



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105326498 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201510869947. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 09. 07

A61B 5/0456(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 6/00(2006. 01)

61/573, 557 2011. 09. 08 US

A61B 6/12(2006. 01)

61/627, 728 2011. 10. 17 US

(62) 分案原申请数据

201280052033. X 2012. 09. 07

(71) 申请人 APN 健康有限责任公司

地址 美国威斯康星

(72) 发明人 D·布鲁德尼克 D·G·杰森

(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

代理人 张劲松

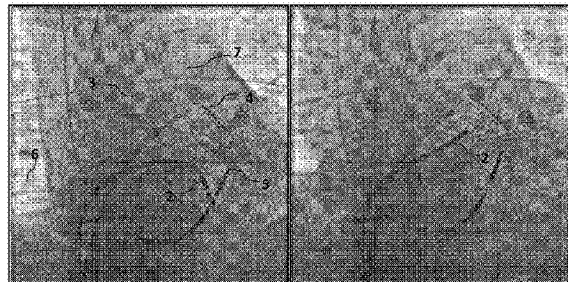
权利要求书1页 说明书26页 附图23页

(54) 发明名称

R波检测方法

(57) 摘要

一种用于从得自于活体的ECG信号(x(t))检测R波的方法,所述方法包括下述步骤:(a)从活体获取ECG信号;(b)将ECG信号数字化为数字ECG信号(x(t_i));(c)用带通滤波器对数字ECG信号进行滤波(53),并且,对数字ECG信号应用绝对值滤波器(55),以产生滤波的ECG信号(g(t_i));(d)对于滤波的ECG信号的每一个序列值,将滤波的ECG信号与ECG跟踪阈值(TT)进行比较(57);(e)如果滤波的ECG信号不大于TT,则递增计数器(59),但是,如果滤波的ECG信号大于TT,则将计数器设置为0;以及(f)将计数器与预定的不应计数RC进行比较(63),并且,如果计数等于RC,则输出指示已经检测到R波的R波触发。



1. 一种用于从得自于活体的 ECG 信号检测 R 波的方法, 该 ECG 信号包括多个 ECG 信道信号, 所述方法包括下述步骤:

提供多个信道 R 波检测器, 每一个信道 R 波检测器处理所述多个信道 ECG 信号中的不同信号, 以产生多个信道触发信号中的不同的信道触发信号;

将每一个信道触发信号输入到复合 R 波检测器, 以产生复合 R 波触发,

从而, 复合 R 波检测器比所述多个信道 R 波检测器中的每一个更加准确地检测 R 波。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述多个信道触发信号中的每一个是到触发窗滤波器的输入, 并且, 复合 R 波检测器的复合触发输出由来自信道 R 波检测器中的任何一个的信道触发信号触发, 用于其它信道 R 波检测器的所有的信道触发信号在复合 R 波检测器触发输出被触发之后的预定的时间段内不触发复合 R 波检测器。

3. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中, 触发复合 R 波检测器的信道触发信号是在预定的时间段结束之后的第一接收信道触发信号。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述多个信道触发信号中的每一个是到其输出是复合 R 波检测器的触发输出的“或”门的输入。

5. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中, 每一个信道触发信号包括对于由其对应的信道 R 波检测器检测到的每一个 R 波的预定持续时间的单脉冲, 并且, 复合 R 波检测器触发输出由“或”门输出的前沿触发。

6. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 每一个信道 R 波检测器执行下述步骤:

从活体获取其对应的 ECG 信道信号;

将其对应的 ECG 信道信号数字化为对应的数字 ECG 信道信号;

用带通滤波器对其对应的数字 ECG 信道信号进行滤波, 并且, 对其对应的数字 ECG 信道信号应用绝对值滤波, 以产生对应的滤波的 ECG 信道信号;

对于其对应的滤波的 ECG 信道信号的每一个序列值, 将滤波信号与 ECG 跟踪阈值 (TT) 进行比较,

应用计算 $TT = TT_p + c_2(ST - TT_p)$, 其中, TT_p 是 TT 的前一值, c_2 是常数, 并且, ST 是在前一预定的时间段 (t_m) 期间的其对应的滤波的 ECG 信道信号的最大值的分数 (c_1),

如果对应的滤波的 ECG 信号不大于 TT, 则递增对应的计数器, 但是, 如果对应的滤波的 ECG 信号大于 TT, 则将其对应的计数器设置为 0, 以及

如果在预定的断开时段 (t_0) 内没有发生信道触发, 则将 TT 设置为 ST; 以及

将其对应的计数器值与预定的不应计数 RC 进行比较, 并且, 如果其对应的计数器值等于 RC, 则输出信道触发。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中, 所述多个信道触发信号中的每一个是到其输出是复合 R 波检测器的触发输出的“或”门的输入。

8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其中, 每一个信道触发信号包括对于由其对应的信道 R 波检测器检测到的每一个 R 波的预定持续时间的单脉冲, 并且, 复合 R 波检测器由“或”门输出的前沿触发。

R 波检测方法

[0001] 本申请是基于申请号为 201280052033. X、申请日为 2012 年 9 月 7 日、发明名称为“R 波检测方法”的专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求于 2011 年 9 月 8 日提交的美国临时申请 61/573, 557 和于 2011 年 10 月 17 日提交的美国临时申请 61/627, 728 的权利, 这些美国临时申请的全部内容以引用的方式合并于此。

技术领域

[0004] 本发明总体上涉及心脏信号处理, 更具体地涉及分析 ECG 信号以检测 QRS 复合波的系统。

背景技术

[0005] 在荧光透视成像系统的背景中描述本发明, 可选地, 该荧光透视成像系统可以使用心脏门控信号来基于心脏周期数据从其图像流选择某些图像。

[0006] 解剖标测系统提供感兴趣的心腔中的导航导管的三维位置, 并且, 在一些情形下, 还可以被用来构造心腔的 3D 图。但是, 获取和操作这些系统都非常昂贵。因此, 这些系统仅仅在介入程序期间使用的少数实验室中可用, 并且, 这些系统中的一些可能需要特别设计的导管, 例如, 具有内置传感器的导管。

[0007] 常规的荧光透视系统可在用于对导管和其它仪器成像和实时导航和用于在介入程序期间放置引线和支架的所有的成像的心脏介入实验室中使用。除了初始获取成本以外, 这种系统几乎不需要持续的操作成本。此外, 常规的荧光透视系统能够使任何类型的导管可视化。

[0008] 图 1A 和 1B 示出在房颤消融程序期间从常规的荧光透视系统获得的图像的两个示例。在图 1A 和 1B 中示出标测和消融导管 2、被安置在食道（在心脏后侧）内的食道探头 3、多电极筐导管 4 和冠状静脉窦导管 5。这些导管包括无线电波吸收材料, 并且, 相比于诸如肺 6 和心脏轮廓 7 的生物组织提供良好的图像对比度。X 射线在肺中的衰减劣于心脏的衰减, 因为, 肺被填充有空气, 并且, 其密度小于正常解剖组织。尽管有在不同取向上的各种结构和导管的位置, 但在这些图像中没有可辨的不同导管的深度 (z 轴) 信息。

[0009] 如图 1A 和 1B 所示, 由常规系统产生的荧光透视图像具有不能提供 3D 图像数据的局限性。双平面荧光透视（来自两个不同方向的两个 2D 视图）可以被用来确定诸如导管的对象的相对位置。但是, 它的用处由于成本和过度的辐射而受限, 并且, 介入实验室中只有 1% 至 2% 具有执行双平面荧光透视的能力。

[0010] 图 2 示出用来获取 2D 荧光透视图像数据的常规荧光透视系统 10。用于常规荧光透视的成像过程涉及将 X 射线束发送通过台子 12 上的患者（未示出）的 X 射线源 11。通过致动控制板 15 上的脚踏板 9 来开始产生 X 射线, 该控制板 15 被连接到（连接未示出）荧光透视系统 10。X 射线检测器 13 可以是平板检测器或图像增强器 / 摄像机组件, 其接收

透过患者的 X 射线并将 X 射线能量转换为图像。X 射线源 11 和 X 射线检测器 13 被安装在 C 臂 8 的相对端上。在适当的时候,检测器 13 使用 X 射线检测层和光电子转换层(例如,光电二极管或电子收集层)来执行转换,该 X 射线检测层在被 X 射线刺激时产生光或释放电子,其中,与每一个图像元素(像素)中的 X 射线信号强度成比例的电荷信号被收集。然后,模拟数字转换产生数字图像。无论 X 射线检测器是什么样,然后,所得到的数字图像都被处理,可能被存储,并且被显示在屏幕 14 上。控制板以 15 示出。然后,可以在计算机显示器 14 上显示图像。

[0011] 图 3A 示出用于荧光透视系统 10 的坐标系。z 轴被限定为从 X 射线源 11 到 X 射线检测器 13 的中心。X 射线(与荧光透视仪可互换地使用)台子 12 限定 x 轴和 y 轴。这三个轴用实线示出。这些轴的交点是在由轴 x、y 和 z 限定的 3D 空间的 (0, 0, 0) 处的中心,即,原点。由于 C 臂 8 能够移动,所以在 C 臂 8 被定向在如图 2 所示的垂直位置或 PA 位置(前后位置)时在此处限定 z 轴。

[0012] X 射线源 11 包括阴极和阳极。电子与产生形成锥形束的 X 射线光子的阳极材料相互作用。该束由准直器叶片控制,以限制患者的辐射暴露。X 射线光子沿直线传播,在精确的位置处在 X 射线检测器 13 上形成图像,该精确的位置表示 X 射线从源 11 的发射点到检测器 13 中的该位置(图像中的像素)的沿路中所有遇到的物质。该像素的强度由沿着该路径遇到的材料(组织、造影剂、介入工具)的类型和量限定。X 射线束的衰减随着穿过的组织的原子数和密度而变。对于 X 射线图像分辨率的当前商用标准是约 0.2mm x 0.2mm。

[0013] 由于荧光透视图像是投影,所以它们表示 3D 解剖结构的成像体积。基于 X 射线源 11、患者解剖结构和检测器位置在 z 方向(平行于穿过中心 0 的中心射线)上的位置,根据精确的几何规则,将该体积转换为 X 射线检测器 13 上的 2D 投影图像。由于 X 射线源 11 离被成像的解剖结构的有限距离,所以 X 射线投影成像体现了固有的失真。结果,更靠近 X 射线源 11 的对象在检测到的图像中比更远离 X 射线源 11 的对象被放大得多,在不知道感兴趣对象沿着 z 轴的位置(或先验尺寸)的情况下无法解决这些模糊。

[0014] 图 3B 是从 X 射线机 10 的 X 射线源 11 的输出的锥形形状和几何布置得到的几何放大率的图示。图 3B 示出包括源 11、台子 12 和检测器 13 的 X 射线机 10 的几何结构的简单的 2D 表示。具有宽度 w_o 的对象在检测器 13 上形成具有图像宽度 w_i 的图像。(为了简单起见,这种对象和图像也分别被称为参考标识符 w_o 和 w_i 。)对象位于离源 11 的距离 SOD(源至对象距离)处,并且,检测器 13 位于离源 11 的距离 SID(源至图像距离)处。通过简单的几何学, w_i 与 w_o 之比等于 SID 与 SOD 之比。因此,这种布置的几何放大率 M 是 $M = SID/SOD$ 。

[0015] 在名称为“3D Model Creation of Anatomic Structures Using Single-Plane Fluoroscopy”的美国专利申请 No. 12/885, 710 中,公开了一种用于使用单平面荧光透视估计诸如导管尖端的感兴趣点的 3D 坐标的算法。该算法通过如下来计算 3D 位置估计值:(1) 确定初始的导管尖端位置的 3D 坐标;(2) 使导管前进小的测量量,并且获得荧光透视图像;(3) 测量导管尖端的初始位置和图像中的位置之间的导管尖端的位置变化;(4) 计算在 x 和 y 方向上的导管尖端位置的实际(物理)变化;(5) 基于 x 和 y 上的导管尖端位置的变化和荧光透视图像的几何结构来计算导管尖端的 3D 位置;以及(6) 重复这些步骤,以产生导管尖端的一系列 3D 位置。该算法取决于知道导管尖端的初始 3D 坐标和将导航前进小的可测

量的量以能够假设导管尖端在直线上移动。该假设允许使用直线距离公式来计算连续的兴趣点位置的 3D 坐标。最初的模型试验已经表明在满足假设时现有的算法是合理的（误差 <8mm）。但是，在一些情景中，对于导管前进的约束太严以至于不能减少 3D 位置误差。

[0016] 在 International Journal of Biomedical Imaging, Vol. 2010, Article ID 631264 上发布的 Pascal Fallavollita 的标题为“Is Single-View Fluoroscopy Sufficient in Guiding Cardiac Ablation Procedures?”的文章描述了使用 X 射线系统几何结构和成像滤波及图案识别技术来估计导管尖端的深度（z 轴坐标）的系统。本发明相对于 Fallavollita 的方法是一个显著的改进，实现了提高的精确度，并以自动化的方式这样做，以避免对临床医生的额外的要求。本发明识别在荧光透视系统内存在的线索，并且，使用复合计算算法来识别导管的 3D 位置。荧光透视图像中的像素值受平面外角度、深度和离中心射线的距离的影响，并且，考虑这些和其它的特性来确定导管尖端的 3D 位置的更加精确的估计值。在确定了导管尖端的 3D 位置的情况下，产生各种 3D 图，例如，激活和电压。

[0017] 对于可用的方法，希望在荧光透视环境中确定 3D 坐标的方法的 z 轴精确度应该实现 $\pm 4\text{mm}$ 的深度（z 坐标）精确度。例如，因为由心脏消融导管形成的典型的病变可能是直径为约 4-6mm，所以至少希望这样的精确度；从而，为了本发明的方法在这种介入程序期间可用，希望该量级上的定位精确度。

[0018] 发明目的

[0019] 本发明的目的在于提供一种产生对于在来自活体的 ECG 信号内发生的 R 波的精确指示的 R 波检测器。

[0020] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种提供心率的非常精确的指示的 R 波检测器。

[0021] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种可靠地检测具有宽变化特性的 ECG 信号中的 R 波的 R 波检测器。

[0022] 本发明的另一个目的在于提供一种以独立于检测到先前检测到的 R 波的 ECG 信号的电平的阈值操作的 R 波检测器。

[0023] 本发明的另一个目的在于提供一种以超低率的假阴性和假阳性检测检测 R 波的 R 波检测器。

[0024] 本发明的 R 波检测器的另一个目的在于提供一种能够产生可靠的门控信号给医疗成像系统的 R 波检测器。

[0025] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种能够可靠地从有噪声的 ECG 信号检测 R 波的 R 波检测器。

[0026] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种具有低计算要求且自动地以最小的延迟操作的 R 波检测器。

[0027] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种在单个 ECG 信号信道上操作的 R 波检测器。

[0028] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种能够通过利用多个 ECG 信号信道来提供进一步提高了的精确度的 R 波检测器。

[0029] 本发明的 R 波检测器的另一个目的是提供一种提供持续的 ECG 信号连接的可靠指

示的 R 波检测器。

[0030] 根据下面的描述和附图,本发明的这些和其它目的将是清楚的。

发明内容

[0031] 本发明是一种用于从得自于活体的 ECG 信号检测 R 波的方法。所述方法包括如下步骤:(a) 从活体获取 ECG 信号;(b) 将 ECG 信号数字化为数字 ECG 信号;(c) 用带通滤波器对数字 ECG 信号进行滤波,并且,对数字 ECG 信号应用绝对值滤波器,以产生滤波的 ECG 信号;(d) 对于滤波的 ECG 信号的每一个序列值,将滤波的 ECG 信号与 ECG 跟踪阈值(TT) 进行比较;(e) 如果滤波的 ECG 信号不大于 TT,则递增计数器,但是,如果滤波的 ECG 信号大于 TT,则将计数器设置为 0;以及(f) 将计数器与预定的不应计数 RC 进行比较,并且,如果计数等于 RC,则输出指示已经检测到 R 波的 R 波触发。

[0032] 本发明的一个重要应用是提供门控信号给荧光透视成像系统以选择具有最少的运动伪影或者相对于心动周期处于特定的相位的解剖结构的图像。本文中公开的本发明的 R 波检测器在作为其发明人包括本发明的发明人的同时提交的专利申请的主题的这种荧光透视成像系统的背景中被描述。

