



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104825130 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510062487. 0

(22) 申请日 2015. 02. 06

(30) 优先权数据

14/174933 2014. 02. 07 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 T. 德米 Z. 蔡丹 G. 兹格曼

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 易皎鹤 姜甜

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

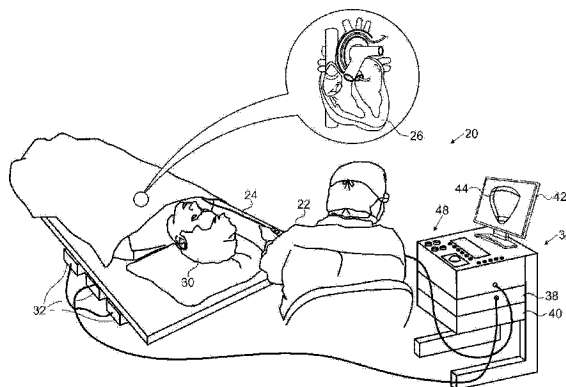
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

在不同心跳率下获取的心脏图像序列之间的同步

(57) 摘要

本发明提供了一种用于执行医学规程的方法,所述方法包括保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之间的非线性相关性。接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列,该第一图像序列和第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取。基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定常见心跳率来执行所述第一图像序列和所述第二图像序列之间的同步。与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。



1. 一种用于执行医学规程的方法,包括:

保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之间的非线性相关性;

接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列,所述第一图像序列和所述第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取;

基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定的常见心跳率使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步;以及

与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述常见心跳率等于所述第二心跳率,其中使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步包括使所述第二图像序列同步到所述第一图像序列,并且其中播放所述第一图像序列和所述第二图像序列包括与所述第一心跳率同步地播放所述第二图像序列。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述给定阶段包括其中所述心脏的腔室的容积迅速变化的积极阶段,并且其中保持所述非线性相关性包括保持使所述积极阶段的所述持续时间与所述相应心跳率相关的非线性函数。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述心动周期还包括其中所述心脏的所述腔室的容积缓慢变化的消极阶段,并且其中使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步包括基于所述非线性函数确定所述第二图像序列的图像在所述积极阶段和所述消极阶段中的每个阶段的呈现时间。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中保持所述非线性函数包括保持包括两个或更多个线性段的分段线性函数。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述分段线性函数包括第一线性段和第二线性段,所述第一线性段和所述第二线性段对应于低于和高于阈值心跳率的相应心跳率。

7. 根据权利要求4所述的方法,其中播放所述第二图像序列包括选择所述第二图像序列的图像,所述第二图像序列的图像的确定呈现时间与所述第一序列的所述图像中的渲染图像的渲染时间相匹配。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中播放所述第二图像序列包括显示叠加在所述第一图像序列的所述渲染图像上的所述第二图像序列的所选择的图像。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中接收所述第一图像序列包括接收所述心脏的动态实时成像。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中接收所述第二图像序列包括接收先前记录的荧光镜透视片段。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述心动周期包括多个子阶段,所述子阶段对应于相应的多个非线性相关性,所述相应的多个非线性相关性各自使所述相应子阶段的持续时间与所述相应心跳率相关,并且其中使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步包括基于所述多个非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于所述常见心跳率来确定所述第一图像序列和所述第二图像序列的图像的呈现时间。

12. 用于执行医学规程的设备,包括:

输出装置;和

处理器,所述处理器被配置成:保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之

间的非线性相关性；接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列，所述第一图像序列和所述第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取；基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定常见心跳率使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步；以及在所述输出装置上与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。

13. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述常见心跳率等于所述第二心跳率，并且其中所述处理器被配置成通过使所述第二图像序列同步到所述第一图像序列而使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步，并且与所述第一心跳率同步地播放所述第二图像序列。

14. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述给定阶段包括其中所述心脏的腔室的容积迅速变化的积极阶段，并且其中所述处理器被配置成保持使所述积极阶段的所述持续时间与所述相应心跳率相关的非线性函数。

15. 根据权利要求 14 所述的设备，其中所述心动周期还包括其中所述心脏的所述腔室的容积缓慢变化的消极阶段，并且其中所述处理器被配置成通过基于所述非线性函数来确定所述第二图像序列的图像在所述积极阶段和所述消极阶段中的每个阶段的呈现时间而使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步。

16. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述处理器被配置成保持包括两个或更多个线性段的分段线性函数。

17. 根据权利要求 16 所述的设备，其中所述分段线性函数包括第一线性段和第二线性段，所述第一线性段和所述第二线性段对应于低于和高于阈值心跳率的相应心跳率。

18. 根据权利要求 15 所述的设备，其中所述处理器被配置成通过选择所述第二图像序列的图像来播放所述第二图像序列，所述第二图像序列的图像的确定呈现时间与所述第一图像序列的所述图像中的渲染图像的渲染时间相匹配。

19. 根据权利要求 18 所述的设备，其中所述处理器被配置成通过显示叠加在所述第一图像序列的所述渲染图像上的所述第二图像序列的所选择的图像来播放所述第二图像序列。

20. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述处理器被配置成通过接收所述心脏的动态实时成像来接收所述第一图像序列。

21. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述处理器被配置成通过接收先前记录的荧光镜透视片段来接收所述第二图像序列。

22. 根据权利要求 12 所述的设备，其中所述心动周期包括多个子阶段，所述子阶段对应于相应多个非线性相关性，所述相应多个非线性相关性各自使所述相应子阶段的持续时间与所述相应心跳率相关，并且其中所述处理器被配置成通过基于所述多个非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于所述常见心跳率来确定所述第一图像序列和所述第二图像序列的图像的呈现时间而使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步。

在不同心跳率下获取的心脏图像序列之间的同步

技术领域

[0001] 本发明一般涉及心脏成像,并且具体地讲涉及用于使在不同心跳率下获取的心脏序列图像之间同步的方法和系统。

背景技术

[0002] 一些心脏成像过程生成片段,所述片段包括示出心脏的动态活动的一系列图像帧。心脏成像过程包括例如荧光镜透视成像过程和超声成像过程。在一些情况下,希望使不同的成像片段之间同步。用于使对心脏的单独测量之间同步的各种技术为本领域中已知的。

[0003] 例如,美国专利 7,477,928 描述了一种使用数据同步方案来使 ECG 波形数据与计算机断层扫描图像数据相关联的方法,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。所述方法包括:使用心电图装置生成 ECG 波形数据;操作计算机断层扫描成像系统以创建计算机断层扫描图像数据;将曝光标记信号传输到心电图装置,使得曝光标记信号与 ECG 波形数据相关联。所述方法还包括处理计算机断层扫描图像数据、ECG 波形数据和曝光标记信号,以使 ECG 波形数据与计算机断层扫描图像数据相关。

[0004] 美国专利 8,583,101 描述了一种用于使心跳行为同步的方法和设备,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。所述方法包括:获取时段列表和时间列表;根据时段列表获取心跳行为的时段长度;以及根据时间列表、心跳时段和预设倍增器获取同步时间。所述方法还包括通过使用心跳行为的时段长度作为来自同步时间的时段来使至少一种类型的心跳行为同步。

[0005] 美国专利 6,389,310 描述了处理从同步心电图断层闪烁扫描获得的数据,所述数据与给出心脏活动的图像相关,心脏包括心耳、心室、瓣膜和隔膜,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。所述图像包括至少第一部分和第二部分。所述第一部分由在心动周期期间示出心耳和心室的像素组成,其中每个周期包括具有心脏收缩结束时间和心脏舒张结束时间的连续时间值格(bin)。所述第二部分由与心脏活动基本上无关的像素组成。

发明内容

[0006] 本文描述的本发明的实施例提供了一种用于执行医学规程的方法。所述方法包括保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之间的非线性相关性。接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列,所述第一图像序列和第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取。基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定常见心跳率执行所述第一图像序列和所述第二图像序列之间的同步。与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。

[0007] 在一些实施例中,所述常见心跳率等于所述第二心跳率,使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步包括使所述第二图像序列同步到所述第一图像序列,且播放所述第一图像序列和所述第二图像序列包括与所述第一心跳率同步地播放所述第二图像序

列。在其它实施例中,所述给定阶段包括其中心脏的腔室的容积迅速变化的积极阶段,且保持所述非线性相关性包括保持使所述积极阶段的持续时间与相应心跳率相关的非线性函数。在另一些其它实施例中,所述心动周期还包括其中所述心脏的所述腔室的容积缓慢变化的消极阶段,且使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步包括基于所述非线性函数确定所述第二图像序列的图像在所述积极阶段和所述消极阶段中的每个阶段的呈现时间。

