



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109922724 A

(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201780069381.0

(22)申请日 2017.11.03

(30)优先权数据

62/418,856 2016.11.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/078255 2017.11.03

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/087016 EN 2018.05.17

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 90/00(2006.01)

A61B 34/20(2006.01)

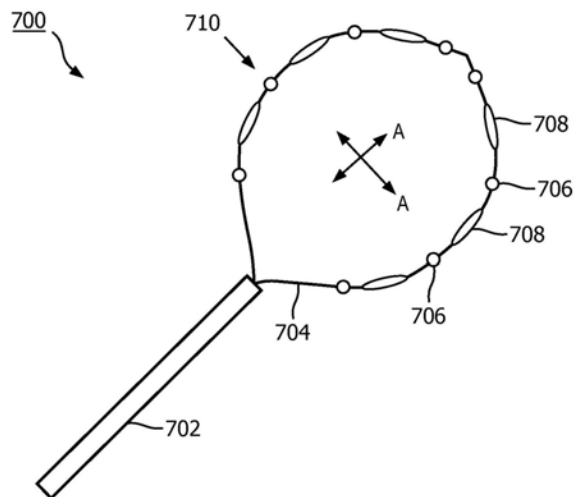
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

## (54)发明名称

用于心脏中的心脏电生理信号的实时创建的系统和方法

## (57)摘要

一种用于内部映射的仪器包括柔性细长部分(702)和远端地耦合到所述细长部分的可扩展部分(710),可扩展部分具有一个或多个可扩展环。传感器(706)和电极(708)的阵列分布在可扩展部分上,并且被配置为同时使用传感器将仪器配准到解剖体的实时图像,并且利用电极测量解剖体的电特性以生成电生理(EP)图,其具有在实时图像中一起映射的解剖体和电特性的强度。



1. 用于内部映射的仪器,包括:  
柔性细长部分(702);  
可扩展部分(710),其远端地被耦合到所述细长部分,所述可扩展部分具有一个或多个可扩展环;以及  
传感器(706)和电极(708)的阵列,其被分布在所述可扩展部分上并且被配置为同时地使用所述传感器将所述仪器与解剖体的实时图像进行配准并且利用所述电极来测量所述解剖体的电特性,以生成电生理(EP)图,所述EP图具有一起映射在所述实时图像中的所述解剖体和所述电特性的强度。
2. 如权利要求1所述的仪器,还包括与所述电特性同时测量并且映射在所述实时图像上的机械特性(604)。
3. 如权利要求1所述的仪器,其中,所述电特性(602)包括以下中的一项或多项:电压、电荷和/或偶极子密度。
4. 如权利要求1所述的仪器,还包括次级导航系统(408),所述次级导航系统被配置为在所述解剖体内跟踪所述仪器。
5. 如权利要求1所述的仪器,其中,所述传感器(706)包括超声传感器,以确定所述仪器和所述电极的位置。
6. 如权利要求1所述的仪器,还包括反向传播程序(135),所述反向传播程序将所测量的电特性与映射在所述实时图像中的解剖结构或表面进行关联。
7. 如权利要求1所述的仪器,还包括显示器(118)来显示所述EP图以提供由所述电特性测量的并且在了一幅或多幅图像中的解剖改变的实时反馈。
8. 如权利要求1所述的仪器,其中,所述可扩展部分(710)包括篮状导管。
9. 如权利要求1所述的仪器,其中,所述传感器(706)包括超声接收器,所述超声接收器响应于来自生成所述实时图像的外部成像系统(110)的超声信号。
10. 一种用于内部映射的系统,包括:  
仪器(102),其包括柔性细长部分、远端地耦合到所述细长部分的可扩展部分,所述可扩展部分具有一个或多个可扩展环以及分布在所述一个或多个可扩展环上的传感器和电极的阵列;  
成像系统(110),其被配置为对解剖体进行成像;以及  
控制器(112),其具有分析模块(115),所述分析模块用于接收来自所述成像系统的图像数据和来自所述电极的电特性数据,以通过采用所述传感器对所述仪器进行定位来将所述图像数据与所述电特性数据进行配准,并且生成电生理(EP)图,所述电生理图具有一起映射在一幅或多幅图像中的被成像的解剖体和所述电特性的强度。
11. 如权利要求10所述的系统,还包括与所述电特性同时测量并且映射在所述一幅或多幅图像中的机械特性(604)。
12. 如权利要求10所述的系统,其中,所述电特性(602)包括以下中的一项或多项:电压、电荷和/或偶极子密度。
13. 如权利要求10所述的系统,还包括次级导航系统(408),所述次级导航系统被配置为在所述解剖体内跟踪所述仪器。
14. 如权利要求10所述的系统,其中,所述成像系统(110)包括超声系统,并且所述传感

器包括超声传感器,以确定所述仪器和所述电极的位置。

15. 如权利要求10所述的系统,其中,所述控制器(112)包括反向传播程序(135),所述反向传播程序将所测量的电特性与映射在所述一幅或多幅图像中的解剖结构或表面进行关联。

16. 如权利要求10所述的系统,还包括显示器(118)来显示所述EP图以提供由所述电特性测量并且在所述一幅或多幅图像中的解剖改变的实时反馈。

17. 一种用于电生理(EP)映射的方法,包括:

对内部体积进行成像(206);

使用响应于外部成像系统的传感器的阵列将仪器与所述内部体积的图像进行配准(208),所述仪器包括分布在所述仪器的一个或多个可扩展环上的电极,所述电极是由所述传感器来定位的;

测量(210)所述仪器的所述电极处的电特性;

在成像期间将所测量的电特性反向传播(212)到所采集的所述内部体积的被成像的几何结构上;并且

同时显示(214)所测量的电特性和所述被成像的几何结构以生成EP图。

18. 如权利要求17所述的方法,其中,测量(210)所述电特性包括利用非接触电极来测量所述电特性。

19. 如权利要求17所述的方法,其中,同时显示(214)包括显示具有所述电特性的实时三维图像作为流程的反馈。

20. 如权利要求17所述的方法,还包括使用动态模型来考虑(402)所述内部体积的运动,所述动态模型对所述运动进行建模。

21. 如权利要求17所述的方法,还包括获得并且显示(218)来自所述成像的机械变形信息。

## 用于心脏中的心脏电生理信号的实时创建的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及电解剖映射,并且更具体地涉及用于使用实时电生理信号映射心脏的系统、设备和方法。

### 背景技术

[0002] 随着心脏病患者的寿命的增加,可以观察到晚期心脏病的增加,尤其是涉及心脏电活动的不平衡的晚期心脏病的增加。心脏电生理 (EP) 干预涉及识别不适当的心脏电活动区,并且然后处置 (通常通过消融) 所识别的区。在许多流程中的干预之前,在心腔 (例如,左心房) 内部映射电通路。需要能够在流程之前、期间和之后创建逼真图,以帮助增加流程的效率。

