



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999075 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580065468.1

(22)申请日 2015.10.02

(30)优先权数据

62/059,625 2014.10.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/053831 2015.10.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/054575 EN 2016.04.07

(71)申请人 波士顿科学医学有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 雅各布·I·拉夫纳

卡洛斯·阿尔贝托·里奇

弗拉基米尔·V·科夫通

希巴吉·肖梅

普拉莫德辛格·H·塔库尔

艾伦·C·舒罗斯

凯文·J·斯塔尔斯贝格

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 王小衡 任庆威

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

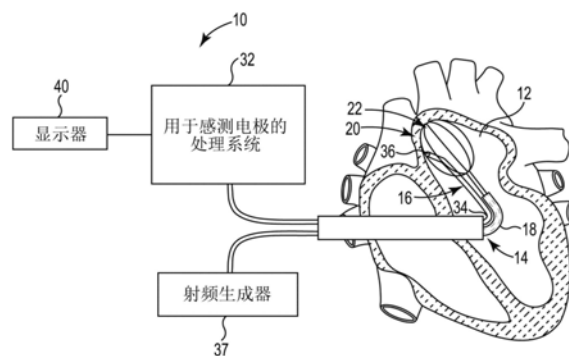
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

用于标测心脏组织的医疗系统

(57)摘要

公开医疗设备和用于标测和使用医疗设备的方法。一种用于标测心脏的电活动的示例性系统包括导管轴。导管轴包括多个电极,包括第一电极和第二电极。该系统还包括处理器。该处理器能够:在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号;以及生成与第一信号相对应的第一时间-频率分布。第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示。该处理器还能够应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数以确定第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。



1. 一种用于标测心脏的电活动的系统,所述系统包括:

导管轴,其中,多个电极耦接到所述导管轴,以及其中,所述多个电极包括第一电极和第二电极;

处理器,其中,所述处理器能够:

在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号;

生成与所述第一信号相对应的第一时间-频率分布,其中,所述第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示;以及

应用滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数以确定所述第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器能够:

采集与所述第二电极相对应的第二信号,其中,采集所述第二信号发生在所述时间周期;

生成与所述第二信号相对应的第二时间-频率分布,其中,所述第二时间-频率分布包括第二主频值表示,其中,所述第二主频值表示包括发生在一个或多个第二基频上的一个或多个第二主频值;以及

确定吸引点,其中,当一个或多个第一主频值与一个或多个第二主频值基本上相关时定义所述吸引点。

3. 根据权利要求2所述的系统,进一步包括应用所述滤波器到所述第二信号、所述第二信号的导数和/或所述吸引点。

4. 根据权利要求1-3中的任意一个所述的系统,其中,应用滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数、到所述第二信号或者所述第二信号的导数或者到这两个信号或这两个信号的导数包括在确定所述吸引点之前应用所述滤波器。

5. 根据权利要求1-4中的任意一个所述的系统,其中,应用滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数、到所述第二信号或者所述第二信号的导数或者到这两个信号或这两个信号的导数包括在确定所述吸引点之后应用所述滤波器。

6. 根据权利要求1-5中的任意一个所述的系统,其中,生成第一时间-频率分布利用傅立叶变换、短时傅立叶变换或者小波变换中的至少一个。

7. 根据权利要求1-6中的任意一个所述的系统,其中,生成第一时间-频率分布包括生成所述第一信号的频谱图。

8. 根据权利要求1-7中的任意一个所述的系统,其中,应用滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数进一步包括利用所述第一信号或者所述第一信号的导数的一个或多个谐波分量。

9. 根据权利要求1-8中的任意一个所述的系统,其中,应用滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数进一步包括应用梳状滤波器到所述第一信号或者所述第一信号的导数。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中,利用所述第一信号或者所述第一信号的导数的一个或多个谐波分量包括识别一个或多个基频的整数倍数上的频值,以及其中,与所述整数倍数相对应的频值被增加到一个或多个基频值。

11. 根据权利要求1-10中的任意一个所述的系统,进一步包括生成可视显示,其中,所述可视显示包括显示至少一个可视指示符,以及其中,所述可视指示符对应于所述第一信号和/或所述第二信号或其导数。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,生成可视显示包括显示与一个或多个第一基频和/或第二基频相对应的至少一个正弦曲线。

13. 根据权利要求11-12中的任意一个所述的系统,其中,所述可视显示包括显示相位图。

14. 根据权利要求11-13中的任意一个所述的系统,其中,所述可视指示符是颜色、纹理或者颜色和纹理。

15. 根据权利要求11-14中的任意一个所述的系统,其中,所述可视显示包括显示在解剖室上的电影。

用于标测心脏组织的医疗系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2014年10月3日递交的临时申请号62/059,625的优先权,通过参考的方式将其完整并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及医疗设备以及用于制造医疗设备的方法。本公开更具体地涉及用于标测和/或消融心脏组织的医疗设备和方法。

背景技术

[0004] 已开发多种体内医疗设备用于医疗用途例如血管内用途。这些设备中的一些包括导线、导管等等。这些设备由多种不同的制造方法中的任意一种制造并且可以根据多种不同的方法中的任意一种来使用。在已知的医疗设备和方法中,每个都具有特定优点和缺点。现在需要提供可替换的医疗设备和用于制造和使用医疗设备的可替换的方法。

发明内容

[0005] 本公开提供了医疗设备的设计、材料、制造方法和使用替换。

[0006] 一种用于标测心脏的电活动的示例性系统包括导管轴。导管轴包括多个电极,并且多个电极包括第一电极和第二电极。该系统还包括处理器。该处理器能够:在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号;以及生成与第一信号相对应的第一时间-频率分布。第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示。该处理器还能够应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数以确定第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。

[0007] 对于任意以上实例可替换地或另外地,用于标测心脏的电活动的系统包括导管轴。导管轴包括多个电极,并且多个电极包括第一电极和第二电极。系统还包括处理器。该处理器能够:在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号;以及生成与第一信号相对应的第一时间-频率分布。第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示。该处理器还能够应用梳状滤波器到第一信号或者第一信号的导数以确定第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。

[0008] 对于任意以上实例可替换地或另外地,系统能够采集与第二电极相对应的第二信号。采集第二信号发生在该时间周期。系统还能够生成与第二信号相对应的第二时间-频率分布。另外,第二时间-频率分布包括第二主频值表示,并且第二主频值表示包括发生在一个或多个第二基频上的一个或多个第二主频值。系统还能够确定吸引点,并且,当一个或多个第一主频值与一个或多个第二主频值基本上相关时定义吸引点。

[0009] 对于任意以上实例可替换地或另外地,处理器能够采集与第二电极相对应的第二信号。采集第二信号发生在该时间段。系统还能够生成与第二信号相对应的第二时间-频率

分布。另外,第二时间-频率分布包括第二主频值表示,并且第二主频值表示包括发生在一个或多个第二基频上的一个或多个第二主频值。系统还能够确定吸引点,并且,当一个或多个第一主频值与一个或多个第二主频值基本上相关时定义吸引点。

[0010] 对于任意以上实例可替换地或另外地,系统还能够应用滤波器到第二信号、第二信号的导数和/或吸引点。

[0011] 对于任意以上实例可替换地或另外地,应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数、到第二信号或者第二信号的导数或者到这两个信号或这两个信号的导数包括在确定吸引点之前应用滤波器。

[0012] 对于任意以上实例可替换地或另外地,应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数、到第二信号或者第二信号的导数或者到这两个信号或这两个信号的导数包括在确定吸引点之后应用滤波器。

[0013] 对于任意以上实例可替换地或另外地,生成第一时间-频率分布利用傅立叶变换、短时傅立叶变换或者小波变换中的至少一个。

[0014] 对于任意以上实例可替换地或另外地,生成第一时间-频率分布包括生成第一信号的频谱图。

[0015] 对于任意以上实例可替换地或另外地,应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数进一步包括利用第一信号或者第一信号的导数的一个或多个谐波分量。

[0016] 对于任意以上实例可替换地或另外地,应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数进一步包括应用梳状滤波器到第一信号或者第一信号的导数。

[0017] 对于任意以上实例可替换地或另外地,系统还能够利用第一信号或者第一信号的导数的一个或多个谐波分量,并且包括识别一个或多个基频的整数倍数上的频值。此外,与整数倍数相对应的频值增加到一个或多个基频值。

[0018] 对于任意以上实例可替换地或另外地,系统还能够生成可视显示,并且,可视显示包括显示至少一个可视指示符,并且,可视指示符对应于第一信号和/或第二信号或其导数。

[0019] 对于任意以上实例可替换地或另外地,系统还能够生成可视显示,并且进一步包括显示与一个或多个第一基频和/或第二基频相对应的至少一个正弦曲线。

[0020] 对于任意以上实例可替换地或另外地,可视显示包括显示相位图。

[0021] 对于任意以上实例可替换地或另外地,可视指示符是颜色、纹理或者颜色和纹理。

[0022] 对于任意以上实例可替换地或另外地,可视显示包括显示在解剖室上的电影。

[0023] 用于标测心脏的电活动的另一个示例性系统包括导管轴。导管轴包括多个电极。多个电极包括第一电极和第二电极。系统还包括处理器。该处理器能够在时间周期上采集与电极相对应的信号;以及生成与信号相对应的时间-频率分布。此外,时间-频率分布包括主频值表示,并且主频表示包括发生在一个或多个基频上的主频值。该系统还能够使用信号或其导数的一个或多个谐波分量确定一个或多个主频值是否包括单个主频值或者多个主频值来修改信号,以及系统还能够分析修改的信号以识别一个或多个主频值是否包括单个主频值或者多个主频值。

[0024] 对于任意以上实例可替换地或另外地,利用信号或者信号的导数的一个或多个谐波分量包括识别一个或多个基频的整数倍数上的频值,并且,与整数倍数相对应的频值被

增加到发生在一个或多个基频值上的一个或多个主频值。

[0025] 对于任意以上实例可替换地或另外地,分析修改的信号包括比较修改的信号中的一个或多个主频值的量级。

[0026] 对于任意以上实例可替换地或另外地,比较一个或多个主频值包括在将与一个或多个基频值的整数倍数相对应的频值被增加到发生在一个或多个基频值上的一个或多个主频值之后比较主频值的量级。

