



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105142500 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201480010881. 3

代理人 申发振

(22) 申请日 2014. 01. 16

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/00(2006. 01)

61/753, 742 2013. 01. 17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/011864 2014. 01. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/113575 EN 2014. 07. 24

(71) 申请人 科迪影技术股份有限公司

地址 美国俄亥俄

(72) 发明人 M·斯特罗姆 曾清国 R·杜博伊斯

贾平 R·伯坎 V·瓦苏德万

C·拉玛纳森 B·乔治

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

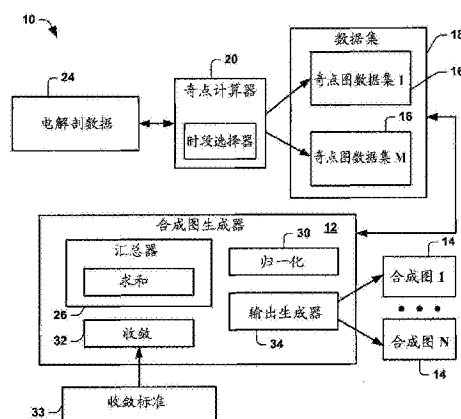
权利要求书2页 说明书11页 附图14页

(54) 发明名称

合成奇点绘图

(57) 摘要

一种方法可以包括存储多个数据集,所述多个数据集包括针对组织给定空间区域的多个点的每个所计算的值,每个数据集中的值表征对于不同时段,针对多个点的每个相应点的电信息。该方法还可以包括组合针对第一时段中对应于第一图的多个点的每个所计算的值与针对另一时段中相应多个点的每个所计算的值,并相对于公共比例尺归一化组合值。该方法还可以包括基于被归一化的组合值为给定空间区域生成合成图。



1. 一种方法,包括:

存储多个数据集,所述多个数据集包括针对给定组织空间区域的多个点的每个所计算的值,每个数据集中的值表征在不同时段针对所述多个点的每个相应点的电信息;

将对应于第一图的针对第一时段中多个点的每个所计算的值与针对另一时段中相应多个点的每个所计算的值进行组合,并且相对于公共比例尺对组合值进行归一化;以及

基于被归一化的组合值为给定空间区域生成合成图。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括以增加数量的时间段来重复对于多个合成图的生成,直到在针对给定空间区域的相继合成图之间发生收敛。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,基于前一合成图的多个点相对于下一相继合成图的多个点之间的相关性来判断收敛性。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,相对于阈值来比较相关性以判定收敛性。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,所述阈值是预先定义的或者响应于用户输入能够编程的。

6. 根据权利要求 1、2、3、4 或 5 所述的方法,还包括针对每个合成图和第一图生成图形绘图,以相继次序呈现每个图形绘图以展示给定空间区域中的每个奇点的收敛。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述电信息包括针对所述给定空间区域中的多个点的每个所计算的的心脏奇点的特性。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,所述心脏奇点包括针对所述给定空间区域中的多个点的每个所计算的相位奇点。

9. 根据前述权利要求的任一项所述的方法,其中,所述给定空间区域包括心外膜区域或心内膜区域中的一个。

10. 根据前述权利要求的任一项所述的方法,其中,所述给定空间区域包括心脏包络的一部分或整个心脏包络。

11. 根据前述权利要求的任一项所述的方法,其中,基于以非侵入性方式为患者采集的电数据来计算所述值。

12. 根据前述权利要求的任一项所述的方法,其中,基于以侵入性方式为患者采集的电数据来计算所述值。

13. 根据前述权利要求的任一项所述的方法,其中,组合所述值还包括对来自多个不同时段多个点的每个的值进行求和。

14. 一种计算机实施的方法,包括:

将对应于第一图的在多个时段的第一时段中针对几何表面的多个点的每个所计算的值与对应于第二图的在所述多个时段的至少第二时段中针对所述几何表面的多个点的每个相应点所计算的值进行汇总,来提供合成图;

将所述合成图中几何表面的多个点的每个的值归一化到公共比例尺;以及

重复该汇总和该归一化以基于所述第一图、所述第二图和至少一个其他图来生成至少另一个合成图直到针对所述几何表面的多个相继生成的合成图满足收敛性标准,其中所述至少一个其他图包括针对几何表面的多个点的每个相应点所计算的相应值。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,所述汇总包括针对被汇总的图中的每个相应点的值进行求和。

16. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括基于针对相继生成的合成图的每个计算几何表面的多个点之间的相关性,来判定满足所述收敛性标准。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括将所计算的相关性的结果相对于阈值进行比较,以判定至少一个奇点已满足收敛性标准。

18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,所述阈值是预先定义的或者响应于用户输入能够编程的。

19. 根据权利要求 14 所述的方法,还包括针对每个合成图和第一图来生成图形绘图,以相继次序呈现所述图形绘图以在视觉上展示所述几何表面中的至少一个奇点的收敛性。

20. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,其中,针对所述多个点的每个所计算的值包括针对所述表面中多个点的每个所计算的的心脏电奇点的特性。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,其中,所述心脏奇点包括针对所述表面中的多个点的每个所计算的电相位奇点。

22. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,其中,所述几何表面包括心外膜区域或心内膜区域中的一个。

23. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,其中,所述几何表面包括心脏表面的预先定义的部分或整个心脏表面。

24. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,还包括基于以非侵入性方式为患者采集的电气数据来计算所述几何表面的多个点的每个的值。

25. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,还包括基于以侵入性方式为患者采集的电气数据来计算所述几何表面的多个点的每个的值。

26. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,其中,所述汇总还包括将所述多个时段中针对所述多个点的每个相应点所计算的值进行求和。

27. 根据权利要求 14、15、16、18 或 19 所述的方法,还包括基于所述第一图和所述合成图中的至少一个确定用于向患者的心脏输送治疗的至少一个参数。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其中,所述治疗还包括在基于所述第一绘图和所述合成图中的至少一个来确定的一個或多个部位进行消融。

合成奇点绘图

技术领域

[0001] 本公开涉及信号绘图,且更具体而言,涉及生理信号的合成奇点绘图。

背景技术

[0002] 心电图绘图(ECM)是用于从感测的电信号来确定并显示心脏电信息的技术。在存在特定类型的心律不齐(例如肌肉纤维震颤(包括前房和心室肌肉纤维震颤))的情况下,心脏电活动的绘图变得更加复杂。

发明内容

[0003] 本公开涉及信号绘图,更具体而言,涉及生理信号的合成奇点绘图。

[0004] 在一个范例中,一种方法可以包括存储多个数据集,所述多个数据集包括针对组织的给定空间区域的多个点的每个所计算的值,数据集的每个中的值表征对于不同时段,针对多个点的每个相应点的电信息。该方法还可以包括组合对应于第一图的针对第一时段中多个点的每个所计算的值与另一时段中针对相应多个点的每个所计算的值,并相对于公共比例尺归一化组合值。该方法还可以包括基于被归一化的组合值为给定空间区域生成合成图。

[0005] 在另一范例中,一种计算机实施的方法可以包括,汇总对应于第一图的在多个时段的第一时段中针对几何表面的多个点的每个所计算的值与对应于第二图的在所述多个时段的至少第二时段中针对所述几何表面的多个点的每个相应点所计算的值,以提供合成图。可以将所述合成图中几何表面的多个点的每个的值归一化到公共比例尺。可以重复所述汇总和归一化以基于所述第一图、所述第二图和至少一个其他图生成至少另一个合成图直到针对所述几何表面相继生成的多个合成图满足收敛性标准,所述至少一个其他图包括针对几何表面多个点的每个相应点所计算的相应值。

附图说明

[0006] 图1示出了用于奇点的合成绘图的系统的范例。

[0007] 图2A和2B示出了可用于执行合成绘图的方案的示意性范例。

[0008] 图3为针对范例合成绘图过程,作为时间的函数绘制的相关系数曲线图。

[0009] 图4示出了可以实施用于诊断和治疗递送的系统的范例。

[0010] 图5A到5I示出了可以为心脏生成的合成图的范例,用于展示相位奇点的收敛。

[0011] 图6示出了可以被生成用于展示心房纤颤(AF)稳定性的合成相位奇点绘图的范例。

[0012] 图7为针对图6的范例合成绘图,作为时间的函数绘制的相关系数曲线图,以展示AF稳定性。

[0013] 图8示出了范例计算环境。

具体实施方式

[0014] 本公开涉及信号绘图,更具体而言,涉及生理信号的合成奇点绘图。可以利用合成奇点绘图识别并可可视化可能随时间变化的空间奇点,例如,诸如肌肉组织(例如,心脏)或大脑的解剖结构上电活动的奇点。奇点可以是相位奇点(例如,检测到的纤维性颤动或心搏过速的点)、病灶触发、或者可以一致地在空间区域上绘制的其他奇点,例如与解剖结构(例如,心脏或大脑)相关联的几何表面。

[0015] 对于相位奇点的范例,可以针对多个时段计算肌肉组织的给定区域的多个点的每个的相位值。可以针对多个间隔中的一个的给定区域生成相位图。可以将针对给定区域的多个点的每个在时段中的一个所计算的相位与针对相同给定区域的相应点的每个在另一时段所计算的相位进行汇总,以提供针对该区域的合成绘图,其包括从不同间隔计算的汇总相位值。可以相对于任意数量的时段针对给定空间区域中存在的点来执行相位值的这种汇总。该区域能够从单个点(例如,由像素或体素(voxel)代表)、二维或三维区域中的一个或多个非连续区域延伸到三维空间中的整个解剖结构。例如,该区域能够对应于心脏的表面,例如可以是心外膜表面区域或心内膜表面区域或其组合。

[0016] 可以在动画序列图中以图形方式对给定区域的相位图进行可视化,给定区域包括时段中的一个以及一个或多个汇总时段。序列中的每个绘图都可以包括不同量的汇总,例如,与前面的绘图相比,在后续绘图中增加来自更多时段的电相位信息的汇总量。于是,每个后续绘图能够代表更大水平的汇总相位信息。

[0017] 作为另一个范例,可以在第一图形绘图中呈现针对第一时段的计算相位值并向用户显示。对应于第一合成图的第二图形绘图可以包括来自第一时段和另一(例如,第二)时段的相位值。可以通过对来自被汇总的每个时段的相位进行求和并将该求和的值归一化到普通比例尺,来计算合成图中每个点的相位值。对应于第二合成图的第三图形绘图可以包括来自第一和第二时段以及又一时段的相位值。可以通过对来自被汇总的每个时段(例如,第一、第二和第三时段)的相位进行求和并将求和的针对每个相应点的相位值归一化到普通比例尺,来计算第三合成图中每个点的相位值。可以针对任意数量的相位值已经被计算的时段来重复这个过程。可以依次显示所得的图形绘图,其中与前一图相比,每个后续图都是由更大数量的时段所生成的合成图。

[0018] 可以使用绘图技术作为诊断和/或治疗流程的一部分,以方便基于从患者采集的电活动来识别和定位心律不齐机制(例如,肌纤维颤动、心搏过速、心搏过缓等)。在一些范例中,从患者采集的电活动可以包括身体表面电活动的非侵入性身体表面测量。此外或备选地,从患者采集的电活动可以包括心脏电活动的侵入性测量,包括心外膜测量和/或心内膜测量。

[0019] 本文公开的方法也可以实时使用,或者可以相对于所存储的先前从给定患者采集的电数据来实施。也可以利用所得的相位数据生成图形可视化,以呈现来自一个或多个绘图的在空间上和在时间上一致的信息。可以进一步将绘图输出图形表示为包括动态动画电影的3D图,其示出跨几何表面(例如心脏表面(例如,心外膜和/或心内膜))的奇点的收敛。可以使用给定奇点的空间位置来定义一个或多个临床靶,用于治疗,例如本文公开的治疗(例如,参见图4)。

[0020] 图1示出了用于实施合成绘图的系统10的范例。系统10包括合成图生成器12,

合成图生成器 12 被编程为生成一个或多个合成图 14, 如合成图 1 到合成图 N 所示, 其中 N 是表示合成图数量的正整数。在图 1 的范例中, 合成图生成器 12 基于多个奇点绘图数据集 16 (示为数据集 1 到 M) 生成合成图 14, 其中 M 为表示相应数据集 18 的数量的正整数。在一些范例中, 数据集的数量 M 可以大于或等于合成图的数量 N。