[0003] 映射系统可以在给定时刻映射单个点的活动。这些“逐点”映射系统通常很麻烦,花费时间来操作 (例如,20-60分钟),遭受心脏运动的影响,并且具有差的生理/功能分辨率。由于缺乏三维 (3D) 约束,多电极非接触式映射系统不很好地工作。

### 发明内容

[0004] 根据本原理,一种用于内部映射的仪器包括柔性细长部分和可扩展部分,所述可扩展部分远端地耦合到细长部分,所述可扩展部分具有一个或多个可扩展环。传感器和电极的阵列分布在可扩展部分上,并且被配置为同时地使用传感器将仪器与解剖体的实时图像并且利用电极测量解剖体的电特性以生成电生理 (EP) 图,所述电生理图具有一起映射在实时图像中的解剖体和电特性的强度。

[0005] 一种用于内部映射的系统包括仪器,所述仪器包括柔性细长部分和远端地与细长部分耦合的可扩展部分,可扩展部分具有一个或多个可扩展环以及分布在一个或多个可扩展环上的传感器和电极的阵列。成像系统被配置为对解剖体进行成像。控制器具有分析模块,以接收来自成像系统的图像数据和来自电极的电特性数据,从而通过采用传感器定位仪器来配准图像数据与电特性数据,并且生成电生理 (EP) 图,所述电生理图具有一起映射在一幅或多幅图像中的被成像的解剖体和电特性的强度。

[0006] 一种用于电生理 (EP) 映射的方法包括:对内部体积成像;使用响应于外部成像系统的传感器的阵列将仪器配准到内部体积的图像,所述仪器包括分布在仪器的一个或多个可扩展环上的电极,所述电极是由传感器定位的;测量仪器的电极处的电特性;将测量的电特性反向传播到成像期间采集的内部体积的成像几何结构上;并且同时显示测量的电特性和被成像的几何结构,以生成EP图。

[0007] 本公开的这些和其他目的、特征和优点将根据要结合附图来阅读的其说明性实施例的以下详细描述而变得显而易见。

### 附图说明

[0008] 本公开将参考以下附图详细地呈现优选实施例的以下描述,其中:

[0009] 图1是示出根据一个实施例的电生理映射系统的框图/流程图,所述电生理映射系统采用具有成像传感器和用于测量电特性的电极的仪器。

[0010] 图2是示出根据一个实施例的用于电生理映射的方法的流程图,所述方法同时在图像上显示电特性;

[0011] 图3是示出根据一个实施例的说明性工作流程的流程图,其中,采用电生理映射作为反馈;

[0012] 图4是示出根据一个实施例的电生理映射系统和处理流程的框图/流程图,其采用具有成像传感器和电极的仪器,所述成像传感器用于定位体积中的仪器,所述电极用于测量电特性,所述电特性反向传播并且在图中一起显示;

[0013] 图5是根据一个实施例的方框/流程图,其更详细地示出用于电生理映射系统的仪器,并且示出采用仪器在图中一起显示体积的图像和测量的电特性的处理流程。

[0014] 图6示出了根据一个实施例的具有映射的电特性的心脏的一幅图像和具有映射的机械特性的心脏的另一图像;并且

[0015] 图7是根据一个实施例的仪器的远端部分的侧视图,所述仪器具有分布在可扩展环上的传感器和电极。

### 具体实施方式

[0016] 根据本实施例,提供了一种实况电解剖映射产品和操作方法。在一个实施例中,采用任选的功能(机械)映射来补充电解剖映射。当前的映射产品是受限的,其中,电学图的采集是麻烦的(电极与心脏表面的所需逐点接触)或不精确的(例如,非接触电阵列依赖于不准确的假设以解决根据远场电位重建心电位的欠定逆问题)。

[0017] 本实施例采用超声成像来获得实时解剖信息,以及多电极导管或其他仪器的实时跟踪,以用于电极阵列和解剖体的精确配准。这允许心脏电位的精确重建。在一个实施例中,利用超声(US)(其可以包括inSitu™技术)跟踪电极阵列,其中,超声传感器嵌入在电极阵列中。inSitu™技术是指体积内的一个或多个US接收器,所述一个或多个US接收器可以接收来自US探头的US信号,并基于飞行时间、其他参数的信号强度来计算相对位置。除了用于再传播激活电位的几何信息之外,超声还允许心脏运动和变形量化。本实施例实现了单个模块中的电学和机械参数的完整三维(3D)表征。

[0018] 逆映射导管的挑战在于常规导管缺乏足够的信息来重建针对完整3D图的完整和/或准确信息,以至少到临床实践所需的水平。本实施例采用实时超声(US)成像来添加形态信息以帮助创建更准确的图。US可以是二维(2D)或3D,3D是优选的。

[0019] 可以使用一个或多个矩阵阵列或跟踪/导航的2D US探头来创建3D US信息。实况超声成像可以与心脏建模或配准结合用于术前计算机断层摄影(CT)、锥形束CT、磁共振成像(MRI)等,以补充解剖信息。心脏搏动期间的3D解剖信息和由逆映射导管测量的并发原始电压可以与精确的电学-机械模型集成在一起。为此,信息以高度精确的方式配准。在一个实施例中,可以采用InSitu™技术,其可以在US视场内以例如约0.25mm至约0.5mm的准确度来配准/跟踪小的压敏传感器。

[0020] 在备选实施例中,可以采用不同的跟踪技术,例如电磁(EM)或光纤光学RealShape™(FORS™,也称为光学形状感测(OSS)、光纤形状感测、光纤光学3D形状感测、光