[0027] 对于任意以上实例可替换地或另外地,处理器能够创建包括与信号或信号的导数相对应的一个或多个正弦曲线的可视显示。

[0028] 用于标测心脏的电活动的示例性方法包括在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号以及采集与第二电极相对应的第二信号。采集第二信号发生在该时间周期上。该方法还能够生成与第一信号相对应的第一时间-频率分布。此外,第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示。该方法还能够生成与第二信号相对应的第二时间-频率分布。第二时间-频率分布包括第二主频值表示。此外,第二时间-频率分布包括发生在一个或多个第二基频上的第二主频值表示。该方法还包括应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数以确定第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。当一个或多个第一主频值与一个或多个第二主频值基本上相关时定义吸引点。

[0029] 一些实施例的以上摘要不意图描述每个所公开的实施例或者本公开的每个实现。下文的附图、详细描述更具体地例示了这些实施例。

[0030] 虽然公开了多个实施例,但是通过用于显示和描述本发明的说明性实施例的下文的详细描述,本发明的其他实施例将对于本领域熟练技术人员显而易见。因此,附图和详细描述应视为说明性而不是限制性的。

附图说明

[0031] 通过结合附图考虑以下详细描述,可以更完整地理解本公开,其中:

[0032] 图1是用于接入身体中的靶向组织区域以用于诊断和治疗目的的示例性导管系统的示意图;

[0033] 图2是具有篮子功能元件承载结构以关联图1的系统来使用的示例性标测导管的示意图;

[0034] 图3是包括多个标测电极的示例性功能元件的示意图;

[0035] 图4是时域中的示例性电图信号以及频域中对应的频率表示的说明;

[0036] 图5是单个电极的示例性时间-频率表示的说明;

[0037] 图6是单个电极的示例性二维时间-频率表示的说明;

[0038] 图7是二个电极的示例性二维时间-频率表示的说明;

[0039] 图8是包括单个量级峰值的示例性时间-频率表示的说明;

[0040] 图9是包括多个量级峰值的示例性时间-频率表示的说明;

[0041] 图10是包括多个量级峰值的示例性频谱的说明;以及

[0042] 图11是包括具有不同的幅度值的多个量级峰值的示例性频谱的说明。

[0043] 虽然本公开可以改成各种修改和替换形式,通过附图中的实例显示并且将详细描

述其中的细节。然而,应该理解,不意图将本发明限于所述具体实施例。相反,本发明覆盖落入本公开的精神和范围中的全部修改、等效物和替换物。

具体实施方式

[0044] 对于下文限定的术语,应该应用这些定义,除非在权利要求或者本说明书的其他地方给出了不同的定义。

[0045] 本文假设所有数值通过术语“大约”来修饰,不管有没有明确指示。术语“大约”通常涉及本领域熟练技术人员会视为与所引用的值等效的数字范围(例如具有相同的功能或结果)。在许多实例中,术语“大约”可以包括进位到最接近的重要数的数字。

[0046] 通过端点记载的数值范围包括在该范围内的全部数字(例如1到5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4和5)。

[0047] 如说明书和所附权利要求中所使用的,单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数个指代物,除非其内容明确指示不是这样。如说明书和所附权利要求中所使用的,术语“或”通常用于意味着包括“和/或”,除非其内容明确指示不是这样。

[0048] 注意到在说明书中指代的“一个实施例”、“一些实施例”、“其他实施例”等等指示所述实施例可以包括一个好的具体特征、结构和/或特性。然而,该记载无须意味着全部实施例包括该具体特征、结构和/或特性。另外,当结合一个实施例来描述具体特征、结构和/或特性时,应该理解可以结合无论是否明确描述的其他实施例来使用该具体特征、结构和/或特性,除非明确相反地说明。

[0049] 应该参考附图来阅读下文的详细描述,其中在不同的附图中类似的元件被相同标号。无需按比例描绘的附图描述了说明性的实施例并且不是意图限制本发明的范围。

[0050] 标测心律不齐的电生理学通常涉及篮子导管(例如波士顿科学星座导管)或具有多个传感器的其他标测/感测设备到心脏腔室的引入。传感器例如电极检测在传感器位置处的生理信号如心电活动。可能希望将检测到的心电活动处理成电图信号,其准确地表示经过与传感器位置有关的心脏组织的细胞刺激。处理系统然后可以分析和输出信号到显示设备。此外,处理系统可以输出信号作为已处理输出如静态或动态活动图。用户如医生可以使用已处理输出来执行诊断程序。

[0051] 图1是用于接入身体中的靶向组织区域以用于诊断和治疗目的的系统10的示意图。图1整体显示了布置在心脏的左心房中的系统10。可替换地,系统10可以布置在心脏的其他区域如左心室、右心房或右心室。虽然所示实施例显示系统10用于消融心肌组织,但是系统10(以及本文所述的方法)可以可替换地被配置为用于其他组织消融应用如用于消融前列腺、大脑、胆囊、子宫、神经、血管和身体的其他区域中的组织的程序,包括在无需基于导管的系统中。

[0052] 系统10包括标测导管10或探针14以及消融导管或探针16。可以使用合适的皮下接入技术将每个探针14/16经过静脉或动脉(例如股骨静脉或动脉)独立引入选定的心脏区域12。可替换地,标测探针14和消融探针16可以组装成集成的结构以同时引入和布置在心脏区域12中。

[0053] 标测探针14可以包括柔性导管主体18。导管主体18的远端承载三维多电极结构20。在所述实施例中,结构20采取篮子的形式,其限定开口的内部空间22(见图2),但是可以

使用其他多电极结构。结构20承载多个标测电极24(图1上没有明确显示但是在图2上显示了),每个标测电极24具有在结构20上的电极位置以及导电构件。每个电极24可以被配置为感测或检测在与每个电极24邻近的解剖区域中例如表示为电信号的内在生理活动。

[0054] 另外,电极24可以被配置为检测解剖结构中的内在生理活动的活动信号。例如,内在心脏电活动可以包括在活动事件的开头处具有相对大的活动峰值的重复或半重复的电活动波形。电极24可以感测该活动事件和该活动事件发生的时间。通常,电极24可以随着电活动波传播经过心脏感测不同时间的活动事件。例如,电波可以在第一组电极24附近开始,其可以感测相对同时时间上的或者在相对小的时间窗内的活动事件。随着电波传播经过心脏,第二组电极24可以感测晚于第一组电极24的时间上的电波的活动事件。

[0055] 电极24电耦接到处理系统32。信号线(未显示)可以电耦接到结构20上的每个电极24。信号线可以延伸经过探针14的主体18并且将每个电极24电耦接到处理器系统32的输入。电极24感测与它们在心脏中的物理位置邻近的解剖区域例如心肌组织中的心脏电活动。感测到的心脏电活动(例如由心脏生成的电信号,其可能包括活动信号)可以被处理系统32处理以通过生成已处理输出一例如解剖图(例如向量场图、消融时间图)或希尔伯特变换图一来辅助用户例如医生,以识别心脏中适合于诊断和/或治疗程序例如消融程序的一个或多个场点。处理系统32可以例如识别近场信号分量(例如源自与标测电极24邻近的细胞组织的活动信号)或者梗阻远场信号分量(例如源自非邻近组织的活动信号)。在如图1所示的结构20设置在心脏的心房中的实例中,近场信号分量可以包括源自心房心肌组织的活动信号,而远场信号分量可以包括源自心室心肌组织的活动信号。可以进一步分析近场活动信号分量以找到病理的出现以及确定适用于病理治疗的消融(例如消融疗法)的区域。

[0056] 处理系统32可以包括专用电路(例如离散逻辑元件以及一个或多个微控制器;专用集成电路(ASIC))、或特别配置的可编程设备如可编程逻辑器件(PLD)或者现场可编程门阵列(FPGA)),用于接收和/或处理获得的生理活动。在一些实例中,处理系统32包括通用微处理器和/或专用微处理器(例如数字信号处理器或DSP,其可以被优化为处理活动信号),其执行指令以接收、分析和显示与接收到的生理活动有关的信息。在该实例中,处理系统32可以包括当被执行时执行一部分信号处理的程序指令。程序指令可以例如包括由微处理器或微控制器执行的固件、微代码或者应用代码。上述实现仅仅是示例性的,并且读者将认识到处理系统32可以采取任意合适的形式以用于接收电信号以及处理接收到的电信号。

[0057] 另外,处理系统32可以被配置为测量与电极24邻近的心肌组织中的感测到的心脏电活动。例如,处理系统32可以被配置为检测与被标测的解剖特征中的主转子或发散活动模式相关联的心脏电活动。主转子和/或发散活动模式可以具有开始和维持房颤的作用,并且转子路径、转子核和/或发散灶的消融可以有效地终止房颤。处理系统32处理感测到的心脏电活动以生成相关特征的显示。该已处理输出可以包括等时线图、活动时间图、相位图、动作电位持续时间(APD)图、希尔伯特变换图、向量场图、等高线图、可靠性图、电图、心脏动作电位等等。相关特征可以辅助用户识别适用于消融疗法的场点。

[0058] 消融探针16包括承载一个或多个消融电极36的柔性导管主体34。一个或多个消融电极36电连接到配置为传递消融能量到一个或多个消融电极36的射频(RF)生成器37。消融探针16可以关于待治疗的解剖特征以及结构20是可去除的。消融探针16可以定位为在结构20的电极24之间或者邻近结构20的电极24,以及消融探针16关于待治疗的组织定位。

[0059] 处理系统32可以输出数据到合适的设备例如显示设备40,其可以为用户显示相关的信息。在一些实例中,设备40是CRT、LED或其它类型显示器或打印机。设备40以对于用户有用的形式给出相关的特征。另外,处理系统32可以生成位置识别输出以显示在设备40上辅助用户引导消融电极36与被识别为要消融的场点处的组织接触。