[0008] 在一个实施例中,保持所述非线性函数包括保持包括两个或更多个线性段的分段线性函数。在另一个实施例中,所述分段线性函数包括第一线性段和第二线性段,所述第一线性段和第二线性段对应于低于和高于阈值心跳率的相应心跳率。在另一个实施例中,播放所述第二图像序列包括选择所述第二图像序列的图像,所述第二图像序列的图像的确定呈现时间与所述第一序列的所述图像中的渲染图像的渲染时间相匹配。

[0009] 在一些实施例中,播放所述第二图像序列包括显示叠加在所述第一图像序列的所述渲染图像上的所述第二图像序列的所选择的图像。在其它实施例中,接收所述第一图像序列包括接收心脏的动态实时成像。在另一些其它实施例中,接收所述第二图像序列包括接收先前记录的荧光镜透视片段。

[0010] 在一个实施例中,所述心动周期包括多个子阶段,所述子阶段对应于相应多个非线性相关性,所述相应多个非线性相关性各自使相应子阶段的持续时间与相应心跳率之间相关,且使所述第一图像序列与第二图像序列之间同步包括基于所述多个非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于所述常见心跳率来确定所述第一图像序列和所述第二图像序列的图像的呈现时间。

[0011] 根据本发明的实施例,还提供一种用于执行医学规程的设备,所述设备包括输出装置和处理器。所述处理器被配置成:保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之间的非线性相关性;接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列,所述第一图像序列和第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取;基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定常见心跳率使所述第一图像序列与所述第二图像序列之间同步;以及在所述输出装置上与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。

[0012] 结合附图,通过以下对实施例的详细说明,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0013] 图1为根据本发明的实施例的用于心内电生理(EP)映射的系统的示意性图解;

[0014] 图2为曲线图,其示出了根据本发明的实施例的心脏心室容积的典型动态特性;

[0015] 图3为曲线图,其示出了使心动周期内的积极阶段的持续时间与心跳率之间相关的非线性函数;

[0016] 图4为框图,其示意性地示出了包括荧光镜透视片段与当前心跳率同步的心脏映射系统;

[0017] 图5A-5D为图表,其示出了在单个心动周期内的荧光镜透视片段帧的时间扭曲的四个例子;

[0018] 图6为流程图,其示意性地示出了根据本发明的实施例的用于使荧光镜透视片段

与 EP 标测图同步的方法 ; 并且

[0019] 图 7 为曲线图, 其示出了根据本发明的实施例在三个不同心跳率下心脏心室容积的典型动态特性。

具体实施方式

[0020] 综述

[0021] 在一些涉及心脏成像或映射的医学规程中, 成像基于医师插穿过血管系统进入到心脏中的导管。用于心脏映射的许多系统是可商购获取的, 例如由 Biosense Webster Inc. (Diamond Bar, California) 提供的 CARTO™ 系统。CARTO 跟踪导管远端的位置和操作参数并且将此信息以电子方式显示在三维 (3D) 解剖心脏标测图上。

[0022] 在心脏成像期间, 将心脏的先前记录的荧光镜透视片段与心脏的当前生成的心脏 3D 标测图同时播放有时是有帮助的。在接下来的说明中, 荧光镜透视片段用作用于动态心脏成像的例子, 但也可使用任何其它合适的心脏成像方法。其它动态心脏成像模态的例子包括例如 2D 超声心动图、3D 超声心动图、磁共振成像 (MRI)、和计算机断层扫描 (CT)。

[0023] 原则上, 可通过下述方式来使荧光镜透视片段与 3D 标测图同步: 首先使在当前心动周期期间发生的每个心跳周期与荧光镜透视片段中的相应片段周期相匹配, 且接着通过基于相应周期时段的线性时间调整来确定片段图像的呈现时间。然而, 由于荧光镜透视片段与当前心脏映射过程对应于可能不同的心跳率, 且由于心动周期内的内周期阶段的持续时间可以不同的方式取决于基础心跳率, 故这样一种自然同步方案通常导致时间畸变同步, 且因此所播放的荧光镜透视片段未能反应当前心脏映射期间的实际心脏行为。

[0024] 本文所描述的本发明实施例提供了用于使在不同心跳率下所获取的患者心脏的图像序列同步的方法和系统。本发明所公开的技术对所述图像序列中的一者应用非线性时间扭曲, 以便在整个心动周期过程中将所述序列精确地映射到另一序列上。

[0025] 在本文所述的例子中, 本发明所公开的技术用于使荧光镜透视片段的回放与心脏的 EP 映射期间的心跳率同步。然而, 作为另外一种选择, 本发明所公开的技术可用于使使用任何其它合适的成像模态获取的图像序列同步, 包括心脏导管插入术、诸如例如房间隔缺损 (ASD) 闭合术的经导管手术、瓣膜置换术、和心肌活检。

[0026] 在一些实施例中, 并非使一个图像序列与对应于另一个图像序列的心跳率同步, 而是与给定常见心跳率同步播放两个序列, 所述常见心跳率可不同于与所述两个图像序列对应的两个基础心跳率。

[0027] 心动周期可分为其中心室容积迅速变化的积极阶段和其中心室容积为静态的或缓慢增大的消极阶段。基于临床研究, 积极阶段和消极阶段的持续时间取决于基础心跳率。当低于某一阈值心跳率 (HR) 时, 积极阶段的持续时间对 HR 值不敏感。另外, 当高于阈值 HR 时, 消极阶段消失且心动周期只包括在增大 HR 时缩短的积极阶段。阈值 HR 值通常处于 95-105 每分钟心跳次数 (BPM) 的范围内。在接下来的说明中, 我们假设阈值 HR 为 100BPM, 但也可使用任何其它合适的值。

[0028] 在一个实施例中, 积极阶段持续时间的逆倍增或倒数对 HR 的相关性可通过诸如例如由两个线性段构成的分段线性函数的非线性函数来粗略估计。低于 100BPM 的段接近于平的且高于 100BPM 的段的斜率为均一的。

[0029] 在一些实施例中, 荧光镜透视片段与当前 HR 的同步分两个阶段进行。在第一阶段, 使当前心脏映射期间发生的心动周期 (本文中也被称作心动周期) 与荧光镜透视片段的相应周期 (也被称作片段周期) 相匹配。在第二同步阶段, 对片段帧在每个片段周期内的呈现时间进行时间调整以与匹配心动周期的整个持续时间对准。

[0030] 在一些实施例中, 用相应片段注释和心脏注释来标记片段和心动周期, 所述注释指示心动周期的开始时间。所述心脏注释可通过分析在当前心脏映射过程期间所测量的心电图 (ECG) 信号或使用任何其它合适的方法生成。所述片段注释可根据 ECG 信号 (在片段记录时), 或例如通过分析荧光镜透视片段的图像帧以类似的方式生成。

[0031] 在一个实施例中, 第二同步阶段由心脏相关器实施, 所述相关器接收标记当前和先前心脏和片段匹配周期的注释。心脏相关器根据先前周期的相应持续时间来估计片段 HR 和心脏 HR, 并且使用非线性函数来估计心脏和片段积极阶段持续时间。心脏相关器然后单独地修改属于积极阶段和消极阶段的片段帧的呈现时间。

[0032] 在一些实施例中, 渲染事件标记用以更新和显示心脏的 3D 标测图的时间。一旦接收到渲染事件, 则选择并显示其经修改的呈现时间与所接收的渲染时间相匹配的片段帧 (可能配准和叠加在 3D 标测图上)。

[0033] 通过对片段帧应用非线性时间扭曲, 考虑到内周期阶段对心跳率的不同相关性, 本发明所公开的技术使得能够与当前心跳率同步且几乎没有或没有时间畸变地播放荧光镜透视片段。

[0034] 系统描述

[0035] 图 1 为根据本发明的实施例的用于心内电生理 (EP) 映射的系统 20 的示意性图解。系统 20 可基于例如上述 CARTO 系统, 其中对系统软件有合适增加。系统 20 包括探针 (例如导管 24) 和控制台 34。在下文所述的实施例中, 导管 24 用于映射患者 30 的心脏 26。作为另外一种选择, 导管 24 或其他合适的探针可以必要的变更用于心脏中的其它治疗目的。例如, 在一些实施例中, 所述导管用于在执行或不执行额外医学规程 (诸如例如心脏消融) 的情况下创建心脏的 3D 映射。