纤光学形状感测和定等位)。光纤光学RealShape™或FORS™是由Koninklijke Philips, NV开发的系统的商业名称。如本文所使用的,然而,术语FORS™和FORS™系统不限于Koninklijke Philips, NV的产品和系统,而是通常指光纤光学形状感测和光纤光学形状感测系统、光纤光学3D形状感测、光纤光学3D形状感测系统、光纤光学形状感测和定位等技术。FORS系统通常也称为“光学形状感测系统”。

[0021] 应当理解,将依据医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导要更广泛得多,并且,可应用于采用内部映射的任何仪器或系统。在一些实施例中,本发明原理被采用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中。具体而言,本发明原理可应用于生物系统的内部追踪流程,以及在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等(并且尤其是心脏)的身体的所有区中的流程。附图中描绘的元件能够被实施在硬件与软件的各种组合中,并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0022] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个个体处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件,并且能够暗含地包括而限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储设备等。

[0023] 此外,在本文中的记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述,以及其具体范例,旨在涵盖其结构和功能等价物两者。此外,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物和未来发展的等价物(即,无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件)。因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,将认识到,任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此由计算机或处理器来运行的各种过程,而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0024] 此外,本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合来使用的程序代码。出于该描述目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或者装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0025] 在说明书中对本原理的“一个实施例”或“实施例”以及其变型的引用意指结合所述实施例描述的特定特征、结构、特性等被包括在本原理的至少一个实施例中。因此,贯穿说明书的出现在各个地方的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”以及任何其他变型的出现不一定全部指的是相同实施例。

[0026] 应当理解,下文“/”、“和/或”和“……中的至少一个”中的任一个的使用,例如,在“A/B”、“A和/或B”和“A和B中的至少一个”的情况下,旨在涵盖对仅第一列出选项(A)的选

择、或者对仅第二列出选项 (B) 的选择、或者对这两个选项 (A和B) 的选择。作为另一范例,在“A、B和/或C”和“A、B和C中的至少一个”的情况下,这样的短语旨在涵盖对仅第一列出选项 (A) 的选择、或者对仅第二列出选项 (B) 的选择、或者对仅第三列出选项 (C) 的选择、或者对仅第一列出选项和第二列出选项 (A和B) 的选择、或者对仅第一列出选项和第三列出选项 (A和C) 的选择、或者对仅第二列出选项和第三列出选项 (B和C) 的选择、或者对所有三个选项 (A和B和C) 的选择。如本领域和相关领域中的普通技术人员容易显而易见的,这可以针对如所列出的许多项扩展。

[0027] 还将理解,当元件,诸如层、区域或材料,被称为在另一元件“上”或“之上”时,其能够直接在其他元件上或者还可以存在中介元件。相比之下,当元件被称为“直接在另一元件上”或“直接在另一元件之上”时,不存在中介元件。还将理解,当元件被称为被“连接”或“耦合”到另一元件时,其能够被直接连接或耦合到其他元件或者可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为被“直接连接”或“直接耦合”到另一元件时,不存在中介元件。

[0028] 现在参考其中相似的附图标记表示相同或相似的元件的附图,并且首先参照图1,根据一个实施例说明性地示出了组合US (3D) 和用于实况、密集、精确的电解剖图 (EAM) 的电测量的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112,从其监督和/或管理流程。工作站或控制台112负责仪器、成像和配准系统之间的接合。工作站112优选地包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116存储用于处理US信号和模型的分析工具和配准工具。存储器116还存储控制台112及其外围设备所需的其他工具、操作系统和程序或功能。

[0029] 分析模块115被配置为解释和/或配准使用成像系统110 (优选地是超声系统,尽管可以采用其他成像系统) 收集的US图像与在解剖特征或体积132 (例如,心脏) 上获取的一个或多个模型或术前图像。分析模块115运行用于数据/图像的配准的程序,执行电场的反向传播,并且提供电-机械分析或其他分析。电场的反向传播包括将测量的电场与解剖结构或表面相关联的程序或算法。以这种方式,可以将测量的电性质 (例如,偶极子密度、电压等) 映射在解剖结构上或与解剖结构一起映射,使得可以做出关于组织状态的确定。例如,在消融过程中,消融的材料特性将与未消融的材料不同。这导致消融的进展的更好理解,同时更准确地保存健康组织。

[0030] US成像系统110使得能够对特征132 (例如,心脏) 的解剖体和运动进行实况2D或3D采集。US成像系统110优选地从经胸透视图采集视图。在一个实施例中,可以通过拼接来自超声探头130的2D视图来实现3D解剖体。在一些实施例中,超声探头130可以是经食道超声心动图 (TEE) 或心腔内超声心动图 (ICE) 探头。

[0031] 医学设备或仪器102可包括导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、过滤设备、球囊设备或其他医学部件。仪器102优选地包括在导管上的心内仪器,其具有电极111和/或传感器113的阵列105,以用于心脏的US映射和电映射。

[0032] 仪器102可以包括用于内部映射的其他技术的传感器/设备113,例如,用于FORS™ 形状感测的一个或多个光纤、EM传感器等,其可以以一个或多个设置模式耦合到仪器102。根据需要,传感器/设备113通过仪器102连接到工作站112。在一个实施例中,仪器102包括具有电极111的心内阵列105,以用于使用非接触电极 (例如,不接触心肌的做出测量的电极) 采集心脏内的电信号。阵列105包括与电极111共同定位的传感器113,以用于与来自US

成像系统110的超声图像的配准。在特别有用的实施例中,传感器113包括超声接收器(例如,锆钛酸铅(PZT)、聚偏二氟乙烯(PVDF)、共聚物、基于光纤的接收器等),其指示仪器(以及因此电极)在给定时间的位置和取向(跟踪功能)。仪器102包括用于跟踪功能的跟踪技术,例如使用超声成像系统110的基于超声的(inSitu™)跟踪技术。

[0033] 电极111做出对电特性的测量结果。这些测量结果被反向传播以将电特性与解剖几何结构相关联。反向传播由反向传播模块135执行。反向传播模块135采用解剖特征与测量的电特性之间的已知关系,以更准确地确定体积132(例如,心脏)的表面或图像上的电压、电荷、偶极子密度等。