[0021] 奇点数据集 16 能够共同定义合成图生成器 12 可用的数据集 18 的集合。多个数据集 16 可以包括针对组织的给定空间区域的多个点的每个计算的值, 例如, 可用于根据用于计算值的电数据来提供相应的奇点图。例如, 可以在不同时段从几何表面 (例如, 心脏的空间区域) 上多个点的每个的电信息来导出数据集 16 的每个中的值。

[0022] 作为范例, 奇点计算器 20 能够计算表征心脏的给定空间区域中多个点的每个的心脏奇点的值。能够由奇点计算器 20 针对空间区域上每个点所计算的奇点的范例可以包括相位奇点、病灶触发等。奇点计算器 20 能够计算这样的值, 以根据例如预先定义的比例尺来代表索引值。在一些情况下, 每个值都能够代表表面上每个相应点处存在奇点的可能性或概率。奇点计算器 20 可以被编程以基于患者 (例如人或其他动物) 的组织的电解剖数据 (例如, 描述与解剖结构有关的电信息的数据), 针对心脏的空间区域上的每个点来计算一个或多个奇点。如本文公开的, 可以将心脏的解剖结构表示为几何表面或表面模型, 例如, 能够代表心外膜或心内膜表面。几何形状可以是患者特有的 (例如, 基于患者的成像数据) 或者它可以是通用模型, 或者它可以是基于患者特有数据 (例如, 成像数据、患者测量结果等) 生成的定制模型。

[0023] 针对相应时段, 为给定空间区域中每个点所计算的奇点值能够提供如由每个奇点图数据集 16 所表示的奇点图。奇点计算器 20 能够采用时段选择器 22 来选择用于计算每个奇点图数据集 16 的时段。时段可以是连续的时间时段或者可以是级联或以其他方式从不连续时段导出的。时段选择器 22 能够自动或响应于选择一个或多个时段的用户输入来选择时段。奇点计算器 20 能够针对由时段选择器 22 选择的患者的电解剖数据上的给定空间区域的每个点来计算特性。根据选择的时段数量可以有任意数量 M 的奇点图 (由奇点数据集 16 表示)。

[0024] 合成图生成器 12 可以包括汇总器, 所述汇总器被编程为通过组合超过一个奇点图间的每个相应点的值来生成一个或多个合成图。例如, 汇总器 26 能够采用求和功能 28 以通过, 例如对针对同一区域的两个不同图的每个点的心脏奇点值求和, 对来自多个时段的每个相应点的值求和。合成图生成器 12 还可以包括归一化功能 30, 以将所得合成图中的每个点的总和值归一化到正常比例尺。例如, 归一化功能 30 可以被编程以相对于生成合成图时使用的每一奇点图中使用的比例尺, 来对每个合成图进行归一化。通过将每个合成图归一化到相同的比例尺, 可以在视觉上容易地彼此比较以给定颜色或灰度级提供的每个合成图或初始图的图解表示。公共比例尺进一步便于不同图中相同点的相应值之间的相关和比较。

[0025] 可以生成任意 N 个数量的合成图。为了便于识别图中的稳定奇点, 合成图生成器可以被编程为计算 N 个数量的图, 直到给定空间区域的相继合成图之间发生收敛为止。例如, 合成图生成器可以被编程为实施收敛功能 32, 以相对于下一个相继合成图的相同多个点的每个点, 在一个合成图的多个点的所计算的相位值之间进行相关。相关可以是针对相继生成的合成图中的每个相应点 (例如, 节点) 来逐点比较 (例如, 通过减法) 奇点数据值。

可以利用其他方式来执行相关。如本文公开的,从一个或多个其他图来生成每个相继的合成图,其他图可以包括一个或多个前面的合成图。于是,随着更多合成图的生成,奇点以增加的置信度(confidence)稳定下来。如果已经满足了收敛性标准(例如,阈值数据)33,收敛功能 32 能够判定奇点已经稳定。例如,收敛功能 32 可以被编程为相对于阈值来比较相关值,以针对每个奇点(例如,点或区域)来确定收敛性。阈值可以是预先确定的或者其可以是能够被编程的,例如响应于用户输入。在其他范例中,可以将基于时间的标准或指定数量的时段用作收敛性标准 33。

[0026] 输出生成器 34 可以被编程为基于归一化的组合值为给定空间区域生成合成图。例如,输出生成器 34 可以被编程为针对每个合成图和初始图(例如,对应于奇点数据集 16 中选定的一个)来生成图形绘图。可以进一步根据给定比例尺(例如,比色刻度尺或灰度级)对图形绘图进行可视化。作为另一个范例,图输出生成器 34 可以被编程为按照相继次序呈现合成图 14,以在视觉上展示给定空间区域中每个奇点的收敛。相继次序可以基于利用增大数量的图数据集,其中每个后续图都被生成并组合(直接或间接)以提供给定合成图。可以以例如动画循环向用户重复显示收敛的视觉显示。此外,由于可以自动地判断收敛,用户需要人工判断何时发生收敛。不过,通过调节收敛标准,用户能够控制在用于展示奇点收敛而生成的所得动画中提供的合成图的数量。

[0027] 图 2A 和 2B 展示了可以被实施为生成合成图(例如,由图 1 的合成图生成器 12)的方案简化范例。在这些范例中,在 40 处所示的几何表面上分布着多个空间节点 A、B、C 和 D。节点 A、B、C 和 D 是多个合成图 42、44 和 46 的每个的表面中的相同的相应点。如本文所公开的,可以有任意数量的点,并且几何表面可以具有任何的二维或三维形状。例如,几何表面能够对应于心脏的表面,例如心外膜或心内膜表面。于是,节点 A、B、C 和 D 可以对应于每个奇点图(例如,基于图 1 的图数据 16)42、44 和 46 中的心外膜或心内膜点。例如,可以根据用于为表面区域采集电信息的技术,点的数量可以包括针对每个相应图的几百甚至几千个点。

[0028] 可以通过对图 42 和 44 中所提供的每个相应节点 A、B、C 和 D 的值进行求和,来生成合成图 46。在本范例中,至少图 46 为合成图,图 42 和 44 能够对应于奇点图,每个奇点图都是如上所述针对选择的时段来计算的。于是,可以通过如下对每个相应点处的值进行求和,来计算被表示为 VC1_A、VC1_B、VC1_C 和 VC1_D 的合成图 46 中的节点 A、B、C 和 D 的值:

$$[0029] \quad V1_A + V2_A = VC1_A$$

$$[0030] \quad V1_B + V2_B = VC1_B$$

$$[0031] \quad V1_C + V2_C = VC1_C$$

$$[0032] \quad V1_D + V2_D = VC1_D$$

[0033] 可以进一步将所得的奇点节点值 VC1_A、VC1_B、VC1_C 和 VC1_D 归一化到其自身(图 46)。

[0034] 在图 2B 中,为了计算下一相继合成图 50,对奇点图 42、44 和 48 中的每个相应点进行求和。图 48 能够对应于已经如上所述从选定时段的电解剖数据计算出的奇点图数据集(例如,图 1 的图数据集 16 中的一个)。于是,对 V1_A、V2_A 和 V3_A 求和,以形成针对其他多个点的每个的 VC2_A 等。然后可以将相继的合成图 50 归一化到其自身,以便具有公共比

例尺。为了便于对相继合成图进行动画绘图,可以将每个合成图归一化到公共比色刻度尺。

[0035] 于是,可以通过如下对每个相应点处的值进行求和,来计算被表示为 VC2_A、VC2_B、VC2_C 和 VC2_D 的相继合成图 50 中的节点 A、B、C 和 D 的值:

$$[0036] \quad V1_A + V2_A + V3_A = VC2_A$$

$$[0037] \quad V1_B + V2_B + V3_B = VC2_B$$

$$[0038] \quad V1_C + V2_C + V3_C = VC2_C$$

$$[0039] \quad V1_D + V2_D + V3_D = VC2_D$$

[0040] 如本文公开的,可以重复该过程以导出任意数量的合成图。例如,可以在计算之后对合成图中每个节点的计算值进行归一化,并可以将非归一化值与来自下一奇点图等的其他值进行组合。

[0041] 图 3 示出了曲线图 62 和 64,展示了针对不同患者(例如患者 CHU368 和患者 CHU356)的随时间变化的相关系数。在患者 CHU368 之内,例如,分析了涵盖 15.7 秒 AF 的 18 个时段。在曲线图中,沿相应曲线图的每个点代表当前合成图和前一合成图之间计算的相关系数。例如,通过基于合成图 1 和合成图 2 计算的相关系数来确定相关值 1。于是,为了确定合成图生成的收敛,可以将每个相关系数与前一合成时段中的相关系数进行比较。

[0042] 可以设置阈值(或其他收敛标准)66 来判断何时发生收敛。作为范例,可以由用户(例如医生)响应于用户输入来设置阈值 66。在一些范例中,可以基于针对多个患者的分析经验数据来将阈值 66 设置为默认的预先确定的阈值。在其他范例中,可以基于收敛的 +/- 预期变化来设置阈值 66。

[0043] 图 4 示出了可用于对患者进行诊断和/或治疗的系统 150 的范例。在一些范例中,系统 150 能够实时生成针对心脏 152 的合成奇点图,作为诊断程序的一部分(例如,电生理学研究),以帮助评估患者心脏的电活动和传导通道。

[0044] 此外或替代地,可以利用系统 150 作为治疗程序的一部分,例如,以帮助医生确定参数,用于向患者提供治疗(例如,提供治疗的类型、量以及位置)。例如,可以将其上固定有一个或多个治疗输送装置 156 的导管(诸如起搏导管)插入身体 154 中,以在心内膜或心外膜处接触患者的心脏 152。本领域的技术人员将理解并认识到,可以利用各种类型和配置的治疗输送装置 156,这可以根据治疗的类型和程序来变化。例如,治疗装置 156 可以被配置以输送电治疗、化学治疗、声波治疗、热治疗或其任意组合。

[0045] 例如,治疗输送装置 156 可以包括位于消融导管尖端处的一个或多个电极,所述消融导管被配置成响应于由治疗系统 158 供应的电信号(例如射频能量)发热,以消融组织。在其他范例中,治疗输送装置 156 可以被配置为输送冷却来进行消融(例如,低温消融),输送化学制品(例如药物),超声波消融,高频消融或这些或其他治疗机制的组合。在其他范例中,治疗输送装置 156 可以包括位于起搏导管尖端处的一个或多个电极,以响应于由治疗系统 158 供应的电信号(例如起搏脉冲)来输送电刺激,例如对心脏起搏。也可以经由治疗系统 158 和以及位于身体之内的侵入式治疗输送装置 156 来输送其他类型的治疗。

[0046] 作为另一个范例,治疗系统 158 可以位于患者身体 154 外部并被配置成控制由装置 156 输送的治疗。例如,治疗系统 158 包括控制部(例如硬件和/或软件)160,其能够通过电连接于输送装置(例如,一个或多个电极)156 和治疗系统 158 之间的导电链路传输

(例如供应)电信号。控制系统 160 能够控制供应到装置 156 的信号的参数(例如,电流、电压、重复率、触发延迟、感测触发幅度),用于经由电极 154 向心脏 152 的一个或多个位置输送治疗(例如消融或刺激)。控制电路 160 能够基于自动、人工(例如,用户输入)或自动和人工的组合(例如,半自动控制)来设置治疗参数并且施加刺激。一个或多个传感器(未示出)还可以向治疗系统 158 传输回传感器信息。可以经由成像设备(imaging modality)(例如荧光检查、x 射线)、绘图系统 162、目测等,与手术同时确定和跟踪装置 156 相对于心脏 152 的位置。于是可以组合装置 156 的位置和治疗参数,以确定对应的治疗参数数据。