[0036] 在图 1 的示例系统中, 操作者 22 诸如心脏病专家将导管 24 插穿过患者 30 的血管系统, 以使得所述导管的远端进入心脏 26 的腔室 (例如, 心室或心房)。导管 24 通常在其近端处通过合适的连接器连接到控制台 34。在另选的系统, 还可使用除导管以外的装置来进行动态心脏映射。

[0037] 在该图示的实施例中, 系统 20 使用磁性位置感测来确定导管 24 的远端在心脏 26 内的位置坐标。为此目的, 控制台 34 中的驱动电路 38 驱动场发生器 32, 以在患者 30 身体内生成磁场。通常, 场发生器 32 包括线圈, 线圈被放置在患者躯干下面的固定已知位置处。这些线圈在包括心脏 26 的预定工作空间内生成磁场。位于导管 24 远端内的磁场传感器 (未示出) 响应于这些磁场生成电信号。信号处理器 40 处理这些信号以确定导管 24 远端的位置坐标, 通常包括位置坐标和取向坐标。位置感测的这种方法在上述 CARTO 系统中实施并且在本领域中是熟知的。作为另外一种选择或除此之外, 系统 20 可使用本领域中已知的位置感测的其他方法, 例如基于超声的方法或基于电阻抗的方法。

[0038] 在控制台 34 中的处理器 40 通常包括通用计算机处理器, 具有合适前端和接口电路, 其用于接收来自导管 24 的信号并用于控制和接收来自控制台 34 其它部件的输入。处

理器 40 可以在软件中编程以执行本文所述的功能。该软件可通过网络以电子形式下载到处理器 40, 例如, 作为另外一种选择或除此之外, 其可以在有形的、非暂态性介质, 诸如光学介质、磁介质或电子存储介质上提供。而且作为另外一种选择或除此之外, 处理器 40 的一些或全部功能可以由专用或可编程的数字硬件部件执行。

[0039] 基于从导管 24 以及系统 20 的其他部件接收到的信号, 处理器 40 驱动显示器 42 以向操作者 22 呈现心脏 26 的三维 (3D) 标测图 44。该标测图可指示由导管 24 测量的心脏电生理活动, 并且提供与导管在患者身体中的位置有关的视觉反馈和与正在进行的过程相关的状态信息和指导。

[0040] 处理器 40 还可通过合适的界面接收先前记录的荧光镜透视或电影片段, 并将所述片段局部存储在处理器 40 的存储器中 (所述界面和存储器未示出)。操作者 22 可将控制台 34 配置 (例如, 使用控件 48 和屏幕上的菜单) 成播放所述片段并将其呈现在显示器 42 上, 可能叠加在标测图 44 上。本文所公开的技术使得能够在心脏映射过程期间与心跳率同步而无时间畸变地回放荧光镜透视片段。

[0041] 虽然图 1 示出了具体系统构型和应用环境, 但本发明的原理可相似地应用于不仅使用导管而且使用其他类型探针的其它治疗应用中。

[0042] 心室容积动态特性对心跳率的相关性

[0043] 图 2 为曲线图, 其示出了根据本发明的实施例的心脏的左心室 (LV) 的容积的典型动态特性。图 2 中的曲线图基于使用 3D 超声心动图对在约 60BPM 下的心脏的真实动态特性进行采样。心跳周期包括其中心脏心室收缩的心脏收缩阶段和其中心室松弛的心脏舒张阶段。在心脏收缩阶段期间, 心室的容积迅速减小。心脏舒张阶段可进一步分成被称作快速充盈阶段、停滞阶段和后期充盈阶段的三个子阶段。在接下来的说明中, 所述快速充盈阶段也被称作前期充盈阶段。

[0044] 在前期充盈阶段期间, 在心脏舒张阶段开始时, 心室开始松弛并填满血液, 且因此心室的容积迅速增大。在心脏舒张停滞阶段期间, 心室的容积通常为恒定的, 或以低速率变化, 例如, 在消极充盈时。在心脏舒张的后期充盈阶段期间, 心房收缩以进一步充盈心室且因此使心室容积相对快地增大。

[0045] 在本发明的上下文中, 本发明人已发现将心动周期分成两个其它阶段很方便, 所述两个阶段在本文中被称作积极阶段和消极阶段。积极阶段包括后期充盈阶段、心脏收缩阶段、和前期充盈阶段, 且消极阶段包括停滞阶段。如下文参照图 3 所述, 积极阶段和消极阶段的相应持续时间以不同的方式取决于心跳率。

[0046] 在一些实施例中, 在心室被充盈到其最大容积时的心脏收缩阶段开始时确定心动周期的边界。心脏收缩阶段开始时间的标记被称作心室注释 100。在其它实施例中, 周期边界在积极阶段开始时确定且由心房注释 104 标记。

[0047] 纯粹为了概念清晰起见, 选择在如图 2 所示的心动周期期间的左心室的容积的动态特性, 且本发明所公开的技术也适用于其它心脏容积的动态特性。作为例子, 所述不同心脏阶段中的每个阶段的持续时间可以不同的方式取决于基础心跳率。此外, 其中将心动周期分为如图 2 所示的四个阶段的构型并非强制性的, 而是也可分成其它阶段。例如, 在另选的实施例中, 心动周期可分成除四个以外的多个阶段和 / 或在心动周期的过程中以不同方式设置的阶段。

[0048] 临床研究已证实积极阶段和消极阶段的持续时间对心跳率的相关性可有所不同。此外,所述相关性在低心跳率与高心跳率之间不同。例如,Chung 等人在“Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise”(美国生理学杂志-心脏和循环生理学,2004 年 11 月 1 日,第 287 卷,第 H2003-H2008 期)中论述了心脏舒张子阶段对心跳率的相关性,其以引用方式并入本文。作为另一个例子,Bombardini 等人在“Diastolic time-frequency relation in the stress echo lab:filling timing and flow at different heart rates”(心血管超声波期刊,2008 年 4 月 21 日)中探讨了应力期间的心脏收缩次数和心脏舒张次数,其以引用方式并入本文。

[0049] 基于上文所列举的(和别的)参考文献,本发明人已定义约等于 100 每分钟心跳次数(BPM)的阈值心跳率。因此,在心跳率低于阈值速率时,积极阶段的持续时间对基础心跳率不敏感,且随着心跳率增加,心动周期时段主要因消极阶段持续时间的相应缩短而缩短。当心跳率增加到高于阈值速率时,停滞心脏舒张阶段消失,且心动周期时段基本上等于积极阶段独自的持续时间。下文中图 7 示出了在 60、100、和 120BPM 下左心室容积的示例动态特性。

[0050] 图 3 为曲线图,其示出了使心动周期内的积极阶段的持续时间与心跳率相关的非线性函数 108。在所述图中,水平轴表示在 40-180BPM 的范围内的跳动率。垂直轴表示积极阶段持续时间的倒数值(表示为 T_{ACTIVE})且因此所述值以 BPM 为单位给出。图 3 中的示例函数为分段线性函数且包括对应于低于和高于阈值速率 112(表示为 THR_{HR})的心跳率的两个线性段。对应于低于 THR_{HR} 的心跳率的函数 108 的段具有接近于平的斜率,从而指示在此区域中积极阶段持续时间对心跳率的弱相关性。另一方面,对应于高于 THR_{HR} 的心跳率的段的斜率等于 1,如在消极阶段消失时所预期。

[0051] 作为可如何使用图 3 的函数的例子,考虑给定心跳率为 170BPM。在这种情况下,所述函数将给定的心跳映射为 170BPM,且积极阶段的对应持续时间将为 $1/170$ 分钟或换句话说讲 60/170 秒。

[0052] 图 3 中的函数 108 的构型为示例性构型,且也可使用其它合适的函数。例如,阈值速率可对应于除 100BPM 以外的心跳率,且这两个线性段可具有其它合适的斜率。此外,函数可包括具有多于两个线性段的分段线性函数。函数 108 还可包括非线性曲线、或多个线性曲线与非线性曲线的组合。

[0053] 具有荧光镜透视片段同步的心脏映射系统

[0054] 如上所述,当执行涉及心脏映射的医学规程时,除了心脏标测图以外还显示同一患者的先前所记录的荧光镜透视片段可为有利的。对医师有价值的是,对荧光镜透视片段的回放应与当前心跳率同步而无内周期时间畸变。

[0055] 图 4 为框图,其示意性地示出了包括荧光镜透视片段 200 与当前心跳率的同步的心脏映射系统 40。图 4 的系统通常由控制台 34 的处理器 40 实施。