[0034] 在一个实施例中,工作站112包括图像生成模块148,其被配置为从阵列105接收反馈并将反馈与图像、模型或其他数据配准。图像生成模块148绘制一组或多组数据以用于同时显示和进一步的手动操纵。内部体积或特征132的一幅或多幅图像134可以显示在显示设备118上。根据需要,工作站112包括用于查看体积132的内部图像的显示器118,并且可以包括作为(一个或多个)覆盖图或其他绘制的图像134。显示器118可以输出表面心电位、机械信息以及这些之间的关系。

[0035] 可以从成像系统110(US)确定机械信息(例如,变形信息)和其他机械性质。机械信息可以与电特性数据和/或图像134同时显示。一个或多个模型136可以存储在存储器116中。在一个实施例中,模型136包括模拟心脏(或其他器官)运动的动态心脏模型以帮助在图像中准确考虑心脏运动。这帮助仪器102的配准、术前图像与实时图像之间的配准以及将电特性映射到跳动的心脏。

[0036] 显示器118还可以允许用户与工作站112及其部件和功能或系统100内的任何其他元件交互。这还通过接口120促进,接口120可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备或任何其他外围设备或控件以允许来自工作站112的用户反馈以及用户与工作站112交互。

[0037] 在尤其有用的实施例中,导管102包括多个电极111,以非接触方式采集电信号。利用跟踪技术(优选地在inSitu™)将电极111的位置与外部成像系统110(优选超声)配准。外部成像系统110可以任选地包括到术前成像的心脏模型拟合或配准并提供解剖图像信息。外部成像系统110还可以提供机械信息。电极的实时测量的位置以及心脏解剖体的实时测量的位置允许由电极111采集的电信号重新传播到心脏(132)或其他结构的表面上以提供准确的电学图。电学图与机械激活图一起显示在显示器118上。

[0038] 参考图2,根据说明性实施例示出了用于对心脏或其他器官进行电解剖映射的方法。应该理解,图2中阐述的方框可以以任何顺序采取,并且本文概述的步骤可以同时并且实时实行。例如,电学测量和成像可以同时实行。

[0039] 在框202中,可以任选地执行术前成像。这可以包括MRI、CT、US等。可以通过将术前图像与实时图像配准来采用图像改进图像准确度。在框204中,仪器被插入到内部体积中,例如心腔或其他内部体积中。仪器可以包括柔性细长部分(例如,导管等)。可扩展部分可以远端地耦合到细长部分。可扩展部分包括一个或多个可扩展环,并且可包括篮状导管等。传感器和电极的阵列分布在可扩展部分上。

[0040] 在框206中,利用US(例如,3D或2D US)对心腔或其他体积进行成像。这包括实时成像。外部成像系统(优选地超声,任选地具有到术前成像的心脏模型拟合或配准)提供解剖信息,并且可以任选地提供关于心脏(或其他器官)的机械信息。在框208中,将仪器与US图

像上的解剖体配准。可以采用任何合适的配准方法。利用跟踪技术(优选地inSitu™,其使用US传感器作为信标以指示它们到外部成像系统的位置)将电极的位置与外部成像系统(优选地US)配准。在一个实施例中,外部US成像系统发送US信号,其由US传感器接收。US传感器使用飞行时间、信号强度和其他US特性来揭示其位置。仪器的位置以及因此电极的位置被获得,并且可以与解剖图像配准。

[0041] 在框210中,在仪器的电极阵列的电极处测量电特性(例如,电压、电荷、偶极子密度等)。在框212中,将测量的电特性、关于解剖体和电极位置的信息(例如,框206-210的结果)组合以反向传播电特性与体积中的解剖特征的关联。电极的实时测量的位置(框208)以及心脏解剖体的实时测量的位置(框206)允许由电极(框210)采集的电信号重新传播到心脏表面上以提供准确的电学图。例如,电压反向传播到心脏表面以获得心脏的区域中的心脏电压、电荷和偶极子密度。将测量的电压反向传播到在框204中采集的准确几何结构上使得反向传播比假设给定几何结构(如在常规技术中)更准确。可以在模型中计算心脏的运动,并且可以将模型的运动与电学测量结果和心脏搏动的图像相关。可以使用模型预测所测量的电响应,使得心脏运动和电响应之间的相关性可以对准。

[0042] 在框214中,在框212中获得的心脏电特性(例如,电压)的时空分布显示在被成像的解剖体上的显示设备上。在框216中,可任选地获得机械特性,例如来自US成像的变形信息。在框218中,将关于电激活的时空信息(来自框212)和机械变形(来自框216)组合到相同显示生成模块中并同时显示。电学图可以与机械激活图一起显示。

[0043] 参考图3,根据一个实施例,使用术中反馈回路310更新用于电生理(EP)的工作流程300,以用于更新手术计划304。在一个范例中,手术工作流程300可包括心脏消融流程。从术前图像(例如,MRI、CT、US、X射线等)开始,可以创建心脏(或其他器官)的术前图302。使用术前图302,制定计划304。所述计划识别将被处置的心脏的部分以及它们将如何被处置,例如消融参数等。在框306中,根据计划304执行消融。

[0044] 然而,根据本原理,使用反馈回路310更新计划。反馈回路310包括使用通过关于图2描述的方法生成的EP图更新。反馈提供关于心脏的高度准确的新信息,并可用于实时调节计划。在消融之后,结果在验证框308中被验证。由于实时映射能力,反馈回路310可以在流程之前、期间和之后改进所有EP实验室和EP干预的结果并且可以用于更新在消融306期间的消融计划304。根据本实施例的映射系统可以比常规系统更快地并且以更高的精度创建EAM图。

[0045] 参考图4,根据本实施例的映射系统可以采用多个数据源来增加精度。这些不同的数据源可以包括用于生成实时图更新中的模型、图像、导航数据、电学测量结果等。框图400说明性地示出了在实时生成时空(3D+T)EAM图418中的数据源之间的交互。可以采用心脏模型402,并且尤其是表示跳动心脏的运动的模型。模型402可以与实时解剖图像406结合使用,实时解剖图像406可以使用实时成像系统404(例如2D或3D超声成像系统)来收集。可以配准或以其他方式组合模型402和图像404以理解和预测心脏的运动。

[0046] 更具体地,模型402是根据患者群体导出的统计模型,或者是被做出以表示具体患者的定制模型。在后一种情况下,模型402可以从CT或锥形束CT术前图像的分割中导出。心脏的时间动态可以包括或不包括在模型402中。在超声成像下,模型402动态地拟合到实况超声视图以增强查看体验,从而以直观的方式显示心脏边界。模型402还用于将心脏位