[0033] 展示本文中使用的某些术语的定义将有助于理解本发明。

[0034] 如本文中使用的术语“不透射线医疗对象”是指基本上不透射线并且具有固定的尺寸的各种医疗仪器、工具、插件等,例如导管尖端、起搏器和除颤器导线、支架、较大的医疗对象的可识别部分等。本文的大部分在确定心脏导管尖端的位置和取向的背景中描述本发明。但是,本实施例不应当是限制性的;本发明可适用于各种各样的不透射线医疗对象,并且,对象类型和示例对象的特定列表也不应当是限制性的。术语“不透射线医疗对象”有时在本文中被简称为“医疗对象”。

[0035] 如本文中使用的,术语“单平面荧光透视”是指荧光透视系统以在程序期间拍摄所有的图像的固定的角度的操作。本发明是用于 3D 重建在人体的区域(例如,心腔)内移动时的导管的位置的方法。虽然本发明涉及只使用一个固定的角度来产生图像,如本文中稍后描述的,但是,本发明可以包括用于独立地评价深度的两个视图以用于初始化。

[0036] 如本文中使用的术语“两视图荧光透视测量”是指使用在 C 臂的不同角度处拍摄的两个荧光透视图像的 POI 3D 位置确定。

[0037] 如本文中使用的术语“形成图像像素的簇”是指这样的过程,通过该过程,图像中的像素被分组在一起或者相互关联,作为感测的医疗对象的可能的图像。

[0038] 如本文中使用的术语“像素级几何计算”是指保持原始像素强度值且允许对像素强度值执行统计计算的计算。像素级几何计算稍后在本文中被更详细地描述。

[0039] 如本文中使用的术语“有效 X 射线尺寸”是指以一致的方式测量的尺寸,使得即使这些尺寸不等于被测量的不透射线医疗对象的实际物理尺寸,有效尺寸也被一致地感测,并且因此,在测量过程中可以被依赖。下面在本文中包括对有效 X 射线尺寸的进一步讨论。

[0040] 如本文中使用的术语“梯形失真”是指由于平面外取向角而导致的图像宽度的变化。

[0041] 如本文中使用的术语“不应计数(refractory count)”是指对应于一时间段的计数。对于如何确定该时间段不应当有限制,即,它不必由计数器确定。

[0042] 如本文中使用的术语“触发窗滤波器”是指这样的过程,通过该过程,到这种滤波器的输入基于由该滤波器接收到的其它输入而在特定的时间窗(锁定期)期间被忽略。

[0043] 如本文中使用的术语“或门”是指执行逻辑“或”运算的装置或过程。该运算对于仪器领域中的技术人员来说是公知的。

[0044] 术语“位置”和“地点”在本文中可互换地用来指诸如导管尖端或其它成像结构的对象的 3D 坐标。

[0045] 在某些实施例中,通过应用下述的计算 $TT = TT_p + c_2(ST - TT_p)$ 来确定 TT, 其中, TT_p 是 TT 的前一值, c_2 是常数, 并且, ST 是在前一预定的时间段 (t_m) 期间的滤波的 ECG 信号的最大值的比率 (c_1)。在一些这样的实施例中,如果在预定的断开期 (t_0) 内没有发生 R 波触发,则 TT 被设置为 ST。在一些优选实施例中, c_1 是约 0.5, c_2 是约 0.25, t_m 是约 2 秒, RC 对应于约 90 毫秒的时间段, 并且, t_0 是约 5 秒。在某些实施例中, t_0 是在约 2 至 10 秒的范围内。在其它的实施例中, c_1 可以在约 0.4 至 0.7 的范围内, c_2 可以在约 0.15 至 0.8 的范围内, t_m 可以至少为约 1.5 秒, 并且, 不应计数 RC 可以对应于在约 30 至 250 毫秒的范围内时段。

[0046] 本发明的另一个方面是一种用于从得自于活体的 ECG 信号检测 R 波的方法, 其中, ECG 信号包括多个 ECG 信道信号, 所述方法包括如下步骤: (1) 提供多个信道 R 波检测器, 每一个信道 R 波检测器处理多个信道 ECG 信号中的不同信号, 以产生多个信道触发信号中的不同的信道触发信号; 以及 (2) 将每一个信道触发信号输入到复合 R 波检测器, 以产生复合 R 波触发。本发明的复合 R 波检测器比多个信道 R 波检测器中的每一个更加精确地检测 R 波。

[0047] 在一些优选实施例中, 所述多个信道触发信号中的每一个是到触发窗滤波器的输入, 并且, 复合 R 波检测器的复合触发输出由来自信道 R 波检测器中的任何一个的信道触发信号触发, 用于其它信道 R 波检测器的所有的信道触发信号在复合 R 波检测器触发输出被触发之后的预定的时间段内不触发复合 R 波检测器。在这些实施例中的一些中, 触发复合 R 波检测器的信道触发信号是在预定的时间段结束之后的第一接收信道触发信号。

[0048] 在其它的优选实施例中, 多个信道触发信号中的每一个是到其输出是复合 R 波检测器的触发输出的“或”门的输入, 并且在这些优选实施例中的一些中, 每一个信道触发信号包括对于由其对应的信道 R 波检测器检测到的每一个 R 波的预定持续时间的单脉冲, 并且, 复合 R 波检测器触发输出由“或”门输出的前沿触发。

[0049] 在高度优选的实施例中, 多个信道 R 波检测器中的每一个执行如下步骤: (1) 从活体获取其对应的 ECG 信道信号; (2) 将其对应的 ECG 信道信号数字化为对应的数字 ECG 信道信号; (3) 用带通滤波器对其对应的数字 ECG 信道信号进行滤波, 并且, 对数字 ECG 信道信号应用绝对值滤波器, 以产生对应的滤波的 ECG 信道信号; (4) 对于其对应的滤波的 ECG 信道信号的每一个序列值, 将滤波信号与 ECG 跟踪阈值 (TT) 进行比较, (a) 应用计算 $TT = TT_p + c_2(ST - TT_p)$, 其中, TT_p 是 TT 的前一值, c_2 是常数, 并且, ST 是在前一预定的时间段 (t_m) 期间的其对应的滤波的 ECG 信道信号的最大值的比率 (c_1), (b) 如果对应的滤波的 ECG 信号不大于 TT, 则递增对应的计数器, 但是, 如果该 ECG 信号大于 TT, 则将其对应的计数器设置为 0, 并且 (c) 如果在预定的断开期 (t_0) 内没有发生信道触发, 则将 TT 设置为 ST; 以及 (5) 将其对应的计数器值与预定的不应计数 RC 进行比较, 并且, 如果其对应的计数器值等

于 RC, 则输出信道触发。在这些高度优选的实施例中的一些中, 对于 c_1 、 c_2 、 t_m 、 t_D 和 RC, 多个信道 R 波检测器中的每一个都具有相同的设置, 并且, 在其它这样的实施例中, 多个信道触发信号中的每一个都是到其输出是复合 R 波检测器的触发输出的“或”门的输入。在这些实施例中的另一些中, 每一个信道触发信号包括对于由其对应的信道 R 波检测器检测到的每一个 R 波的预定持续时间的单脉冲, 并且, 复合 R 波检测器由“或”门输出的前沿触发。

[0050] 在本发明的用于从得自于活体的 ECG 信号检测 R 波的方法的另一个方面中, 所述方法包括将 ECG 信号与阈值进行比较, 该阈值与检测到先前检测到的 R 波的 ECG 信号的电平无关。

附图说明

[0051] 图 1A 和 1B 是示出多个导管和某些解剖结构的来自心脏介入程序的两个示例 2D X 射线图像。

[0052] 图 2 是在前后图像获取位置具有 C 臂的常规 X 射线机的图示。

[0053] 图 3A 示出定义程序套件的 3D 坐标的一组轴。该套件中的每一个元件具有可以由该坐标系中的坐标描述的位置。

[0054] 图 3B 是从图 2 的 X 射线机的 X 射线源的输出的锥形形状和几何布置得到的几何放大的图示。

[0055] 图 4 是用于使用单平面荧光透视系统确定诸如导管的对象的 3D 位置的本发明的方法的实施例的总体示意图。

[0056] 图 5 是图 4 的方法的初始化和校准过程的示意描述。

[0057] 图 6 是图 4 的方法的图像选择过程的示意描述。

[0058] 图 7、8 和 9 一起呈示图 4 的总体示意图的很多功能元件的详细的示意描述, 其开始于图像簇的形状, 以便定位候选导管尖端图像, 并且, 通过该过程, 对导管尖端测量进行校正。图 9 是导管尖端图像的子像素统计边缘检测的方法或过程的实施例的详细的示意图。

[0059] 图 10 是示出荧光透视系统几何结构对图像尺寸的影响的荧光透视图像。

[0060] 图 11 是示出荧光透视系统几何结构对图像尺寸影响的示图。

[0061] 图 12 是用来产生用于图 6 的图像选择过程的心脏门控信号的本发明的 R 波检测器的示意描述。

[0062] 图 13A 是示例数字化信道 ECG 信号 $x(t_i)$ 的 4 心跳部分。

[0063] 图 13B 是通过用带通滤波器对来自图 13A 的 $x(t_i)$ 进行滤波产生的中间数字 ECG 信号 $f(t_i)$ 的示例部分。

[0064] 图 13C 是通过用绝对值滤波器对来自图 13B 的 $f(t_i)$ 进行滤波产生的滤波 ECG 信号 $g(t_i)$ 的示例部分。

[0065] 图 13D 是被注释以示出在图 12 的本发明的 R 波检测器内的某些步骤的图 13C 的信号 $g(t_i)$ 的 2 心跳部分。

[0066] 图 14A 是使用多个信道 R 波检测器作为到“或”门的输入的复合 R 波检测器的实施例的示意描述。

[0067] 图 14B 是图 14A 的复合 R 波检测器的操作的时间线图。

- [0068] 图 15A 是使用多个信道 R 波检测器作为输入的复合 R 波检测器的可替换实施例的示意描述。
- [0069] 图 15B 是图 15A 的复合 R 波检测器的操作的时间线图。
- [0070] 图 16A 是包括心脏导管的活体中的多个对象的示例 2D X 射线图像。
- [0071] 图 16B 示出通过对图 16A 的示例图像应用阈值滤波器产生的图像。
- [0072] 图 17 示出用来计算阈值图像中的像素簇的中心的方法的一个实施例。
- [0073] 图 18 示出用来计算阈值图像中的像素簇的纵向中线的方法的一个实施例。
- [0074] 图 19A 和 19B 示出图 18 的方法的两种情况。图 19A 示出图像簇总体沿着 x 轴的情况。图 19B 示出图像簇总体沿着 y 轴的情况。
- [0075] 图 20 示出包含簇图像的边界框。
- [0076] 图 21 是作为被识别和测量为导管尖端的候选的簇的图像。示出用来实现本发明的方法内的测量的分布。
- [0077] 图 22 示出图 21 中示出的示例分布中的一种分布。
- [0078] 图 23 是对数字图像进行上采样的一种方法的计算的示图。
- [0079] 图 24 是示出子像素统计边缘检测的步骤的图 21 的图像的放大。
- [0080] 图 25 是与图 24 中示出的相同的放大, 示出如在图 24 中应用的子像素统计边界检测的结果。
- [0081] 图 26A 是表示 X 射线机的投影几何结构并示出在这种机器中发生的径向延长失真的示图。示出球形对象的成像。
- [0082] 图 26B 是扩展图 26A 的示图以包括柱形导管尖端的成像的进一步示图。
- [0083] 图 27 是示出沿着强度分布的边缘点确定的枢轴点特性和几个理想化的簇分布的示图。

具体实施方式

[0084] 单平面透视在包括导管和引线的操作期间向医师提供患者的 2D 动画视图。使用这种系统, 不管医师的经验、患者的位置和导管相对于解剖特征的位置如何都确定导管的不精确的 3D 位置。本发明详述图像分析算法的使用, 以只使用 2D 荧光透视确定 3D 空间中的导管尖端的位置。(尽管可以使用任何不透射线仪器, 但是, 本文中呈现的实施例利用心脏导管尖端作为 3D 位置估计的感兴趣点。)

[0085] 如上所述, 希望实现至少 $\pm 4\text{mm}$ 的 z 轴确定精确度。为了实现这样的精确度, 已经确定在测量医疗对象尺寸时需要的精度是约 0.023mm (对于典型的导管尺寸和检测器几何结构)。由于本文中公开的本发明的方法使用由一系列边缘点形成的两个边缘来估计对象尺寸, 所以对于每一点需要的误差是此的一半 ($0.023\text{mm}/2 = 0.011\text{mm}$)。对于具有 1000×1000 像素的分辨率和 $20 \times 20\text{cm}$ 的面积典型的检测器, 每一个像素是 $200\text{mm}/1000$ 像素 = $0.2\text{mm}/$ 像素。与 0.011mm 的精度相对应的像素的分数是 $0.011/0.2 = 0.05$ 像素 (约一个像素的二十分之一)。

[0086] 图 4 是用于使用单平面荧光透视系统确定诸如导管的对象的 3D 位置的本发明的方法的实施例 20 的总体示意图。为了方便起见, 此后的本发明的系统被称为导管尖端 3D 位置系统, 并且, 在本文中将被称为 C3DLS, 以缩短该术语。术语“系统”在该术语的广泛使

用中被用来描述方法,因为该方法主要由构成系统的软件实现。术语“过程”和“功能元件”以及在示意图中的各个元件中提及的特定术语在描述本发明的方法或系统的操作或方法步骤时在本文中被可互换地使用。

[0087] C3DLS 20 包括产生可用作数字图像流的一系列序列 2D 荧光透视图像的常规的单平面荧光透视系统 10 的使用。产生这种图像的速率可以是典型的速率,例如,每秒 7.5 或 15 个图像(帧),但是,这种速率不应当限制本发明的范围。(X 射线系统能够每秒产生较低和较高速率的图像。)这种流中的图像可用于由 C3DLS 处理,并且,在功能元件 23 中通过图像选择过程来选择。对于元件 23 的图像选择过程的进一步的细节在图 6 中被找到并稍后在本文中被描述。图像选择过程 23 确定哪些图像将由 C3DLS 20 处理。

[0088] 示例性图像是 8 位字节的 1000x1000 阵列,每一个像素一个字节,其中,每一个字节保持从 0 到 255 的范围内的强度值。另一个示例是具有表示每一个像素的两个字节(16 位)的从 0 到 4095 的范围中的 12 位像素强度值的 512x512 阵列。对于每一个图像帧,还需要和输入左/右角度和颅/尾角。这些示例不应当是限制性的;其它数据格式也是可能的。

[0089] C3DLS 20 的其余部分包括对已经通过图像选择过程 23 选择的图像的处理。对于这些处理步骤的开始点在图 4 中被标记为点 B,从而这一点可以在后续的图中被理解。这同样适用于图 4 至 9 中的点 A-G。

[0090] C3DLS 20 包括自动化过程,通过该自动化过程,导管尖端被找到并被识别为已经通过图像选择过程 23 选择的图像内的导管尖端;该过程 24(用括号指示)包括 C3DLS 20 中示出的两个功能元件作为簇形成 25 和导管尖端识别 27,并且,参照图 7 被更加详细地描述,通常具有功能块 131-145。簇形成 25 是这样的过程,通过该过程,图像中的邻近的像素作为表示感兴趣对象的可能的组相互关联。可以是导管尖端的对象在图像内形成这种组(簇)。导管尖端识别 27 是这样的过程,通过该过程,适当的簇被确定为导管尖端的图像。

[0091] C3DLS 20 包括功能元件 29 中的导管尖端的测量和功能元件 31 中的这种测量的进一步的细化。导管尖端测量的校正 31 涉及几个本发明步骤,并且,表示本发明中的另一个重要的概念。稍后在本申请中参照图 7 至 9 呈示进一步的细节,其开始于图 7 的功能块 147 并包括图 8 和 9 的全部。

[0092] 然后, C3DLS 20 前进到功能元件 33,以基于导管尖端的精确测量来确定导管尖端的 3D 坐标和取向,在该确定中使用荧光透视系统 10 的几何结构。