[0056] 处理器 40 通过合适的界面(未示出)接收示出动态心脏活动的荧光镜透视片段 200。在一些实施例中,荧光镜透视片段 200 是在进行当前心脏映射之前针对同一患者 30 所记录的。片段 200 包括一系列图像帧,每个图像帧与相应帧时间戳相关联。荧光镜透视片段 200 一般包括几十个帧(例如,50-200 个帧),所述帧具有每秒 25 个帧的帧速率(即,

每个帧呈现大约 40 毫秒)。荧光镜透视片段的其它典型帧速率包括每秒 30 个、15 个、7.5 个和 3.75 个帧。EP 映射中所使用的帧速率通常低于每秒 15 个帧。然而,一般来讲,也可使用任何合适的帧速率。在系统 40 的示例实施例中,处理器在下文所述的两个主要阶段使片段帧的呈现与当前心跳率同步。

[0057] 在接下来的说明中,术语“片段周期”和“片段注释”是指心跳周期和相应注释,所述注释标记荧光镜透视片段中的周期开始时间和结束时间。相似地,术语“心动周期”和“心脏注释”是指当前心脏映射操作期间的心跳周期和开始标记 / 结束标记。

[0058] 在第一同步阶段,处理器 40 通过使当前心动周期与片段周期中的一者相匹配而使心动周期与片段周期之间同步。在第二同步阶段,处理器 40 对片段帧执行时间扭曲,所述片段帧在要与当前心动周期对准的匹配片段周期期间出现。

[0059] 处理器 40 可使用任何合适的方法使心动周期与片段周期之间同步。在本实施例中,处理器 40 基于心电图信号(表示为 ECG_SIGNAL) 204 执行周期同步,所述信号在心脏映射过程期间和除了心脏映射过程以外使用合适的器械(未示出)测出。注释生成单元 208 分析 ECG_SIGNAL 204 以确定心脏心室注释 100、心脏心房注释 104,或二者。如上所述,心室注释和心房注释包括其中分别开始心脏收缩阶段和积极阶段的时间例项。

[0060] 处理器 40 可使用任何合适的方法来找出心室注释 / 心房注释。在一个示例实施例中,处理器 40 通过找出 ECG_SIGNAL 204 中的局部峰值来估计心室注释和 / 或心房注释的时间例项。在另选的实施例中,处理器 40 可使用任何其它合适的装置,可能基于除 ECG 以外的测量,来生成注释。

[0061] 处理器 40 将由注释生成单元 208 生成的心脏注释作为 DB 注释存储在注释历史数据库 (DB) 212 中。处理器 40 可例如基于记录片段的时间使 DB 注释与荧光镜透视片段 200 相关联。在一些实施例中,处理器 40 或系统 20 的某一其它处理器或子系统执行对荧光镜透视片段 200 的记录并确定对应于所述片段的心室注释和 / 或心房注释。在这些实施例中,处理器 40 将片段的注释存储在与相应荧光镜透视片段相关联的 DB 212 中。

[0062] 片段修剪器 216 接收存储在 DB 212 中的 DB 注释、和荧光镜透视片段 200 的帧时间戳。片段修剪器 216 选择片段帧子组并使 DB 注释的例项与相应所选择的帧的时间戳相关联。另外,片段修剪器 216 通过下述方式来修剪片段:丢弃其时间戳先于片段内的最早注释或在片段内的最新注释之后发生的片段帧。片段修剪器 216 的输出因此包括一系列注释时间例项,所述例项对应于荧光镜透视片段的多个非分数片段周期。

[0063] 在另选的实施例中,并非丢弃帧,而是修剪器 216 在片段的开头和 / 或结尾处附加黑色的或透明的帧以分别使第一周期和最后周期的缺失部分完善。在周期播放片段时显示所附加的帧。

[0064] 在另一些其它另选实施例中,修剪片段的开头部分和结尾部分处的所选择的帧(未必具有与任何注释的对准),以使得第一分数周期和最后分数周期的帧在周期播放片段时作为完整的周期来出现。

[0065] 注释调整单元 224 从注释生成单元 208(或从 DB 212)接收心室注释、心房注释、或这两个注释,并且输出经调整的心脏注释,即,心房或心室心脏调整注释 228。在一些实施例中,处理器 40 通过从心室注释的时间例项中减去合适的持续时间而将心室注释转换成心房注释(例如,当心房注释不可用时)。相似地,处理器 40 通过添加合适的持续时间将心

房注释转换成心室注释。所减去的或所添加的持续时间可例如对应于 ECG_SIGNAL 204 的瞬时或平均 PR 间隔,或计算作为积极阶段的持续时间的固定分数。

[0066] 周期匹配单元 220 从修剪器 216 接收经修剪的片段的片段注释,并从单元 224 接收心房或心室的经调整的注释 228。每个片段或心动周期由相应两个连续片段或心脏注释标记。周期匹配单元 220 还从 3D 标测图呈现单元 42 接收渲染时间戳 232。渲染时间戳 232 为其中处理器 40 渲染心脏 26 的 3D 标测图 44 的更新型式的时间例项。

[0067] 周期匹配单元 220 使由心脏注释 228 标记的心动周期与由片段修剪器 216 输出的片段注释标记的相应片段周期相匹配。在一个实施例中,一旦接收到渲染事件时间戳 232,则周期匹配单元 220 计数自前一渲染事件以来由单元 220 接收的心脏注释 228 的数目。通常,单元 220 计数零个或一个注释的数目,并相应地推进到荧光镜透视片段 200 中的下一个片段周期(即,只有在注释数目为正时)。

[0068] 作为另外一种选择,周期匹配单元 220 计数自前一渲染时间以来已发生的多个注释,例如,当处理器的计算资源暂时不足时,且单元 220 相应地推进荧光镜透视片段中的多个片段周期。

[0069] 处理器 40 在修剪片段周期期间周期地推进。换句话讲,如果在过渡到下一个片段周期时处理器 40 忽略掉最后片段周期,则处理器绕到第一片段周期。

[0070] 在另选的实施例中,处理器 40 通过下述方式使心动周期和片段周期之间相匹配:计算例如心动周期持续时间与经修剪的片段周期持续时间之间的相关值,或使用任何其它合适的方法。

[0071] 周期匹配单元 220 输出对应于当前和先前心动周期的心脏注释 236、和对应于相应匹配的当前片段周期和先前片段周期的片段注释 240。

[0072] 心脏相关器 244 接收荧光镜透视片段 200(即,片段的帧和相应时间戳)并输出具有相应呈现时间例项的所选择的帧 248。心脏相关器 244 在周期级下操作。给定心动周期和匹配的片段周期,相关器对在要与当前心动周期对准的当前片段周期内的片段帧执行不一致的时间扭曲而不在各个帧之间引入时间畸变。处理器 40 将片段周期和心动周期中的每个周期分成积极阶段和消极阶段,并在积极阶段和消极阶段中的每个阶段对片段帧执行单独的时间调整。

[0073] 处理器 40 例如通过计算相应先前周期时段的倒数来估计当前片段周期和心动周期的相应心跳率。处理器 40 使用所估计的心跳率和函数 108(图 3 的)来得出当前心动周期和片段周期的积极阶段持续时间。处理器然后通过从所估计的周期时段中减去所估计的积极阶段持续时间来计算消极阶段持续时间。

[0074] 处理器 40 然后通过积极阶段和消极阶段期间执行单独的时间调整来确定片段帧的呈现时间。通常,处理器 40 对积极阶段和消极阶段中的每个阶段执行线性时间调整。然而,作为另外一种选择,处理器可执行任何其它合适的时间扭曲,诸如例如非线性时间扭曲。例如,处理器 40 可执行时间扭曲,以使得帧的呈现时间与预期的渲染例项 232 相匹配。应注意,当所估计的心跳率超过 THR_HR 112 时,周期的消极阶段消失。在图 5A-5D 中,我们描述了虑及相对于 THR_HR 112 的心跳率值的若干个时间扭曲的例子。

[0075] 在一些实施例中,处理器 40 用叠加的片段帧来渲染更新的 3D 标测图 44,所述叠加的片段帧的确定呈现时间最接近于当前渲染时间 232。在另选的实施例中,处理器 40 从