置外推到超声的有限视野下可见的部分之外。模型402可以是根据本原理增强的现有模型。

[0047] 准确的次级导航系统408可以用于限定EP仪器(例如导管412)或其上设置有电极和/或传感器的其他设备之间的相对位置。准确导航系统408可以包括EM、FORS<sup>TM</sup>、US响应传感器或任何其他合适的导航系统。当被内部设置以映射心脏时,准确导航系统408被采用以确定仪器的电极和/或传感器的位置。导管412采用电极和/或传感器来做出对跳动的心脏的电学测量结果。这些测量结果优选地在不与心脏接触的情况下以电感或电容的方式执行。

[0048] 包括实时解剖体406、电学测量结果414和电极位置410的所收集的数据被用作受约束的反向传播算法416的输入。受约束的反向传播算法416可包括将电学测量结果与心脏上的位置相关联的方法。受约束的反向传播算法416使用电极位置410、心脏的位置(406)和电学测量值414来将电学测量的参数关联和放置在心脏上的位置处。这继而生成实况EAM图418。图418是实时生成的,并且因此经常更新,使得图以图的形式提供视觉引导,所述图示出与心脏的位置相关联的电性质。这提供了示出组织的健康、已经消融的区域、要根据计划消融的区域以及用于更新计划以便实现计划的目标的反馈的信息。

[0049] 参考图5,框图/流程图更详细地示出了仪器502(还参见图1中的仪器102)和部件之间的硬件连接。在特别有用的实施例中,仪器502包括可扩展的篮状导管504,其可包括用于扩展和/或收缩导管的部分的配置的机构。在一个实施例中,非接触映射可扩展导管504可以包括扩展笼或球囊。可扩展导管504包括布置在导管504上的超声换能器或传感器508,以用于使用US成像系统524的US探头532来定位电极506在心脏或其他感兴趣区域(ROI) 530内的位置。实况解剖体(和功能)是从US成像系统524获得的。超声换能器或传感器508可以布置在简单阵列中或者可以包括在可扩展导管504上的复杂布置。传感器508响应于US信号并且通过(一个或多个)线缆514上的信号将它们的位置揭示给控制台522。可扩展导管504还可以包括用于测量心脏或其他ROI 530的电活动的电极的阵列。

[0050] 可扩展导管504包括互连510和512,互连510和512被用于分别与传感器508和电极506进行电连接。可扩展导管504连接到仪器502或与仪器502组装,仪器502可以包括一次性EP导管等。仪器502可以包括连接到互连510、512的线缆514和516。线缆514、516继而可以与控制台522连接。控制台522和重建工作站526可以是单个计算机控制台(例如,图1中的工作站112)的部分或者是单独的部件。重建工作站526包括反向传播算法并托管用于导航系统的程序。显示器528被用于绘制EAM图以用于心脏或ROI 530图像的实时更新,心脏或ROI 530图像可以提供跳动心脏的静止图像或视频,所述静止图像或视频示出心脏或ROI 530的电特性(例如,偶极子密度、电压等)以及机械(例如,位移、速度、加速度、应变、应变率等)和视觉特性。

[0051] 参考图6,电激活图(EAM) 602可以包括与解剖图和/或机械激活图604集成的强度图。这些可以从来自超声系统的超声数据的分析和根据本实施例采用的电极测量结果获得。可以配置这些图的颜色标度以分别指示电激活和机械激活的开始的时间。这些图602和604同时显示在相同的解剖图像或模型上,对于临床医师而言这对规划和监测流程两者是感兴趣的。

[0052] 参考图7,仪器700包括可扩展部分710(例如,篮),其可以包括一个或多个可扩展环704,以用于扩展和/或收缩导管702上的配置。在一个实施例中,可扩展部分710包括沿着

环704以阵列设置的电极708和传感器(例如,US)706。环704包括柔性或半刚性结构,所述柔性或半刚性结构可以具有用于通过导管702将电线(未示出)携带回的腔。腔还可以允许部署FORSTM或其他导航系统传感器。在一个实施例中,环704可以携带EM传感器。

[0053] 部分710可包括多个环704,其可以形成笼或篮。一个或多个环可以扩展(或收缩),如箭头“A”指示的。导管部分710的传感器706可以包括布置在环704上的超声换能器,以从心脏内部或其他感兴趣区域(ROI)获得实况心脏解剖体。电极708被配置成阵列以获取心脏的偶极子密度或电压测量结果(以及其他参数)。

[0054] 仪器700同时将电极形式定位成配准到实时图像,并且同时针对实时成像的位置提供电特性。通过在流程中采用仪器700,快速且准确的反馈可以被提供用于实时地进行视觉显示。

[0055] 在解释权利要求时,应该理解理解:

[0056] a) 词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0057] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0058] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0059] d) 若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0060] e) 除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0061] 已经描述了用于实时创建心脏中的心脏电生理信号的系统和方法的优选实施例(其旨在是说明性的而非限制性的),应该注意到,本领域技术人员能够鉴于以上教导而作出修改和变化。因此应当理解,可以在所公开的本公开的特定实施例中做出变化,所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