[0047] 在经由治疗系统 158 提供治疗之前、期间和/或之后,可以利用另一个系统或子系统采集患者的电生理学信息。在图 4 的范例中,传感器阵列 164 包括可以用于记录患者的电活动的一个或多个电极。作为一个范例,传感器阵列 164 可以对应于高密度布置的身体表面传感器(例如,大于大约 200 个电极),所述身体表面传感器分布于患者躯干的一部分上,用于测量与患者心脏相关联的电活动(例如,作为心电图绘图程序的一部分)。在 2009 年 11 月 10 日提交的国际申请 No. PCT/US2009/063803 中示出并描述了可以被使用的非侵入性传感器阵列的范例,在此通过引用将其并入本文。可以使用其他布置和数量的感测电极作为传感器阵列 164。例如,阵列可以是减小的电极集合,其不覆盖患者的整个躯干,并且被设计成针对特定目的来测量电活动(例如,专门为分析 AF 和/或 VF 而设计的电极阵列)和/或用于监测心脏的预先确定的空间区域。

[0048] 一个或多个传感器也可以位于插入患者身体中的装置 156 上。可以独立地来使用这样的传感器地或结合用于绘制心内膜表面(例如心室壁)以及心外膜表面的电活动的传感器阵列 164 来使用这样的传感器。此外,也可以利用这样的电极帮助在心脏 152 之内定位装置 156,可以将其配准到由系统 150 生成的图像或绘图中。或者,可以在不从心脏 152 之内或上的电极发射信号的,来进行这样的定位。

[0049] 在用于采集患者电信息的这种范例方式的每个中,其中采集患者电信息的示范方式包括侵入性感测、非侵入性感测或侵入性和非侵入性感测的组合,传感器阵列 164 向对应的测量系统 166 提供感测的电信息。测量系统 166 可以包括适当的控制器和信号处理电路 168,用于提供描述由传感器阵列 164 中的传感器检测到的电活动的对应测量数据 170。测量数据 170 可以包括模拟和/或数字信息。

[0050] 也可以配置控制部 168 以控制用于测量电活动并提供测量数据 170 的数据采集过程。在一些范例中,控制部 168 能够独立于治疗系统的操作,例如响应于用户输入,来控制测量数据 170 的采集。在其他范例中,可以与治疗系统输送治疗同时并且与之同步来采集测量数据 170,从而检测响应于应用给定治疗(例如根据治疗参数)而发生的心脏 152 的电活动。例如,可以利用适当的时间标记对用于输送治疗的相应测量数据 170 和治疗参数之间的时间关系进行索引,以方便其评价与分析。

[0051] 绘图系统 162 被编程以通过应用适当的处理和计算,来组合对应于心脏 152 电活动的测量数据 170 和几何数据 172,以提供对应的输出数据 174。输出数据 174 可以代表或表征跨心脏包络(例如,在心脏 152 的表面上)的相位。

[0052] 作为一个范例,输出数据 174 可以包括奇点图以及在各个时段从患者采集的电测量数据所导出的所得合成奇点图。在一些范例中,输出数据 174 可以包括基于针对患者心脏 152 的几何表面所计算的相位数据的一个或多个合成相位奇点图。如本文公开的,可以

基于通过分布于患者身体 154 表面上的传感器 164 以非侵入性方式采集的,通过位于心脏上或之内的电极以侵入性方式采集的,或通过侵入性和非侵入性方式两者采集的电气数据,来计算合成图。

[0053] 由于测量系统 166 能够同时测量预先确定的区域或整个心脏的电活动(例如,在传感器阵列 164 覆盖患者身体 154 的整个胸部时),于是所得的输出数据(例如,相位特性和/或其他心电图)也可以通过在时间上和空间上一致的方式来代表预先确定的区域或整个心脏的并行数据(concurrent data)。可以基于用户输入来选择计算输出数据/绘图的时段。此外或备选地,可以使选择的时段与治疗系统 158 的治疗应用同步。

[0054] 对于通过非侵入性方式(例如,通过身体表面的传感器阵列 164)获得电测量数据的范例,电描记图重构 180 可以被编程为计算逆向解并基于过程信号和几何数据 172 来提供对应的重构电描记图。于是,重构的电描记图能够对应于跨心脏包络的心电图活动,并可以包括静态(在给定时刻的三维)和/或动态(例如,随时间变化的四维图)。系统 10 中可以利用的逆向算法的范例包括美国专利 No. 7983743 和 6772004 中公开的那些,在此通过引用将其并入本文。于是,EGM 重构 180 能够将经由传感器阵列 164 测量的身体表面电活动重构到心脏包络上的多个位置(例如,大于 1000 个位置,例如大约 2000 个位置或更多)。在其他范例中,绘图系统 162 能够基于以侵入性方式(例如经由篮形导管(basket catheter)或其他形式的测量探头)测量的电活动,来计算心脏子区上的电活动。

[0055] 如本文所公开的,心脏包络能够对应于三维表面几何结构,所述三维表面几何结构对应于患者的心脏,该表面可以是心外膜或心内膜。替代地或此外,心脏包络能够对应于存在于患者心脏的心外膜表面和患者身体表面之间的几何表面,其中在患者身体表面定位传感器阵列 164。此外,由电描记图重构 180 使用的几何数据 172 能够对应于实际的患者解剖几何结构、预先编程的通用模型或其组合(例如,基于患者解剖结构修改的模型)。

[0056] 作为范例,几何数据 172 的形式可以是患者躯干的图形表达,例如,从患者采集的图像数据。这样的图像处理可以包括从数字图像集提取并分割解剖特征,包括一个或多个器官和其他结构。此外,例如,通过在电极设置于患者身上的同时采集图像,并通过适当的提取和分割来识别电极在坐标系中的位置,来将传感器阵列 164 中每个电极的位置包括在患者几何数据 172 中。也可以利用其他非基于成像的技术来获得传感器阵列中电极的位置,例如,数字化仪或人工测量结果。

[0057] 如上所述,几何数据 172 可以对应于数学模型,例如,可以是通用模型或基于患者的图像数据来构造的模型。可以在几何数据 172 中识别适当的解剖或其他界标(landmark),包括传感器阵列 164 中电极的位置,以便于配准电测量数据 170 并对其执行逆向方法。可以人工地(例如,由人通过图像编辑软件)或自动地(例如,通过图像处理技术)来进行这样的界标识别。

[0058] 作为另一范例,例如,如本文所述,可以利用可基于其构造几何表面的对应表达的几乎任何成像设备来采集几何数据 172。可以与记录用于生成患者测量数据 170 的电活动同时进行这样的成像或者可以独立进行成像(例如,在采集测量数据之前或之后)。

[0059] 在确定跨心脏几何表面的电势数据(例如,根据非侵入性和/或侵入性采集的测量结果来计算的电描记图数据)之后(或同时),可以对电描记图数据进一步进行信号处理以计算一个或多个心脏绘图。绘图系统 162 可以包括奇点计算器 182,奇点计算器 182 可

以被编程为基于重构的电描记图数据来计算心脏奇点的特征,所述心脏奇点是针对给定空间区域中的多个点的每个来计算的。例如,奇点计算器可以被编程为计算跨患者心脏的给定几何表面上的相位奇点数据。在 2013 年 9 月 20 日提交的 PCT 申请 No. PCT/US13/60851 中公开了奇点计算器 182 能够实施的针对给定空间区域中的多个点的每个来计算相位奇点值并生成心脏的对应相位奇点图的方法范例,在此通过引用将其并入本文。如本文公开的,奇点计算器 182 还可以计算其他类型的奇点,包括病灶触发和病灶触发图,或能够在多个时段上呈现出空间和时间重现的其他心脏现象。

[0060] 合成图生成器 188 可以被编程为基于针对给定几何表面所计算的的心脏奇点来生成合成图。例如,合成图生成器 188 能够在多个这样时段的一个或更多时段内汇总(例如,求和)针对几何表面上分布的多个节点的每个所计算的值。可以进一步将合成图中针对几何表面的多个点的每个所计算的值归一化到预先确定的公共比例尺,以方便评估预期的相位奇点。合成图生成器 188 能够利用针对一个或多个额外时段确定的奇点图来重复汇总和归一化,直到在相继生成的合成图之间检测到收敛。可以基于针对连续生成的合成图的几何表面的多个点之间的相关性来确定收敛性。例如,可以根据连续的合成图来计算相关系数并相对于阈值进行比较,以确定收敛性。

[0061] 可以将输出数据 174 变换成图形表达,用于由可视化引擎 186 显示。可以响应于经由对应的可视化 GUI 190 进行的用户输入,选择与对应于输出可视化的图解表示相关联的参数,例如包括选择时段、选择要在可视化中呈现的信息类型等。于是,绘图系统 162 能够生成对应的输出数据 174,该输出数据 174 接下来又能被可视化引擎 186 呈现为显示器 192 中对应的图形输出,例如,包括心电图相位图(例如,合成相位奇点图)194。

[0062] 绘图系统 162 除了能生成合成奇点图(例如,对于相位奇点而言,触发病灶点或其他心脏奇点)之外,绘图系统还可以被配置为实施其他类型的心电图绘图,例如,包括激活绘图、主频率绘图等。例如,显示器 192 可以包括一个或多个区域,用于同时显示合成奇点图数据以及对应的激活或主频率绘图,以方便诊断和治疗 AF 或 VF。

[0063] 此外,可以向治疗系统 158 提供输出数据 174,输出数据 174 包括关于从合成奇点图确定的心脏奇点的尺寸和位置信息。治疗系统的控制部 160 能够利用输出数据来控制一个或多个治疗参数。作为范例,控制部 160 能够基于从合成相位奇点图确定的相位奇点的位置和尺寸,来控制向心脏的某部位(例如,心外膜壁或心内膜壁)输送消融治疗。也可以基于输出数据来控制其他类型的治疗。实施的控制可以是基于输出数据 174 的人工控制、半自动控制(部分自动化且响应于用户输入)或完全自动控制。

[0064] 图 5A 到 5I 示出了可以被(例如,由图 1 的图生成器 12)生成以展示相位奇点的收敛的合成图的范例。在图 5A 到 5I 的范例中,合成相位图展示了患者心脏的三个不同表面区域的相位信息。图 5A 到 5I 的每个都代表从初始时间点(例如, $t = 0$)计算并在从 1.3s 到 15.7s 范围内的多个时段上汇总的合成相位数据。

[0065] 在本范例中,时段是不均匀分隔的,进一步展示了在相继时段的每个相邻对之间可以实现不同的时间量。例如,可以(例如由时段选择器 22)检测并使用预先确定的电信信息(例如相位信息)以选择用于生成对应奇点图数据集的每个相应时段。在其他范例中,可以利用预先确定的固定时段。

[0066] 如图 5A 到 5I 的范例中所示,后面的时间值表示更大数量的数据集被汇总,这促进

了在稍后的合成图中被可视化的奇点的收敛。如上所述,如本文公开的,图生成器 12 能够相对于收敛阈值确定收敛性。

[0067] 图 6 示出了可以被生成以展示患者心脏表面上 AF 病灶的稳定性的合成相位奇点图的范例。在本范例中,每个合成图都是由相应的参考标记 a、b、c、d、e、f、g、h 和 i 来展示的。可以实施对应的比色刻度尺,从而可以在所得的图中通过视觉区分出奇点,直到例如在图 6 的图“i”中发生预先确定的收敛为止。例如,可以使用蓝色表示没有奇点,红色可以表示计算的奇点,再结合表示在一组时段上检测到的奇点(或其没有奇点)的汇总程度的带有颜色的阴影来生成相应的图。

[0068] 图 7 为针对图 6 的范例合成绘图的以时间为变量绘制的相关系数的曲线图,以展示 AF 稳定性。图 6 和 7 的对比展示出,相关系数在大约 7 秒左右稳定,这对应于图 6 中的合成图“c”。于是,通过汇总数据集以生成合成奇点图,如本文公开的那样,可以有效地对心脏奇点的定位进行可视化。

[0069] 考虑到以上结构和功能描述,本领域的技术人员将认识到,可以将本文中所公开的系统和方法的部分实现为方法、数据处理系统或计算机程序产品,例如非暂态计算机可读介质。因此,本文所公开的方法的这些部分可以采取完全硬件实施例、完全软件实施例(例如,以非暂态机器可读介质的形式)或组合软件和硬件的实施例的形式,例如,相对于图 8 的计算机系统所示和所述的。此外,本文公开的系统和方法的部分可以是具有介质上的计算机可读程序代码的计算机可用存储介质上的计算机程序产品。可以利用任何适当的计算机可读介质,包括,但不限于静态和动态存储装置、硬盘、光存储装置和磁存储装置。