3D 标测图 44 单独地将片段帧呈现在显示器 42 (或系统 20 的某一其它显示器) 上。

[0076] 荧光镜透视片段帧的时间扭曲

[0077] 如上所述, 第二同步阶段包括片段帧的时间扭曲, 所述片段帧在要与当前心动周期对准的当前匹配片段周期内出现。与在整个心动周期期间采用线性时间调整的常规时间扭曲方法相比, 本发明所公开的技术采用如上图 3 所示的非线性时间扭曲, 所述非线性时间扭曲基于积极阶段的持续时间对心跳率的非线性相关性。

[0078] 图 5A-5D 为图表, 其示出了在单个心动周期内的荧光镜透视片段帧的时间扭曲的四个例子。在所述图中, CLIP_HR 表示在记录荧光镜透视片段时的心跳率。MAP_HR1 和 MAP_HR2 表示当前心跳率的两个值 (例如, 在心脏映射过程期间)。在本例子中, MAP_HR2 低于 MAP_HR1。

[0079] 在所述图中, CLIP_ACT 和 CLIP_PSV 表示片段周期的相应积极阶段和消极阶段。相似地, MAP_ACT1、MAP_PSV1、MAC_ACT2、和 MAP_PSV2 表示当前心脏映射期间的积极阶段和消极阶段 (分别参见 MAP_HR1 和 MAP_HR2)。

[0080] 如在所述图中所见, 由于根据函数 108, 在低于为 100BPM 的心跳率时, 积极阶段的持续时间不取决于 (或弱取决于) 心跳率, 故图 5A 中的积极阶段 CLIP_ACT、MAP_ACT1 和 MAP_ACT2 以及图 5C 中的 MAP_ACT1 所具有的持续时间均类似于在 100BPM 下的积极阶段的持续时间。另外, 在图 5B 和图 5D 中, 心跳率超过 100BPM, 从而导致消极阶段消失并导致积极阶段缩短。

[0081] 处理器 40 确定在 CLIP_ACT 阶段期间发生的片段帧的呈现时间以与 MA_ACT1 阶段或 MAP_ACT2 阶段的持续时间相匹配。相似地, 处理器 40 单独地确定在 CLIP_PSV 阶段期间发生的片段帧的呈现时间以涵盖 MAP_PSV1 阶段或 MAP_PSV2 阶段的持续时间。

[0082] 应注意, 在图 5C 中, $CLIP_HR < 100BPM < MAP_HR1$, 且阶段 MAP_PSV1 缺失。相似地, 在图 5D 中, $MAP_HR1 < 100BPM < CLIP_HR$ 且阶段 CLIP_PSV 缺失。在这两种情况下, 处理器 40 仅使相应积极阶段的片段帧发生时间扭曲。

[0083] 图 6 为流程图, 其示意性地示出了根据本发明的实施例的用于使荧光镜透视片段与 EP 标测图同步的方法。所述方法在注释接收步骤 300 处以处理器 40 接收心脏注释和片段注释 (例如, 由周期匹配单元 220 生成的注释 236 和 240) 开始。所接收的注释定义当前和先前同步的心动周期和片段周期的边界。在估计步骤 304 处, 处理器 40 通过计算先前的心动周期和片段周期的持续时间的倒数来估计心脏心跳率和片段心跳率。由于当前周期的持续时间通常无法实时得到, 故需要此估计。

[0084] 在其中例如离线进行同步的另选实施例中, 处理器 40 可跳过步骤 304 并使用当前的周期持续时间。

[0085] 在阶段的持续时间估计步骤 308 处, 处理器 40 计算当前的心动周期和片段周期的积极阶段持续时间。处理器 40 例如通过将来自步骤 304 的所估计的心跳率输入到非线性函数 108 中来计算积极阶段持续时间。此外, 在步骤 308 处, 处理器 40 通过从相应周期时段中减去所估计的积极阶段持续时间来计算消极心脏阶段和片段阶段中的每个阶段的持续时间。应注意, 在步骤 304 处使用前一个周期的持续时间估计的积极阶段的持续时间应被限制在当前周期的实际持续时间 (由下一个注释标记) 以下。

[0086] 在时间扭曲步骤 312 处, 处理器 40 调整在当前心动周期的持续时间的过程中片段

帧在当前片段周期期间的呈现时间。所述处理器使用例如上文在图 5A-5D 中所述的方法来执行非线性时间扭曲。

[0087] 在等待步骤 316 处,处理器 40 等待发生渲染事件,在发生渲染事件时,处理器更新 3D 标测图 44。在显示步骤 320 处,处理器 40 显示经更新的 3D 标测图 44 和其呈现时间最接近于当前渲染时间的片段帧。在一些实施例中,处理器 40 显示叠加在 3D 标测图上的片段帧。

[0088] 在周期终止步骤 324 处,处理器 40 检查心动周期是否已结束。处理器 40 可例如通过检测其时间晚于最后渲染事件的时间的心脏注释来检测到心动周期已结束。如果在步骤 324 处心动周期尚未结束,则处理器循环回到步骤 316 以等待后续渲染事件。否则,处理器 40 在周期过渡步骤 328 处过渡到下一个片段周期和心动周期。然后,处理器 40 循环回到步骤 300 以接收后续心脏注释和片段注释。在一些实施例中,渲染事件触发图 3 中所述的处理操作的启动。

[0089] 图 7 为曲线图,其示出了根据本发明的实施例在三个不同心跳率下心脏左心室的容积的典型动态特性。所述图的上部示出了类似于上图 2 在 60BPM 下心室容积的动态特性。在所述上部中,心动周期包括积极阶段和消极阶段两个阶段。

[0090] 如上图 2 所述,随着心跳率朝向约 100BPM 的阈值速率增大,消极阶段的持续时间逐渐缩短。图 7 的中部示出了在约 100BPM 下的心室容积。如在所述图中所见,在 100BPM 下,消极阶段消失,且心动周期只包括积极阶段。

[0091] 在图 7 的底部,心跳率进一步增大到 120BPM。在这种情况下,心动周期仍然只包括其持续时间与最高达 100BPM 的心跳率相比较短的积极阶段。

[0092] 图 7 所示的心室容积的动态特性为示例性的,且也可具有其它动态特性。例如,在另一个受试者的心脏中,其中消极阶段消失的阈值心跳率可发生在除 100BPM 以外的心跳率下。

[0093] 上文所述的本发明所公开的技术为示例性的,且也可使用其它合适的技术。例如,在上图 6 的方法中,并非基于前一个心动周期的持续时间来估计心跳率,而是所述估计可基于多个先前周期期间的平均持续时间。

[0094] 在本发明所公开的技术中,与生成另一个图像序列的实时心脏成像过程期间的心跳率同步播放先前所记录片段的图像序列。在另选的实施例中,这两个图像序列中的每个序列可为先前所记录的。在一些实施例中,不是与对应于另一个图像序列的心跳率同步播放一个图像序列,而是与用作常见参考速率的给定第三心跳率同步播放这两个图像序列。

[0095] 除此之外或作为另外一种选择,本发明所公开的技术可扩展到同时使多个先前所记录片段的回放与当前心跳率同步或与给定常见心跳率同步。

[0096] 在本发明所公开的实施例中,将心动周期分为两个或更多个阶段(例如,积极阶段和消极阶段)对应于在所述周期期间心室容积的动态特性。作为另外一种选择或除此之外,可基于心房容积的动态特性将心动周期分为两个或更多个阶段。换句话讲,本发明所公开的技术可用于同步到任何心腔的动态容积。

[0097] 尽管在本发明所公开的技术中将同步的荧光镜透视片段呈现在显示装置上,但在另选的实施例中,将同步的片段并且还可能是 3D 标测图发送到诸如例如存储器装置或数据库的输出装置。

[0098] 尽管本文所述的实施例主要论及在 EP 过程中对荧光镜透视检查的应用,但本文所述的方法和系统也可用于其它应用,诸如用于其它心脏诊断过程或介入过程,或用于不同成像模态的其它临床环境,诸如各种 2D 或 3D 超声心动图、磁共振 (MR)、或应力超声心动图 (例如,基于超声的)。

[0099] 应当理解,上述实施例仅以举例的方式进行引用,并且本发明并不限于上面具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合,以及本所属领域技术人员在阅读上述说明时可能想到且未在现有技术范围内公开的变型和修改。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体部分,但是,如果这些并入的文献中定义任何术语的方式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。