[0093] 在现在知道导管尖端的 3D 位置和取向的情况下,这种信息可供临床医生以各种方式使用。功能元件 35 表示以各种方式显示这种数据,其中有简单的坐标显示,其示出导管尖端的深度(z 坐标),使得临床医生可以在观看 x 和 y 图像信息时知道深度。但是,还可以使用提供这种数据的很多其它的方式,包括 3D 标测数据的产生和显示,使得临床医生能够可视化各种解剖结构,以便有助于介入程序。

[0094] 下面的节更加详细地描述 C3DLS 20。在本发明中涉及的概念当中,本发明考虑 2D 荧光透视图像的固有特性,并且,使用高端计算算法来解决 3D 空间中的导管深度(z 坐标)的问题,在常规的 X 射线系统中丢失了该数据。

[0095] 由于荧光透视图像是投影,所以它们是成像体积的表示,其中,基于 X 射线源 11、被成像的解剖结构和 X 射线检测器 13 的相对位置,根据精确的几何规则,成像的 3D 解剖结

果被变换为 2D 投影图像。由此,由于 X 射线源 11 离在台子 12 上的被成像解剖结构的有限距离,所以 X 射线投影成像包括固有的投影失真。结果,更靠近源 11 的对象比投影图像中的更远离源 11 的对象被放大得更多。

[0096] 图 10 和 11 描绘了荧光透视系统 10 的这种锥形投影和由此获得的图像。图 10 示出具有永久起搏器引线 115 和 117 的荧光透视图像 113。两个 ECG 贴片 119P 和附属引线 119L 被示出在图像 113 中。由于这两个贴片 119P 和引线 119L 位于相同的 z 位置,所以它们的尺寸没有差异。但是,在图 13 中还示出两个导管 121 和 123。导管 121 和 123 是相同的导管,但是,导管 121 比导管 123 大地出现在图像 113 中,因为导管 121 位于患者胸部的后面,导管 123 位于胸部的前面。导管 121 由此更靠近 X 射线源,从而,由于从荧光透视系统 10 的几何结构存在的圆锥投影或梯形失真效果而导致导管 121 和 123 的图像的放大率不同。

[0097] 图 11 提供进一步的图示,从而描绘由锥形投影产生的图像的示意表示。X 射线以锥形束从 X 射线源 11 发出,中心轴 CA 从其通过。两个点 P1 和 P2 分别位于离 2D 荧光透视系统 10 的中心轴 CA 的距离 x_1 和 x_2 处。 x_1 和 x_2 在离中心轴 CA 的相等的距离。P1 和 P2 也分别位于离患者台子 12 的距离 z_1 和 z_2 处。在本示例中,虽然 x_1 和 x_2 相等,但是,在 X 射线检测器 13 上的图像中的对应点的 x 位置 X1 和 X2 不同。X1 大于 X2,该差异图示了 2D 荧光透视图像中的失真。

[0098] 在目标对象(例如,人体)中没有经过光电吸收或康普顿散射的锥形束中的那些 X 射线到达检测器 13,以形成主 2D 辐射图像。到达检测器 13 的 X 射线光子的空间图案中的主图像信息源自:随着主 X 射线沿着其直线路径传播,由患者内部的每一层、结构和装置(例如,肺、心脏、椎骨、导管)提供的不同的增量衰减。该衰减遵循公知的指数衰减过程。另外,作为主 X 射线产生的康普顿散射中一些通过患者,也到达检测器 13。这些 X 射线不携带实用信息,减少解剖结构内部的对象的表现对比度,并且添加到图像中的量子 X 射线噪声。

[0099] X 射线检测器 13 将入射到其上的 X 射线的空间图案转换为数字图像。该数字图像通常被处理、存储和显示。另外,数字图像中的信息被用来控制 X 射线发生器,该 X 射线发生器又激励 X 射线管。通常,荧光透视系统 10 包括自动亮度控制(ABC),该自动亮度控制(ABC)用来控制系统 10 以缩放数字图像,使得数字图像的平均强度将为数字图像强度尺度的约 50%或稍微低于 50%,例如,在 0 到 255(8 位图像强度尺度)的检测器范围内的 100 的平均强度。心脏区域中的亮度值可能是约 100,在肺中的值超过 200,并且,在脊柱中的值为约 25。根据图像中的散射的量和束谱,导管电极尖端的图像中的强度值可能接近 0 或略高。

[0100] 一般地,由于较高的信噪比(SNR),图像强度级别越高,图像质量就越高。但是,所有的其它东西都是相等的,图像 SNR 越高,到患者的辐射剂量就越高。因此,X 射线系统的每一个成像模式提供图像质量(SNR)和患者剂量之间的折中。由于复杂的心脏介入程序所需的荧光透视时间的量,临床医生以提供充足成像的最低的患者剂量和图像 SNR 级别操作。这又意味着,典型的荧光透视图像是“有噪声的”,即,意味着由于随机的 X 射线量子噪声而导致在每一个图像元素(像素)中存在强度级别的显著的统计变化。

[0101] 荧光透视系统 10 可以控制的因素包括束能量谱、束强度(对于给定的束谱)和曝光时间。系统 10 的操作者通常具有选择荧光透视成像速率(以每秒的图像数量测量)的能

力。对于本发明包括的心脏应用,可用速率可能通常在每秒 3.75 至 30 图像的范围。由每一种身体组织提供的衰减的程度和在患者内放置的装置由组织或材料成分、其密度和 X 射线束谱确定。由于 X 射线系统自动地调整束谱,在其它因素当中,为了实现期望的图像 SNR,由此得出,在身体内放置的装置的衰减以及因此其相对于图像中的相邻区域的对比度将根据患者的尺寸、特定的成像场景和系统 10 的各种设置来改变。取决于患者尺寸、成像视场、患者离检测器 13 的距离和其它因素的图像场景中的 X 射线散射的量也影响身体内成像的装置的对比度。

[0102] 再次参照图 4,功能元件 21 包括对 C3DLS 20 进行初始化和校准的步骤。图 5 是初始化和校准步骤 21 的更详细的示意表示。图 5 包括荧光透视系统 10A,以附图标记 10A 而不是 10 标记,以指示单平面荧光透视系统 10 在初始化和校准步骤期间在两个不同的 C 臂 8 角度位置中使用,以便产生两个 2D X 射线图像来捕获 z 坐标信息。(术语“两视图荧光透视”用来将其与双平面荧光透视区分开,在双平面荧光透视中,附加硬件被包括在内,以便以产生第一图像相同的距离在不同于第一平面的屏幕中产生第二 2D X 射线图像。)本发明的重要目的在于使用最简单的荧光透视系统硬件(例如,图 2 中的系统 10)提供 3D 位置和取向信息。两视图荧光透视是指在第一 C 臂 8 角度位置中首先产生 2D X 射线图像并然后在将常规的单平面荧光透视系统 10 的 C 臂 8 旋转到第二角度位置之后产生(在相同位置中的相同对象的)第二 2D X 射线图像的过程。图像选择过程 23 起到在初始化和校准过程中捕获和选择所需的特定图像的作用。图像选择 23 被自动地或手动地控制,以通过 C3DLS 20 供应用于处理的期望的数字图像。

[0103] 为了对 C3DLS 20 进行初始化和校准,使用图 5 中示出的两视图荧光透视作为功能元件 39 来测量导管尖端的有效的 X 射线尺寸(两视图投影计算)。确定有效的 X 射线尺寸是 C3DLS 20 中的重要步骤。导管可以被涂敷弹性材料层,其根据导管不同而厚度不同,并且,可能具有与导管的其它部分(例如,金属部分)不同的吸收 X 射线能量的能力。其与导管制造工艺变化的存在一起意味着,(1)不能基于制造者模型号针对实际导管尺寸(例如,直径)进行假设;以及(2)物理卡尺测量不足以表征特定的导管将如何出现在 X 射线图像中。

[0104] 功能元件 39 的测量通过将导管放置在 X 射线源 11 和 X 射线检测器 13 之间的台子 12 上(例如,以其无菌包装在患者的顶部或者直接在台子 12 上)而执行,并且,来自不同的已知的 C 臂 8 角度位置和几何结构的两个图像通过视频获取在功能块 37 中被获取。使用从两个不同角度拍摄的相同对象的两个 2D 图像的数据来确定导管的 3D 坐标和有效尺寸的分析方法是数学领域的技术人员所公知的,其涉及具有双未知数的三个方程的超定系统。一种这样的方法利用最小二乘法的方法。一般地,由于图像内的像素化,交点 (x, y, z) 将不精确地相同。因此,这种统计方法适用。

[0105] 为了这种分析提供对有效的 X 射线尺寸的精确估计,在两个图像内识别的导管尖端的点 (x, y, z) 必须与物理地在导管上的相同点相关;否则,在分析背后的假设是不正确的,将会导致错误的结果。已经发现,导管尖端图像的大致矩形区域的中心和该区域的四个角落是用于这种确定的好点。

[0106] 导管直径是在 C3DLS 20 内使用的重要尺寸。有效的 X 射线直径是导管尖端直径的值,当被应用于从 2D 荧光透视图像中的测得的导管尖端图像进行的深度计算时,该值提

供最精确的无偏结果。使用有效的 X 射线尺寸显著地减少了测量偏差,因为使用将在后续单视图测量中发生的相同的测量偏差来计算其确定。由于已知在这两个视图中的每一个中包括的几何放大因素,所以任意一个视图可以用来计算有效的 X 射线直径,或者,为了提高的精确度,可以使用两个或更多个值的平均值。

[0107] 从 2D 图像测量导管尖端易受来自几个源的偏差,其包括 X 射线管焦斑半影、图像处理(例如,边缘增强)和应用于图像中的导管尖端的强度分布的阈值的选择。例如,焦斑半影使导管尖端的边缘模糊,从而更难定义精确的边缘。X 射线检测器 13 由于检测器 13 内的信号的横向色散和检测器元件为有限尺寸(例如,140-200 微米)而引入导管尖端图像边缘的一定模糊。此外,使用阈值来估计图像内的导管尖端的边缘的位置。该阈值是导管尖端图像的暗区域和暗图像周围的较亮的背景区域之间的强度值。该特定的阈值被选择以对背景噪声不会过度敏感,但是,可能是误差源。

[0108] 这些偏差存在于用两个视图图像以导管尖端深度进行的测量中,但是,随着 C3DLS 过程进行而还存在于所有的其它的后续导管尖端宽度测量中,从而,后续测量偏差往往会通过使用有效的 X 射线尺寸被取消。例如,与两视图图像相同的深度进行的导管的任何测量应该是无偏差地相同。此外,在使用 C3DLS 20 在身体中的心脏或其它器官内导航中可能遇到的深度范围内,偏差不应该显著地改变。在介入电生理程序中,导管尖端的移动可能在离其初始深度的 $\pm 3\text{cm}$ 的范围中。由于源 11 与图像 13 的距离通常在 100-120cm 的范围中,所以深度偏移的范围相对较小。

[0109] 确定导管尖端的有效的 X 射线尺寸的过程 39 还包括识别这两个图像内的导管尖端图像。该识别可以通过用户交互或者通过自动化识别步骤来进行。这种自动化步骤稍后在本文中作为 C3DLS 过程中的步骤被描述,并且,在所需的初始化和校准内被应用。由于自动化是本发明的主要目的,所以自动化导管尖端图像识别是初始化和校准内的优选方法。

[0110] 初始化和校准内的其它步骤包括设置用于最大和最小导管尖端图像面积的标准(步骤 41A)和设置用于最大导管尖端图像长度的标准(步骤 41B)。这些量和关系中的每一个稍后用于在 C3DLS 20 内进行的计算中,并且,稍后将在本文中被讨论。

[0111] 尽管任何或全部顺序地获得的图像可以被分析和使用,但是,用于 C3DLS 过程的重要部分是选择哪些图像帧由 C3DLS 20 内的算法处理。由于(1)患者的物理移动(例如,周期性的心脏和呼吸运动以及其它运动,例如,病人或设备的重新定位)和(2)计算机的处理速度,并没有处理所有的图像。对于周期性的运动,希望在 C3DLS 20 内处理的图像在这些运动内以相同的相位被捕获,并且,C3DLS 20 的计算结果被实时地显示给临床医生。为了选择这些运动内以相同的相位的图像,可以利用这样的处理,通过该处理,在相对较小运动的时段期间选择图像。这种处理被称为门控。

[0112] 再次参照图 4,在初始化和校准 21 之后由 C3DLS 20 处理的每一个 2D 图像从被输入到功能元件 23 的数字图像的序列流选择。数字图像流可以通过被表示为视频获取 37 的多个不同的硬件配置产生。本发明的一个目的在于提供一种可以与各种各样的常规的 2D X 射线机一起使用的系统,其视频输出可能明显地变化。满足这种需要的一种方法是从用来驱动 X 射线图像的显示的信号获取数字图像。这种方法对于计算机和成像硬件领域的技术人员来说是公知的。

[0113] 图 6 示出图像选择过程。C3DLS 20 包括被配置为选择要处理的图像的两个子系

统,即,基于心脏的系统 (ECG 传感器 43 和 R 波门 50) 和基于呼吸的系统 (呼吸传感器 45 和呼吸门 47)。一个或两个这样的系统可以被用来控制图像选择器 38。除了心脏门控和呼吸门控以外的图像选择的其它可能的方法可以被编程到图像选择器 38 中。这些可以包括但不限于基于可用的另一种信号或输入命令的定时。

[0114] 心脏和呼吸门控都用来选择其间发生最小运动的图像,以最小化由于 X 射线检测期间的运动导致的图像模糊。在心脏门控的情况中,还可能希望选择心脏周期的特定相位期间的图像。

[0115] 在下一节中,描述 R 波门控,通过该过程,荧光透视图像被 ECG 门控。

[0116] 人的心脏由电活性的肌细胞构成。这些细胞在细胞膜去极化时收缩,并且,这导致 (1) 心的四个室至关重要地收缩以泵血,以及 (2) 在身体表面上可作为心电图 (ECG) 检测的弱电流。在心电图中,主导部分是 QRS 复合波,其最明显的特征是在最大质量的肌细胞去极化时产生的 R 波。这些细胞构成心室,并且,对于 ECG 信号,左心室是大的贡献者。ECG 的其它特征是 P 波 (心房去极化) 和 T 波 (心室复极化)。(为了所示的代表性的 R 波,参见图 13A。)QRS 复合波包括 Q 波、R 波和 S 波,并且,通常由 R 波占主导。(QRS 复合波的该特征是一种简化。图 13A 的示例 ECG 不包括可识别的 S 波。事实上,比较常见的是,Q、R 和 S 波中的任何一种可能会丢失。并且,ECG 极化和去极化序列中的多种其它变化也是可能的,这对于心电图领域的技术人员来说全部是公知的。ECG 信号在 ECG 测量的多种引线当中对于不同的患者明显地变化。图 13A 的代表性的单引线 ECG 信号是例如 Q 波和 S 波可能在 ECG 信号中如何不容易被识别的良好的图示。R 波对于不同的患者也明显地变化,但是,由于其主导特性而被更可靠地识别 (检测)。来自多种源的测量噪声也是 ECG 信号中的混杂因素。

[0117] 在某些程序期间,为了在患者的跳动的中标测和消融,电生理师 (EP) 必须定位且不断重新定位几个不同的导管。通常,EP 具有可用的荧光透视成像系统,其使用通过患者的 X 射线来制作心脏的 2D 图像。EP 快速地工作以最小化荧光透视图像的数量,从而尽可能地减少程序时间并由此减少患者对 X 射线的暴露。荧光透视图像通常以每秒 7.5 或 15 个图像的速率 (有时候甚至更高的速率) 获得,从而通常提供每心跳多个荧光透视图像。

[0118] 因为心脏腔室 (心室和心房) 的收缩必定导致心脏室壁的运动和血流,所以位于心脏腔室中的任何导管将移动。对于 EP 来说,导管随着每一次心跳的移动是主要的复杂化因素。但是,由于大部分心跳非常类似于紧邻最近的心跳,所以该移动是高度重复的。(该心脏运动是主导的混杂的运动,但是,另外,存在来自呼吸的较小的、较慢的重复的混杂的移动。可能还存在来自患者的随机移动。)