[0070] 本文还参考方法、系统和计算机程序产品的方框图描述了某些实施例。将要认识到,可以由计算机可执行指令来实施图中的方框以及图中方框的组合。可以向通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备(或装置和电路的组合)的一个或多个处理器来提供这些计算机可执行指令以产生机器,使得指令在通过处理器执行时,实施一个或者多个方框中所指定的功能。

[0071] 这些计算机可执行指令也可以存储于计算机可读存储器中,其能够指示计算机或其他可编程数据处理设备按照特定方式工作,使得计算机可读存储器中存储的指令获得一种制品,所述制品包括实施一个或者多个流程图方框中指定的功能的指令。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,以令一系列操作性步骤在计算机或其他可编程设备上被执行,以生成计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实施一个或者多个流程图方框中指定的功能的步骤。

[0072] 就此而言,图 8 示出了可以用于执行一个或多个实施例的计算机系统 300 的一个范例,例如包括传感器数据的采集和处理、图像数据的处理,以及变换的传感器数据和与分析心脏电活动相关联的图像数据的分析。计算机系统 300 可以实现于一个或多个通用联网计算机系统、嵌入式计算机系统、路由器、交换机、服务器装置、客户端装置、各种中间装置/节点或独立计算机系统上。此外,计算机系统 300 可以实现于各种移动客户端上,例如,个人数字助理(PDA)、膝上型计算机、寻呼机、智能电话等,条件是其包括充分的处理能力。

[0073] 计算机系统 300 包括处理单元 301、系统存储器 302 和将各种系统部件,包括系统存储器,耦合到处理单元 301 的系统总线 303。也可以使用双微处理器和其他多处理器架构作为处理单元 301。系统总线 303 可以是几种总线结构的任一种,包括存储器总线或存储器

控制器、外围总线和使用多种总线架构的任一种的局部总线。系统存储器 302 包括只读存储器 (ROM) 304 和随机存取存储器 (RAM) 305。基本输入 / 输出系统 (BIOS) 306 可以驻留在 ROM 304 中, 包含帮助在计算机系统 300 之内的元件之间传输信息的基本例程。

[0074] 计算机系统 300 可以包括硬盘驱动器 307、磁盘驱动器 308 (例如, 以从可移除磁盘 309 读取或向其写入), 以及光盘驱动器 310 (例如, 用于读取 CD-ROM 盘 311 或从其他光学介质读取或向其中写入)。硬盘驱动器 307、磁盘驱动器 308 和光盘驱动器 310 分别通过硬盘驱动器接口 312、磁盘驱动器接口 313 和光盘驱动器接口 314 连接到系统总线 303。驱动器及其关联的计算机可读介质为计算机系统 300 提供数据、数据结构和计算机可执行指令的非易失性存储。尽管以上对计算机可读介质的描述涉及硬盘、可移除磁盘和 CD, 但在操作环境中也可以使用多种形式的可由计算机读取的其他类型介质, 例如磁带、闪速存储卡、数字视频盘等; 此外, 任何这样的介质都可以包含用于实施本文公开的系统和方法的一个或多个部分的计算机可执行指令。

[0075] 多个程序模块可以存储于驱动器和 RAM 305 中, 包括操作系统 315、一个或多个应用程序 316、其他程序模块 317 和程序数据 318。应用程序和程序数据可以包括被编程为从一个或多个传感器采集、处理和显示电气数据的功能和方法, 如本文所示和所述那样。应用程序和程序数据可以包括被编程为处理信号并计算相位数据的功能和方法, 如本文公开的那样。应用程序和程序数据还可以包括被编程为如本文公开那样生成心脏奇点图、对应的合成奇点图以及其他心电图的功能和方法。

[0076] 用户可以通过一个或多个输入装置 320, 例如指示装置 (例如, 鼠标、触摸屏)、键盘、麦克风、操纵杆、游戏垫、扫描仪等, 向计算机系统 300 中输入命令和信息。例如, 用户能够采用输入装置 320 编辑或修改域模型。这些和其他输入装置 320 常常通过对应的端口接口 322 连接到处理单元 301, 该端口接口 322 被耦合到系统总线, 但可以通过其他接口, 例如并行端口、串行端口或通用串行总线 (USB) 来进行连接。一个或多个输出装置 324 (例如, 显示器、监视器、打印机、投影仪或其他类型的显示装置) 也经由诸如视频适配器的接口 326 连接到系统总线 303。

[0077] 计算机系统 300 可以使用到一个或多个远程计算机 (例如远程计算机 328) 的逻辑连接, 来工作在联网环境中。远程计算机 328 可以是工作站、计算机系统、路由器、对等装置或其他公共网络节点, 通常包括相对于计算机系统 300 描述的很多或所有元件。在 330 处示意性表示的逻辑连接可以包括局域网 (LAN) 和广域网 (WAN)。

[0078] 在用于 LAN 连网环境中时, 计算机系统 300 可以通过网络接口或适配器 332 连接到局域网。在用于 WAN 连网环境中时, 计算机系统 300 可以包括调制调解器, 或者可以连接到 LAN 上的通信服务器。调制调解器可以是内部或外部的, 其可以经由适当的端口接口连接到系统总线 303。在联网环境中, 相对于计算机系统 300 或其部分所绘示的应用程序 316 或程序数据 318 可以存储于远程存储装置 340 中。

[0079] 以上所述为范例。当然, 不可能描述结构、部件或方法的每种可想到组合, 但本领域的普通技术人员将认识到, 很多其他排列和组合是可能的。因此, 本发明意在涵盖落在本申请范围, 包括所附权利要求之内的所有这些的变更、修改和变化。

[0080] 在本公开或权利要求提到“一”、“第一”或“另一个”元件或其等价物时, 应当解释为包括一个或超过一个这样的元件, 既不需要也不排除两个或更多这样的元件。如本文使