[0060] 图2示出了标测导管14以及显示了在远端处适用于图1中所示的系统10的电极24。标测导管14可以包括柔性导管主体18、其远端可以承载具有标测电极或传感器24的三维多电极结构20。标测电极24可以感测心肌组织中的心脏电活动,包括活动信号。感测到的心脏电活动可以由处理系统32处理以辅助用户经由生成的和显示的相关特征识别具有心律不齐或其他心肌病理的场点。该信息然后可用于确定应用合适的疗法如消融到所识别的场点的合适的位置以及导航一个或多个消融电极36到所识别的场点。

[0061] 所示的三维多电极结构20包括基底构件41和端帽42,柔性齿条44以圆周间隔的关系整体在它们之间延伸。如本文所讨论的,结构20可以采取限定开口内部空间22的篮子的形式。在一些实例中,齿条44由弹性惰性材料如镍钛诺、其他金属、硅胶、合适的聚合体等等制造并且在弹性预拉伸的状态下连接在基底构件41和端帽42之间,以弯曲和贴合它们要接触的组织表面。在图2中所示的实例中,8个齿条44形成三维多电极结构20。在其他实例中可以使用更多或更少的齿条44。如示出,每个齿条44承载八个标测电极24。在三维多电极结构20的其他实例中,在每个齿条44上可以布置更多或更少的标测电极24。在图2中所示的实例中,结构20相对小(例如直径为40mm或更小)。在可替换地实例中,结构20甚至更小或更大(例如直径大于或小于40mm)。

[0062] 可滑动鞘50可以沿导管主体18的主轴可移动。远离导管主体18移动鞘50可以导致鞘50在结构20上移动,从而将结构20折叠成适合于引入和/或移出解剖结构如心脏的内部空间的紧凑低轮廓状况。相反,靠近导管主体18移动鞘50可以暴露结构20,允许结构20弹性扩张并且呈现图2中所示的预拉伸位置。

[0063] 信号线(未显示)可以电耦接到每个标测电极24。信号线可以延伸经过标测导管20的主体18(或者否则经过和/或沿着主体18)进入把手54,它们在把手54中耦接到可以是多管脚连接器的外部连接器56。连接器56将标测电极24电耦接到处理系统32。应该理解,这些描述仅仅是实例。在美国专利号6,070,094、6,233,491和6,735,465中可以找到关于这些以及其他标测系统和用于处理由标测导管生成的信号的方法的附加细节,通过引用的方式将这些公开明确并入本文。

[0064] 为了说明系统10的操作,图3是包括多个标测电极24的篮子结构20的实例的示意性侧视图。在所示实例中,篮子结构包括64个标测电极24。标测电极24设置成8个齿条(标记为A、B、C、D、E、F、G和H)中的每一个上的8个电极的组(标记为1、2、3、4、5、6、7和8)。虽然64个电极的设置被显示为布置在篮子结构20上,但是标测电极24可以可替换地设置成不同数量(更多或更少齿条和/或电极),在不同结构上和/或在不同位置中。另外,多个篮子结构可以布置在相同的或不同的解剖结构中以同时获得来自不同的解剖结构的信号。

[0065] 在邻近待治疗的解剖结构(例如心脏的左心房、左心室、右心房、或右心室)定位篮子结构20之后,处理系统32可以被配置为记录来自每个电极24通道的心脏电活动。此外,记录的心脏电活动可以与邻近解剖结构的生理活动相关。例如,由电极24感测到的心脏电活动可以包括可以指示生理活动的开始(例如心脏的收缩)的活动信号。此外,可以响应于内

在生活活动(例如内在地生成的电信号)或者基于由多个电极24中的至少一个所制定的预定起搏协议(例如由起搏设备传递的电信号)来感测与生理活动相对应的的心脏电活动。

[0066] 应该注意,虽然本文的讨论大多数涉及系统10在心脏中的使用,但是在一些实例中系统10可以用于除了计算、仿真和/或治疗计算之外的其他身体区域。例如,实施方式可以应用于神经活动、心脏内和/或心外膜活动、单极性测量、双极性测量、单极性和双极性测量等等。换句话说,所公开的实施例和/或技术可以应用于任意电测量和/或任意电活动、实际或计算。

[0067] 沿星座导管或者其他标测/感测设备的电极的设置、尺寸、间隔和位置与靶向解剖结构的具体几何形状相结合,可以有助于电极24感测、测量、采集和发射细胞组织的电活动的能力(无能)。如所述,因为标测导管、星座导管或者其他类似感测设备的齿条44是可弯曲的,所以它们可以贴合各种形状和/或配置的具体解剖区域。此外在解剖区域中的给定位置处,可以操作结构20使得一个或多个齿条44可以不接触邻近的细胞组织。例如,齿条44可以扭曲、弯曲或者搁置在彼此上,从而将齿条44与附近的细胞组织分离。另外,因为电极24设置在一个或多个齿条44上,所以它们也可能不保持与邻近的细胞组织接触。不保持与细胞组织接触的电极24可能不能够感测、检测、测量、采集和/或发射电活动信息。另外,因为电极24可能不能够感测、检测、测量、采集和/或发射电活动信息,所以处理系统32可能不能准确地显示诊断信息和/或已处理输出。例如,一些必要信息可能丢失和/或显示不准确。

[0068] 除了上述之外,电极24可能由于其他原因不与邻近细胞组织接触。例如,标测导管14的操作可能导致电极24的移动,从而引起差的电极到组织接触。此外,电极可能邻近含纤维的、死的或功能难控制的组织定位。邻近含纤维的、死的或功能难控制的组织定位的电极24可能不能感测电位的改变,因为含纤维的、死的或功能难控制的组织可能不能够去极化和/或响应于电位的改变。最后,远场心室事件和电线噪声可能畸变组织活动的测量。

[0069] 然而,接触健康的、响应性的细胞组织的电极24可以感测传播细胞活动波阵面的电压电位中的改变。细胞组织的电压电位中的改变可以感测、采集并且显示为电图。电图可以是细胞组织的电压电位随时间的改变的可视表示。另外,希望定义电图的具体特征为电信号的“基准”点。为了本公开的目的,基准点可以理解为电图的这样一种特征即可以利用该特征作为细胞活动的识别特征。基准点可以对应于峰值量级、斜率变化和/或电信号的偏转。设想基准点可以包括电图或用于生成诊断和/或已处理输出的其他信号的其他特征。此外,基准点可以由医生手动识别和/或由处理系统32自动识别。

[0070] 用于表示电压电位随时间的改变的电图可以被定义为在“时域”中可视地显示电信号。然而,通常理解任何电信号在“频域”中具有配套的表示。变换(例如傅立叶、快速傅立叶、小波、魏格纳-威利)可用于根据期望在时域和频域之间变换信号。电信号在通过变换如希尔伯特变换可以获得的解析域中也具有配套的表示。

[0071] 此外,在功能正常的心脏中,心肌细胞的放电可以以对称线性的形式发生。因此,细胞刺激波阵面的非线性传播的检测可以指示细胞以异常形式放电(firing)。例如,旋转模式的细胞放电可以指示主转子和/或发散活动模式的出现。此外,因为异常细胞放电的出现可能发送在局部化的目标组织区域上,所以,当在病变或异常细胞组织周围、之内、之间或附近传播时电活动可能改变形式、强度或方向。病变或异常组织的这些局部化的区域的识别可以向用户提供执行治疗和/或诊断程序的位置。例如,包括重入或转子电流的区域的

识别可以指示病变或异常细胞组织的区域。可以靶向病变或异常细胞组织以便消融程序。如上所述那些各种已处理输出可用于识别迂回、粘连、转子其他异常细胞刺激波阵面传播的区域。

[0072] 在至少一些实施例中,生成已处理输出的过程可以始于从结构20上的64个电极24中的一个或多个采集信号(例如对应于第一电极的第一信号以及对应于第二电极的第二信号)。如上所述,可以在时域中采集和显示感测到的信号。然而,在至少一个实施例中,在时域中显示的信号可以变换到频域中以进一步生成已处理输出。如上所述,变换如傅立叶变换、快速傅立叶变换或者产生信号的频率和功率信息的任意其他变换可用于在时域和频域之间变换信号。图4示出了时域60中的示例性心电图信号以及在频域62中其对应的频域表示。

[0073] 另外,在一些实例中,可能希望基于时间间隔分析频域表示。例如,可能希望分析采集的信号数据作为时间-频率表示。在一些实例中,时间-频率表示可以称为频谱图。为了本公开的目的,术语时间-频率表示和频谱图互换使用。

[0074] 频谱图可以表示随着细胞组织响应随时间(或另一个变量)改变,与细胞组织响应相对应的频率的量级。在一些实例中,变换如傅立叶变换、短时傅立叶变换、小波变换或者产生信号的频率和功率信息的任意其他变换可用于生成频谱图。图5示出了示例性频谱图58的三维可视表示。频谱图58可以对应于多个电极结构20上的示例性电极24。应该理解,虽然频谱图58可视地显示在图5中,处理系统32可以生成重构频谱图所必要的数据而没有实际上创建频谱图的可视表示。此外,处理系统32可以独立于可视地显示频谱图来利用采集的数据。

[0075] 如图5中所示,频谱图可以显示频谱60,其在频率范围62上改变量级。实际上,频率范围62可以对应于包括在原始、采集电信号和/或由用户选择的频率范围中的频率。另外,处理系统32选择这样一种频率范围,对于该频率范围使用来自从结构20上的64个电极24采集的一个或多个电信号的数据。例如,3-7Hz的频率范围已经(凭经验)显示为是这样一种频率范围即异常心脏活动发生在该频率范围中。例如,房颤可能主要发生在3-7Hz的频率范围中。预期地,其它异常心房事件也可以出现在该频率范围内。然而,应该理解异常心脏活动可以发生在除了3-7Hz之外的频率范围中。