[0119] R 波门控,相对于心跳的成像的定时,可能有帮助的方式有三种:(1) 向 EP 提供一系列的荧光透视图像,其中,在单个心跳期间的心脏和导管的移动全部基本上被去除,从而,从一次心跳到下一次心跳,EP 实际上看见稳定的图像;(2) 选择心脏移动最小的时间或时间范围,使得可以在单 X 射线图像的短曝光时间期间以最小量的模糊捕获荧光透视图像;以及 (3) 在心动周期的特定的时间 (通常是舒张) 处选择荧光透视图像,该时间可以与在例如制作心脏的计算机断层扫描 (CT) 图像时的心动周期的相同相位匹配,并且,其正被用于消融相关信息的演化模型的素材。

[0120] 为了从心跳到心跳提供稳定的图像,检测心跳的恒定相位。检测心跳的最容易的且最可靠的相位是心缩期,正是在 R 波的时刻。在心室去极化和收缩时发生正常心跳和

异位（不正常）心跳的 R 波；由此，出于此目的，可以使用正常和异位心跳的图像。

[0121] 关于最小的心动，许多图像可以被保留用于计算机分析或呈示给 EP，因为在很多正常的心跳周期期间，心脏室壁正在更慢的移动。R 波门控间接地识别这些时间段作为与每一个识别的 R 波的定时偏移。在选择心动周期中的特别有利的瞬间（用来获得荧光透视图像）时，该时刻被预测为与检测到的 R 波的偏移间隔，而不是在 ECG 中直接识别该时刻。因此，在 ECG 信号中检测 R 波是用于这种心脏门控的重要功能。

[0122] 希望该 R 波门控功能是简单的、可靠的、精确的且自动化的，涉及到低的计算负荷，能够在单个 ECG 信道上发挥作用，并且尽可能实时地操作（即，具有最小的延迟）。

[0123] 图 12 示出本发明的 R 波检测系统 50 的实施例。图 12 包括提供 R 波检测系统 50 中示出的所有的信号和参数的定义的图例。本实施例以一般性（参数被示出为符号）和特异性（在“图例”的底部给出参数的值）的方式被示出。图 13A 至 13C 示出下面描述的在 R 波检测系统 50 中使用的三种信号。

[0124] 如图 12 所示，来自被监测的活体的单信道模拟 ECG 信号 $x(t)$ 通过模拟数字转换器 (A/D) 51（在系统 50 中 A/D 采样率 $f_s =$ 每秒 500 个样本）被转换为数字 ECG 信号 $x(t_i)$ 。在图 13A 中示出代表性的数字 ECG 信号 $x(t_i)$ 。数字 ECG 信号 $x(t_i)$ 通过 25Hz 数字带通滤波器 53 被馈送，以产生中间数字信号 $f(t_i)$ 。在图 13B 中示出由 $x(t_i)$ 产生的代表性的中间数字信号 $f(t_i)$ 。

[0125] R 波检测系统 50 的滤波器 53 和所有的其它剩余元件可以在软件中被实现，该软件被编程以在数字计算机（例如，PC）中计算所需的量。滤波器 53 包括作为 $x(t_i)$ 的 k 个样本的移动窗和的矩形波滤波器 $s(t_i)$ 和产生中间 ECG 信号 $f(t_i)$ 的第二差分滤波器。在图 12 的流程图中，示出用于 $s(t_i)$ 和 $f(t_i)$ 的公式。如 R 波检测系统 50 中所示， k 具有值 10。也就是说， $s(t_i)$ 是数字化 ECG 信号的当前输入值 $x(t_i)$ 和前面的 9 个值之和，并且，中间 ECG 信号 $f(t_i)$ ，即，带通滤波器 53 输出，是这些和 $s(t_i)$ 的第二差分。

[0126] 数字带通滤波器的中心频率取决于 k 与采样周期 t_s ($t_s = 1/f_s$ 秒) 之积。在图 12 的实施例中， $k = 10$ 且 $t_s = 0.002$ 秒。这两个量之积是对应于 25Hz 的带通滤波器中心频率的 20 毫秒。该滤波器关系对于数字信号处理领域的技术人员来说是公知的。

[0127] 在本实施例中，滤波器 53 是具有 60 毫秒宽脉冲响应的对称的有限脉冲响应滤波器。中间 ECG 信号 $f(t_i)$ 的峰值在输入 ECG 信号 $x(t_i)$ 的峰值之后的约 30msec (30 毫秒)，从而引入约 30msec 延迟。

[0128] 请注意，图 13 中的 $f(t_i)$ 以及由此图 13C 中的 $g(t_i)$ 被示出为具有比图 13A 中的 $x(t_i)$ 高很多的信号电平。这是由于如滤波器 53 所示对于 $s(t_i)$ 的关系不是除以 k （不是对 10 个值进行平均，而是求和）的事实缘故。这种实施例不应当限制带通滤波器 53 的结构；由此可知，对于中间数字信号的计算求平均或者求和或者甚至使用增益的差值都不会改变 R 波检测系统 50 的实施例的基本结构。此外，对于 $x(t_i)$ 、 $f(t_i)$ 和 $g(t_i)$ 所示的信号电平是数字信号的任意电平，并且，R 波检测系统 50 的性能不取决于这种信号增益设置。

[0129] 中间 ECG 信号 $f(t_i)$ 通过在元件 55 处计算其绝对值来被整流，以产生滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 。在图 13C 中示出由 $f(t_i)$ 产生的代表性的滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 。在比较器元件 57 处将滤波的 ECG 信号与计算的 ECG 跟踪阈值 TT 进行比较。如果滤波的 ECG 信号小于或等于 ECG 跟踪阈值 TT ，则计数器 59 被递增一个计数。由于每当新的滤波的 ECG 信号值在

R波检测系统 50 中可用（即，每秒 500 次）时由比较器 57 进行比较，所以计数器 59 实际上是定时器。因此，在本实施例中，每一次计数等于 2msec。如果在比较器 57 处滤波的 ECG 信号超过 ECG 跟踪阈值 TT（通常在 R 波期间），则计数器 59 被重置为 0，如图 12 的流程图中的元件 61 所示。这种重置为 0 只有在通过从比较器 57 得到的比较触发时发生，并且，由计数器重置 61 和计数器 59 之间的虚线连接指示。

[0130] 在从计数器重置 61 起重置之后的时间段期间，当滤波的 ECG 信号低于 ECG 跟踪阈值 TT 时，计数器 59 不被重置，并且，继续计数。在计数器 59 达到如比较器元件 63 确定的预定的不应计数 RC 时，输出 R 波触发，并且，该触发被提供给 C3DLS 过程的其它部分，或者由需要心脏门控信号的其它系统使用。在本实施例中，不应计数 RC 具有与 90msec (45x2msec 采样期) 的不应期相对应的 45 的值。采用该组参数，在产生 R 波触发时，R 波检测系统 50 指示 R 波在约 120msec 之前发生了（约 30msec 滤波器延迟 +90msec 不应期）。如果来自计数器 59 的计数不等于比较器 63 中的 RC，则该过程仅等待下一次采样发生，如功能元件 68 所示。

[0131] 心跳的每一个周期的一部分被称为不应期 (refractory period)，在该期间心脏肌肉复极化。在该期间，下一次心跳不能发生，即，直到复极化完成。不应计数 RC 的目的是防止在单个心跳内发生双触发。

[0132] 图 13D 是来自图 13C 的滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 的放大部分，如图 13C 所示。图 13D 示出代表性的滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 的两个心跳段。这两个心跳相隔约 0.67 秒。沿着时间轴的第一心跳段由以字母“a”结尾的附图标记表示，并且，第二心跳段中的类似的特征具有带字母“b”的类似的附图标记。在滤波的 ECG 信号的其它部分当中，每一次心跳包括在主要由数字 ECG 信号 $x(t_i)$ 中的对应的 R 波产生的峰值 71a 和 71b 周围的信号段。在峰值 71a 和 71b 的前侧分别是较小的峰值 73a 和 73b，并且，在峰值 71a 和 71b 的尾侧分别是较小的峰值 75a 和 75b。在图 13D 中的信号 $g(t_i)$ 的剩余区域内的是具有比刚描述的峰值低很多的电平的信号。

[0133] R波检测系统 50 包括 ECG 跟踪阈值 TT 的动态设置，并且，ECG 跟踪阈值 TT 与发生 R 波触发的 ECG 信号的所有之前的电平无关。在包括跟踪阈值的动态设置的现有技术的 R 波检测器系统通常基于发生了触发的之前的 ECG 信号电平的平均值或者在由之前的 R 波触发的处理的 ECG 信号电平的一些其它功能确定的电平处设置跟踪阈值电平。这种之前触发电平相关 R 波检测器可以很好地操作，只要心脏性能没有变化太多，或者，只要 ECG 信号不包含太多的噪声。特别地，心律失常或其它心电异常导致这种现有技术的 R 波门表现不佳

[0134] 在 R 波检测系统 50 中，滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 由元件 65 监测，以找到预定时间段 t_m 内的其最大值。时间段不是移动窗时段，而是一系列的 t_m 秒长的连续 (sequential) 时段。以这种方式找到滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 的最大值，允许 R 波检测系统 50 适于改变 ECG 信号 $x(t)$ 内的信号电平。基于 $g(t_i)$ 的最近的最大值，在元件 67 中计算建议的 ECG 跟踪阈值 ST，作为常数 c_1 乘以 $g(t_i)$ 的最大值。在本实施例中， $c_1 = 0.5$ 。然后，在元件 69 中，ECG 跟踪阈值 TT 如下计算：

$$[0135] \quad TT = TT_p + c_2(ST - TT_p)$$

[0136] 其中， TT_p 是 TT 的之前设置的值，并且， c_2 是常数。ECG 跟踪阈值 TT 的计算值被用于比较器 57 中，除非对于在产生最后一次触发之后的预定的断开期 (dropout period) t_D ，

尚未产生新的处理,此时,ECG 跟踪阈值 TT 被设置为 ST。在本实施例中,预定的断开期 t_0 被设置为 5 秒。

[0137] 用于跟踪阈值 TT 的初始值可以被设置为实验上确定的数值。但是,跟踪阈值 TT 的动态设置在几个时间段 t_m 中快速地收敛到其合适的值。

[0138] ECG 跟踪阈值 TT 被重复地调整,以适于等于建议的 ECG 跟踪阈值 ST 的分数的水平。(在图 13 的实施例中,该分数是 0.5。)为了逐渐地调整 ECG 跟踪阈值 TT,从滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 的独立的 t_m 秒时间段得到建议的阈值 ST。(这些时间段是独立的,因为它们没有重叠地连续,即,这些时间段不是移动窗时段。)在 t_m 秒内检查滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$,以在该 t_m 秒的时段内找到其最大值。因此,在对于该 2 秒时段的本实施例中,ECG 跟踪阈值 TT 的良好选择是在该时段期间 $g(t_i)$ 的最大值的一半。但是,滤波的 ECG 信号的下两秒被类似地、独立地检查,并且,ECG 跟踪阈值 TT 在每两秒(一般地, t_m 秒)的末端处被逐渐地调整,从而,TT 往往会跟踪(适于)独立的建议的阈值 ST。

[0139] 元件 69 的自适应过程操作用来将 ECG 跟踪阈值 TT 以其紧邻之前的值 TT_p 和每一个新建议的阈值 ST 之间的差的分数 c_2 调整。该过程将 ECG 跟踪阈值 TT 对于建议的阈值 ST 的变化(在连续的不应 t_m 秒时段中的滤波的 ECG 信号的最大值的变化)的响应平滑化。ECG 跟踪阈值 TT 的平滑的量取决于 c_2 的值,并且,更大量的平滑也在 ECG 跟踪阈值 TT 对建议的阈值 ST 的变化的响应中添加更多的时间滞后。更接近 0 的 c_2 的值在响应中提供更大量的平滑和更多的滞后。更接近 1 的 c_2 的值产生较不平滑且较快的响应。

[0140] 如果对于 t_0 秒的时段没有发生 R 波触发,则也调整 ECG 跟踪阈值 TT。这发生在当由于滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 中的更快的变化而导致 ECG 跟踪阈值 TT 没有足够快速地作出响应并且正没有检测到 R 波时的极少数情况下。在图 12 的实施例中, t_0 是 5 秒。当这发生时,ECG 跟踪阈值 TT 被设置为建议的阈值 ST 的当前值,从而导致心跳开始被立即检测。

[0141] 如上所述,图 12 的本发明的 R 波检测系统 50 的实施例被示出具有如下的参数设置:数字采样速率 = 500sps ; $k = 10$; $t_m = 2$ 秒 ; $c_1 = 0.5$; $c_2 = 0.25$; $t_0 = 5$ 秒 ; 以及 $RC = 45$ 。已经确定,这样的一组特定参数在 R 波检测系统 50 中运行很好,但是,这种参数值不应当限制本发明的范围。

[0142] 500sps 的采样速率和 10 个样本的矩形波窗和将滤波器 53 设置为 25Hz 带通滤波器。通过将带通滤波器合并有与典型的 (~ 15 Hz) 相比较高的中心频率 (~ 25 Hz),本发明的 R 波检测系统 50 能够在允许充足的 R 波信号内容可用于检测目的的同时更强地拒绝 T 波和 P 波。在本发明的范围内,带通滤波器 53 可以具有除了 25Hz 以外的中心频率。但是,如果带通滤波器 53 的中心频率被设置得太高,则可能不希望地拒绝异位或束支 R 波。

[0143] 在元件 65 中确定 $g(t_i)$ 的最大值的预定的时间段 t_m 需要足够长,以确保包含用于全范围的预期的心率的至少一个 R 波。因此,希望约 1.5 秒的最小值。2 秒的 t_m 的值对应于确保将适当地处理 30bpm 的心率。较长的时间段导致 ECG 跟踪阈值 TT 适应于要不希望地延迟的 ECG 信号中的变化。

[0144] 由于较低的设置会冒险在 P 波和 T 波上产生触发,并且,更高的级别会冒险失去在呼吸周期的一部分期间的较低振幅或者来自较低振幅的异位心跳的 R 波,所以将 ECG 跟踪阈值 TT 设置在滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 最大值的约一半 ($c_1 = 0.5$) 处是合适的。 c_1 的良好值范围是在约 0.4 到 0.7 内。

[0145] 常数 c_2 影响适应于 ECG 信号变化的速率。已经发现, $c_2 = 0.25$ 提供良好的适应速率; 较小的校正步骤使适应变慢, 并且, 较大的校正步骤对 ECG 信号中的孤立的伪影过度反应。在约 0.15 到 0.8 的宽范围内的 c_2 的值允许按需地选择自适应速率。

[0146] 通过设置如上所说明的作为计数值的不应期参数 RC 来设置不应期的时间长度。不应期(时间)是 RC 乘以数字信号的采样期。在图 12 的实施例中, 不应期是 $45 \times 2 \text{msec} = 90 \text{msec}$ 。在 30 到 250msec 的范围内的不应期提供具有用于参数 RC 的对应的计数值的可用的值范围。较短的不应期会冒险在单个 QRS 复合波内产生双触发; 较长的不应期会引入附加的延迟。此外, 在异位心跳非常早或者存在非常高的心率时, 较长的不应期会导致失去的心跳检测。取决于特定的 ECG 信号, 可以实现设置 RC 以在心跳的最希望的区域中产生触发。

[0147] 现在参照图 13D, 示出了两次心跳。这些心跳包括如上所定义的一系列峰值。在描述 R 波检测系统 50 的操作中, 假设根据前面的 2sec 时段 t_m , 确定 ECG 跟踪阈值 TT(81a) 具有示出且没有非常按比例的值。系统 50 及时地前进到处理滤波的 ECG 信号 $g(t_i)$ 的顺序值, 与峰值 73a 相关联的 $g(t_i)$ 的值都不高于 ECG 跟踪阈值 TT(81a)。在沿着由附图标记 77a 指示的 $g(t_i)$ 的点以及 77a 和 79a 之间的所有的采样点处, $g(t_i)$ 高于 ECG 跟踪阈值 TT(81a)。因此, 在该区域(77a-79a) 中的每一个采样点处, 计数器重置 61 将计数器 59 重置为 0。在经过点 79a 的 $g(t_i)$ 的每一个采样点处, 计数器 59 递增 1, 并且, 当计数器 59 具有等于 RC(45 个计数) 的值时, R 波检测系统 50 在由附图标记 83a 所示的时间处输出门控触发。对于调整触发输出(例如, 产生固定长度的脉冲) 有几种方法; 这些方法对于信号处理领域的技术人员来说全部是公知的, 并且, R 波检测系统 50 的操作不取决于这种调整。