用的,术语“包括”表示包括但不限于。术语“基于”表示至少部分基于。

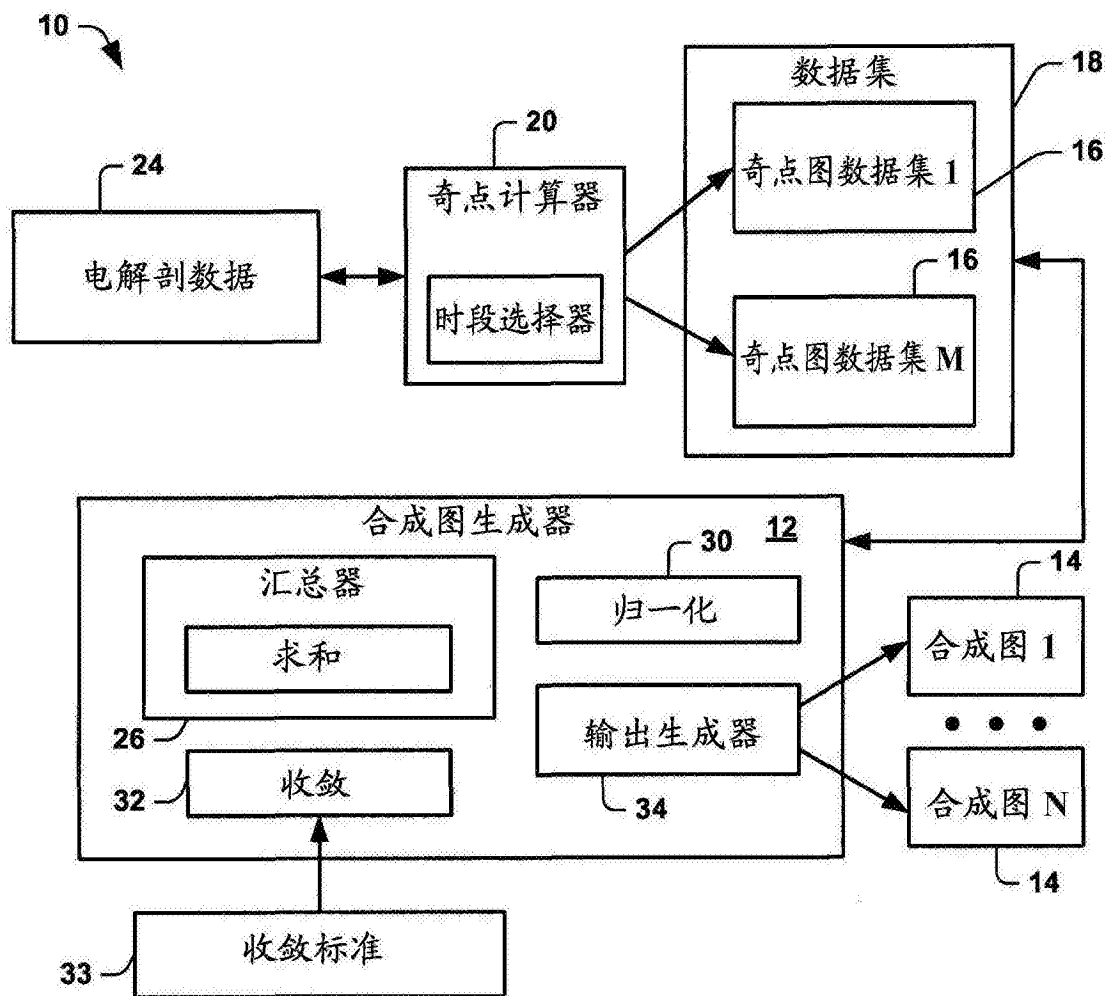


图 1

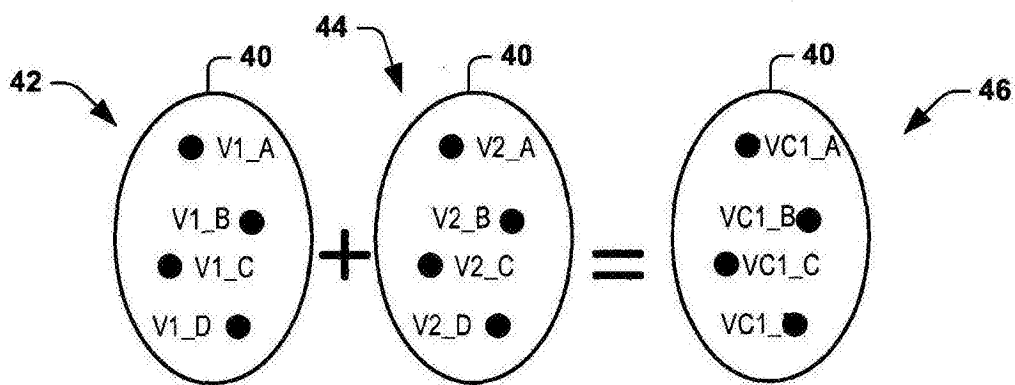


图 2A

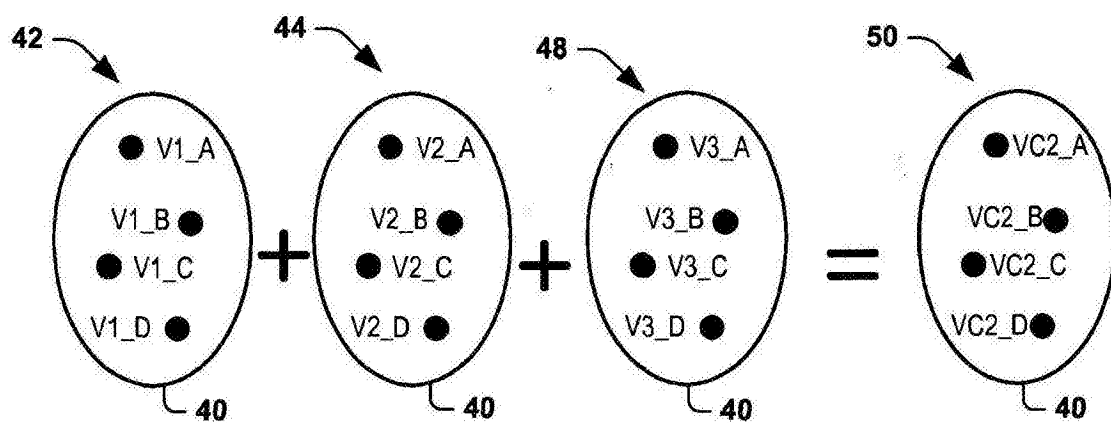


图 2B

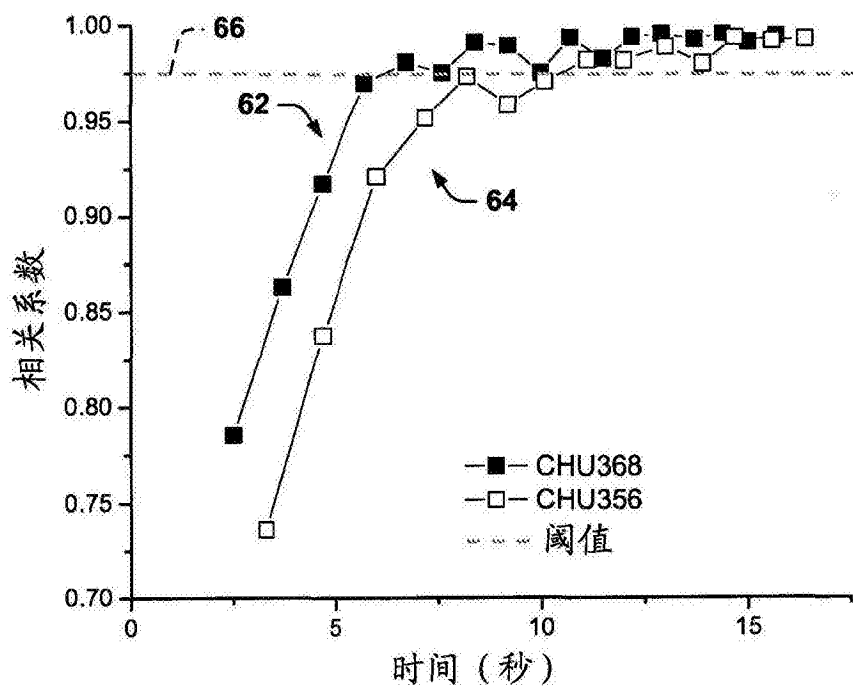