[0076] 另外,应该理解选择的和/或过滤的频率范围可以大于或小于3-7Hz(例如每个限度可以通过 $\pm 2-10\text{Hz}$ 来修改)。(例如根据特定应用期望的范围)选择或忽略特定频率范围中的数据可以改善本文公开的实施例的技术和/或已处理输出。例如,频率范围可以是更窄的范围(例如3-7Hz, 2-10Hz, 5-20Hz)或者可以是更大的范围(例如0-60Hz, 5-100Hz, 0-200Hz)。

[0077] 如图5中所示,频谱60可以对应于这样一种时间间隔的一部分即在该时间间隔上感测和采集原始电信号。此外,频谱可以随时间间隔改变。例如,第二频谱64可以发生在第二时间间隔(与对应于频谱62的时间间隔相比)。如所示,频谱64可以不同于频谱60。频谱64与频谱60之间的不同可能由于关于频值的频谱的量级随时间的改变。此外,关于频值的频谱的量级随时间的改变可以对应于改变基于原始感测和采集的电信号的细胞组织响应。

[0078] 除了图5中的显示之外,在图6中显示了二维频谱。如图6中所示,频谱66可以传达与频谱58相同的信息。然而,可以用不同格式呈现信息。例如在图6中,时间间隔可以显示在Y轴上,而频率范围可以显示在X轴上。此外,可以可视地传达每个频率的量级值。例如,可以

通过彩色频谱传达量级值。换句话说,彩色的范围可以指示给定频率的相对量级。本文公开的实例仅仅是说明性的——设想了用于显示频谱图(包括基于时间的频率变化性)和给定频率的量级的其他方法。例如,可以通过纹理指示量级值。

[0079] 在一些实例中,由电极24感测和采集的电信号可以在给定时间间隔上展现相同的或非常相似的频率特征。例如,由电极24感测和采集的电信号可以在给定时间间隔上在给定频率上展现相同的或相似的量级。换句话说,给定电极可以感测和采集在时间间隔上在给定频率上展现恒定量级的电信号。此外,在频谱图上可以显示、再现和/或识别相似的频率特征。例如,频谱图可以传达在时间间隔上在给定频率上恒定的量级值。

[0080] 图6显示了用于显示这样一种时间间隔的示例性频谱图66即在该时间间隔中在给定频率和/或频率范围上量级值是恒定的。例如,由粗体圆形68识别这样一种频率即在该频率上在给定频率上以及在时间间隔上量级值是恒定的。在该实例中,粗体圆形68显示在给定时间间隔在相同频率上基本上彼此相同(如由恒定的交叉阴影所指示的)的量级值。在图6中可以看出(粗体圆形68所指示的)示例性频率(在该频率上量级值基本上相等)近似4.7Hz。此外,该量级值发生在近似45秒到67.5秒的时间间隔上。设想在一些实例中量级值在给定频率或时间间隔上可以不恒定。

[0081] 如上所述,量级值可以在单个频率上或者在一个频率范围上维持恒定。如图6中所示,频率量级在近似4到5Hz的频率范围上保持恒定。在一些实例中,量级值保持恒定的单个频率可以称为“主频”。类似地,量级值保持基本上恒定的频带可以称为“主频带”。例如在图6中,4.5Hz可以视为主频。类似地,4-5Hz可以视为主频带。要理解在给定频谱中可以出现多个主频和/或主频带。

[0082] 此外,应该理解上文所述的实施例可应用于多个电极结构20上的一个或多个电极24。例如在一些实例中可能希望对于多个电极结构20上的一个或多个电极24生成频谱图。此外,可能希望比较由对于多个电极结构20上的一个或多个电极24所生成的频谱所提供的信息。例如,可能希望在多个电极结构20上的一个或多个电极24上比较和/或关联量级、主频、主频带和/或发生量级、主频、主频带的时间点或时间间隔。

[0083] 在一些实施例中,可能希望识别单个电极24的唯一的频谱图“特征”并且将其与多个电极结构20上的其他电极24的频谱图比较和/或关联。在一些实例中,唯一的频谱图特征可以称为“模式”。设想多种特征/模式可以用于比较多个电极结构20上的电极24的频谱图。例如,具体特征/模式可以是具有最大量级的频值(本文称为“最大频值”)、锐声、具有最大量级的持续不变的频值(本文称为“持续不变的最大频值”)、具有最大量级的局部频值(本文称为“局部最大频值”)和/或其他主频特征。这些仅仅是实例。设想了其他特征/模式。在一些实例中,模式可以称为“主特征”。主特征可以发生在被称为“主频”的频值上以及被称为“主时间点”的时间点上。在一些实例中,发生在被称为“主频”的频率上以及发生在被称为“主时间点”的时间点上的主特征的值(例如频率、幅度)可以称为“主频值”和/或“主频值表示”。此外,在一些实例中,模式可以称为“主频值”。另外,设想了可以将其他用户定义的主频值定义为模式。在一些实例中,单个电极的单个频谱图可以展现由处理系统32识别的一个或多个模式。

[0084] 在一些实例中,处理系统32可以将展现特定特征的电极分组。此外,处理系统32可以选择性地仅当共同的特征发生在基本上相同的频率上以及基本上相同的时间点和/或时

间间隔上时才将展现特定特征的电极分组。换句话说,处理系统32可以选择性地当单独的电极的特定特征基本上彼此相关时才将展现特定特征的电极分组。例如,在一些实例中,用于分组电极的特征可以是发生在特定频率上的最大量级。发生在特定频率上的最大量级可以发生在单个时间点上或者可以发生在时间间隔上。如上所述,用于分组电极的特征可以是具有最大量级的频值(本文称为“最大频值”)、锐声、具有最大量级的持续不变的频值(本文称为“持续不变的最大频值”)、具有最大量级的局部频值(本文称为“局部最大频值”)和/或对于任意电极24在给定频谱图上呈现的其他主频特征。

[0085] 在一些实例中,处理系统32可以选择性地分组展现发生在共同频率上以及共同时间点或时间间隔上的特定共同特征的电极。换句话说,处理系统32可以对于特定频率特征(例如具有最大量级的持续不变的频值等等)初始分析给定电极的频谱。在处理系统32识别频率特征之后,处理系统32然后可以确定该频率特征发生的频率和时间点。在已确定频率特征、该特征所发生的频率和该特征所发生的时间点之后,处理系统32可以分析剩余电极24的频谱图,以搜索跟初始电极的共同特征、共同频率和共同时间点的匹配。然后可以将具有展现共同特征、频率和时间点的频谱图的电极分组在一起。共同特征、频率和时间点可以称为“吸引点”。另外,具有展现该特征、频率和时间点的频谱图的电极的分组可以称为“吸引点”。

[0086] 另外,应该理解,来自给定电极的单个频谱可以在该频谱的时间间隔上展现一个或多个特征和/或主频值。换句话说,不同类型的可识别特征(例如最大频值、锐声、持续不变的最大频值、局部最大频值和/或对于任意电极24在给定频谱图上呈现的其他主频特征)可以发生在不同频率上和不同时间点上。处理系统32可以在全部电极24的一个或多个之中分析、比较、关联、匹配和/或分组一个或多个特征。此外,匹配特征可以导致一个或多个不同的吸引点和结果模式。在一些实例中,模式可以定义电活动形式。此外,在一些实例中,电活动形式的一个或多个模式可以由一个或多个吸引点定义和/或包括一个或多个吸引点。另外,电活动形式的模式可以对应于一个或多个解剖特征。

[0087] 图7显示了用于显示两个示例性电极的最大量级值72、74的示例性频谱图70。为了说明的目的,应该理解,在频谱图70上对于每个电极所识别的特征是最大量级。然而,该特征可以是最大频值、锐声、持续不变的最大频值、局部最大频值和/或对于任意电极24在给定频谱图上呈现的其他主频特征。如图7中所示,最大量级值72、74(和它们所发生的频率和时间点)通过示出的左和右对角线交叉阴影来识别。此外,粗体圆形78示出了两个电极的最大量级值72、74基本上匹配的频率和时间间隔(如共同交叉阴影所指示)。换句话说,粗体圆形78示出了展现最大量级值72、74的单独的电极在共同频率上在共同时间点上共享共同的量级。如上所述,该特定组合可以称为吸引点。此外,展现最大量级值72、74的电极可以在该特定时间间隔上保持相同的模式不变。应该理解,在实践中,展现特定模式的电极可能经常多个电极结构20上空间地关联。因此,在一些实例中,特定电极模式的识别可以提供用于应用靶向的疗法的具体空间位置。该模式和对应的位置信息还可以告知要应用的最佳疗法或者排除可能对于给定情况无效的疗法替换。疗法可以包括消融疗法、药物疗法、刺激疗法等等。

[0088] 应该理解,虽然一些上述实施例可以确定吸引点为与发生在共同频率上在共同时间间隔上的共同特征相关,但是其他实施例可以设想可以将吸引点定义为发生在单个频率

上以及在单个时间点上的特定特征。

[0089] 另外,用于定义频率特征的方法可以根据大量不同因子而改变。例如,特定频率特征可以包括处理系统32为了当在电极24的频谱图之中搜索吸引点时使用该特定特征而必须满足的门限值。在包括与频谱量级相关联的频率特征的一些实施例中,门限可以是这样一种最小期望量级值即当量级值等于或基本上超过门限值时就满足该特征。

[0090] 如上所述,当发生在特定频率和时间点上的特定特征或模式在一组频谱之间共同分享时可以定义吸引点。另外,不但当特征发生在单个频率或时间点上时而且当特定特征发生在频率或者时间间隔范围时也可以定义吸引点。例如,在一些实例中,处理系统32可以在两个示例性电极之间识别吸引点,而不管在该两个电极之间共同特征发生变化所在的频率的事实。类似地,在一些实例中,处理系统32可以在两个示例性电极之间定义吸引点,而不管在该两个电极之间共同特征发生变化所在的时间点的事实。另外,在一些实例中,处理系统32可以在两个示例性电极之间定义吸引点,而不管在该两个电极之间共同特征发生变化所在的频率和时间点的事实。

[0091] 在一些实例中,本文所述的实施例可以包括被编程为实现、利用和/或处理步骤、方法、计算和/或算法的处理系统32。然而,要理解,任意给定的特征、值、门限等等可以是用户定义的。换句话说,处理系统可以被配置为允许来自用户(例如医生)的与特定特征相关的输入和/或输入变量。允许用户定义的输入可以允许用户“定制”特定算法或系统输出。

