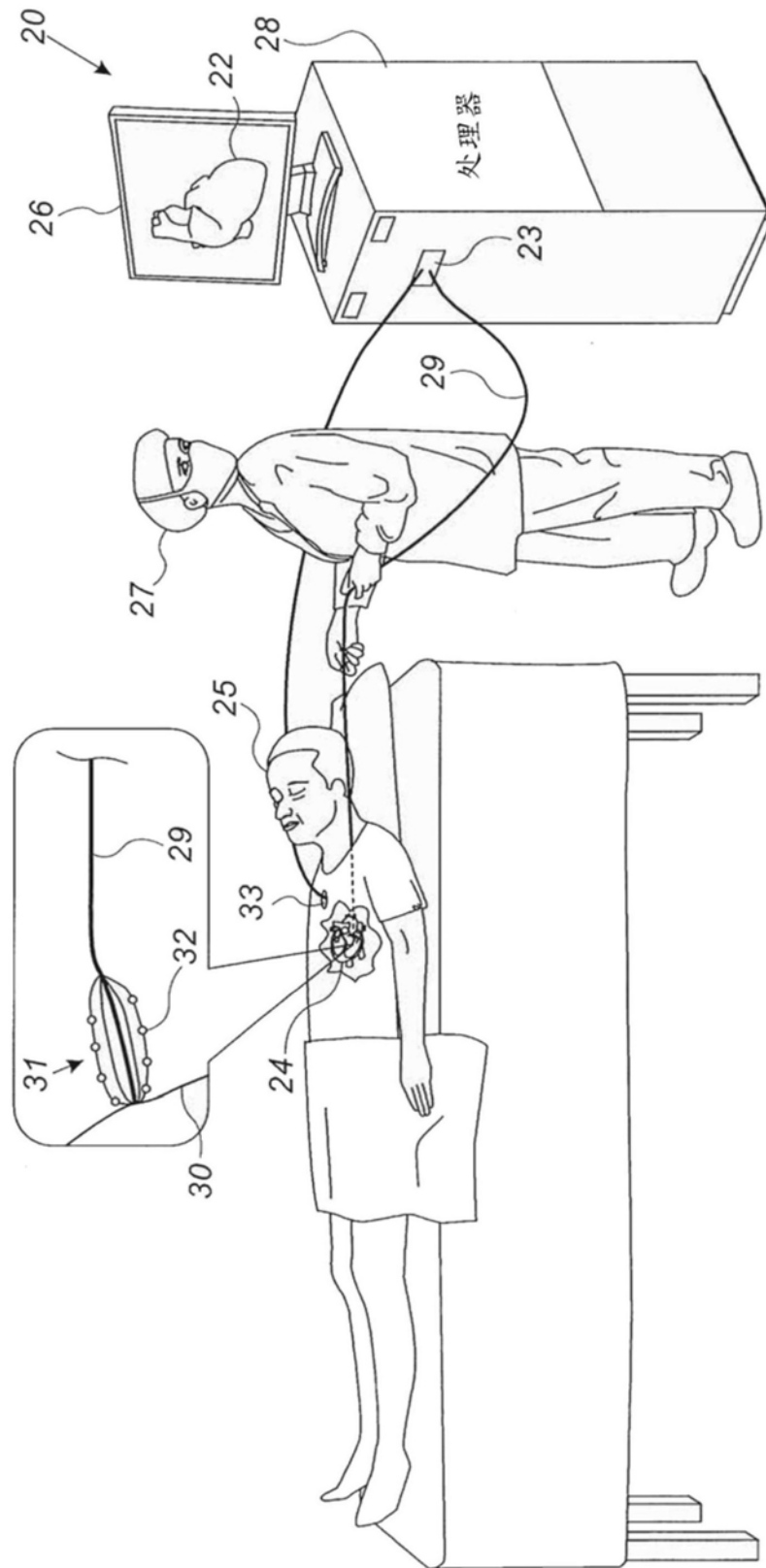


图1

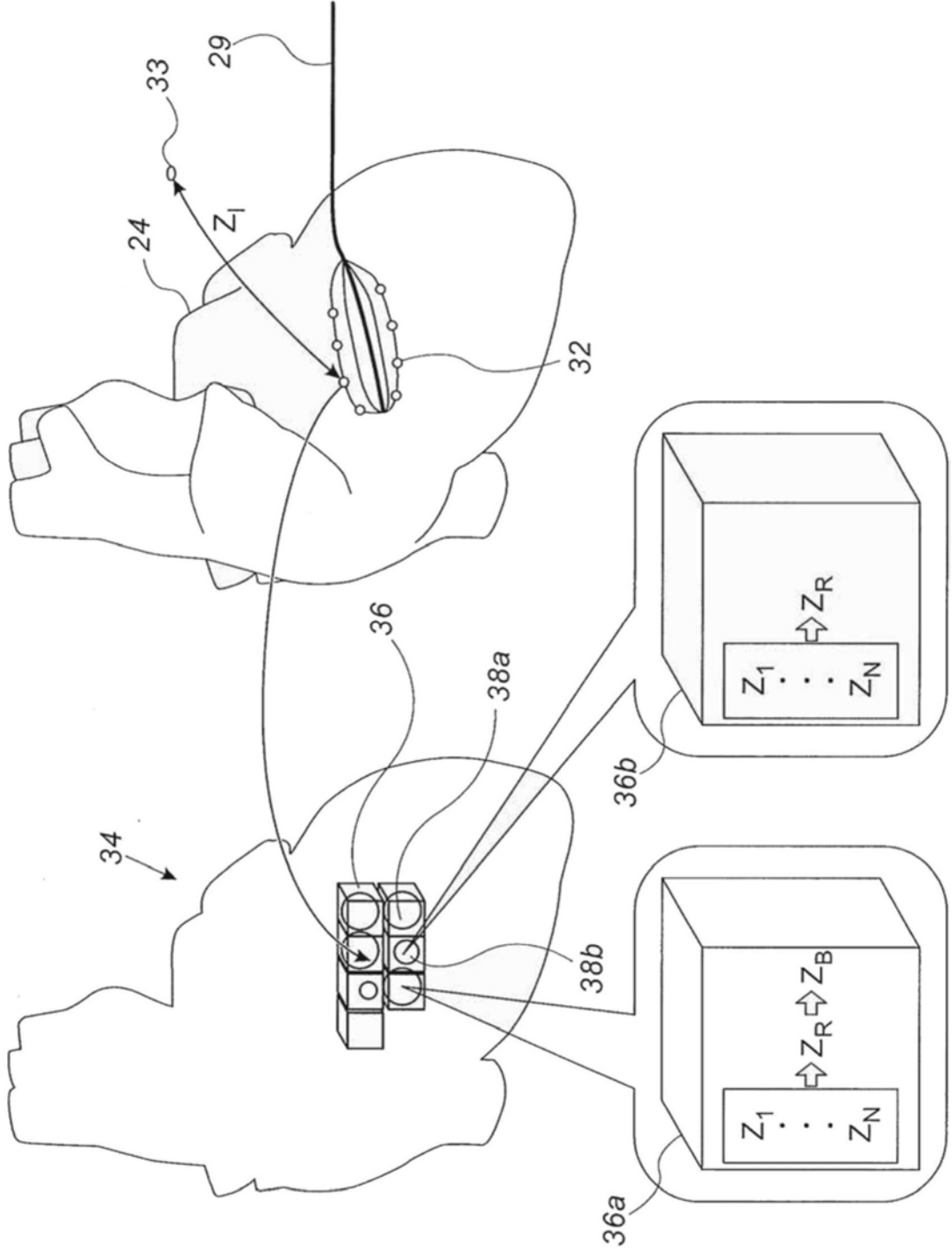


图2

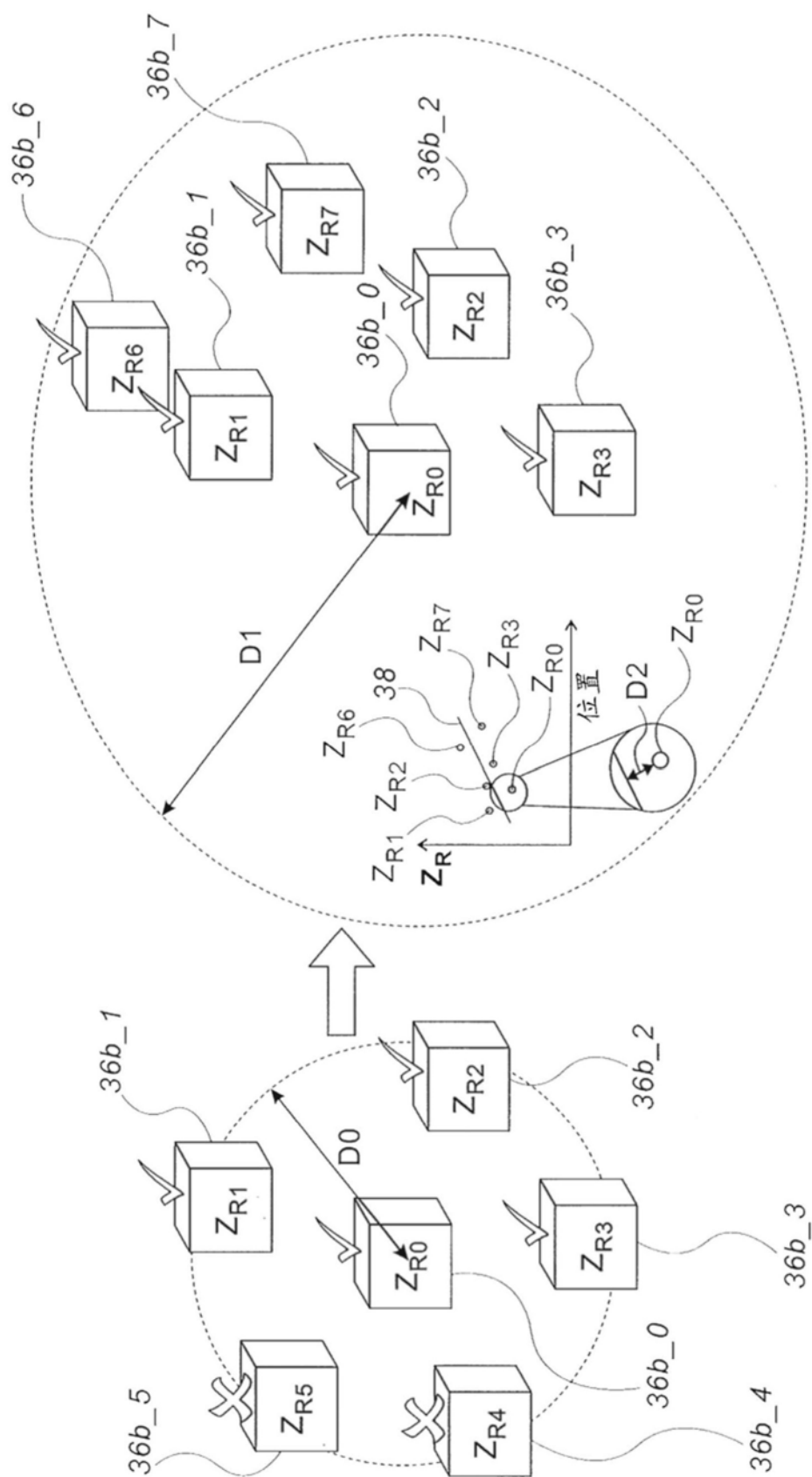


图3

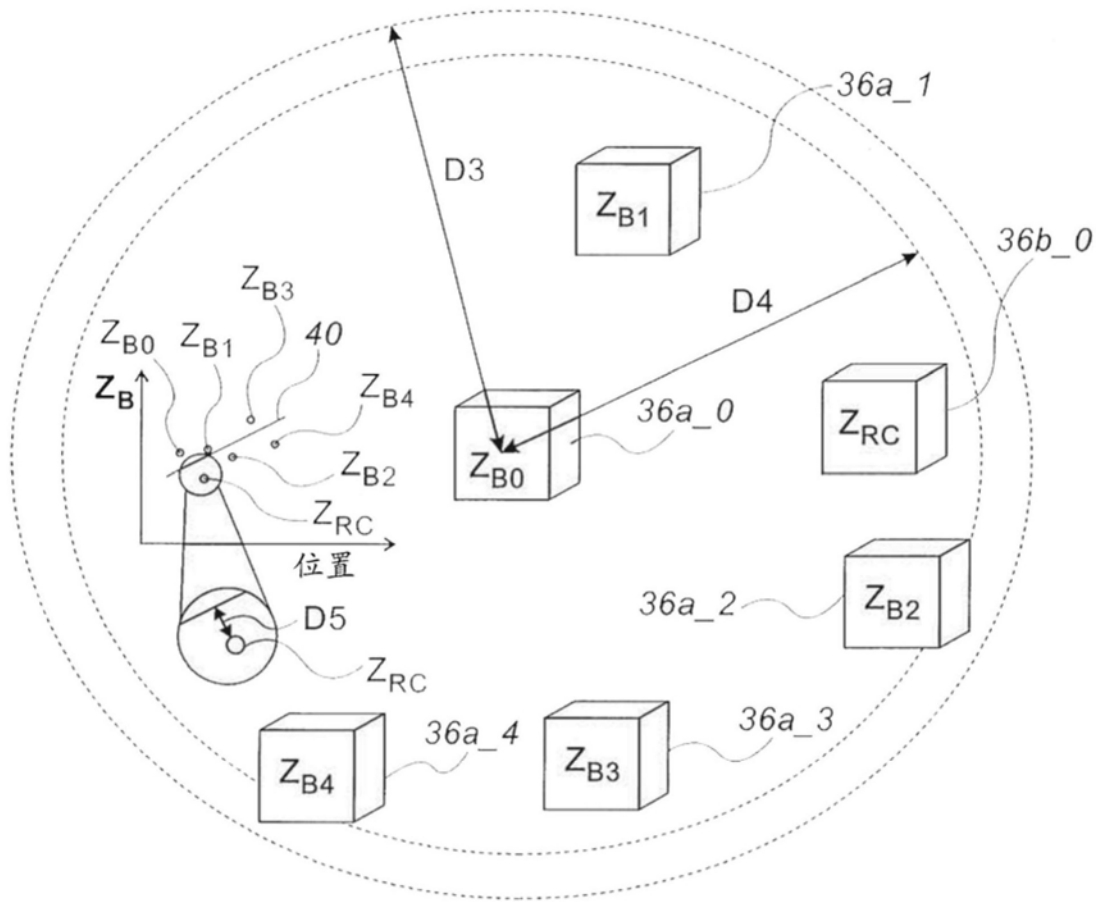


图4

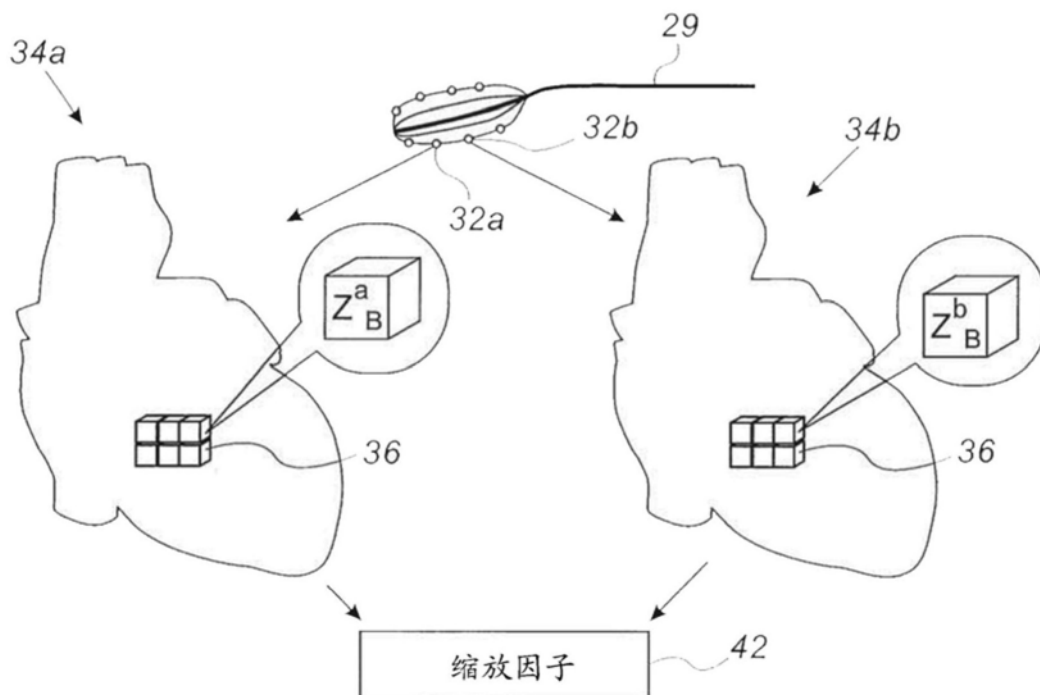