图 3

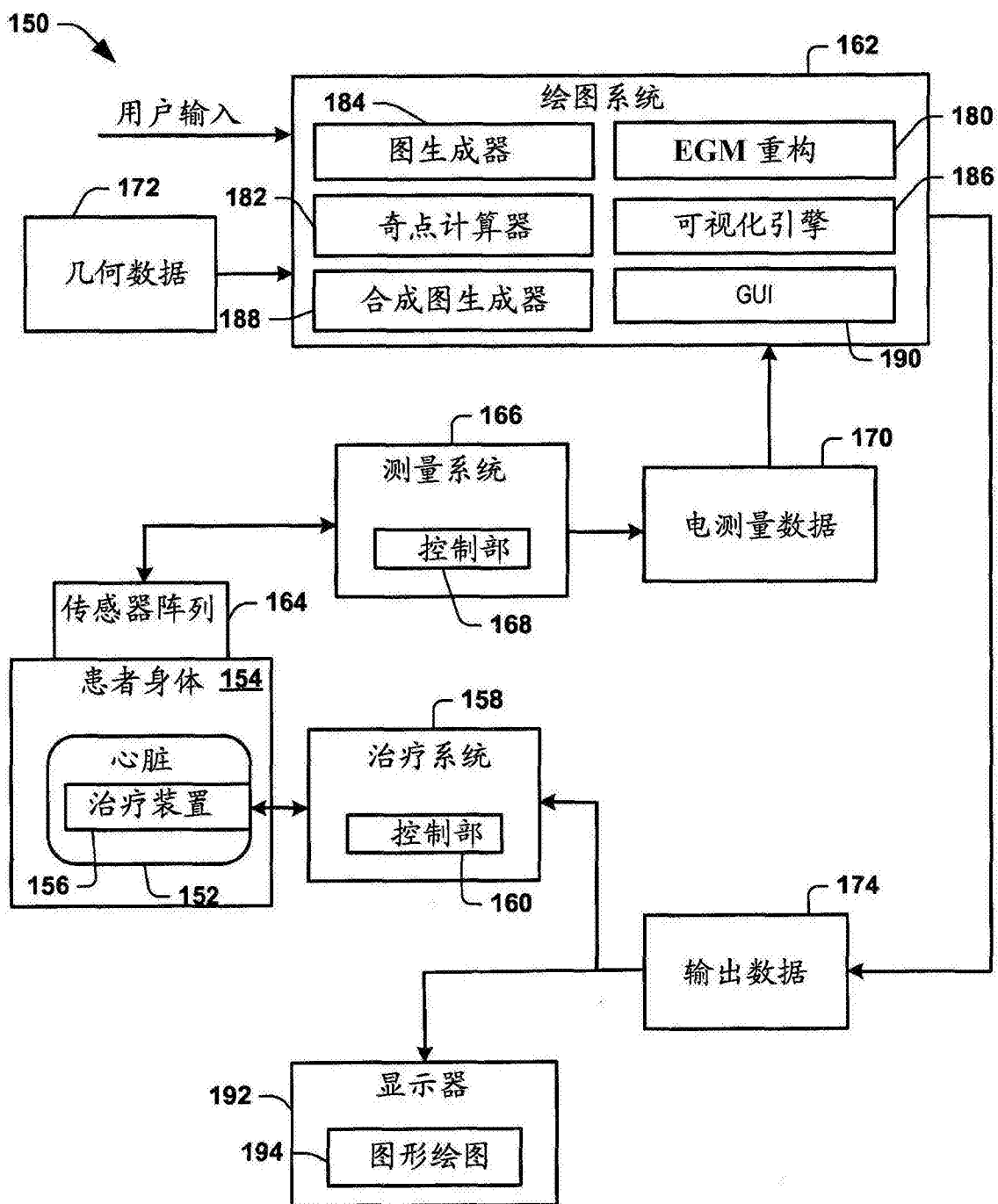


图 4

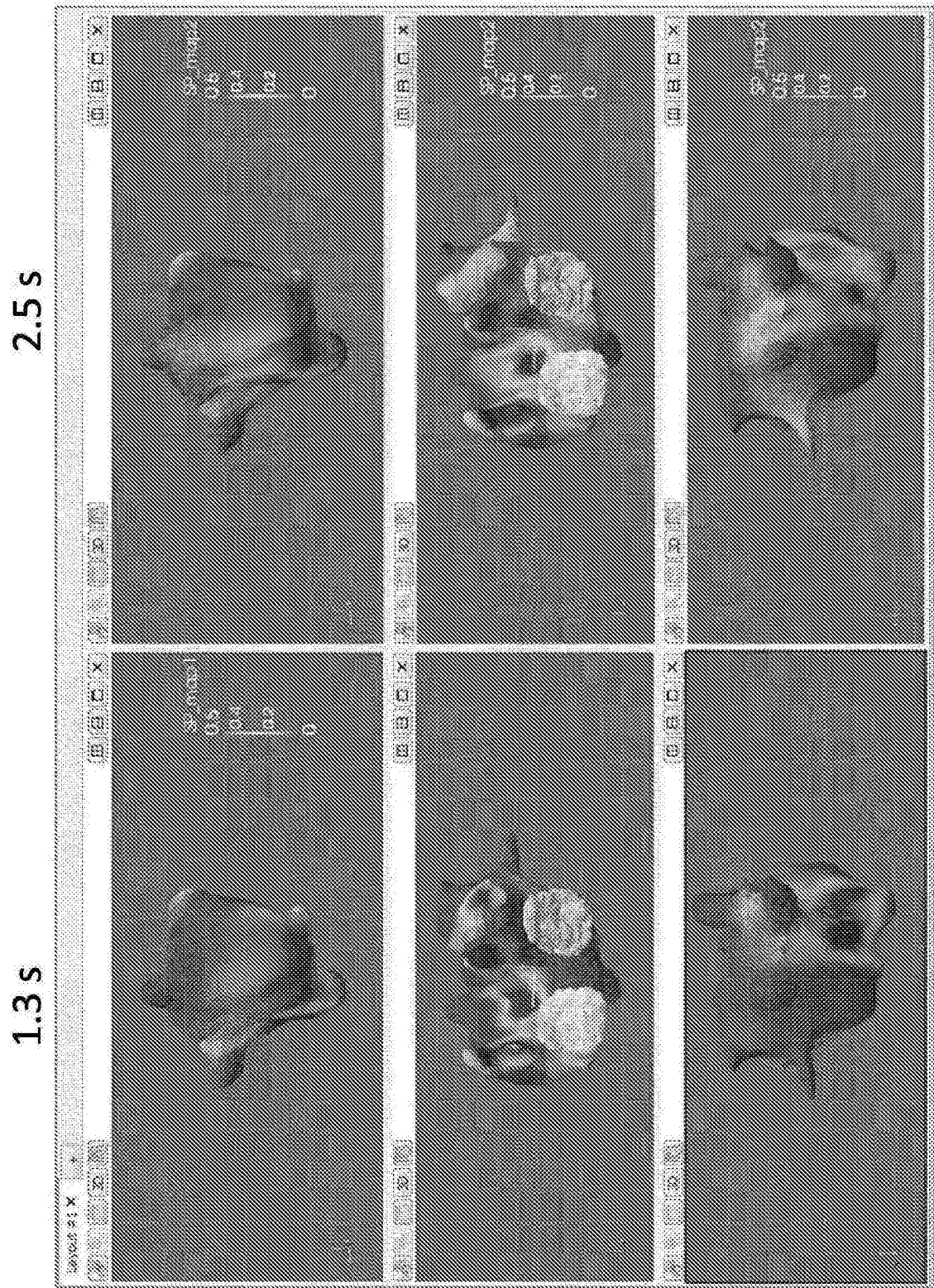


图 5A

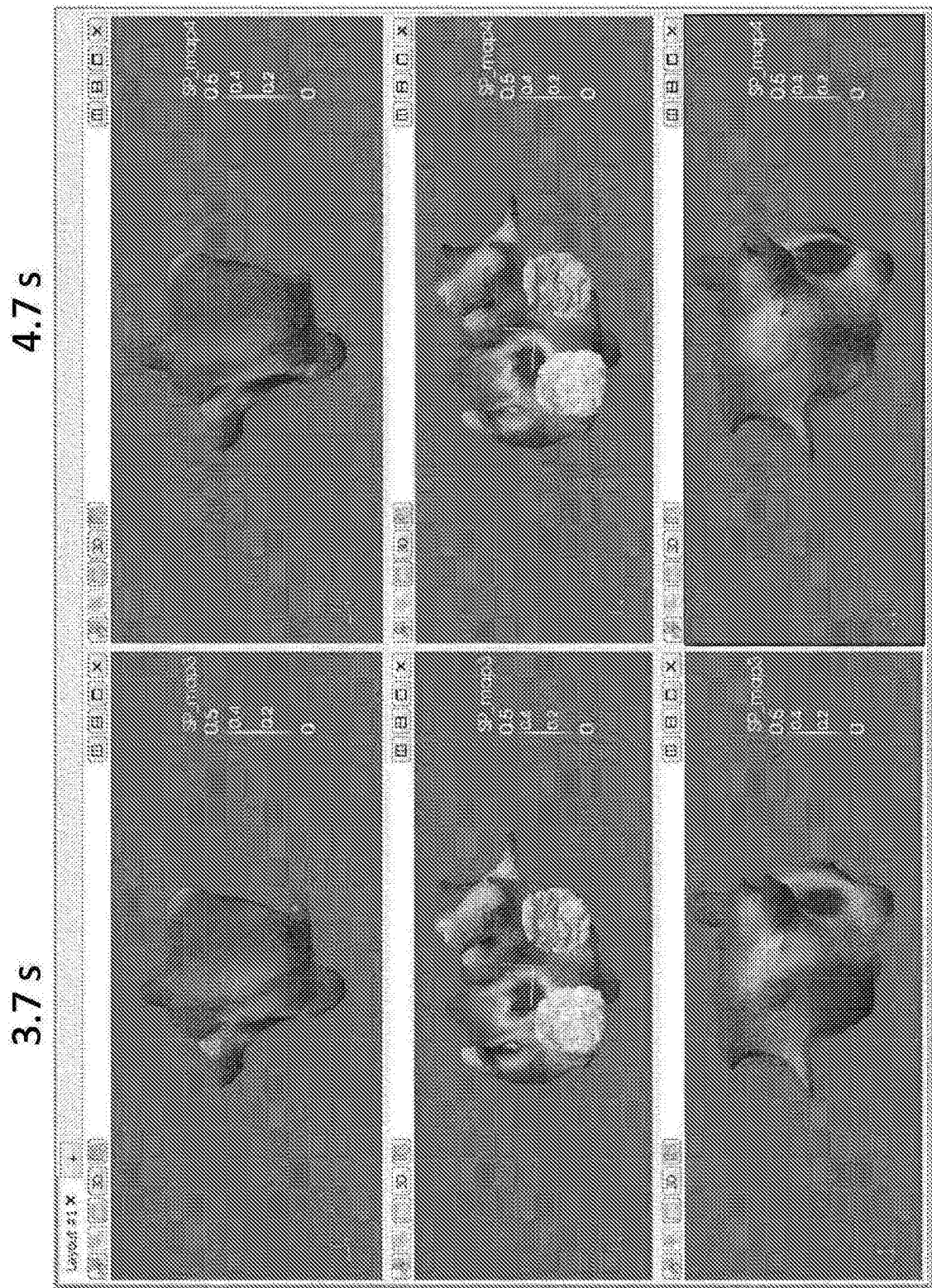


图 5B

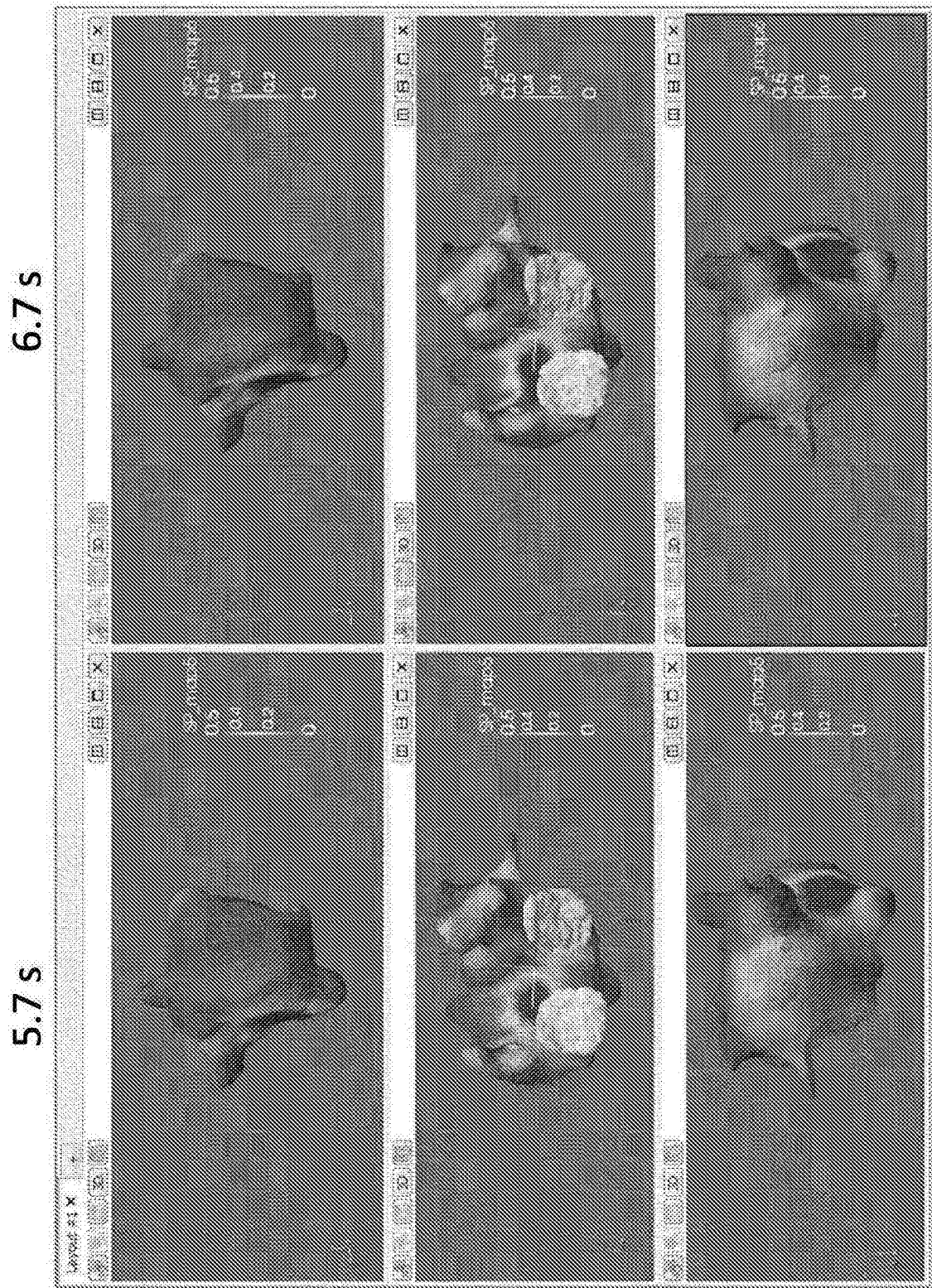


图 5C

8.4 s

7.6 s