[0148] 随着处理进行, 元件 65 监测 $g(t_i)$ 的值以在对应于虚线 85 的时间结束的 2sec 时间段 t_m 期间找到 $g(t_i)$ 的最大值。在峰值 71a 处出现最大值, 并且, 在本示例中, 具有 945 的值。随着时间推移通过线 85, 通过元件 69 中的如下计算来建立 ECG 跟踪阈值 TT(现在为 81b) 的新值。 $TT(81b) = 490 + 0.25 * (945 / 2 - 490) = 485.63$ 。(图 13A 至 13D 的时间轴被标度为在 $t = 0$ 处开始; 但是, 该时间表示是完全任意的。)

[0149] 在比较峰值 71b 周围的 R 波检测系统 50 的操作时, 请注意, 峰值 73b 高于 ECG 跟踪阈值 TT(81b), 因此, 对于高于 TT(81b) 的峰值 73b 内的 $g(t_i)$ 的任何采样点, 计数器重置 71 将计数器 59 重置为 0。但是, 沿着 $g(t_i)$ 的点 77b(以及 77b 和 79b 之间的所有的点) 也使得计数器 59 在计数器 59 到达值 RC(45 计数) 之前被重置为 0。因此, 点 79b 是沿着 $g(t_i)$ 的最后的点, 以重新开始计数器 59 的计数, 并且, 然后, 在由附图标记 83b 所示的时间处产生 R 波触发。

[0150] 本发明的 R 波检测系统的一个优点是, 它产生非常低的假阳性检测率, 即, 在没有发生 R 波时发生触发的比率极低。由此, 并行地使用多个 R 波检测系统可以提高 R 波检测的总性能。例如, 当在一个 ECG 信道中丢失了异位或短的 R 波时, 它在不同的 ECG 信道中是经常可检测到的。本发明的一个方面是将多个 R 波检测系统组合成复合 R 波检测系统, 以便提高精确度。

[0151] ECG 信号通常可用作来自放置在活体上的不同位置上的电极的多信道。各个信道信号特性相似, 但是, 在具体的形状和相位上都稍微不同。图 14A 和 15A 示出这种复合 R 波检测系统的两个实施例。

[0152] 首先, 参照图 14A, 其示出一个实施例, 即, 复合 R 波检测系统 $50c_1$ 。复合 R 波检测

系统 $50c_1$ 包括 n 信道 ECG 信号, 作为到 n 信道 R 波检测系统 $50(1)-50(n)$ 的输入。这种信道 R 波检测系统在结构上与 R 波检测系统 50 相同, 但是, 每一个在其自身的对应的信道 ECG 信号上独立地操作, 以产生其自身的信道 R 波触发信号 (在本文中有时被称为信道触发信号)。该组信道触发信号分别由附图标记 87 以及 $t_1(t)$ 、 $t_2(t)$... $t_n(t)$ 指示。复合 R 波检测系统 $50c_1$ 包括其输出是指示多信道 ECG 信号中的 R 波的检测的复合 R 波触发信号 89 的“或”门 91。

[0153] 图 14B 进一步示出复合 R 波检测系统 $50c_1$ 的操作。示出四个时间线功能, 即, 三个信道触发信号 87 和复合 R 波触发信号 89。这些信号中的每一个被表示为正常逻辑表示中的高 (HIGH) 或低 (LOW) (0)。这种表示不应当是以任何的方式限制的。信道 R 波检测系统 $50(1)-50(n)$ 包括信道触发信号 $t_1(t)-t_n(t)$ 的信号调整, 使得每当信道 R 波检测系统 ($50(1)$ 至 $50(n)$) 检测 R 波时, 在对应的信道 R 波触发信号中产生固定持续时间的脉冲。

[0154] 脉冲 93、95 和 97 是各个信道触发信号中的这种固定持续时间脉冲。(这种信号调整对于信号处理领域的技术人员来说是公知的, 并且, 这里未示出。) 复合 R 波触发信号 89 是“或”门 91 的输出。在各个信道 R 波触发信号中的任何一个都是 HIGH 时, 输出 $t_c(t)$ 是 HIGH, 如图 14B 所示。所得到的 $t_c(t)$ 的输出脉冲的前沿可以被视为发生复合 R 波触发的时间, 但是, 与脉冲 99 有关的其它时间也可以被视为此。

[0155] 脉冲 93 至 97 的时间宽度可以被设置为这样的时间段, 在与用于复合 R 波检测器的信道 R 波检测器的各个 RC 值的不应计数 RC 相对应的的时间段相加时, 总和是与用于 R 波检测器 50 单独地操作的不应计数 RC 相对应的的时间段。因此, 如果与用于信道 R 波检测器的不应期 RC 相对应的的时间段被设置约 50msec, 则脉冲 93 至 97 的长度可以是约 40msec。此和的合适的值范围可能是 50 到 200msec。

[0156] 图 15A 示出复合 R 波检测器的第二实施例, 即, 复合 R 波检测系统 $50c_2$ 。复合 R 波检测系统 $50c_2$ 包括作为复合 R 波检测系统 $50c_1$ 的类似的输入和相同的信道 R 波检测系统, 以产生信道触发信号 $t_1(t)-t_n(t)$ 。信道 R 波触发信号 $t_1(t)-t_n(t)$ 被输入到触发窗滤波器 100。触发窗滤波器 100 输出触发输出 $t_c(t)$ 中的复合 R 波触发 (101)。触发窗滤波器 100 被配置为当其接收到来自信道 R 波检测器中的任何一个的信道 R 波触发时输出触发输出 $t_c(t)$ 中的触发。当在 $t_c(t)$ 中发生这种触发时, 来自不触发复合 R 波检测器 $50c_2$ 的信道 R 波检测器的所有的信道触发信号在触发复合 R 波检测器触发输出 $t_c(t)$ 之后的预定的时间段 (断开期 t_{L0}) 内被忽略。

[0157] 图 15B 示出一个这样的触发。信道 R 波触发信号 $t_1(t)-t_n(t)$ 均包含由脉冲 103、105 和 107 表示的信道 R 波触发。脉冲 105 首先由触发窗滤波器 100 接收, 并且, 该时间由虚线 111 指示 (在下文中被称为时间 111)。在时间 111 之前, 触发窗滤波器 100 准备接收在其所有的输入 87 上的信道触发。在时间 111 之后, 触发窗滤波器 100 被配置为忽略在预定的时间段 (锁定期 t_{L0}) 内接收到的所有的其它信道触发, 该预定的时间段在本实施例中示出为时间 113 和时间 111 之间的差。复合 R 波触发输出 $t_c(t)$ 被示出为具有持续时间 t_{L0} 的恒定脉冲 109, 但是, 该特定的脉冲形状不应当是限制性的; 可以使用任何合适的脉冲形状。

[0158] 触发窗滤波器 100 可以被配置为在除了首先接收到的以外的信道 R 波触发信号上触发。例如, 触发窗滤波器 100 可以被设置为在第二或第三或其它的接收到的信道 R 波触

发信号上触发。

[0159] 断开期 t_{L0} 的时间宽度被设置为确保在断开期 t_{L0} 结束之前发生了用于单心跳的所有信道 R 波触发。用于 t_{L0} 合适的值范围可以是约 150 到 300msec, 并且, t_{L0} 可以优选地被设置为约 200msec。

[0160] 在复合 R 波检测系统 $50c_1$ 和 $50c_2$ 中, 信道 R 波检测系统 $50(1)$ - $50(n)$ 中的每一个可以被设置为利用相同的参数值或者可以被设置为利用在信道 R 波检测系统当中变化的参数值。

[0161] 应该注意, 本发明的复合 R 波检测系统不需要利用被实现为 R 波检测系统 50 的类型的多个本发明的 R 波检测系统作为信道 R 波检测系统。其它的 R 波检测器可以被用来处理信道 ECG 信号并产生信道 R 波触发信号。但是, 信道 R 波检测系统 50 输出极少的假阳性触发的事实是使本发明的复合 R 波检测系统成为有利的原因。

[0162] 再次参照图 6, 图像选择 23 还可以包括由呼吸传感器 45 和呼吸门 47 提供的呼吸门控。呼吸导致胸部 (以及, 在一定程度上, 还有腹部) 中的器官的周期运动。以类似于上述的心脏门控的方式, 通过跟踪导管的运动并产生运动分布, 在运动最小的期间的呼吸周期的相位被识别, 例如, 吸气末和呼气末。在这些最小运动相位期间的图像被选择以最小化呼吸运动对导管尖端位置的估计的影响。

[0163] 如本文中使用的呼吸传感器 45 包括从活体得到关于呼吸的任何类型的信号源。这些包括但不限于直接测量装置、与呼吸同相位地运动的对象和结构的 (X 射线、光学等) 图像以及包含一些呼吸相关信息的 ECG 信号。这些呼吸传感器 45 中的任何一个可以被用来产生指示呼吸运动的信号且用作到呼吸门 47 的输入。

[0164] 直接测量由呼吸引起的身体运动的呼吸传感器 45 对于医疗仪器领域的技术人员来说是公知的。例如, 在带状结构中安装的换能器被用来测量从其得到有用的传感器信号的腹腔或胸腔运动。呼吸门 47 仅仅在很少或几乎不运动的时段期间的点处 (或者, 在一些其它的期望点处) 触发图像选择器 38 以便选择优选的图像。

[0165] 可替换地, 可以通过在一系列荧光透视图像中评估导管尖端的位置来进行导管尖端运动的估计。这通过比较从图像到图像的导管尖端的 (x, y) 位置并计算从图像到图像的检测器的平面中移动的距离来实现。最小运动由图像之间的运动最小的连续图像指示。

[0166] 此外, ECG 信号中的一些信道可以包含与呼吸相关的变化。通过应用信号处理领域中的技术人员公知的滤波和其它信号处理技术, 可以提取这样的呼吸相关信息并使用它作为到呼吸门 47 的输入。

[0167] 再次参照图 4, 在选择图像要在 C3DLS 20 内处理时, 在 C3DLS 20 中实现的本发明的方法前进到如下步骤: (1) 形成簇 (功能块 25) 作为医疗对象 (例如, 导管尖端) 的候选图像; (2) 从候选簇 (功能块 27) 当中识别导管尖端图像; 以及 (3) 确定子像素导管尖端图像尺寸 (功能块 29)。这些步骤在下面的节中被描述并在图 7、8 和 9 中被示出。

[0168] 带圈的字母 B 和 G 表示在 C3DLS 20 中实现的方法中的步骤的此子集的开始和结束点。在图 7 的顶部的开始点 (B) 处, 选择的图像的数据为其原始形式, 即, 它尚未从通过视频获取 23 提供的数据流改变。在图 8 的底部处的步骤的该子集的开始点 (G) 处, 导管尖端图像已经被非常精确地测量, 提供导管尖端图像 (簇 203) 的角落的 2D 坐标 (功能块 183) 以及导管尖端图像长度、宽度和梯形失真 (功能块 185)。图 8 示出其分支如图 7 的示意图

所示的方法步骤以进行与图 7 的步骤中的一部分并行的一些步骤,在点 (D) 处,图 7 的步骤的结果与步骤 179、153 和 181 的结果组合,并且,该过程在图 8 中以步骤 183 继续并前进到由字母 G 指示的方法上的点。然后,该方法在具有步骤 31 至 35 的图 4 的示意图中的点 G 处继续。

[0169] 图 9 详细地示出子像素统计边缘检测 (功能块 153) 的过程的方法步骤。在 C3DLS 20 中,这种子像素统计边缘检测在子像素导管尖端图像尺寸确定 29 中进行三次。到子像素统计边缘检测 153 的输入用字母 E 标记且用字母 F 输出。这三个实例在图 7 和 8 内被指示为在 E_1 和 F_1 、 E_2 和 F_2 以及 E_3 和 F_3 之间进行。

[0170] 这些步骤中的每一个将在下面的具体地参照图 7 至 9 的节中被详细地描述。

[0171] 再次参照图 7,在选择图像中的每一个像素的直方图分类在功能块 131 中被执行,从而确定横跨整个图像的像素强度的分布。例如,对于典型的 8 位 X 射线图像,存在具有 0 和 255 之间的强度值的一百万个 (1,000x1,000) 像素,其最暗的可能值是 0。对该图像应用阈值滤波器,将 0 的像素值分配给具有比阈值强度 TH 小的强度的每一个像素,并且,将 255 的亮像素强度分配给所有其它的像素。

[0172] 基于在簇形成过程 135 和簇评估步骤 137 中如何划定簇来迭代地确定阈值滤波器 133 的阈值 TH。阈值 TH 的初始值被设置为将 0 值分配给图像中的像素的 0.5%。簇被形成 (135) 和被评估 (步骤 137),并且,如果确定需要更多的像素来形成候选簇,则在功能块 139 中增量地增大阈值 TH,并且,重复步骤 135 和 137,直到适当的簇满足步骤 137 的评估。

[0173] 图 16A 和 16B 示出示例 2D X 射线图像 (图 16A),对其应用了阈值滤波器后在图 16B 中示出。阈值滤波在自动地识别导管尖端图像的过程中是有效的,因为导管尖端的图像通常是在这种图像中最暗的对象。(在图 16A 和 16B 中,导管尖端图像用附图标记 201 标记。)因此,由于通过阈值滤波将最暗的像素挑选出,所以在这种过程中导管尖端图像很可能作为候选簇被找到。

[0174] 以下述的方式来形成簇 (图 7 中的步骤 135)。变量 (Gap) 被定义为暗像素之间的像素的距离。具有 0 的 Gap 值的簇意味着簇中的每一个像素是该簇中的另一个像素的直接邻居。具有 1 的 Gap 值的簇意味着簇中的每一个像素是簇中的另一个像素的直接邻居或者在它和簇中的邻近像素之间具有 1 个像素的空间。取决于图像中的噪声的水平,为了提供良好的簇形成性能,对于 Gap 找到了 0 或 1 的值。

[0175] 当在功能块 135 中形成簇时,保持簇中的多个像素以及簇中的最左、最右、最顶和最底像素的记录。还知道图像内的簇坐标。该簇信息被用来针对在功能块 41A 和 41B (图 6) 中的初始化期间建立的标准评估候选簇。簇评估中的测试标准是:(1) 在设置的导管尖端图像限制内存在簇区域?(2) 该簇足以接近最近知道的导管尖端图像位置 (如果知道的话)?