图5

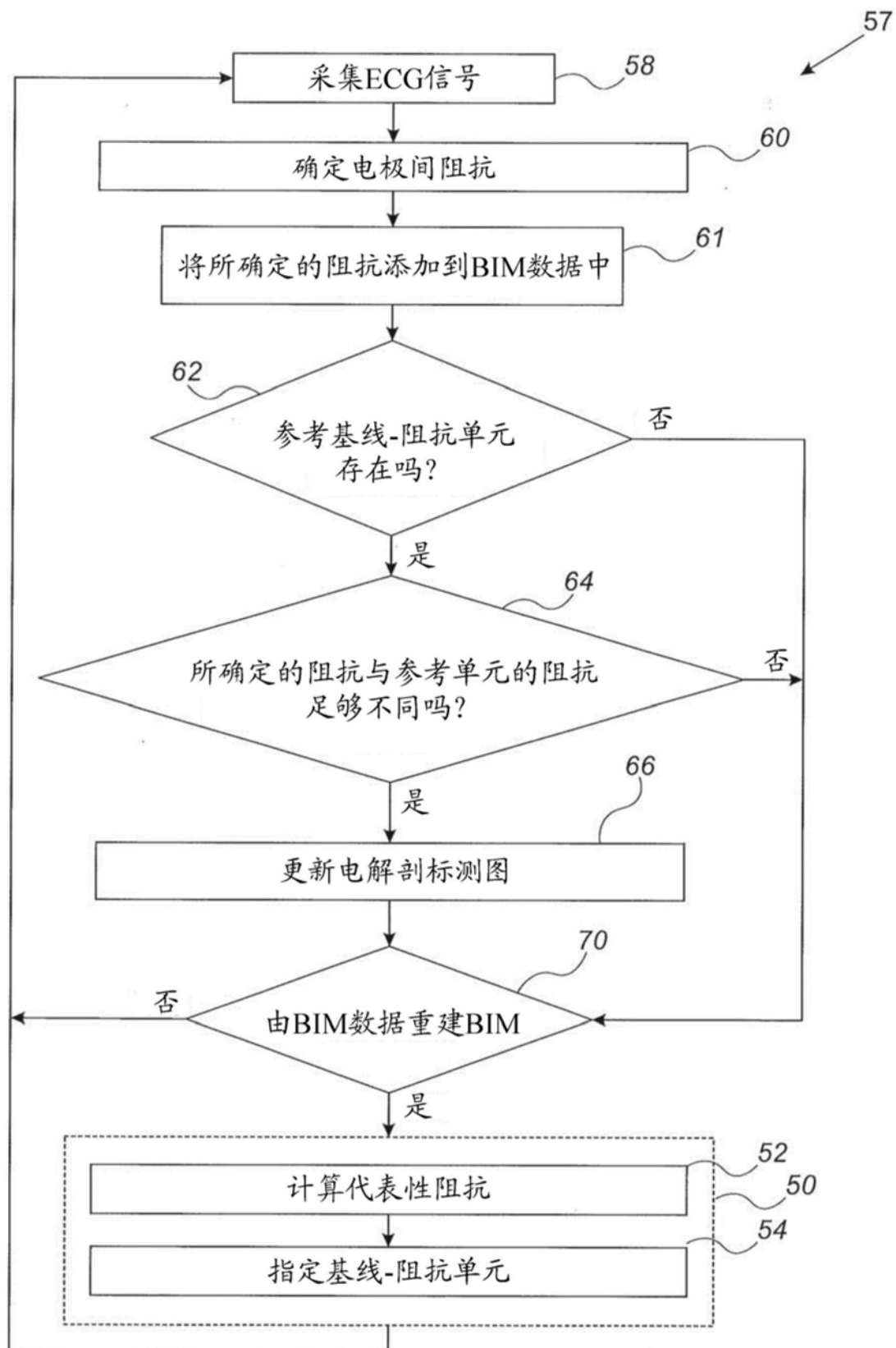


图6

专利名称(译)	用于组织接近指示的基线阻抗标测图		
公开(公告)号	CN109674444A	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201811223820.1	申请日	2018-10-19
[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	D 奥萨基 M 巴 塔尔 L S 米兹拉希		
发明人	D.奥萨基 M.巴-塔尔 L.S.米兹拉希		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0536 A61B5/0538 A61B5/6852 A61B5/6869 A61B5/0422 A61B5/063 A61B5/6886 A61B5/743 A61B5/04012 A61B5/042 A61B5/6858 A61B2562/0209 A61M2025/0166		
代理人(译)	张金金		
优先权	15/788286 2017-10-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种处理器被配置成构建基线阻抗模型(BIM)，BIM将受试者的心脏的一部分建模为三维单元的集合，所述三维单元中的每一个对应于心脏内的相应体积，单元中的至少一些被指定为基线-阻抗单元，对于所述基线-阻抗单元中的每一个，BIM规定相应的基线阻抗；基于经由电接口接收的信号确定处于心脏内的导管电极与在外部耦合于受试者的外部电极之间的阻抗；将基线-阻抗单元中的一个识别为参考单元；通过将所确定的阻抗与针对参考单元规定的基线阻抗相比较来确定导管电极处于心脏的组织的阈值距离内；并且响应于所述确定而更新组织的标测图。