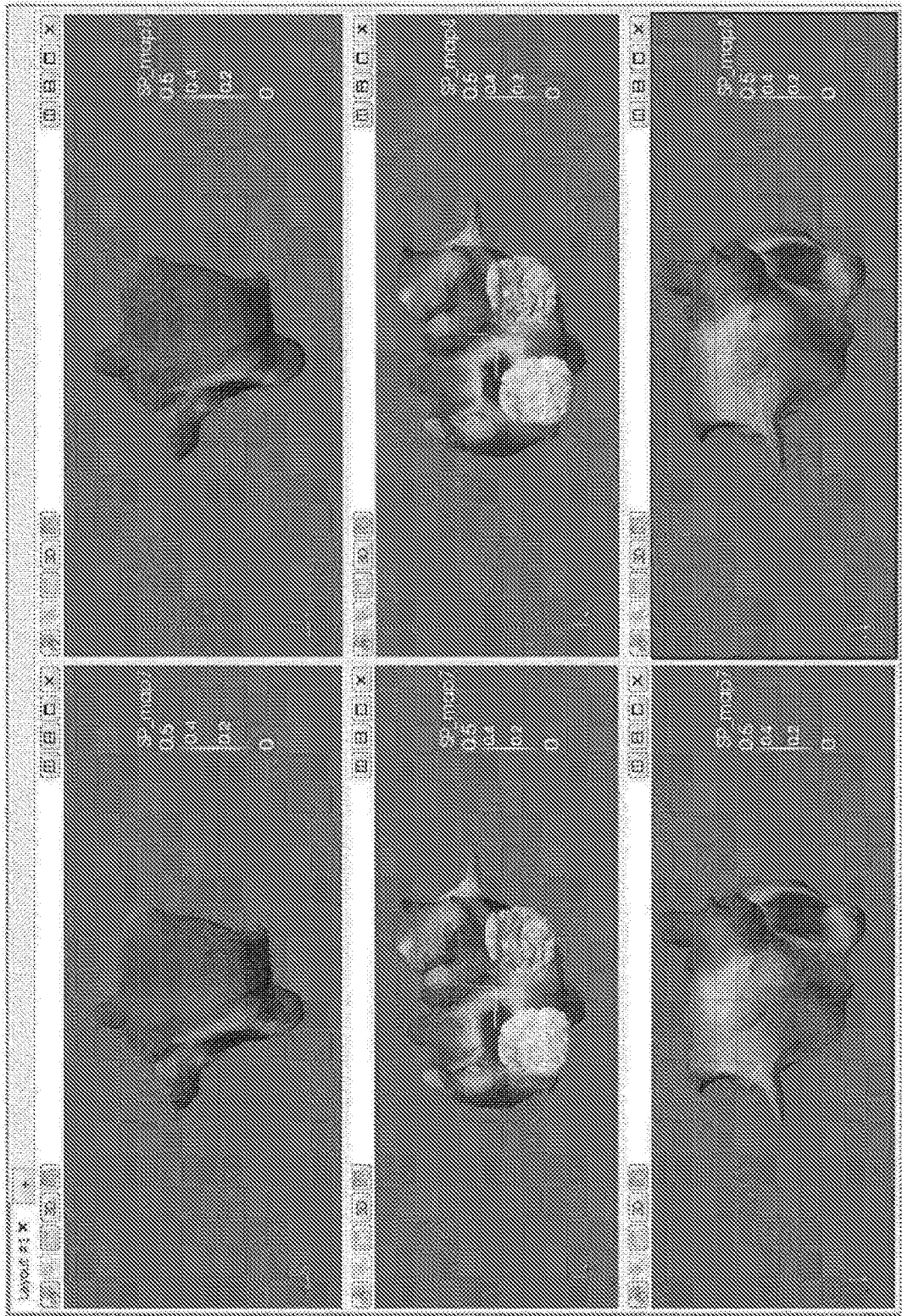


图 5D

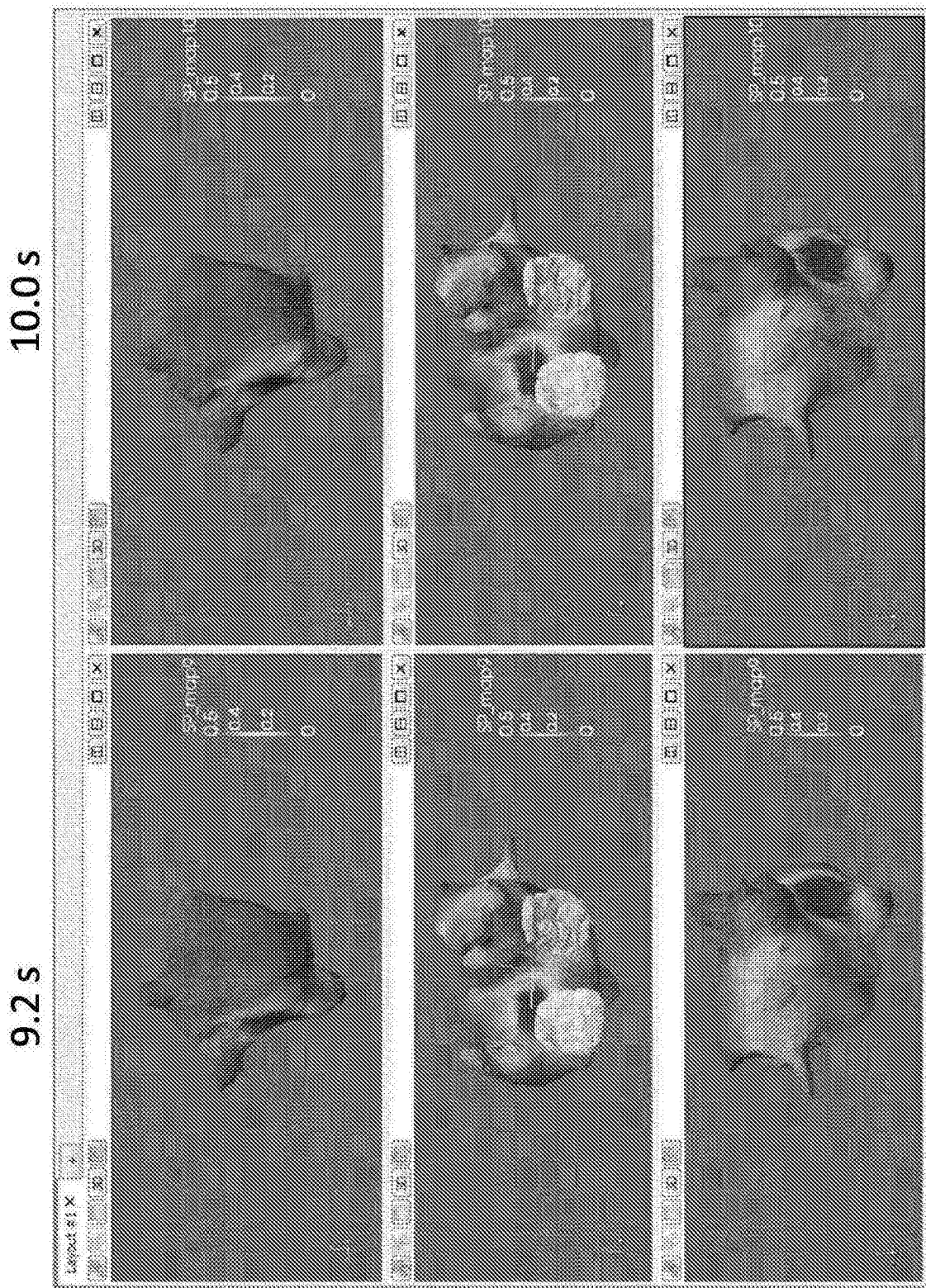


图 5E

11.5 s

10.7 s

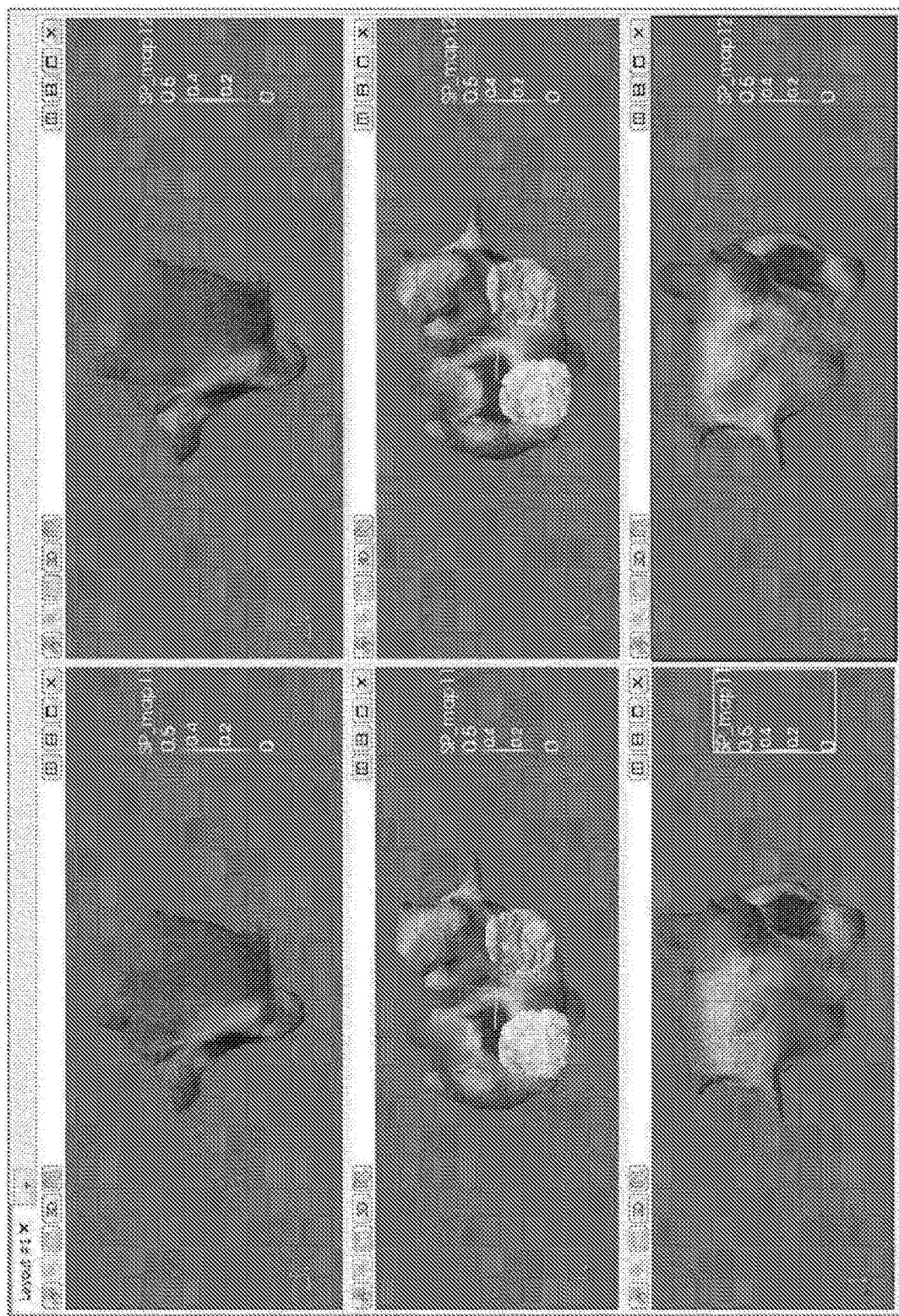


图 5F

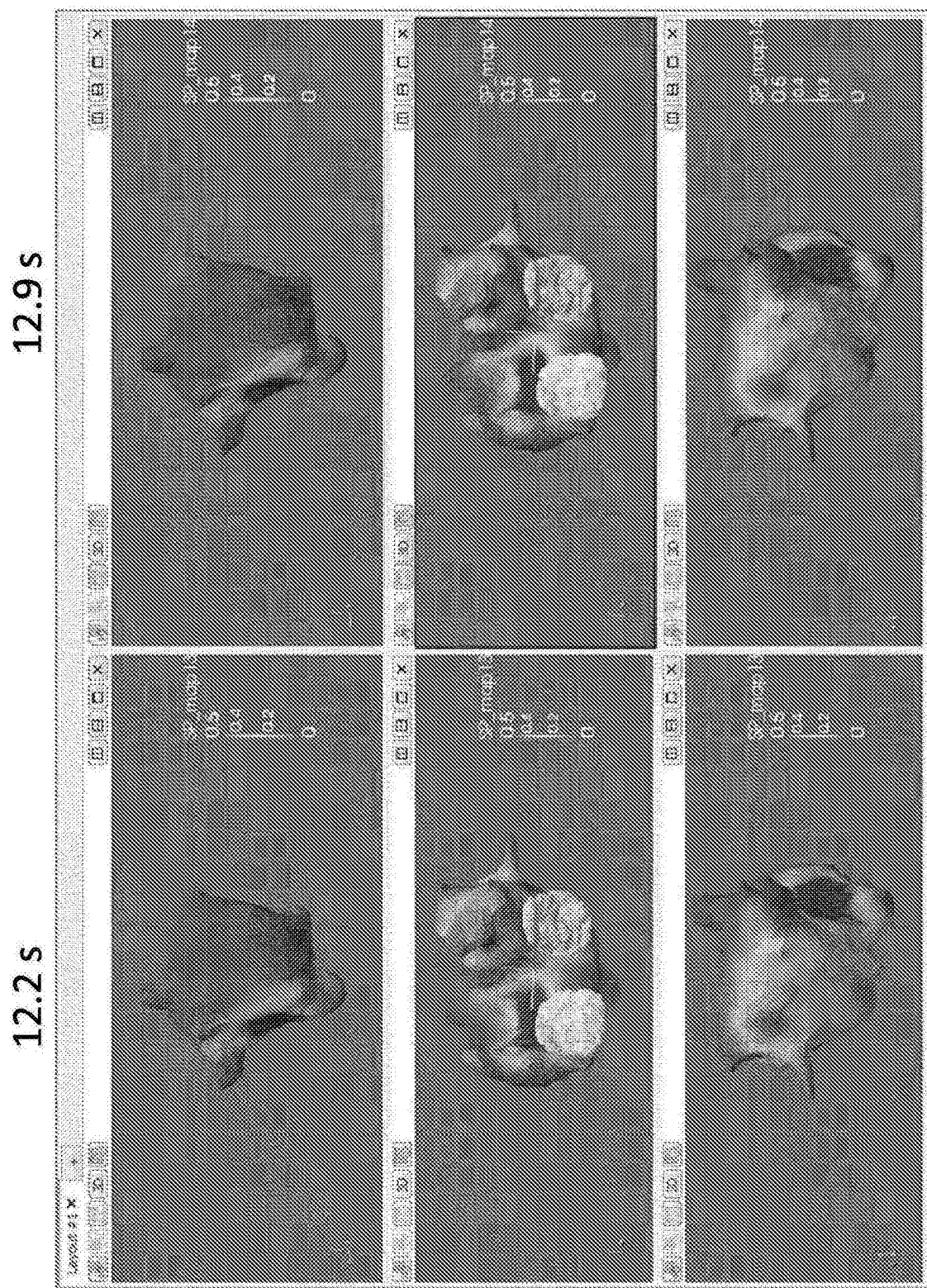


图 5G

14.4 s

13.7 s