[0176] 当簇在簇评估 137 (图 7) 中通过这种标准时,进行进一步的分析以计算簇中心 (功能块 141),计算簇中线 (功能块 143),并且,确定簇的边界框 (功能块 145)。

[0177] 在图 17 中示出一种找到候选簇的中心的方法。图 17 包括在阈值图像的一部分内的示例候选簇 203。候选簇 203 的中心被计算 (功能块 141) 为到簇 203 中的每一个单独的阈值像素的一组向量的平均向量。在图 17 中,这些向量被示出为具有箭头的一组虚线。在图 17 中只示出几个这样的向量,但是,在中心计算 (141) 中,包括表示簇 203 中的每一个像

素的向量。

[0178] 如果在图像中存在 n 个阈值像素（暗的像素），则平均向量（中心）的 x 成分仅仅是 $X_{av} = 1/n * \sum x_i$ ，并且， y 成分是 $Y_{av} = 1/n * \sum y_i$ ，其中，在所有的 n 个像素上进行求和。在图 17 中，得到的中心向量 (X_{av}, Y_{av}) 被示出为向量 205。

[0179] 在计算候选簇 203 的中心之后，在功能块 143 中执行簇 203 的纵向中线的计算。表示纵向轴的向量通常平行于簇 203 的长轴，并且将簇 203 平分。对于每一个阈值像素（离中心）的向量用于该计算。如图 18 所示，象限向量 $V1$ 、 $V2$ 、 $V3$ 和 $V4$ 分别表示在阈值图像的四个象限中的每一个向量之和。（请注意，在图 18、19A 和 19B 中，这些向量并不是精确地按比例绘制的。）

[0180] 纵向轴向量 $V_{中线}$ 是来自四个象限的象限向量 $V1$ 、 $V2$ 、 $V3$ 和 $V4$ 的组合。 $V_{中线}$ 的组合取决于主轴是否主要沿着图 19A 和 19B 中所示的 X 轴或 Y 轴。主（主导）轴 X 或 Y 被定义为包含四个象限向量 $V1$ 、 $V2$ 、 $V3$ 、 $V4$ 中的任何一个的最长投影的轴。例如，在图 19A 的情况 X 中， $V1$ 的最长投影是沿着 x 轴，然而，在图 19B 的情况 Y 中， $V1$ 的最长投影是沿着 y 轴。

[0181] 来自对角线象限（ $Q1$ 和 $Q3$ ； $Q2$ 和 $Q4$ ）的向量被相加，以计算其沿着正 x 轴（ $Q1$ 和 $Q4$ ）或者沿着正 y 轴（ $Q1$ 和 $Q2$ ）的总贡献。根据图 19A，在 x 轴情况中，纵向轴向量是 $V_{中线} = (V1-V3) + (V4-V2) = V1-V2-V3+V4$ 。类似地，对于图 19B 的 y 轴情况，沿着正 Y 轴的向量是 $V1-V3$ 和 $V2-V4$ ，并且，纵向轴向量是 $V_{中线} = (V1-V3) + (V2-V4) = V1+V2-V3+V4$ 。

[0182] 再次参照图 7，在功能块 145 中，作为候选簇 203 的边界框通过简单地确定从最左、最右、最顶和最底像素簇 203 形成的矩形来找到。这些值是从簇形成过程 135 知道的。图 20 示出簇 203 的这种边界框 207（虚线）。

[0183] 再次参照图 4，在簇被识别为候选导管尖端图像并且找到其图像中心、中线和边界框（功能块 141 至 145）之后，在 C3DLS 20 内的这种簇图像的处理包括对图像中的原始像素强度数据的操作，不再是对阈值图像像素的操作。本文中描述的子像素导管尖端图像测量操作（功能块 29）被称为像素级几何计算，并且，是用于使用单平面荧光透视自动地确定活体中的 3D 位置和取向的本发明方法的重要特征。在图 7 至 9 中示出描述 C3DLS 20 内的子像素导管尖端图像测量 29 的步骤的更多细节。

[0184] 像素级几何计算的主要特征是，这种计算允许在分析期间应用统计，因为像素强度不被滤波器变换。在本发明的 C3DLS 方法中，在确定子像素导管尖端图像尺寸的步骤中，使用统计来以超高速实现期望的子像素精确度。很多图像处理技术包括使用对像素强度执行复杂的操作但是还将强度数据变换为不保留原始数据值的形式的滤波器，由此，防止对原始数据值进行统计操作。

[0185] 如本文中描述的像素级几何计算的另一个特征是这些计算可以被非常快速地完成。本发明的一个重要目的是提供一种可以实时地或接近实时地从 2D X 射线图像计算 3D 信息的系统，使得 C3DLS 可以与诸如心脏消融的介入医疗程序同时使用。尽管 C3DLS 20 计算密集，但是，如本发明方法的各种步骤中描述的像素级几何计算相对于很多其它的图像处理技术具有速度优势，并且有助于实现这种高速性能。

[0186] 再次参照图 7，在功能块 145 中确定的边界框 207 的区域被扩大以包括边界框 207 周围的图像区域，以确保在导管尖端图像周围的足够的背景区域可用于后续的计算中，以捕获关于远离簇图像的背景噪声的信息。在实施例 C3DLS 20 中，边界框 207 在 X 和 Y 坐标

上都扩大 3 倍,但是,对于功能块 145 中的边界框扩大而言扩大因子的值 (3) 不应当限制性的。

[0187] 作为功能块 151 示出的下一步骤是要形成与在步骤 143 中计算的纵向图像中线垂直的多个图像分布,并且,沿着这种分布对图像进行上采样。图 21 示出边界框 207 的一部分中的候选簇 203。图 21 中还示出通过在步骤 141 中计算的簇中心 211 的纵向中线 209 和几个示例分布 213。这些分布表示沿着垂直于中线 209 的线的图像强度。功能块 151 指示正形成 N_1 个这样的分布。请注意,图 21 没有示出所有的分布 N_1 ;只示出 16 个分布。分布 N_1 的数量是这样的,使得至少一个分布沿着每一个分布 213 在两个方向上通过簇 203 的每一个像素和簇 203 的外面,从而,图像中的所有可能的强度变化都在 N_1 分布 213 中被表示。特别希望 N_1 是这样的,使得两个 (2) 分布与每一个这样的像素相交。

[0188] 请注意,图 21 中示出的分布 213 之间的距离也不是代表分布 213 相互之间应该如何接近。 N_1 分布 213 比示出的 16 个分布 213 更紧凑,并且,各分布可以沿着簇 203 的整个长度分布并通过每一端。因此,分布 213 可以在图 21 中示出的线 L_1 和 L_2 之间延伸。请注意,各分布可以横跨簇分布的范围取决于被成像的医疗对象的物理形状和用 C3DLS 跟踪的几何结构的选择。因此,图 21 中指示的范围不应当是限制性的。

[0189] 图 22 示出一个分布 213。图 22 的曲线图的横坐标是沿着垂直于中线 209 的线的位置,并且,纵坐标是沿着这种线的点的图像强度。候选簇 203 中的点与图像背景相比是暗的,从而,每一个分布 213 都具有大致如图 22 所示的形状。

[0190] 再次参照图 7,功能块 151 还包括沿着每一个分布 213 对图像进行上采样的步骤。为了实现 $\pm 4\text{mm}$ 深度的期望精确度,需要测量导管尖端的宽度至少至检测器像素的二十分之一。为了实现这种子像素精确度,在簇图像 203 中和周围的强度值通过上采样的过程被内插,以便增加图像像素的数量。一种上采样的方法是使用其四个最近邻居像素在任何任意点 (x, y) 处在原始图像强度值之间进行线性内插。图 23 示出和提供执行被称为双线内插的内插的计算。在任何点 (x, y) 处的内插的强度值是四个最近邻居像素的值的加权平均值,其中,每一个权重与离每一点的笛卡尔距离成比例。在实施例 C3DLS 中使用双线内插不意味着是限制性的。其它的内插方法对于图像处理和数学领域的技术人员来说是公知的,并且,在本发明的范围内。

[0191] 在图 23 中,权重 Q_{ij} 是点 P 的四个最近邻居像素的强度值。点 P 位于 (x, y) 处,并且, (x_1, y_1) 、 (x_2, y_1) 、 (x_1, y_2) 和 (x_2, y_2) 是最近邻居像素的坐标。当用 24×24 的细度 (即,在每一个方向上将像素的数量增加 24 倍) 执行上采样时,图像的上采样区域包含 24×24 乘以与原始捕获的 X 射线图像 (原始检测器像素) 一样多的像素。所得到的像素具有小于原始检测器像素的二十分之一的尺寸 (二十四分之一),由此,有助于期望的子像素精确度。

[0192] 作为确定 N_1 的示例,假设簇是物理上 8mm 长的导管尖端的图像,并且, X 射线机 10 的锥形投影几何结构是使得几何放大率是约 1.4。因此,作为这种导管尖端的图像的簇将在检测器 13 上是约 $1.4 \times 8\text{mm} = 11.2\text{mm}$ 长。典型的 X 射线检测器可以具有 $5/\text{mm}$ 的检测器元件间距 (检测器元件 $\sim 0.2\text{mm} \times 0.2\text{mm}$), 在这种情况下,簇将是约 56 个像素长。假设在簇的每一个末端有约 10 个分布,并且,为了简单起见,忽略了簇中线的角度,如果选择 N_1 使得每一个像素具有两个相交点,则 N_1 将是约 130。一般地,典型的导管尖端可以是比 8mm 小很多,从而, N_1 可以小于本示例。

[0193] 在实施例 C3DLS 20 中,在功能块 151(图 7)中,上采样被示出为沿着每一个分布执行。沿着每一个分布 213 进行上采样显著地节省了计算时间,减少了存储器要求,并且,有助于本发明的方法执行的速度,因为图像的大区域不必被上采样,以便提供本发明 C3DLS 方法使用的每一个分布 213 所需的信息。沿着分布的这种上采样沿着该分布产生 $24x$ 像素数。

[0194] 请注意,图 7 的功能块 157 和图 8 的功能块 179 包括沿着不同组的图像分布的上采样。上面的与上采样有关的讨论也适用于本发明方法的这些步骤。本发明方法的可替换实施例包括在功能块 147 中的边界框 207 扩大之后对候选簇 203 周围的整个区域进行上采样的步骤。该可替换方案需要大量的时间,并且,需要更多的存储器,以执行上采样,但是,于是消除了功能块 151、157 和 179 的附加的沿着分布的上采样。

[0195] 现在参照图 7 中的功能块 153,使用步骤 151 中形成的上采样分布来执行子像素统计边缘检测 153。再次参照图 22 中的示例分布 213,如上所述, N_1 分布 213 是表示沿着垂直于纵向中线 209 的线的强度值的曲线。因此,沿着每一个分布 213,在从中线 209 的两个方向上,存在与簇 203 的边缘相交的边缘点。在图 22 中,这两个点被称为 ep_1 和 ep_2 。测量簇 203 的重要部分是识别簇 203 的边缘。簇 203 是检测器 13 的平面中的导管尖端(或者被测量的其它医疗对象),并且,该图像包含使得难以确定哪一个像素表示边缘的图像噪声。但是,边缘检测的重要的子像素精确度如下产生:具有由其确定边缘点的大量的分布,并且,使用包含来自上采样的子像素信息的大量的点来执行统计分析,以产生簇 203 的精确边缘。

[0196] 子像素统计边缘检测 153 的另一个重要方面是在不同分布和不同图像中的一致性,以这样的方式,沿着分布 213 确定边缘点。在图 7 和 8 的实施例 C3DLS 20 中,子像素统计边缘检测 153 是这样的步骤,即,每形成一组分布(功能块 151、157 和 179)之后,在簇 203 的分析中在三个不同的时间进行该步骤一次。子像素统计边缘检测 153 的本实施例的步骤还在图 9 的示意图中被详述并且使用图 22 的示例分布 213 来示出。子像素统计边缘检测 153 的前进和结束点在图 9 中分别被标记为 E 和 F,并且,分别被标记为功能块 153、157 和 179 的 (E_1, F_1) 、 (E_2, F_2) 和 (E_3, F_3) ,以指示 C3DLS 20 中的子像素统计边缘检测 153 的三个实例。

[0197] 请注意,为了简单起见,如图 22 所示的示例分布 213 被绘制为连续曲线。实际上,分布 213 是上采样的像素化曲线,但是,图 22 的连续表示可用于图示子像素统计边缘检测 153 的本实施例的步骤的原理。在扩大的边界框 207 内,分布 213 的宽度使得分布 213 的末端(图 22 的左右端)包含足够的点,以充分地表示簇 203 的图像内的背景噪声。

[0198] 现在参照图 9 中的子像素统计边缘检测 153 和图 22 中的示例分布 213,确定每一个分布 213 的最小和最大像素强度值(min 和 max)。在功能块 169 中,计算用于分布强度范围的值 $pir = \max - \min$ 。对于示例分布 213,这三个值在图 22 中被示出。接下来,在功能块 171(图 9)中,通过如下方式来确定每一个分布的分布宽度 pw :沿着每一个分布 213 选择点 ep_1 和 ep_2 ,从每一个分布 213 的中心开始并沿着分布 213 在每一种方向上移动,即,选择在分布 213 大于或等于在最小值 min 以上的范围 pir 的 55% 的每一个方向上遇到的第一点,也如图 22 所示。在图 9 和 22 中,55% 指示为实施例 C3DLS 20 中的分布强度范围的固定百分率。可以使用强度范围的其它值的固定百分率,但是,已经确定在 50-55% 周围的值是特

别有利的。

[0199] 如上所述,在图 22 中示出图示分布的一般形状的示例。分布 213 的中心相对比较平坦,其中,接近 0 的强度值的大部分对应于具有由不透射线导管尖端阻挡的几乎所有的 X 射线光子的像素。分布 213 通常具有陡峭的过渡区域 214,其对应于从不透射线导管尖端到图像背景的过渡。边缘位于垂直过渡区域 214 内。这种过渡区域内的模糊由于诸如检测器 13、X 射线源 11 焦斑尺寸和导管尖端运动的诸多因素产生。

[0200] 对于理想上陡峭的边缘,放置边缘点的分布强度的百分率是 50%,但是,要成像的很多不透射线医疗对象不具有这样的理想上陡峭的边缘。例如,具有圆形横截面的导管尖端仅仅由于材料厚度而导致减少边缘处的 X 射线吸收,并且,一些导管具有不如金属一样的不透射线的外层。因此,很多导管具有偏离垂直很多的过渡区域 214。边缘过渡区域中的该变化在图 27 中被示意性地示出,其中,图示具有各种过渡区域 214 的几个理想化的分布 219。

[0201] 结合本发明,作为对这种对象的 X 射线透射的详细建模的结果,通过实验,已经发现在过渡区域 214 中以不同于 50%的水平发生支点(枢轴水平)221,但是,过渡区域的枢轴行为在过渡区域 214 宽度的显著的范围上是鲁棒的。例如,在对典型的临床条件下成像的 7 弗伦奇(French)导管尖端建模时,发现支点 221 在以约 55%的水平发生,并且,该水平在过渡区域 214 宽度的宽范围上是鲁棒的。支点 221 的存在指示,边缘点确定在一定程度上对医疗对象边缘不透射线性不敏感。

[0202] 图 24 是示出图 21 的簇 203 的放大,以进一步图示子像素统计边缘检测 153。图 24 包括比图 21 多的数量的分布 213,但是,请注意,图 24 也不包括子像素统计边缘检测 153 的功能块 167 至 177(图 9)中所涉及的所有的 N_1 分布,从而,在图 24 中可以更容易地看见步骤的描述。(请注意,如图 21 所示,图示的像素是原始图像像素,不是上采样的像素。这同样适用于图 25 的情况。)

[0203] 对于每一个分布 213,如图 9 的功能块 171 中所述,确定分布宽度 p_w 。示出在每一个分别 213 上的边缘点 ep_1 和 ep_2 (箭头仅仅指向每一种这样的点之一)。在功能块 173 中,中心宽度 c_w 被计算为中心 211 周围的分布 213 的百分率的 p_w 的平均值。在如图 9 所示的实施例 C3DLS 中,分布 213 的 10% 被选择以确定中心宽度 c_w 。这些分布在图 24 中被称为分布 213c。对于该分布 213c 选择的 10% 值不应当是限制性的。可以根据图像噪声的性质来使用其它的百分率。使用中心宽度 c_w 来去除由于簇 203 的图像中的过度的噪声而导致其宽度 p_w 是异外值的分布。功能块 175 示出从具有在 $0.9c_w$ 到 $1.1c_w$ 的范围以外的 p_w 值的考虑分布 213 消除的异外值的去除。此外,这些量(0.9 和 1.1)的选择不应当是限制性的。可以根据图像的噪声特性来使用其它值。

[0204] 子像素统计边缘检测 153 的最后的步骤(功能块 177 和 178)使用其余分布 213 的两组边缘点 ep_1 和 ep_2 作为簇 203 的两个边缘 E_1 和 E_2 的表示,并且计算 E_1 和 E_2 的最小二乘法拟合表示。在执行最小二乘法拟合计算时涉及的分析是数学和图像分析领域的技术人员所公知的。

[0205] 再次参照图 7,在点 ep_1 和 ep_2 沿着 E_1 和 E_2 的情况下,使用功能块 155 中的边缘,下一步骤是中线 209 的重新计算。然后,使用新的中线 209 来沿着垂直于新的中线 209 的新的一组分布 213 进行重新形成和上采样(图 7 的功能块 157),并且,基于这些新的分布

213 来重复子像素统计边缘检测 153。与该改进并行地,本发明的方法在点 C 处开始分支到各步骤(参见图 8),以便沿着簇 203 的纵向方向执行测量。

[0206] 在图 8 中,在功能块 179 中形成和上采样与新的中线 209 平行的 N_2 分布。如果要检测与新的中线 209 垂直的边缘,则,如上所述,对平行于新的中线 209 的新形成的一组分布执行子像素统计边缘检测 153。由于该分布与上面针对分布 213 描述的分析相同,所有在图 24 中没有示出这种分布。关于图 24 中的示例簇 203,检测图 24 的右下部的横向边缘,并且,如上所述,计算图 25 中示出的这种边缘 E3。