[0092] 如上所述,处理系统32可以搜寻、靶向和/或选择一个或多个特别定义的频谱图特征。要理解,给定频谱图可以包括一个或多个模式。例如,图8显示了单个电极24的示例性频谱图76。此外,图8显示了发生在频率F1上和在时间点T1上的峰值量级78(对应于示例性峰值量级值A1)。在该说明中,处理系统可以搜寻、靶向和/或选择峰值量级78作为这样一种特征即在剩余电极24之间针对该特征来比较和确定吸引点。可替换地,可以比较来自多个电极的频谱图以强调在它们之间共同的特征。在一些实例中,一组电极可以直接关联特定解剖特征(例如心脏腔室中的位置)。因此,识别与特定电极组相关联的共同频谱特征可以允许识别相对应的解剖特征。

[0093] 在一些实例中,多组频谱图特征可以涉及不同的和/或重叠的电极组(并且因此,不同的和/或重叠的解剖特征)。这些电极组和对应的解剖特征可以通过发生在相同时间周期上的多个模式来定义。多个模式可以在时间上彼此独立或者彼此依赖(例如彼此影响)。可以从局部电极组在全部电极上全局地、从单独的电极和/或从电极和任意组合估计单独的模式识别和/或多个依赖的模式之间的关系,因为模式是利用不同电极子组识别的并且与不同电极子组关联的。

[0094] 此外,可以“解构”给定的模式以识别在特定时期上造成特定病理的潜在电活动。例如,具体频谱图可以在频率和时间上展现相对复杂的频谱形式(例如频谱图特征、模式等等)。通过解构过程,能够从复杂形式去除一个或多个模式。这可以允许识别以前不可识别的特定的形式,其可能关联特定病理并且因此可以得到治疗。换句话说,可以应用将特定模式与特定电形式关联的处理技术。例如,处理技术可能能够确定特定模式将转子、异位的电活动等等与基于时间的不同的相对功率关联。然后可以将这些形式解构成多个基于时间的模式以及靶向给特定疗法。

[0095] 在一些实例中,特定类型的观察病理(例如心律不齐)可能是主和子主模式之间的

协作的结果。理解多个模式之间的关系可以指示是否治疗(对应于一个或多个模式的)一个或多个特定电形式。

[0096] 例如,给定的主频谱特征可以(在其表面上)识别为靶向的模式。然而,事实上,观察到的频谱特征可以包括两个或更多个造成基于时间的电形式的子主模式。此外,两个或更多个模式(例如主和子主)可以利用不同的基于时间的相对功率影响彼此的发生。在该实例中,可能希望识别两个单独的模式的出现以及使用解构技术识别与单独的模式相对应的潜在的电形式。此外,可以对于与每个单独的模式和电形式相对应的特定病理定制疗法。

[0097] 然而,在一些实例中,频谱图特征(例如峰值量级)可以包括处理系统32最初无法识别的一个或多个特征。例如,图9显示了如上所述的示例性频谱76。然而,如从图9中可以看出的,峰值量级78(实际)包括分别发生在示例性频率F1和F2上的两个分离的峰值量级值80、82。应该理解,频率F1和F2可以在值上非常靠近,并且因此在初始处理步骤期间不能被处理系统32区分。

[0098] 在一些实例中,可能希望处理系统32进一步精炼频谱信号以便处理系统32准确地选择、分组和定义吸引点。例如,图9中所示的峰值量级值80、82可以反映发生在这样一种频率上的频值即该频率是从两个不同细胞病理(例如心律不齐)得出的。在该情况中,可能不准确地将峰值量级值80、82(以及它们对应的频率)分组到相同的吸引点和/或模式中。此外,用于得出频谱图76的电极可能被分组到与峰值频值所发生的两个不同峰值频率相对应的两个不同的模式中。因此,为了更准确地确定吸引点和/或模式,可能希望应用信号处理技术(例如频率估计技术)来精炼和/或修改造成给定频谱图的频谱信号。在一些实施例中,时间-频率表示的框架可以在时间尺度中拓宽,因此在频率中产生更高分辨率。

[0099] 在一些实施例中,可能希望利用给定频谱的谐波分量来精炼和/或修改频谱。例如,可能在任意基频(例如主频、最大频值发生在的频率等等)的整数倍数处合并功率值。此外,发生在基频的整数倍数上的功率值可以与基频的功率值组合,从而基于基频产生谐波频谱的量级或相对功率的修改的测量。期望该测量在对应于潜在周期的频率的频率上产生峰值以及实际上可以是基频的修改的或精炼的值。

[0100] 另外,本技术可用于沿频谱的多个频率,从而沿整个频谱或者其一部分修改频值,产生所谓的“周期频谱”。因此,本技术可以在紧密相关的量级频率峰值之间提供区分。在一些实施例中,本技术可以称为在信号上、信号的导数上和/或频谱上应用梳状滤波器。另外,本技术可以应用在给定频谱图的整个时间间隔的频谱上,导致周期频谱的时间-频率表示。在一些实例中,梳状滤波器可以直接应用于一个或多个吸引点。

[0101] 图10显示了图9的频谱90的二维表示88,包括双量级峰值80、82和分别发生在量级峰值80、82的第一整数倍数上的谐波峰值84、86。如上所述,可能希望将发生在基频F1(对应于峰值量级80)的第一整数倍数F3(例如 $2 \times F1$)上的量级值84增加到峰值80的量级值。另外,可能还希望将发生在基频F2(对应于峰值量级82)的第一整数倍数F4(例如 $2 \times F2$)上的量级值86增加到峰值82的量级值。要理解,发生在整数倍数上的量级值可能不同,并且因此将它们中的每一个分别增加到它们各自的基频可能导致基频的峰值量级值的不同。该实例示出了利用基频F1、F2的第一整数倍数F3、F4(例如 $2 \times F1$ 、 $2 \times F2$)。然而,设想可以增加发生在另外的整数倍数(例如3、4、5、6、7等等)上的频值,以进一步区分基频值。为了说明的目的,图10进一步显示了发生在非整数倍数F5上的伪峰值92。

[0102] 图11示出了量级值84和86增加到发生在频率F1和F2的基频值之后的峰值量级80和82的不同。如图可见,峰值量级80和82显示了彼此的竖向分离。该不同可以允许处理系统32更准确地识别以及分组频谱特征。具体地,其可以允许处理系统32包括或者排除这样一种电极即从该电极从一个或多个模式得出频谱88。

[0103] 如图11中所示,在量级值84和86增加到量级峰值80和82之后,量级值84和86基本上关于图10中的量级值80和82以及量级值84和86减小。另外,相对量级值80和82,(对应于非整数倍数F5的)伪峰值92的量级值基本上关于其在图10中的值减小。另外,相对量级值80和82(并且如图11中所示),峰值84、86和92周围的基准量级值随着频率增加而趋势向下(与图10中所示的量级值相比)。

[0104] 设想本文公开的谐波技术(例如包括滤波器如梳状滤波器的使用)可以在识别吸引点之前、在识别吸引点之后或者在识别吸引点之前并且识别吸引点之后应用。还设想谐波技术可以应用于从多个电极组合的频谱。此外,设想在应用了谐波技术以及区分了量级峰值之后,一个或多个量级峰值可以包括在吸引点中。类似地,可以从吸引点排除一个或多个峰值。

[0105] 另外,在处理系统32确定了吸引点和/或模式之后,处理系统32可以利用吸引点和/或模式所发生的频率来创建与造成该吸引点和/或模式的电极的空间关系相对应的对角线显示。

[0106] 例如,处理系统32可以确定与从结构20上的电极24采集的吸引点和/或模式的主频相关的正弦曲线表示和/或相位值。例如,在选定频率(例如吸引点和/或模式的频率)上可使用傅立叶变换确定和/或生成每个电极24的正弦曲线和/或相位值。可替换地,可以使用在信号处理领域中充分记载的估计方法对于每个电极24估计该正弦曲线模型并且应用它们到基于与吸引点关联的时期的电极波形。此外,可以利用具有相位偏移的每个得出的正弦曲线创建与用于得出选定频率的特定吸引点和/或模式相对应的动态“电影”或“动态图”。电影或动态图可以提供这样一种媒体即该媒体允许具体病理的交点脉冲和/或波形传播的经由摘要特征(例如活动时间、相位等等)的更好的可视化。在一些实施例中,可视显示(例如电影、动态图、相位图等等)可以绘制在感兴趣的心脏腔室的解剖表示上。另外,可视显示(例如电影、动态图、相位图等等)可以对应于随多个心跳和/或随各种心脏区域或腔室改变的第一和/或第二主频值。可以从标题为“Medical Devices for Mapping Cardiac Tissues”的美国专利申请(代理人案号1001.3562100)找到关于从正弦曲线表示创建动态相位图的一些附加细节,通过参考的方式将其明确并入本文。

[0107] 应该理解,处理系统32可以在执行本文公开的技术和/或实施例之前选择性地排除采集到的信号中的一些。例如,排除由与心脏的可刺激的细胞组织非电接触的或差的电接触的电极采集的信号可能是有益的。该信号可能不能提供有用的信息并且可以歪曲上述技术的结果。

[0108] 可替换地,代替排除不提供有用信息的采集到的信号的值,处理系统32可以改为内插或估计或者否则提供希望的信息的任意信号的值。处理系统32可以利用内插或估计的数据(例如信号数据)更好地计算、确定或生成有用的已处理数据和/或以更希望的方式平滑、精炼或给出已处理数据。

[0109] 设想本文公开的方法中的任意一个可以实现在多个心跳、刺激或心脏起搏时间间

隔上。此外,在多个心跳和/或刺激上采集到的数据可以使用统计方法来分析并且被应用于所公开的方法。例如,可以在一系列心跳和/或脉搏上采集活动时间。采集到的活动时间的统计分布可以被计算、分析以及合并到公开的方法中。