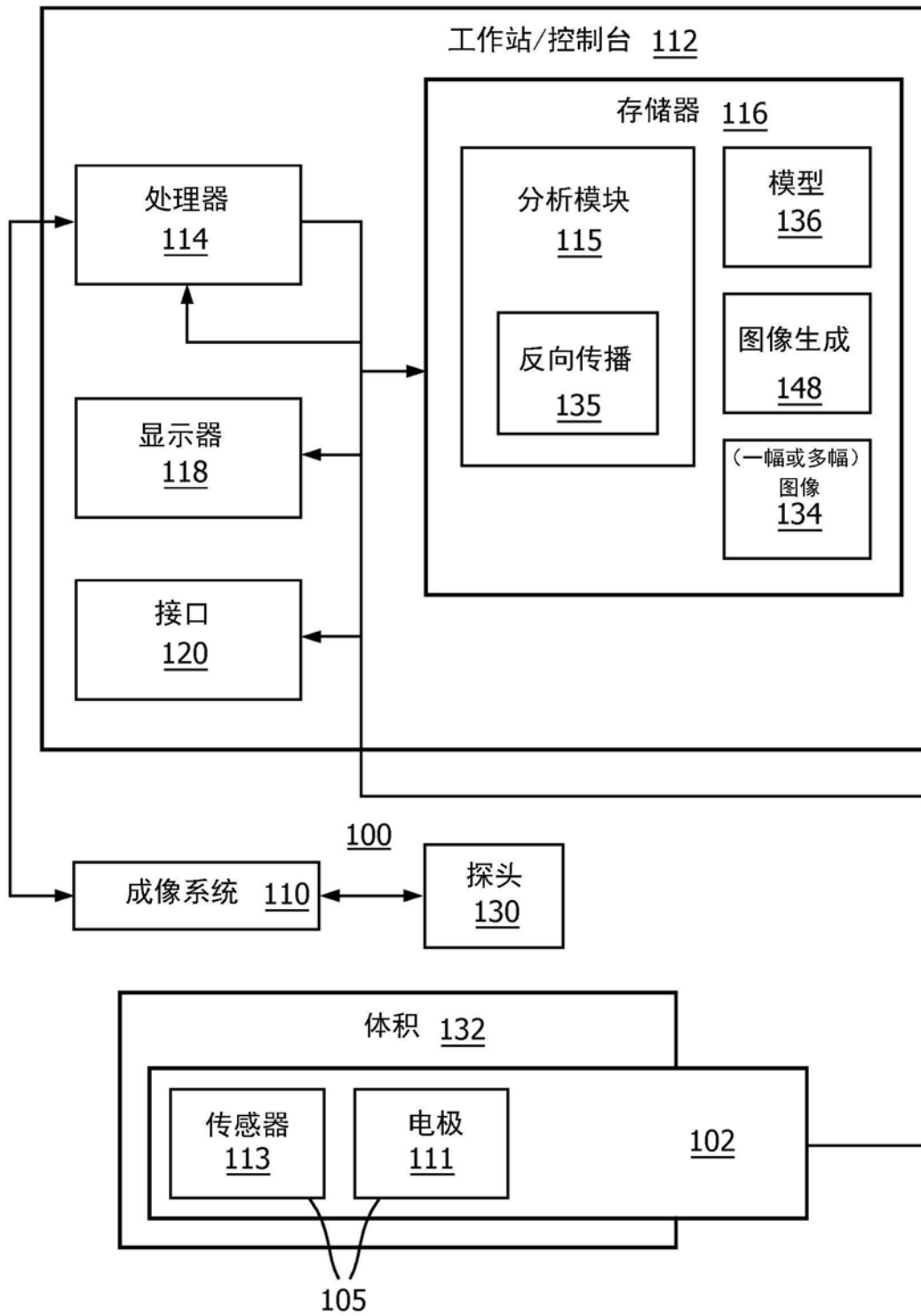


图1

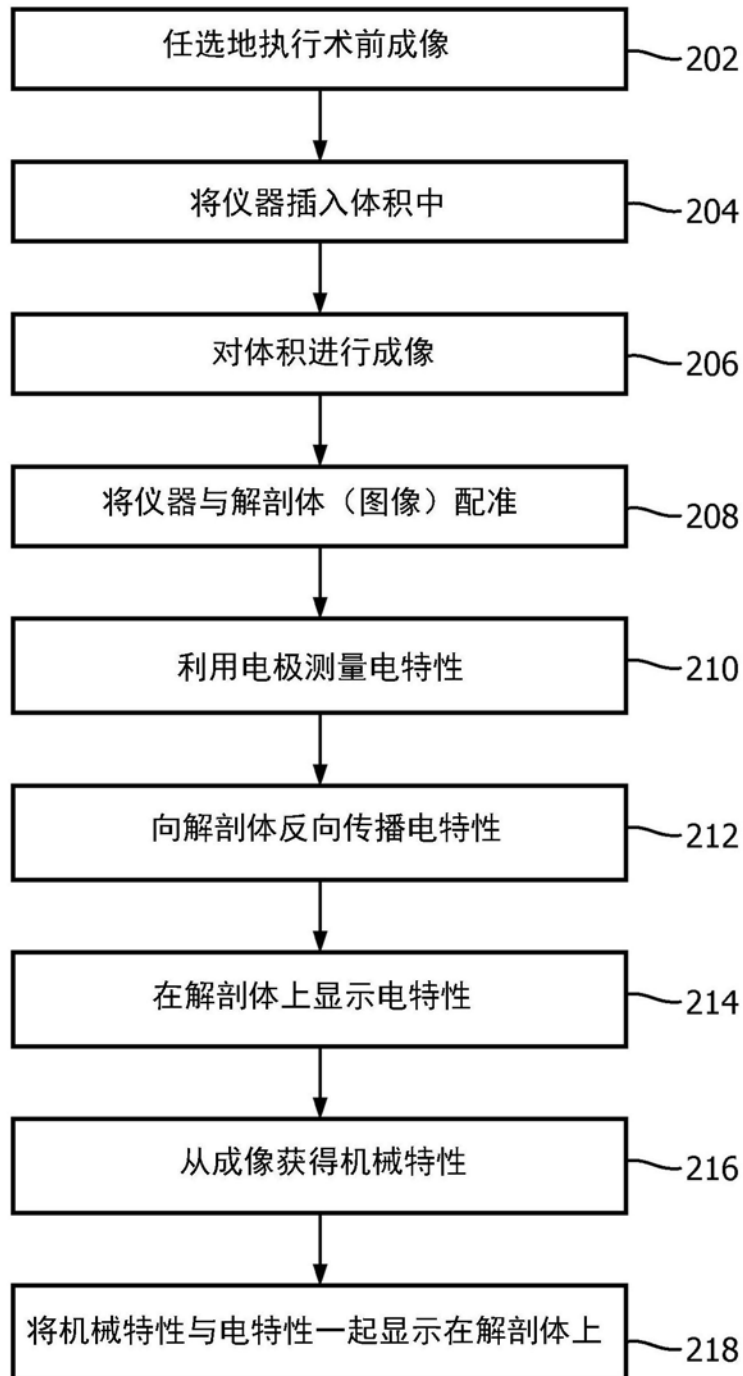


图2

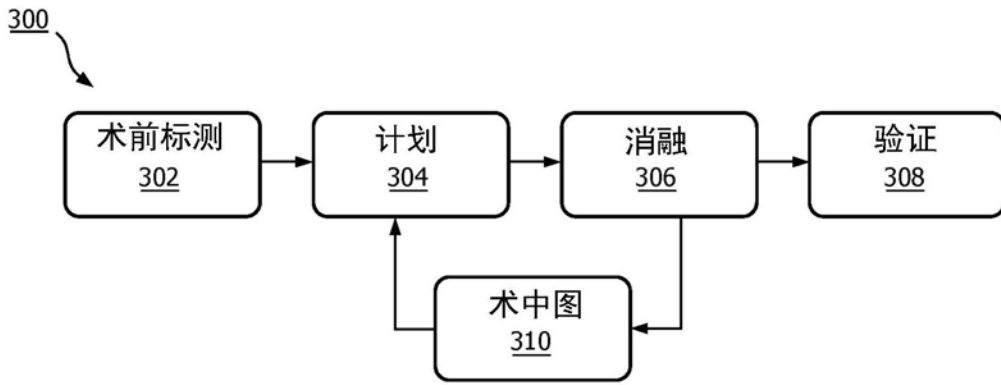


图3

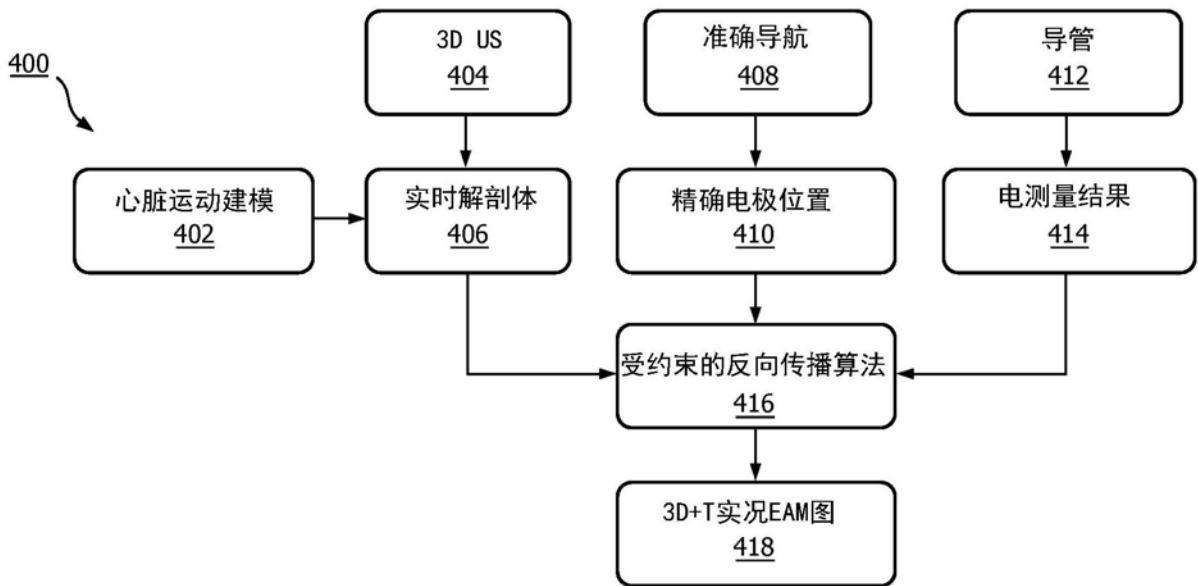


图4

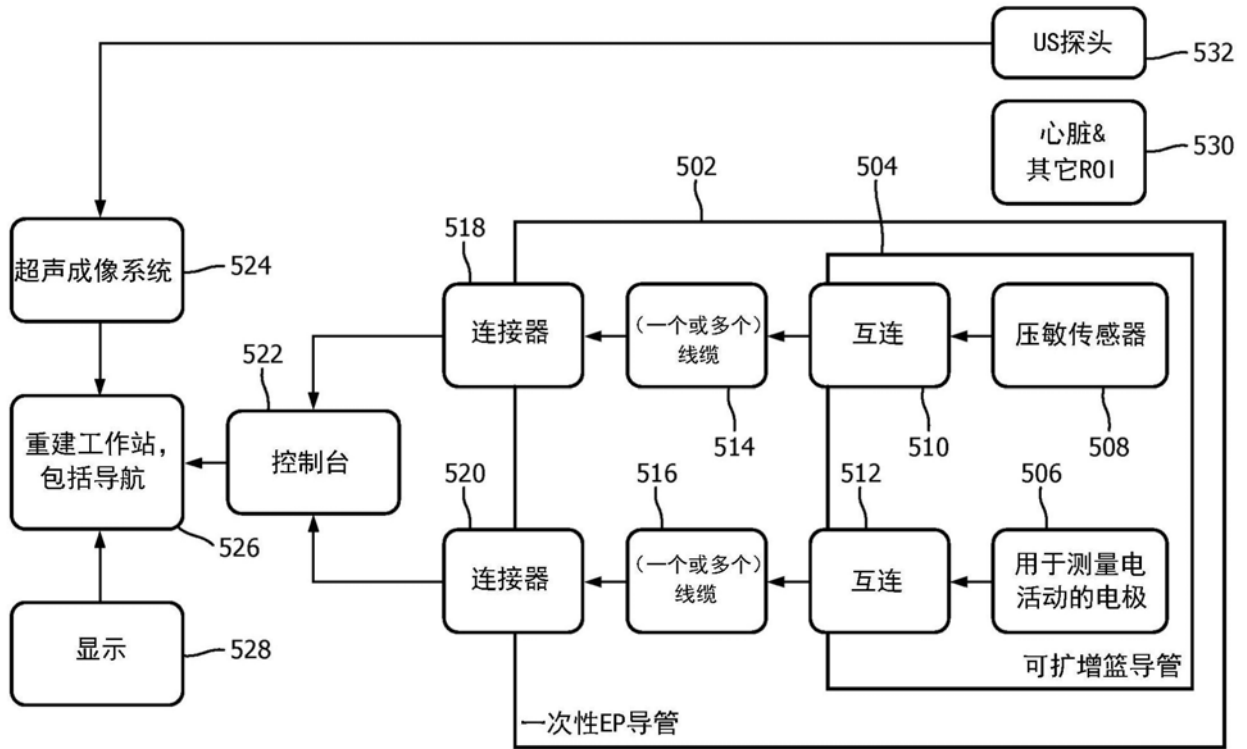


图5

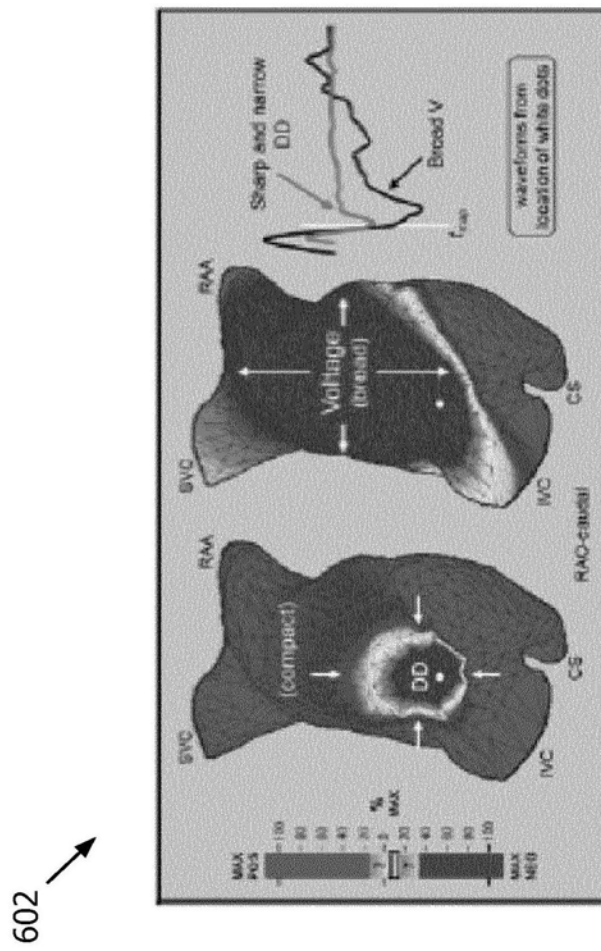
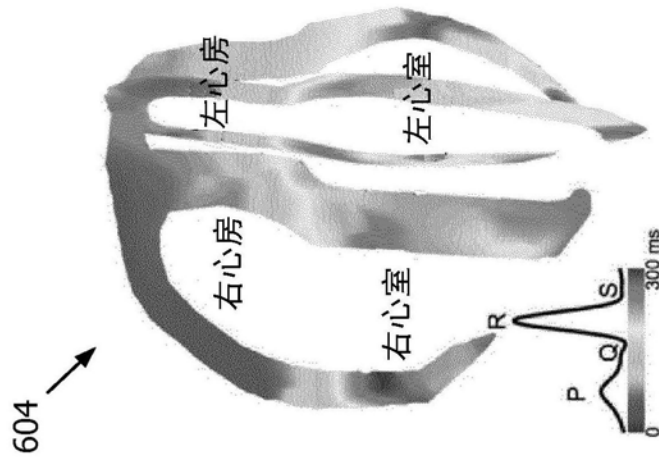


图6

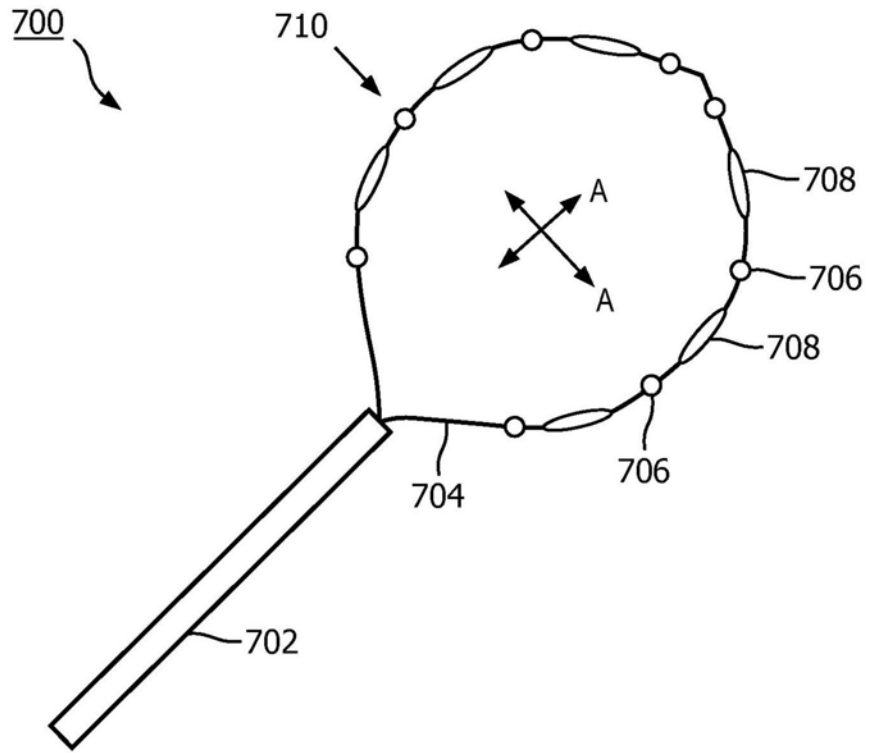


图7

专利名称(译)	用于心脏中的心脏电生理信号的实时创建的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109922724A</a>	公开(公告)日	2019-06-21
申请号	CN201780069381.0	申请日	2017-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	FGGM维尼翁 AK贾殷		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/06 A61B8/12 A61B8/00 A61B5/00 A61B8/08 A61B90/00 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/0421 A61B5/0422 A61B5/066 A61B5/6858 A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4254 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2034/2061 A61B2034/2063 A61B2090/367 A61B2090/378 A61B2562/0209 A61B90/37		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/418856 2016-11-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于内部映射的仪器包括柔性细长部分(702)和远端地耦合到所述细长部分的可扩展部分(710)，可扩展部分具有一个或多个可扩展环。传感器(706)和电极(708)的阵列分布在可扩展部分上，并且被配置为同时使用传感器将仪器对准到解剖体的实时图像，并且利用电极测量解剖体的电特性以生成电生理(EP)图，其具有在实时图像中一起映射的解剖体和电特性的强度。