[0207] 图 25 仅仅用在图像上覆盖的子像素统计边缘检测 153 的所有的三个应用的最终结果来呈现如图 24 所示的相同的原始像素数据。

[0208] 由于 C3DLS 中跟踪的导管尖端具有圆形的远端(由图 21、24 和 25 的左上角可知),所以,子像素统计边缘检测 153 以修改的方式处理簇 203 的远端。簇 203 的远端(对应于导管尖端的远端)的圆形边缘可以用与上述方式相同的方式来检测,并且,可以计算最小二乘法拟合,以与适当的曲线模型而不是直线匹配。这种修改的策略在如图 9 所述的子像素统计边缘检测 153 的元件内。功能块 178 可以用各种假设的形状模型来应用。

[0209] 可替换地,图 25 示出远端的测量的可替换的方法。图 8 中的功能块 183 表示基于前面的步骤的计算确定簇角落。从点 D 的信息和来自图 8 中的上述功能块 183 的步骤的信息提供实施例 C3DLS 确定簇 203 的角落所需的全部。角落 c_2 和 c_3 分别是 E3 与 E_1 和 E_2 的相交处。 c_1 和 c_4 通过沿着 E_1 和 E_2 对值应用标准来被识别,以确定远端的弯曲部分开始的地方。例如,该标准可以是,角落是沿着 E_1 和 E_2 的点,在该处,强度值经过其最后的从 $0.55\text{pir}+\text{min}$ 水平的增加。这种标准在图 25 中被示出。功能块 183 包括诸如之类的角落标准的应用。

[0210] 实施例 C3DLS 20 在图 8 中以功能块 185 继续,功能块 185 是基于角落的坐标来计算簇长度、宽度和梯形失真。这种确定涉及简单的数值计算。如本文中使用的梯形失真是指指示平面外角度的末端到末端的簇 203 的宽度变化。簇 203 的较大(较宽)端接近于源 11,并且,使用数值差来计算医疗对象产生簇 203 的平面外角度。

[0211] C3DLS 在功能块 159 中以如下步骤继续:通过使用在初始化步骤 4A 和 41B(图 5)期间建立的标准,最终确定簇 203 是否表示导管尖端。如果簇 203 被确定为导管尖端,则 C3DLS 前进到图 4 中的点 G。此外,在图 8 的功能块 163 中,阈值 TH 被设置为在 C3DLS 的第一次通过直到成功地识别导管尖端的此点中找到的值。如果簇 203 在功能块 159 的评估中不能满足标准,则 C3DLS 前进到开始评估要分析的下一簇,在功能块 135 中形成了的这种簇(参见图 7)。

[0212] 再次参照图 4, C3DLS 在点 G 处以在图 8 的功能块 185 中确定的测量结果来继续。使用在簇 203 的导管尖端上的这种形成, C3DLS 前进到基于功能块 31 中的由于径向延长引起的失真来进行校正。在图 26A 中表示这样的过程,通过该过程, 3D 对象的图像被投影到常规的 X 射线机 10 中的平面检测器 13 上,该图 26A 示出用于功能块 31 中的径向延长失真的校正。图 26A 包括作为在检测器 13 的像平面内产生图像 215' 的代表性的医疗对象的球体 215。校正分析包括如图 26A 所示的径向侧视图和切向侧视图的考虑。在图 26A 的右侧上的虚椭圆内示出径向侧视图内的区域的放大。

[0213] 被投影到检测器 13 上的对象的图像的尺寸取决于对象自身的尺寸、其相对于检

测器 13 的旋转取向和几何放大率。对象的旋转取向可以产生透视效果。如果例如柱形对象正被成像,则其投影图像中的圆柱体的长度将取决于圆柱体的轴和检测器 13 的平面之间的角度。如果轴平行于检测器 13 的平面,则图像中的长度将由圆柱体的实际长度乘以几何放大率给出。但是,如果圆柱体的轴平行于从其通过的 X 射线,则,图像将是圆柱体的椭圆或圆形的横截面,并且,关于其长度的所有的信息将会丢失。

[0214] 完全没有透视效果的对象仅仅是球体,因为,它相对于通过其中心的任何轴旋转对称。圆柱体对其直径的透视不敏感,因为,圆柱体关于其中心轴旋转对称。而且,如图 26A 所示,球体 215 的投影 2D 图像是椭圆,例如椭圆 215',而不是圆。因此,如图 26A 所示,径向和切向视图不同。

[0215] 图 26B 是示出检测器 13 的像平面中的圆柱形导管尖端的图像 217' 的示图。通过用具有与球体 215 相同的半径的圆柱形导管尖端(在本文中被称为 CC)替代球体 215,在图 26A 的几何结构内产生图像 217'。

[0216] 对于图 26 和 27 的示图,术语定义列表如下:

[0217] ω = 球体 215 和 CC 的有效直径;

[0218] W = 球体 215 和 CC 的投影的直径,其在垂直于通过球体 215 或 CC 的中心的光线的方向上在检测器 13 的水平处(——不必在检测器 13 的平面上)测得的;

[0219] W_p = 在检测器 13 的平面上测得的投影 217' 的宽度;

[0220] W_r = 在检测器 13 的平面处 CC 的投影的宽度的径向分量,其垂直于通过其中心的光线的路径——如果 $R > 0$,则不在检测器 13 的平面上;

[0221] W_t = 在检测器 13 的平面处的 CC 的投影的宽度的切向分量,其垂直于通过其中心的光线的路径;

[0222] W_{TP} = 在切向方向上在检测器 13 的平面中测得的球体 215 和 CC 的投影的宽度;

[0223] W_{RP} = 在径向方向上在检测器 13 的平面中测得的球体 215 和 CC 的投影的宽度;

[0224] D = 从 X 射线源 11 的焦斑到检测器 13 的中心 13c 的距离,其中,检测器 13 的平面垂直于从焦斑到检测器 13 的中心 13c 的中心光线;

[0225] d = 从 X 射线源 11 的焦斑到通过球体 215 或 CC 的平面的距离,其中,该平面也平行于检测器 13 的平面;

[0226] B = 从 X 射线源 11 的焦斑到检测器 13 处的图像 215' 或 217' 的中心的距离;

[0227] b = 从 X 射线源 11 的焦斑到球体 215 或 CC 的中心的距离;

[0228] R = 在检测器 13 中的平面上检测器 13 的中心 13c 和图像 215' 或 217' 的中心之间的距离;

[0229] Θ = 通过球体 215 或 CC 的中心的射线或拦截检测器 13 的中心 13c 的中心光线之间的角度;以及

[0230] α = CC 的图像的选择直径和从检测器 13 的中心 13c 到选择直径的中心绘制的半径之间的角度。

[0231] 使用这些定义并执行数学领域的技术人员所公知的代数和三角函数运算,得到如下的用于径向延长校正 31 的关系:

$$[0232] \quad d = D * \omega / [W_p * \{[\sin(\alpha)]^2 + [\cos(\alpha)]^2 * [\cos(\Theta)]^2\}^{1/2}]$$

[0233] 该公式使得能够在考虑了径向延长效果和检测器 13 上的图像内的对象的任何取

向的情况下从检测器 13 上的医疗对象的图像计算其 z 坐标。

[0234] 此外,根据图 26A 中的切向侧视图的分析,z 坐标对 W_{TP} 的变化的敏感度被发现是:

$$[0235] \quad \delta d / \delta W_{TP} = -d^2 / (D \cdot \omega)$$

[0236] 对于涉及的变量的典型值,敏感度 dd/dW_{TP} (例如,每 mm 直径的 mm z) 是非常大,需要在 0.02mm 量级上的有效尺寸的测量来实现 C3DLS 的期望的操作精确度。这种行为是由于导管尖端的尺寸与检测器 13 和 X 射线源 11 之间的距离相比非常小的事实引起的,这意味着在导管尖端的每一侧通过的射束的发散小。

[0237] 以类似的方式,根据径向侧视图分析,z 坐标对 W_{RP} 的变化的敏感度被发现是:

$$[0238] \quad \delta d / \delta W_{RP} = -d^2 / \{D \cdot \omega \cdot [1 + (R/D)^2]^{1/2}\}$$

[0239] 再次参照图 4,功能块 33 是计算用 C3DLS 20 跟踪的医疗对象的 3D 坐标和取向的步骤。功能块 31 和 33 中的计算的组合产生导管尖端的一组 3D 坐标。使用在功能块 83 (图 8) 中找到的四个角落点 c_1 、 c_2 、 c_3 和 c_4 并根据在功能块 195 中找到的其它测量量来计算 3D 坐标。充足的数值数据可用于建立导管尖端的 3D 坐标。

[0240] 在计算 3D 坐标时,可以用各种方式来使用这种信息,例如,将其显示为其它医疗显示方式中的一部分,使得它可以用于诸如心脏消融的介入程序中。随着诸如导管的医疗对象在诸如心脏的心室的解剖结构内部移动,可以产生数据,以通过指示医疗对象所处的点在这种结构内并在存储器中将导管尖端的 3D 坐标标记为图数据点来产生这种解剖结构的 3D 图。然后,医师可以使用图数据来帮助将导管尖端引导到解剖结构中的期望点。在各种医疗程序期间,这种图像可以与其它成像方式结合,以便增强可视化。

[0241] 本发明的方法根据需要处理选择的 2D 图像,对有效的医疗对象尺寸进行精确的测量,以便确定医疗对象的 3D 坐标和取向。在完成对选择的图像的处理之后,本发明的系统处理下一个选择的 2D 图像。操作可以涉及以每秒 7.5 到 30 个图像的帧率来处理长度为 3 到 5 秒的图像的序列。这种操作使得能够使用多个图像来进行医疗对象的测量并进行求平均,以减少变异性并提高精确度。

[0242] 只使用 2D 荧光透视来显示 3D 中的标测和消融导管尖端的方法表示了相对于其它当前可用的标测和成像系统的主要优势。特别地,所述方法提供医师使用实验室中的现有设备而无需明显的基础设施修改来观看 3D 解剖结构中的导管。虽然针对使用心脏导管的示例性实施例描述了本发明的实施例,但是,本领域的技术人员将会理解,可以进行小的变化来通过其它不透射线医疗对象(例如,用于介入和治疗的引线、支架和其它仪器)来使用本发明的方法。另外,可以对本发明的教导进行多种修改,以适应于特定的情形,而不脱离本发明的范围。因此,本发明不应当限制于用于实现本发明所公开的实施例,而是,本发明包括落入在预期权利要求的范围内的所有的实施例。