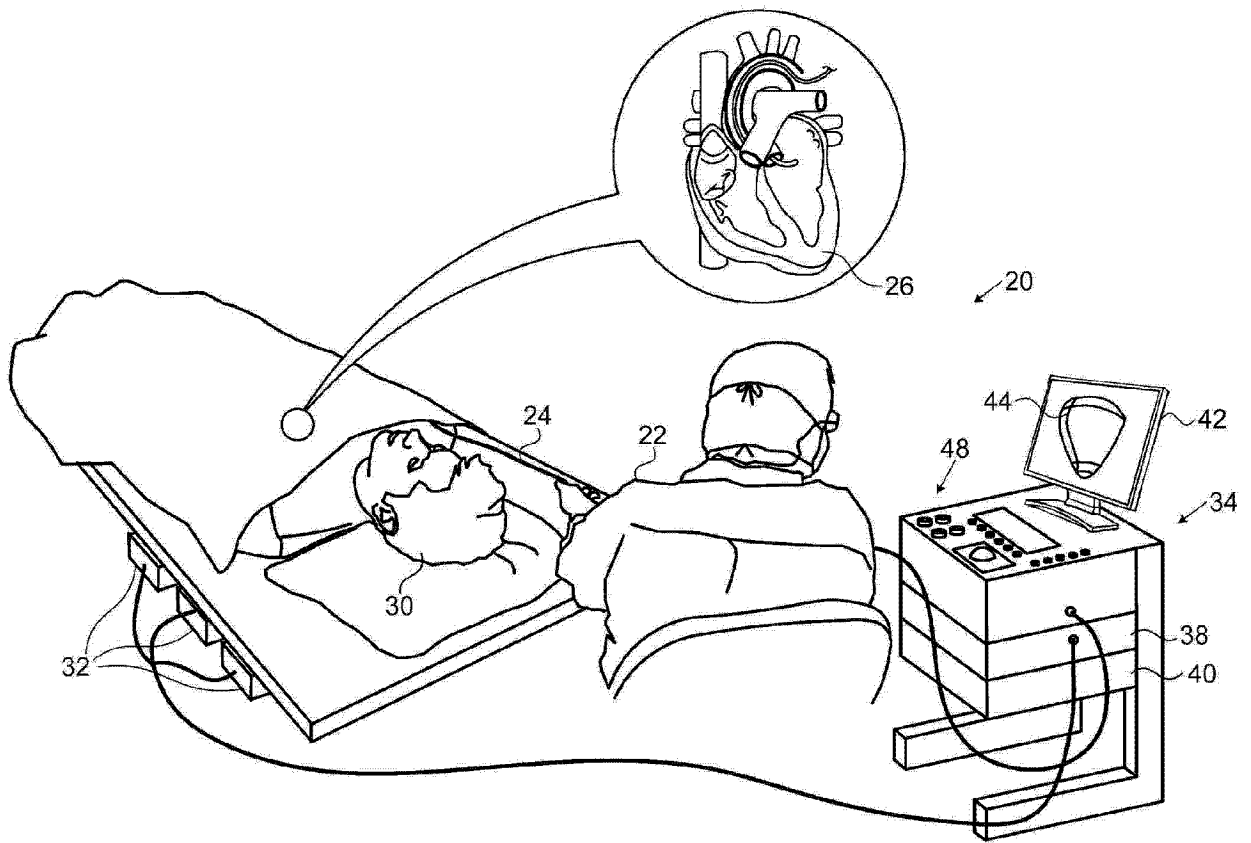


图 1

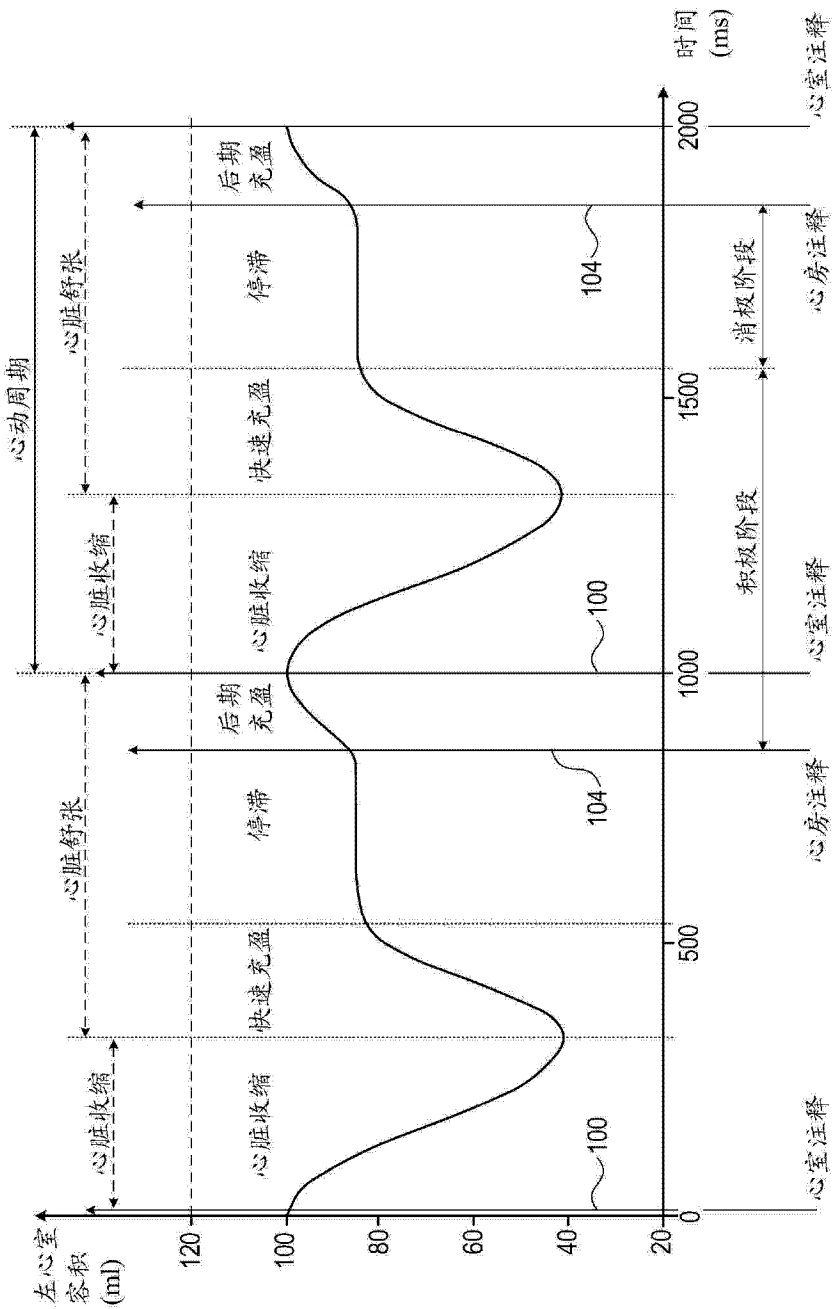


图 2

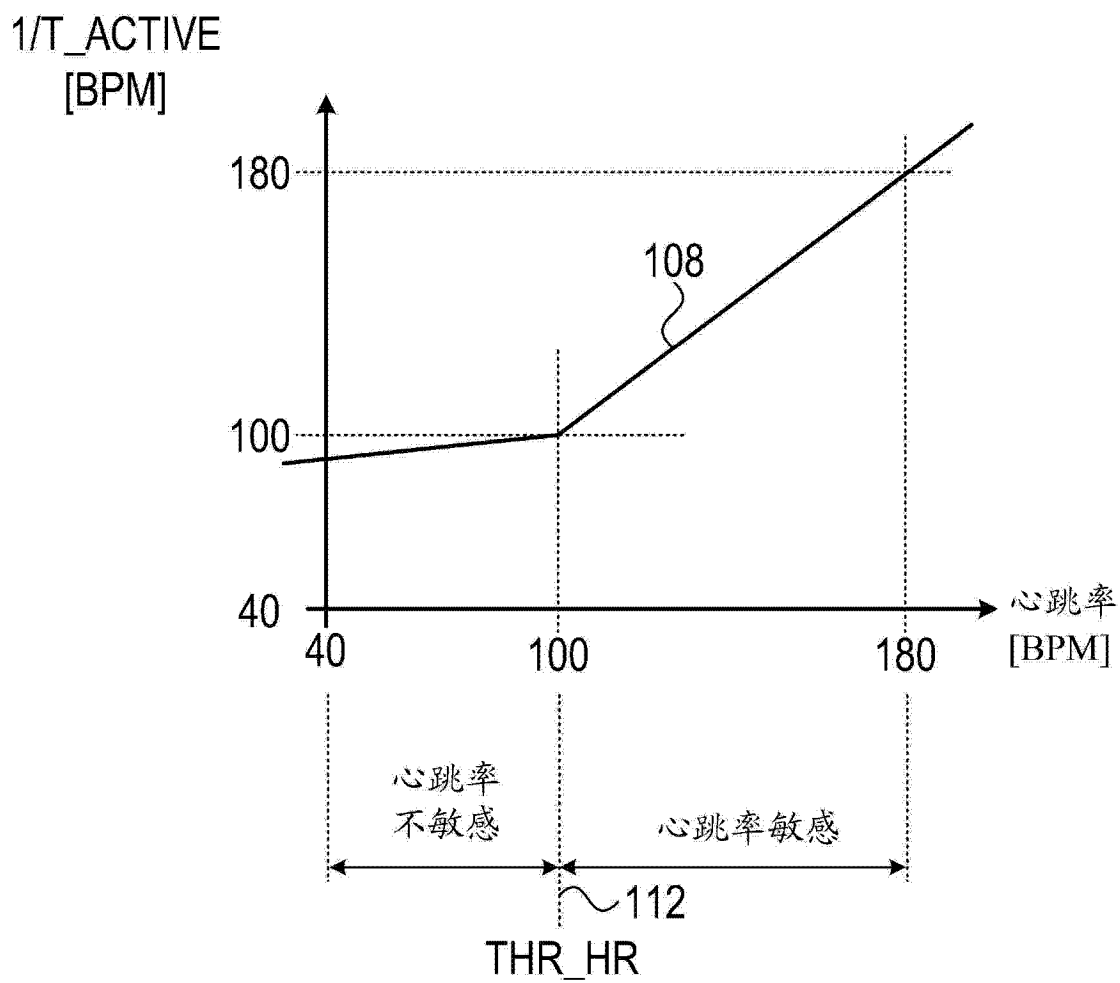


图 3

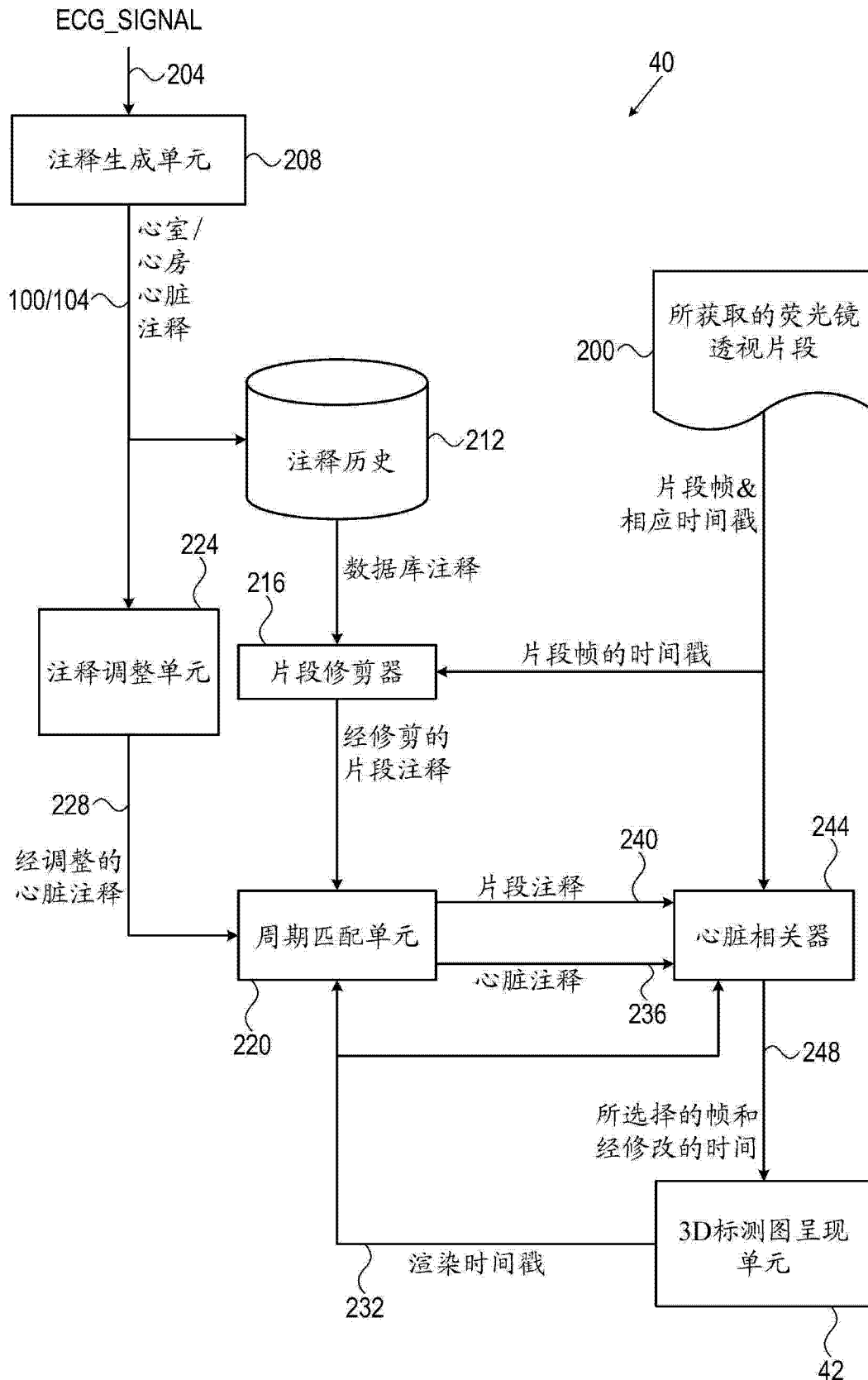


图 4

CLIP_HR < 100BPM
MAP_HR2 < MAP_HR1 < 100BPM

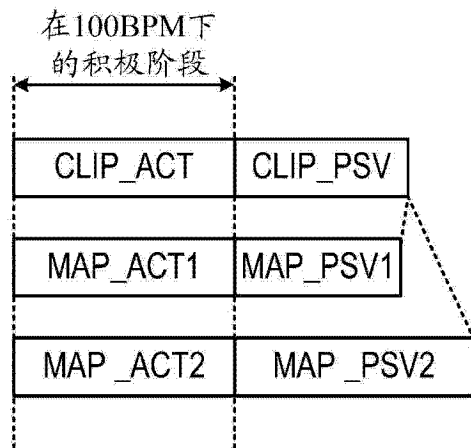


图 5A

CLIP_HR > 100BPM
MAP_HR1 > MAP_HR2 > 100BPM

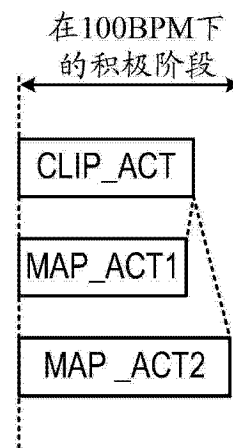


图 5B

CLIP_HR < 100BPM < MAP_HR1

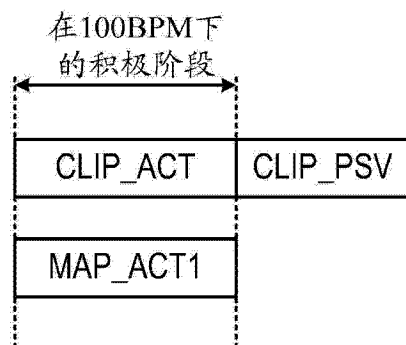


图 5C

MAP_HR1 < 100BPM < CLIP_HR