[0110] 应该理解,在本公开中,在许多方面,仅仅是说明性的。在不超出本发明的范围的前提下可以在细节特别是形状、尺寸和步骤设置方面做出改变。这可以包括在合适的程度上在其他实施例中使用一个实施例中的特征。本发明的范围当然的由所附权利要求表述的语言定义的。

[0111] 在不脱离本发明的范围的前提下可以对于示例性实施例做出各种修改和增加。例如,虽然上文公开的实施例涉及特定特征,但是本发明的范围还包括具有特征的组合的实施例以及不包括上文公开的全部特征的实施例。因此,本发明的范围意图包括落入权利要求及其等效物的范围中的全部该替换、修改和变形。

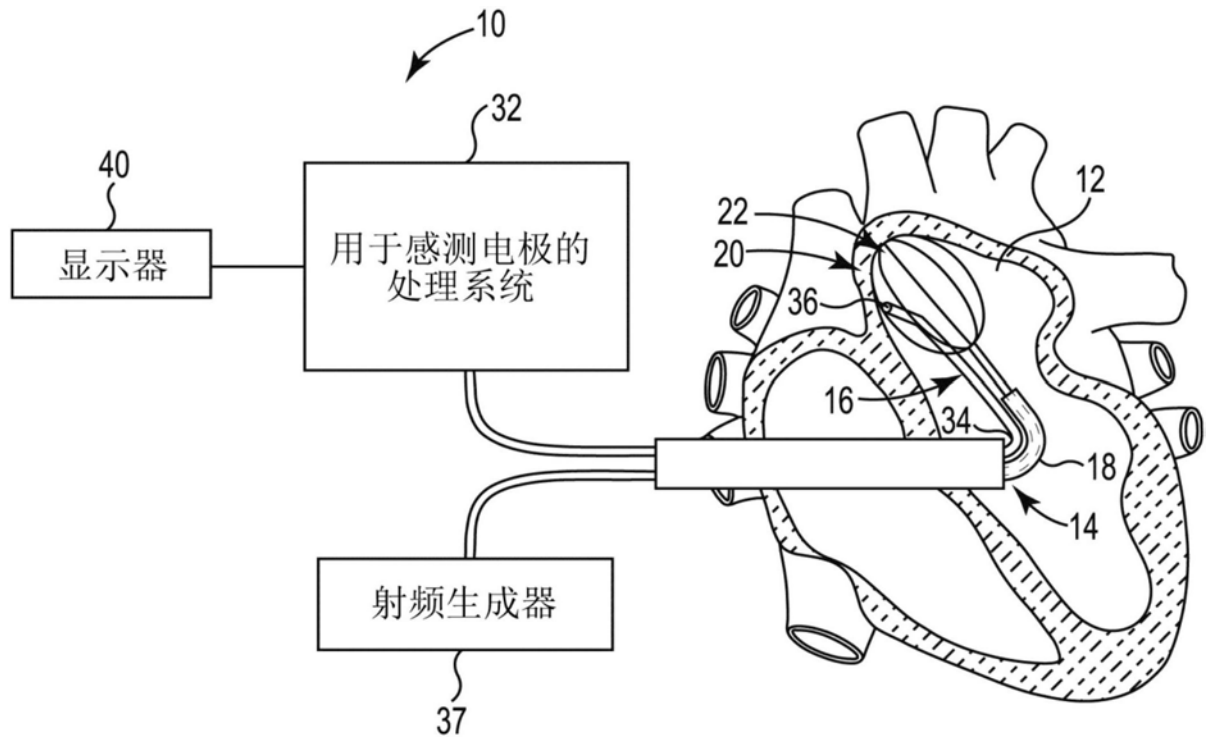


图1

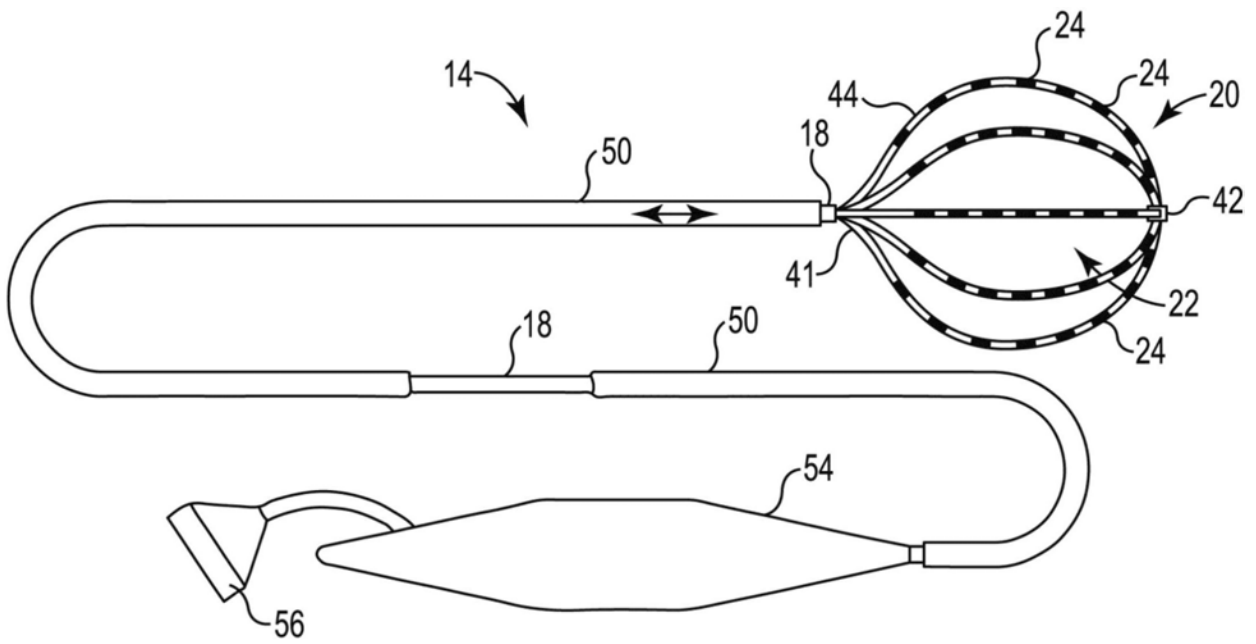


图2

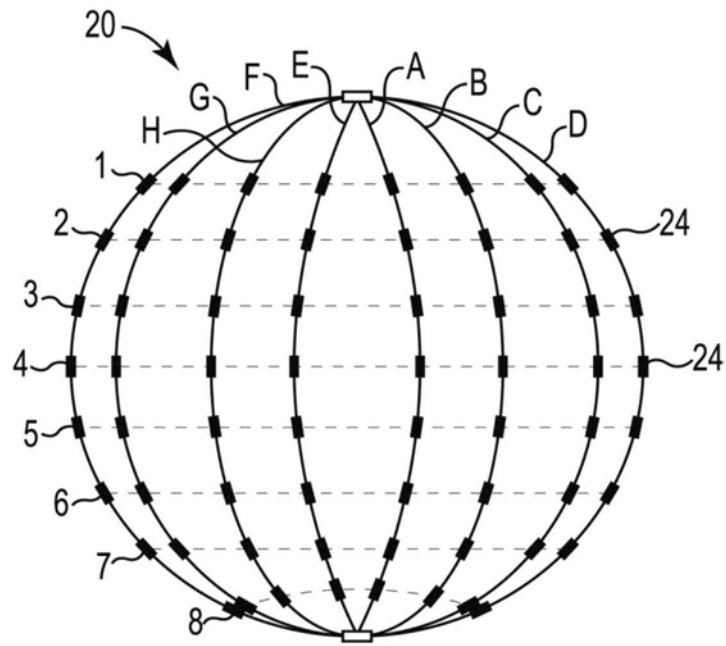


图3

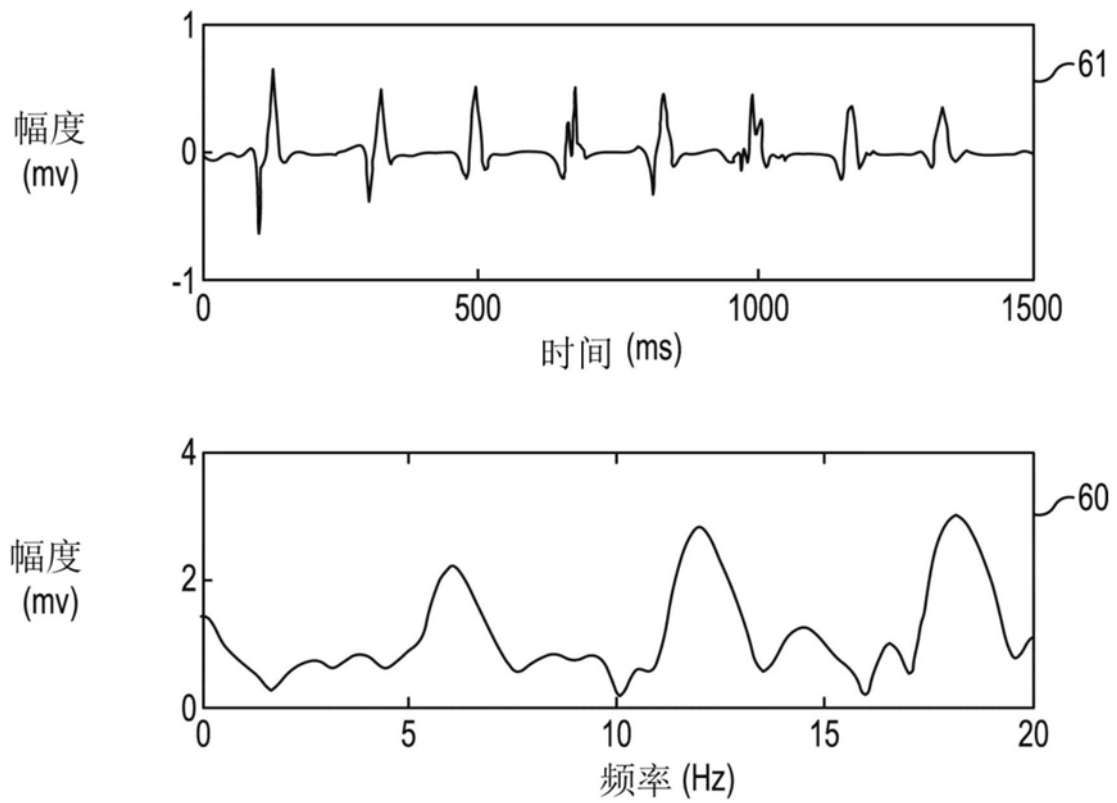


图4

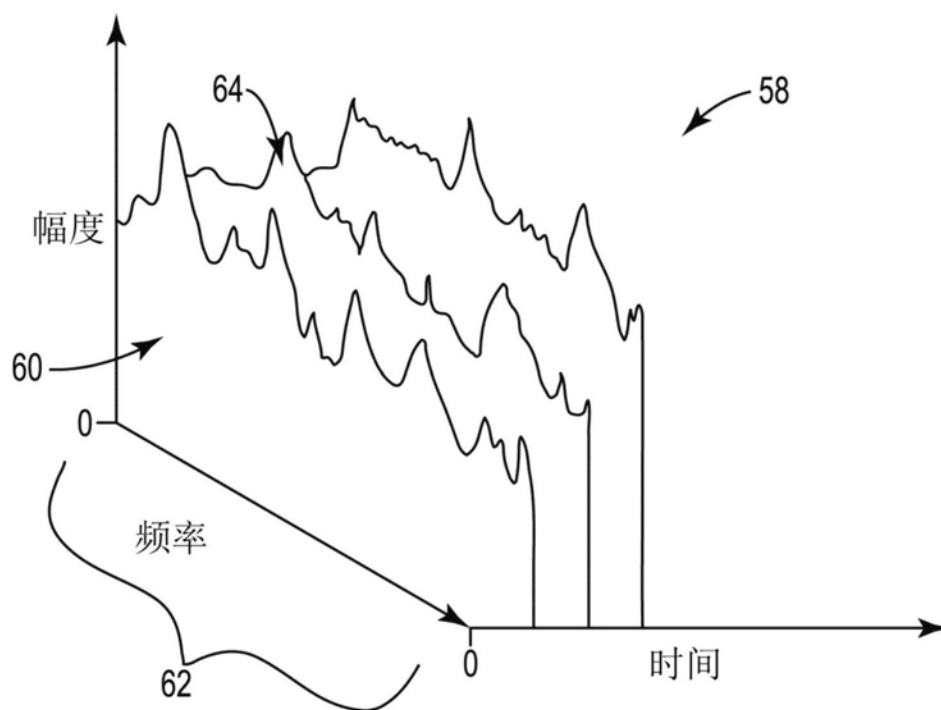


图5

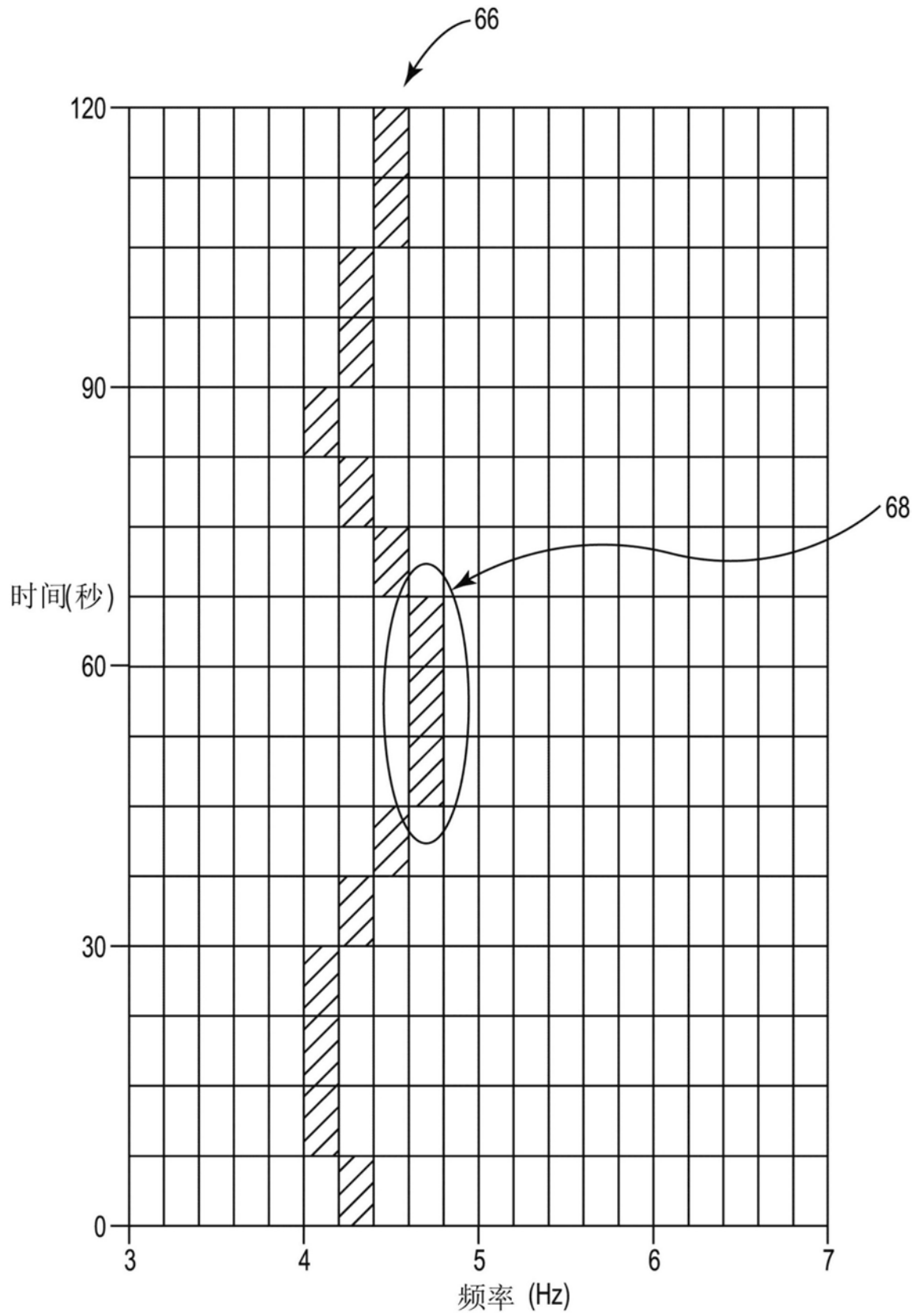


图6