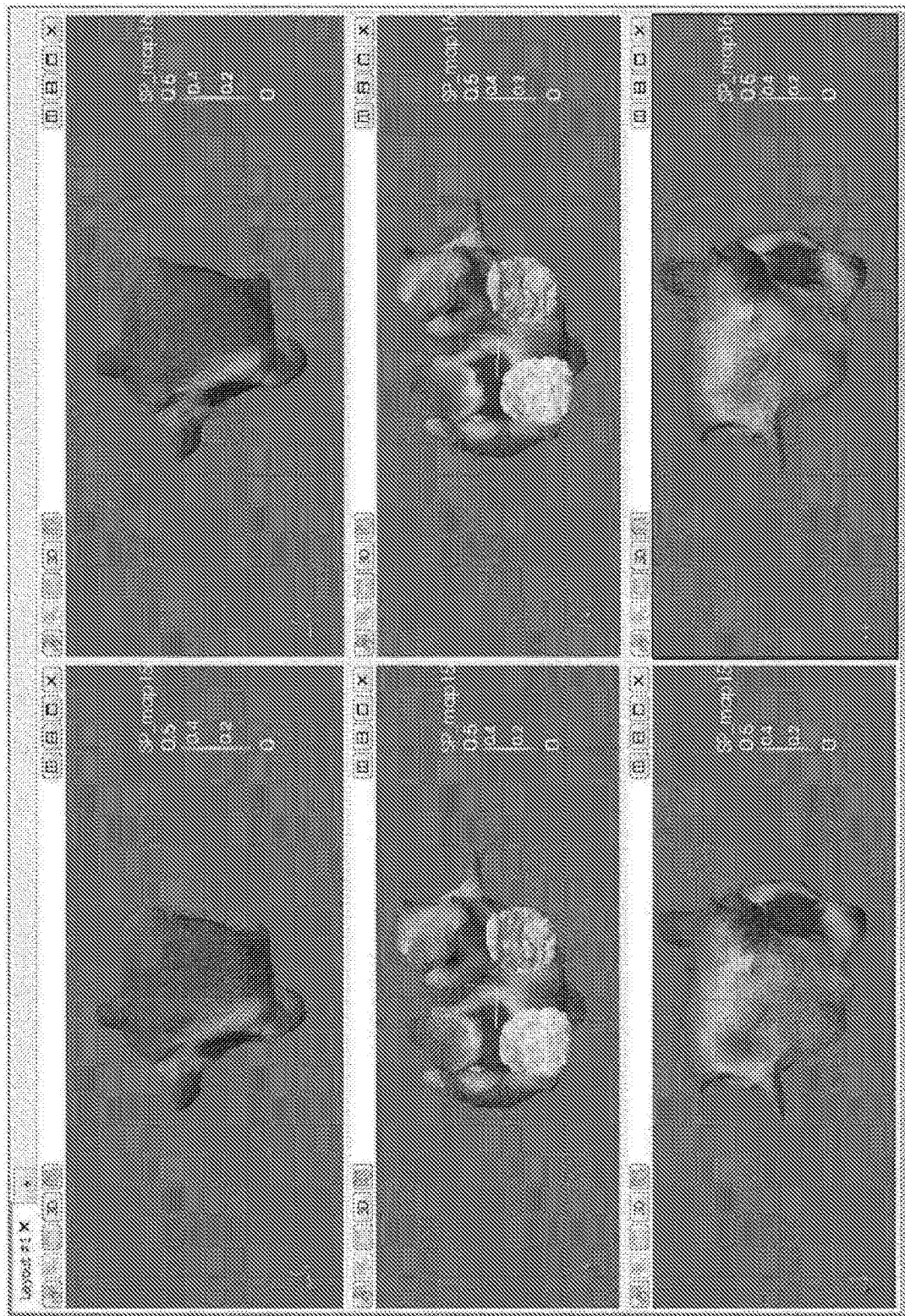


图 5H

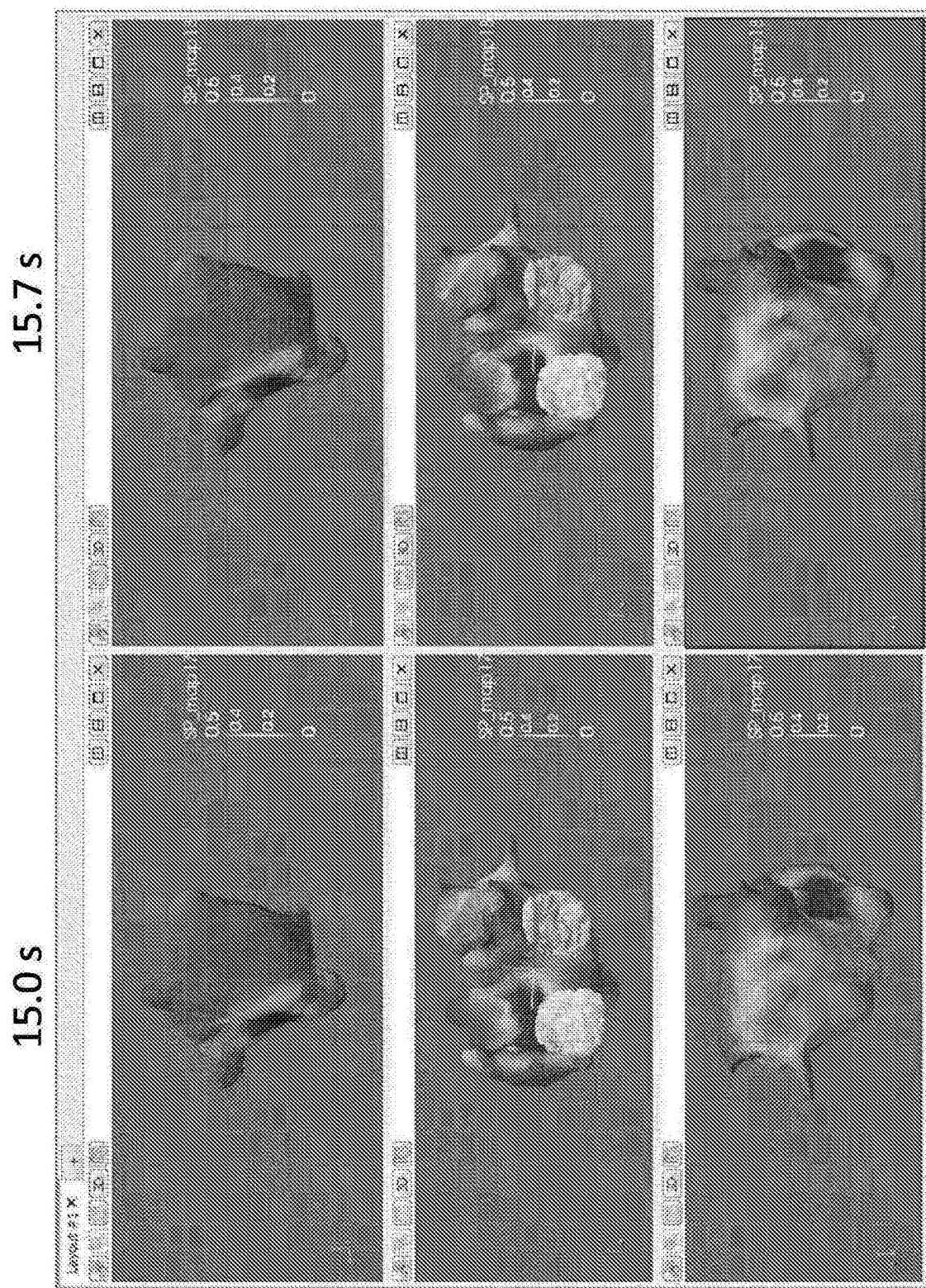


图 51

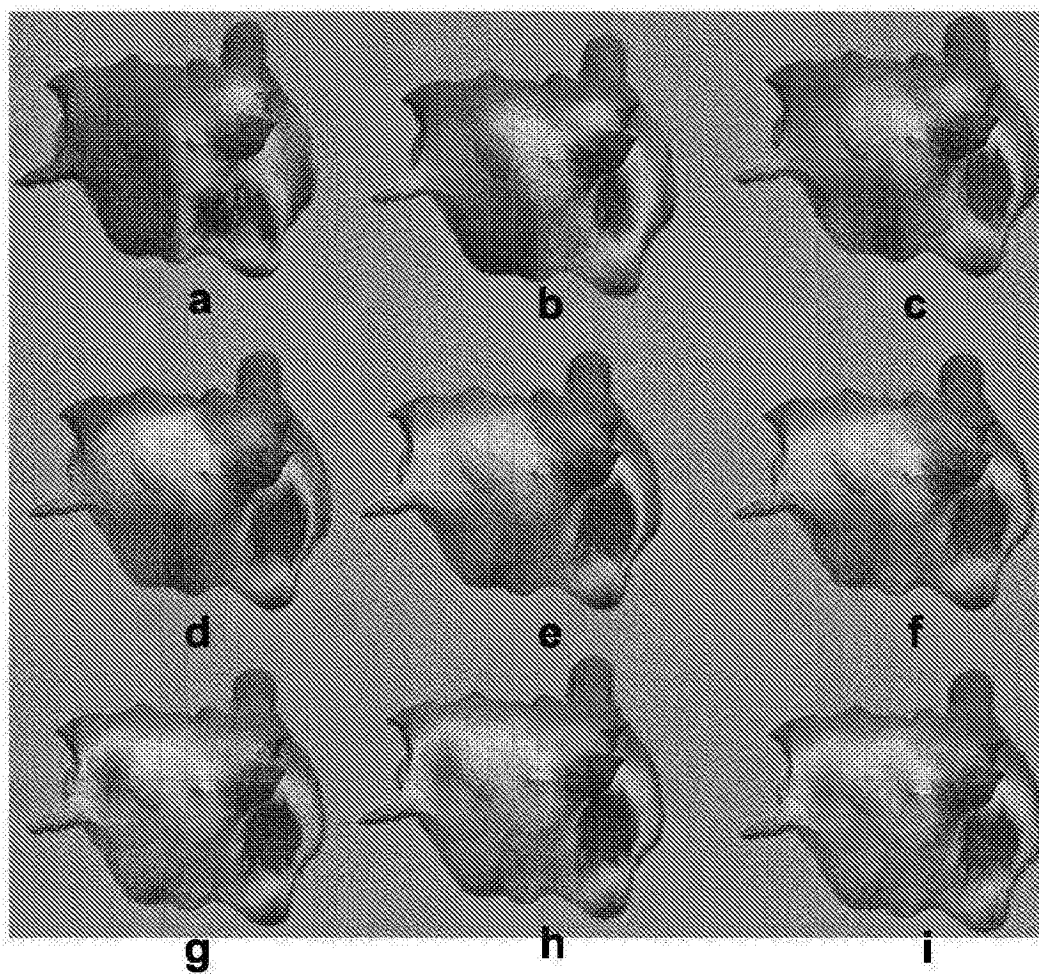


图 6

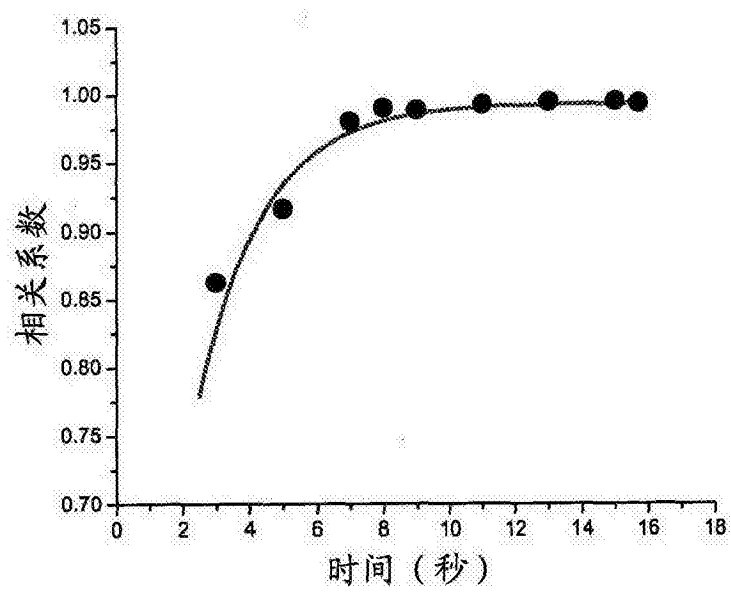


图 7

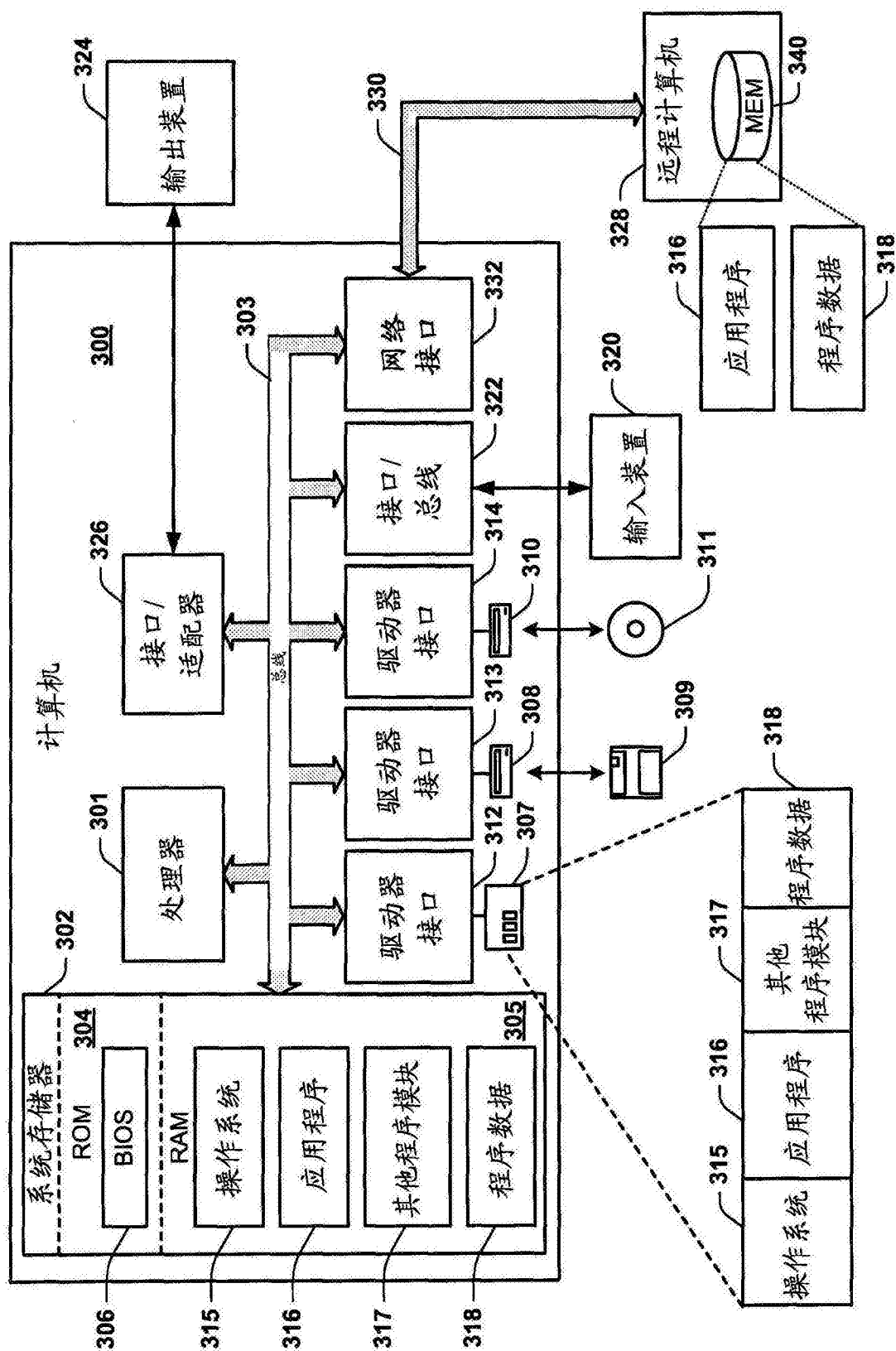


图 8