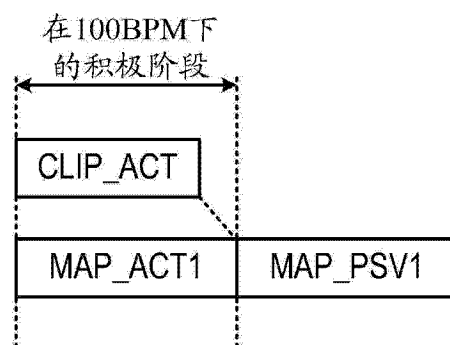


图 5D

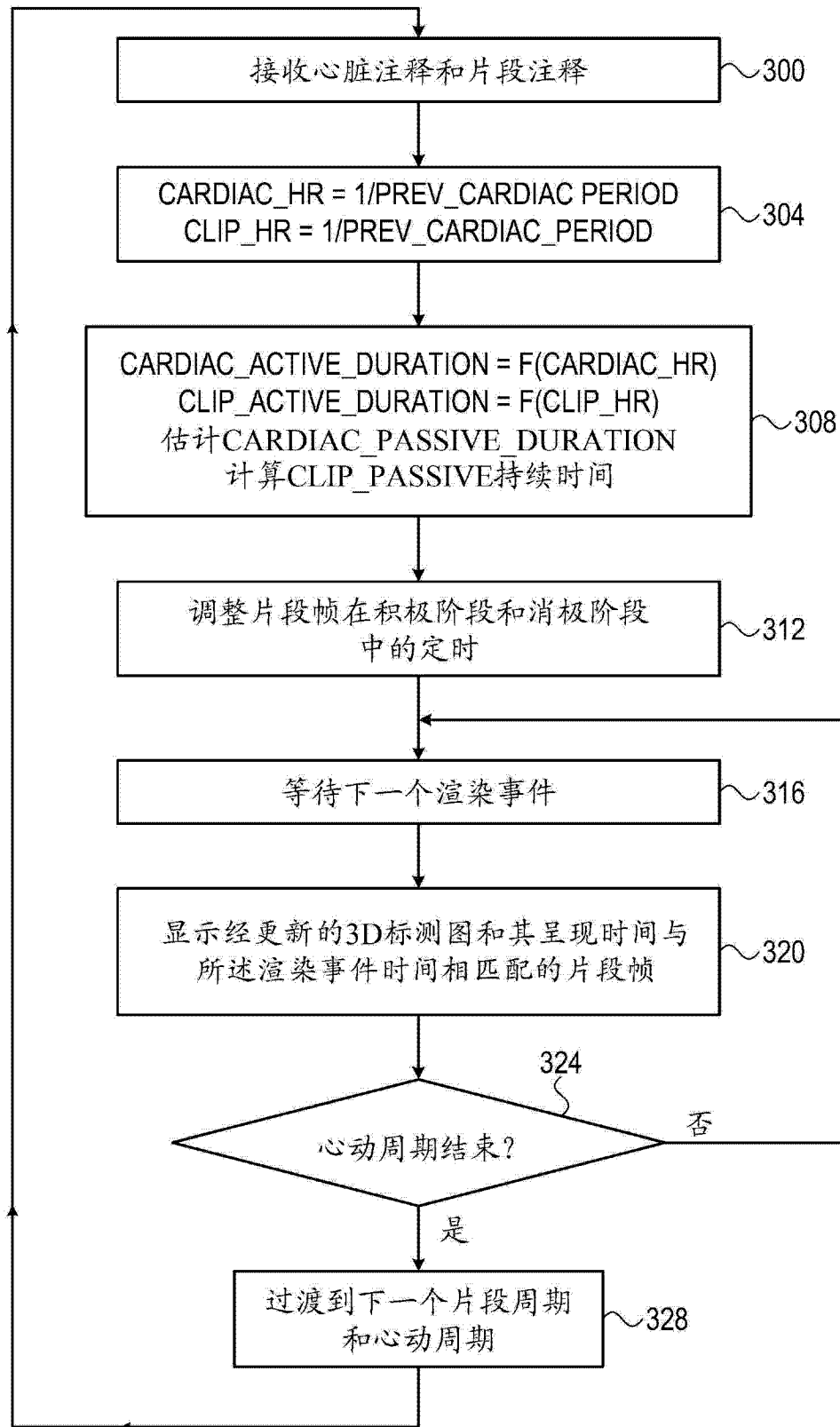


图 6

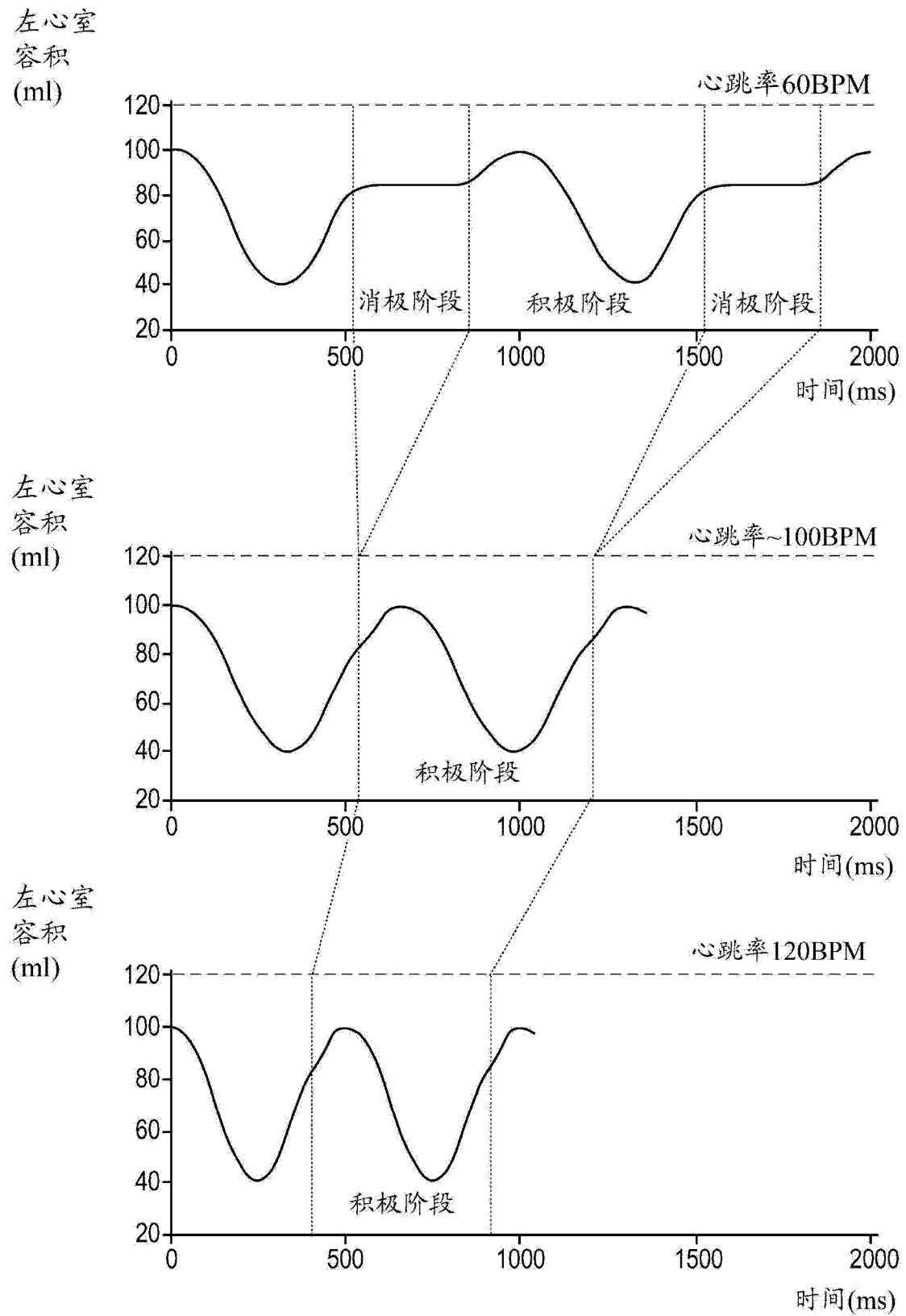


图 7

专利名称(译)	在不同心跳率下获取的心脏图像序列之间的同步		
公开(公告)号	CN104825130A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510062487.0	申请日	2015-02-06
[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	T 德米 Z 蔡丹 G 兹格曼		
发明人	T.德米 Z.蔡丹 G.兹格曼		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	H04N5/91 A61B5/7285 A61B5/6869 G06F19/321 A61B5/0071 H04N5/06 A61B5/042 A61B5/062 A61B6/468 A61B6/487 A61B6/503 A61B6/5235 A61B6/5288 G06T7/38 G06T2207/10016 G06T2207/30048 G16H50/50		
代理人(译)	姜甜		
优先权	14/174933 2014-02-07 US		
其他公开文献	CN104825130B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于执行医学规程的方法，所述方法包括保持心动周期内给定阶段的持续时间与相应心跳率之间的非线性相关性。接收患者心脏的动态活动的第一图像序列和第二图像序列，该第一图像序列和第二图像序列在所述心脏的相应不同的第一心跳率和第二心跳率下获取。基于所述非线性相关性、基于所述第一心跳率和所述第二心跳率、并基于给定常见心跳率来执行所述第一图像序列和所述第二图像序列之间的同步。与所述常见心跳率同步地播放所述第一图像序列和所述第二图像序列。