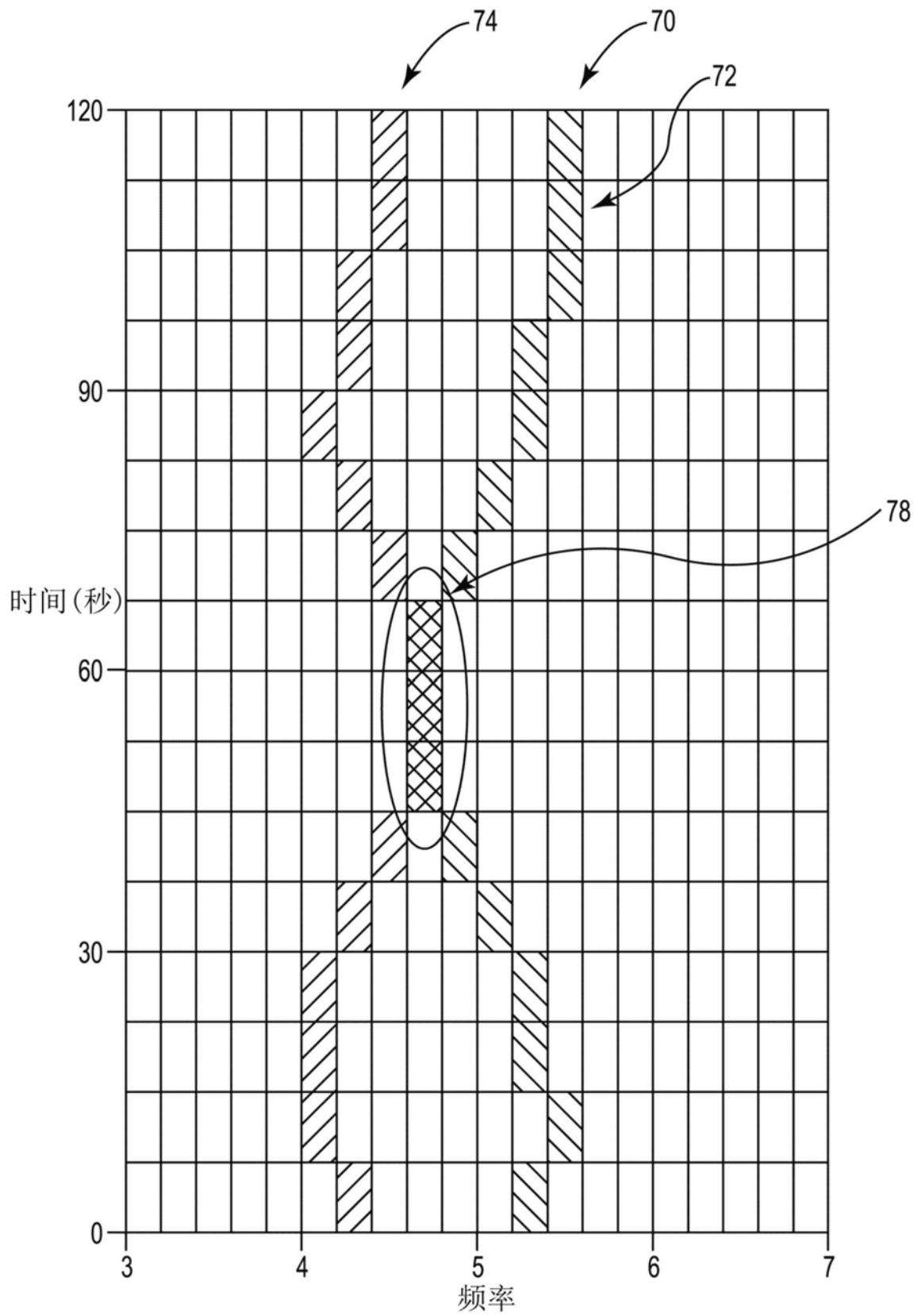


图7

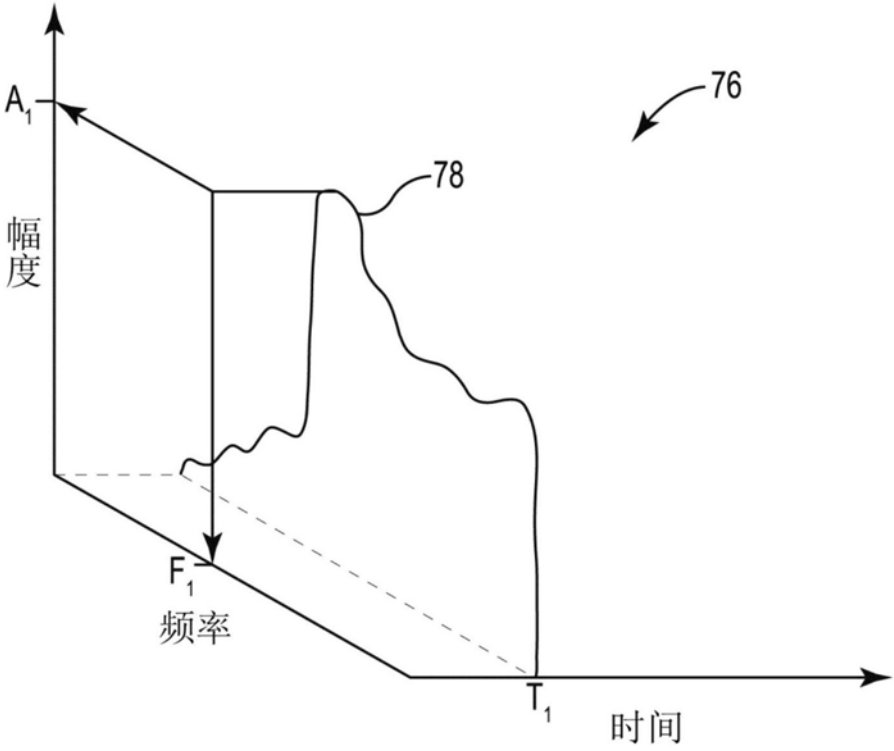


图8

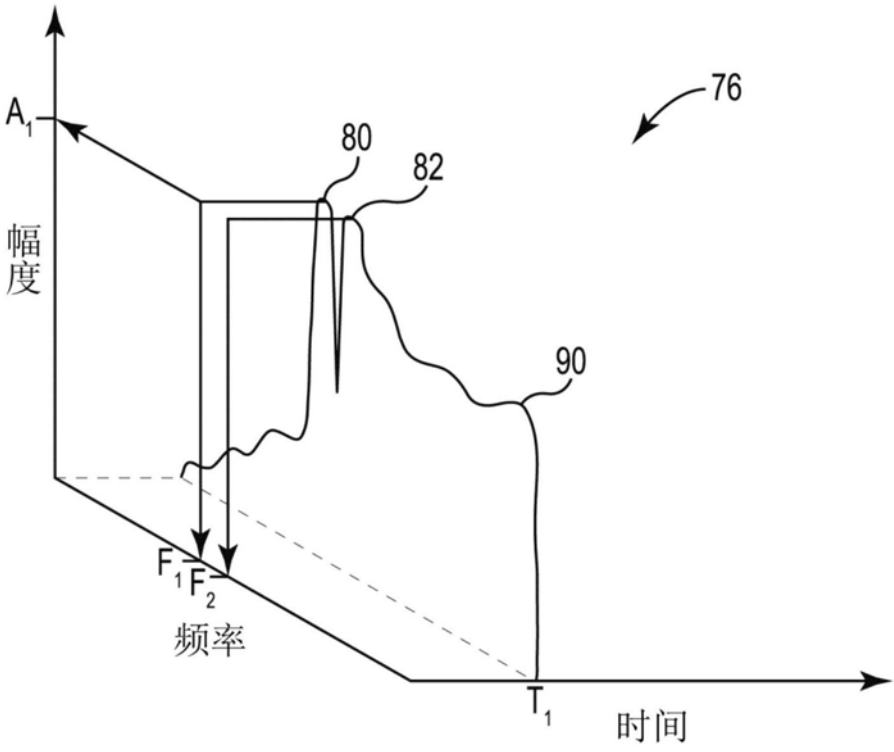


图9

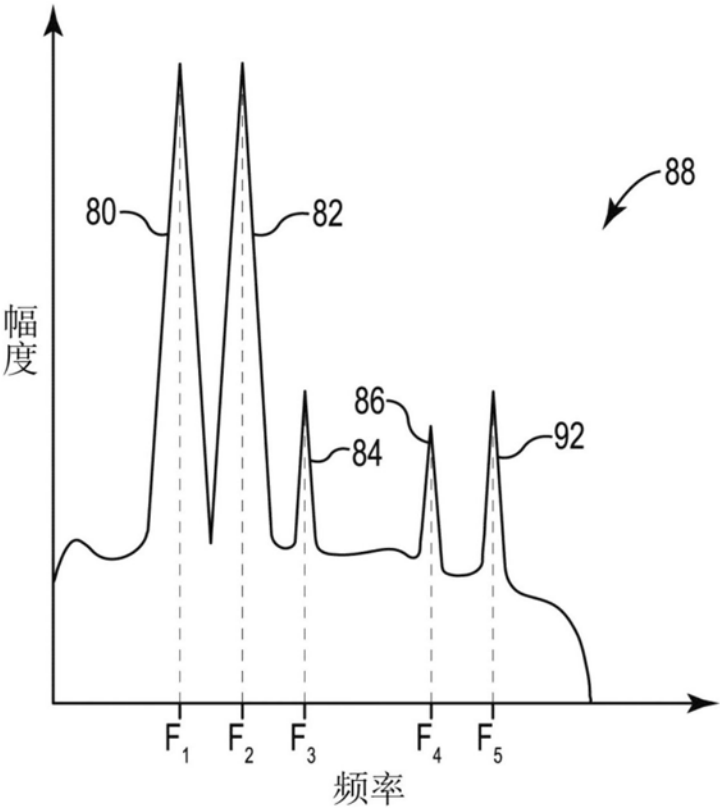


图10

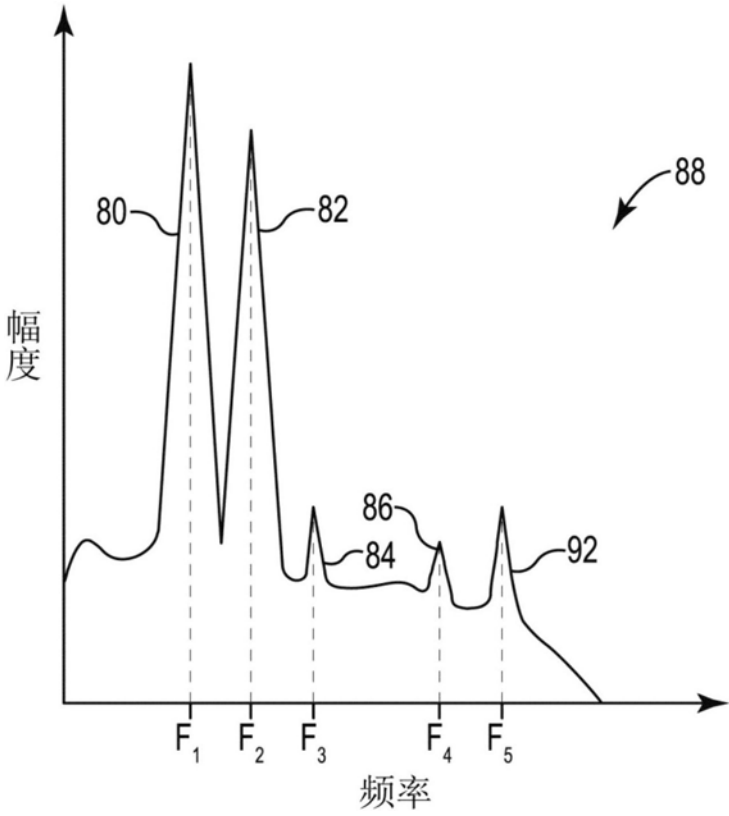


图11

专利名称(译)	用于标测心脏组织的医疗系统		
公开(公告)号	CN106999075A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580065468.1	申请日	2015-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
[标]发明人	雅各布 I 拉夫纳 卡洛斯阿尔贝托里奇 弗拉基米尔 V 科夫通 希巴吉肖梅 普拉莫德辛格H塔库尔 艾伦C舒罗斯 凯文J斯塔尔斯贝格		
发明人	雅各布·I·拉夫纳 卡洛斯·阿尔贝托·里奇 弗拉基米尔·V·科夫通 希巴吉·肖梅 普拉莫德辛格·H·塔库尔 艾伦·C·舒罗斯 凯文·J·斯塔尔斯贝格		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/042 A61B5/046 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/04014 A61B5/0422 A61B5/046 A61B5/6858 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7253 A61B2505/05		
优先权	62/059625 2014-10-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开医疗设备和用于标测和使用医疗设备的方法。一种用于标测心脏的电活动的示例性系统包括导管轴。导管轴包括多个电极，包括第一电极和第二电极。该系统还包括处理器。该处理器能够：在时间周期上采集与第一电极相对应的第一信号；以及生成与第一信号相对应的第一时间-频率分布。第一时间-频率分布包括发生在一个或多个第一基频上的第一主频值表示。该处理器还能够应用滤波器到第一信号或者第一信号的导数以确定第一主频值表示是否包括在第一基频上的单个第一主频值或者在两个或更多个基频上的两个或更多个第一主频值。