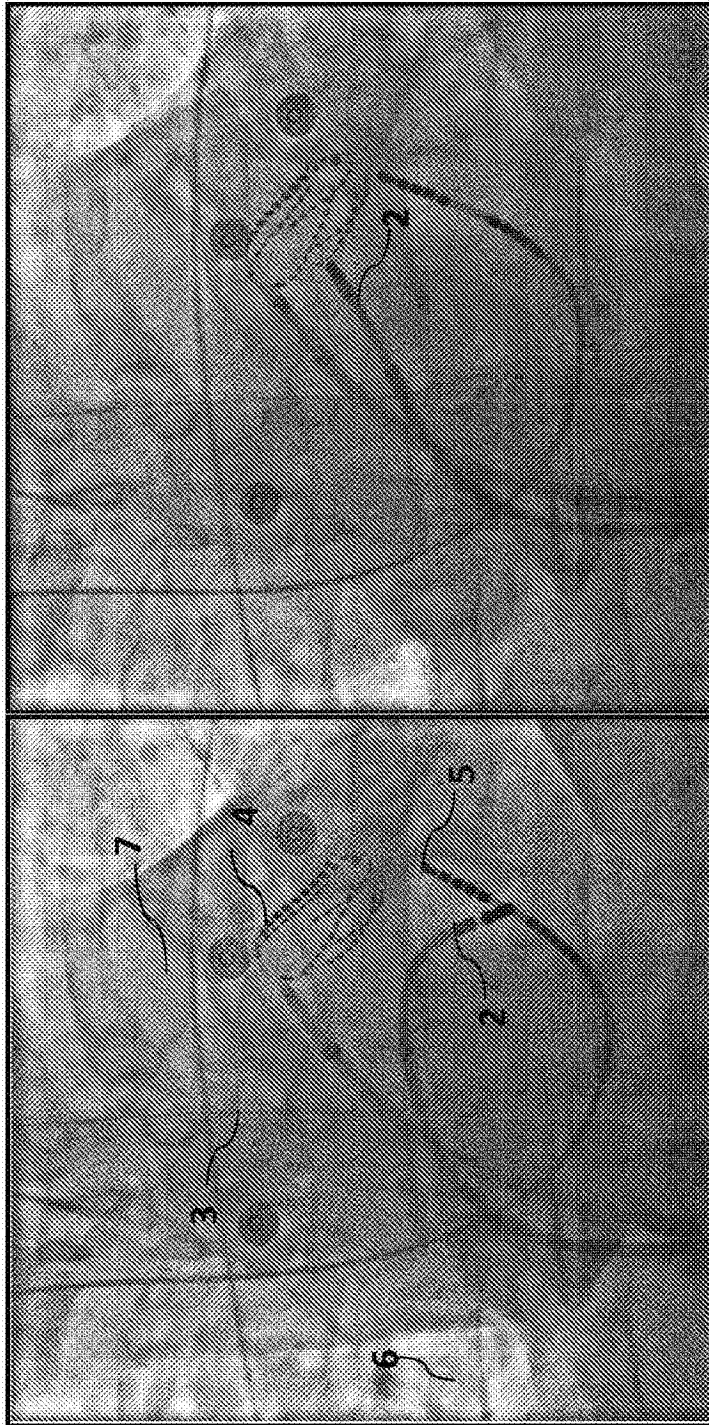


图1B

图1A

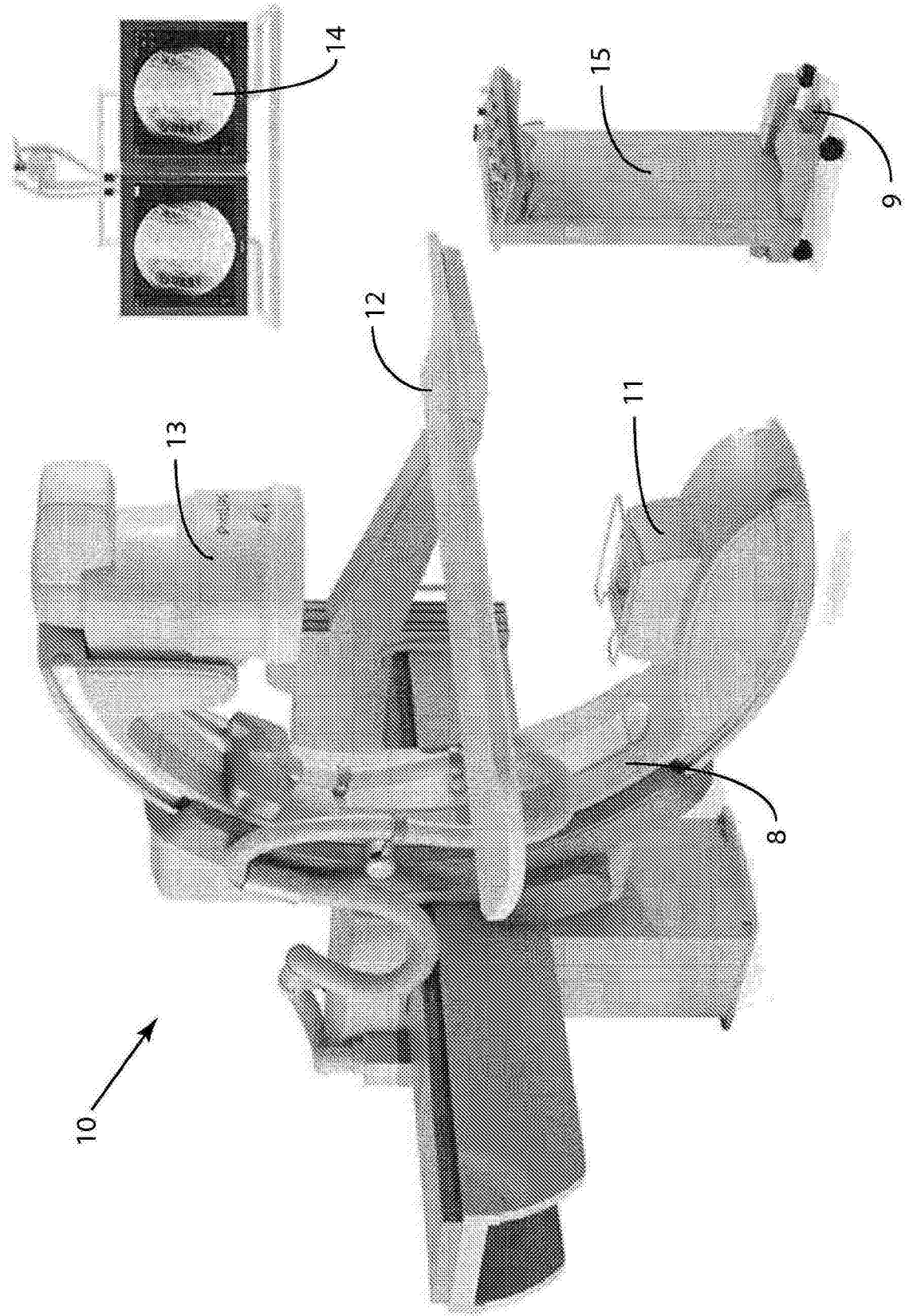


图 2

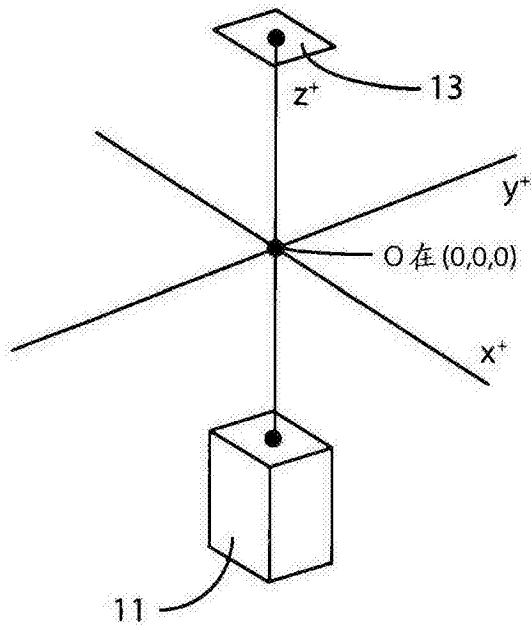


图 3A

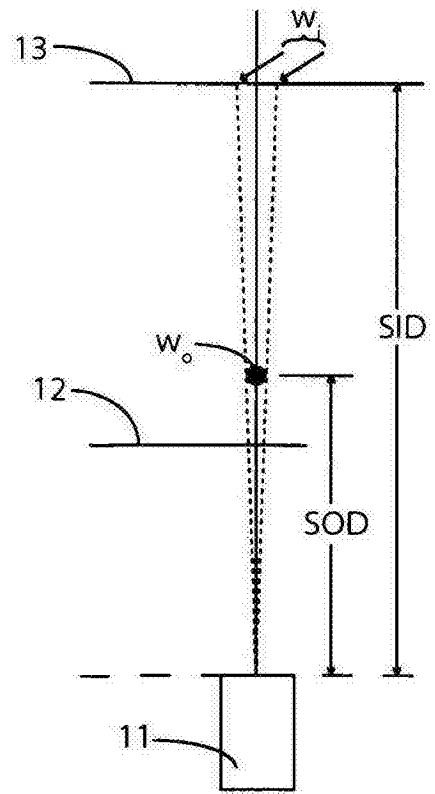


图 3B

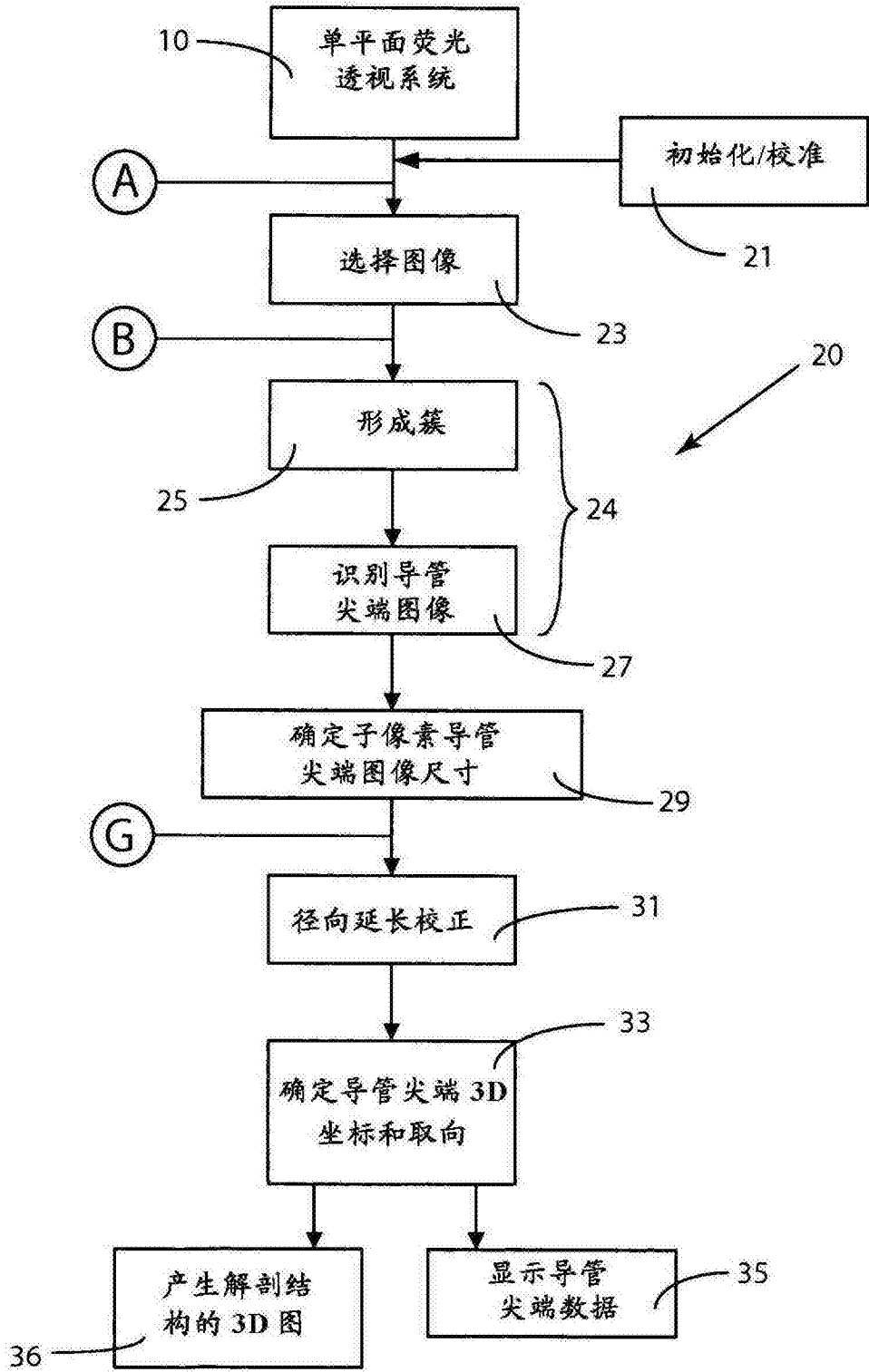


图 4

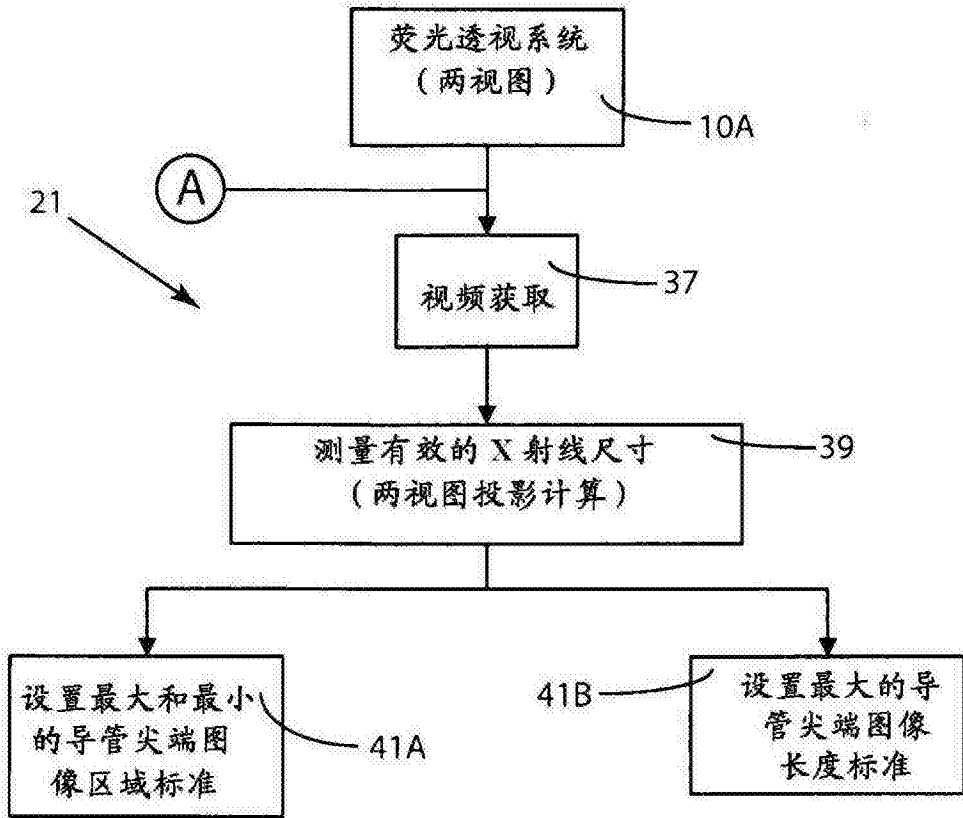


图 5

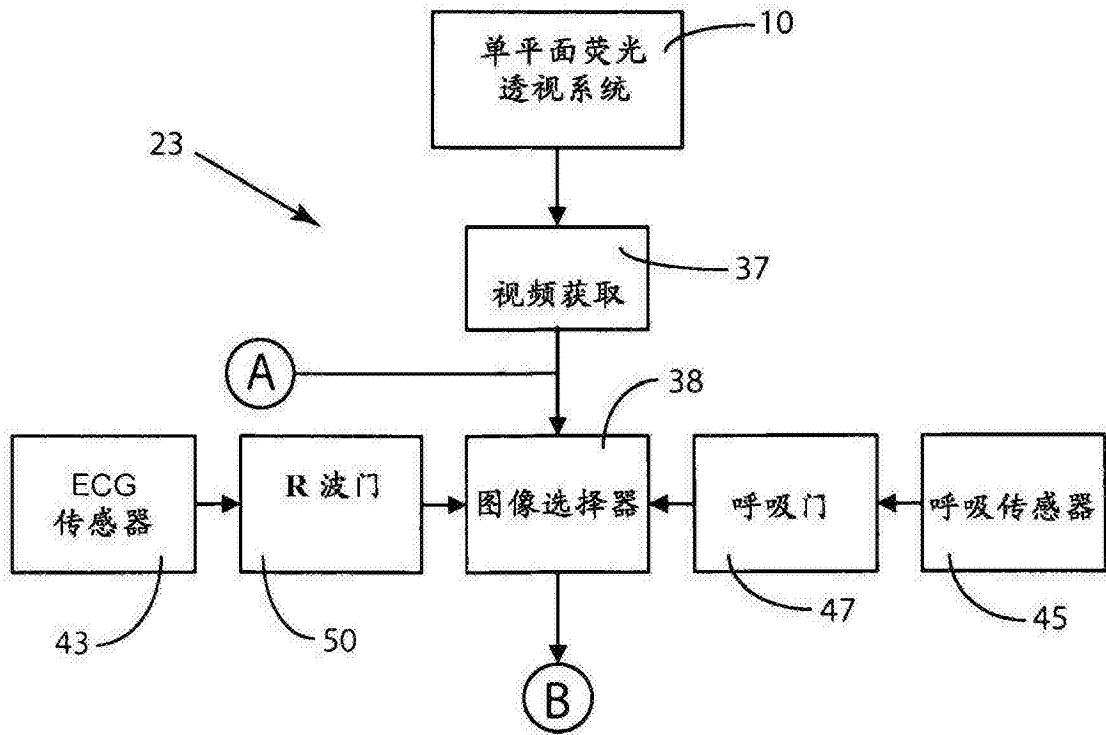


图 6

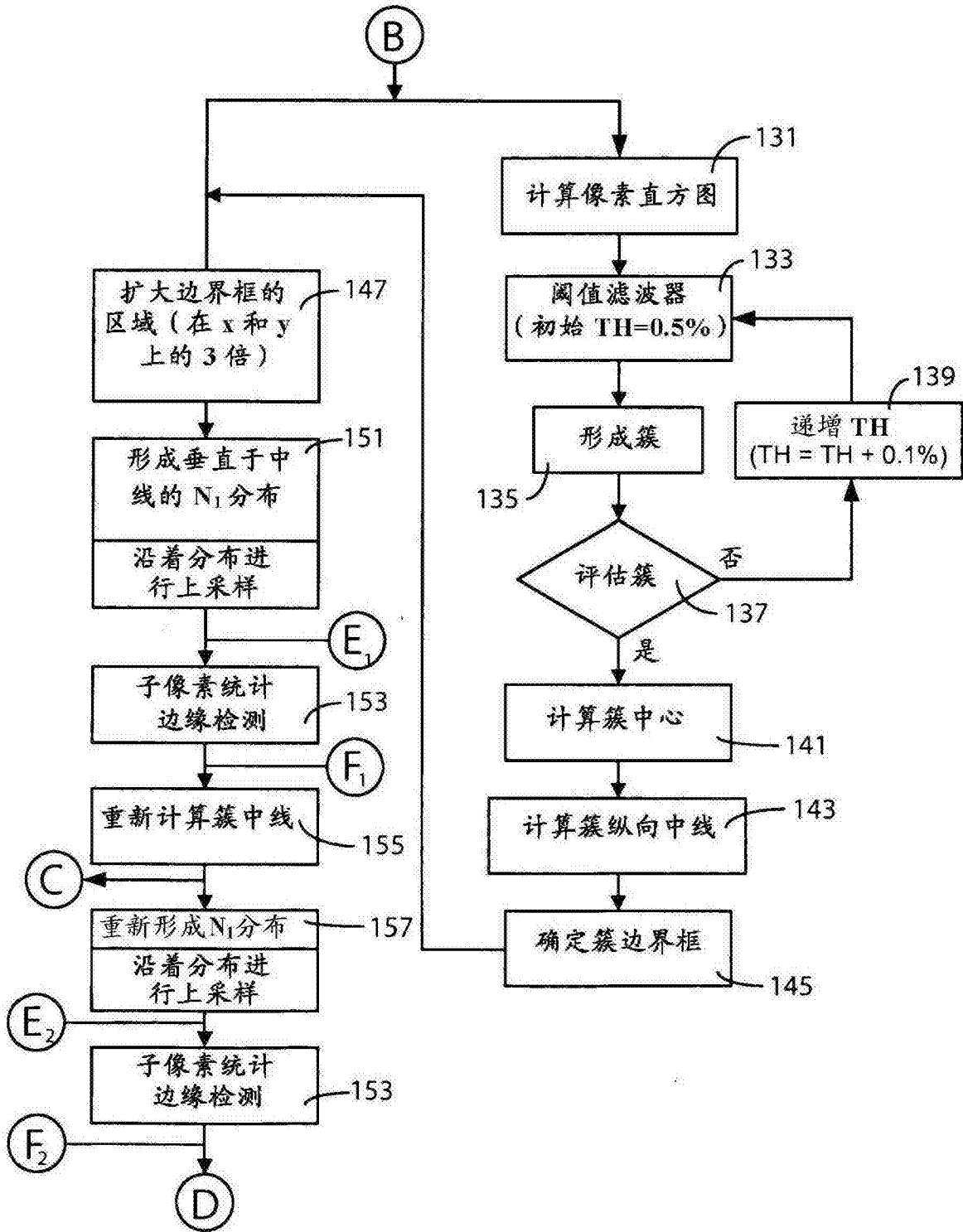


图 7

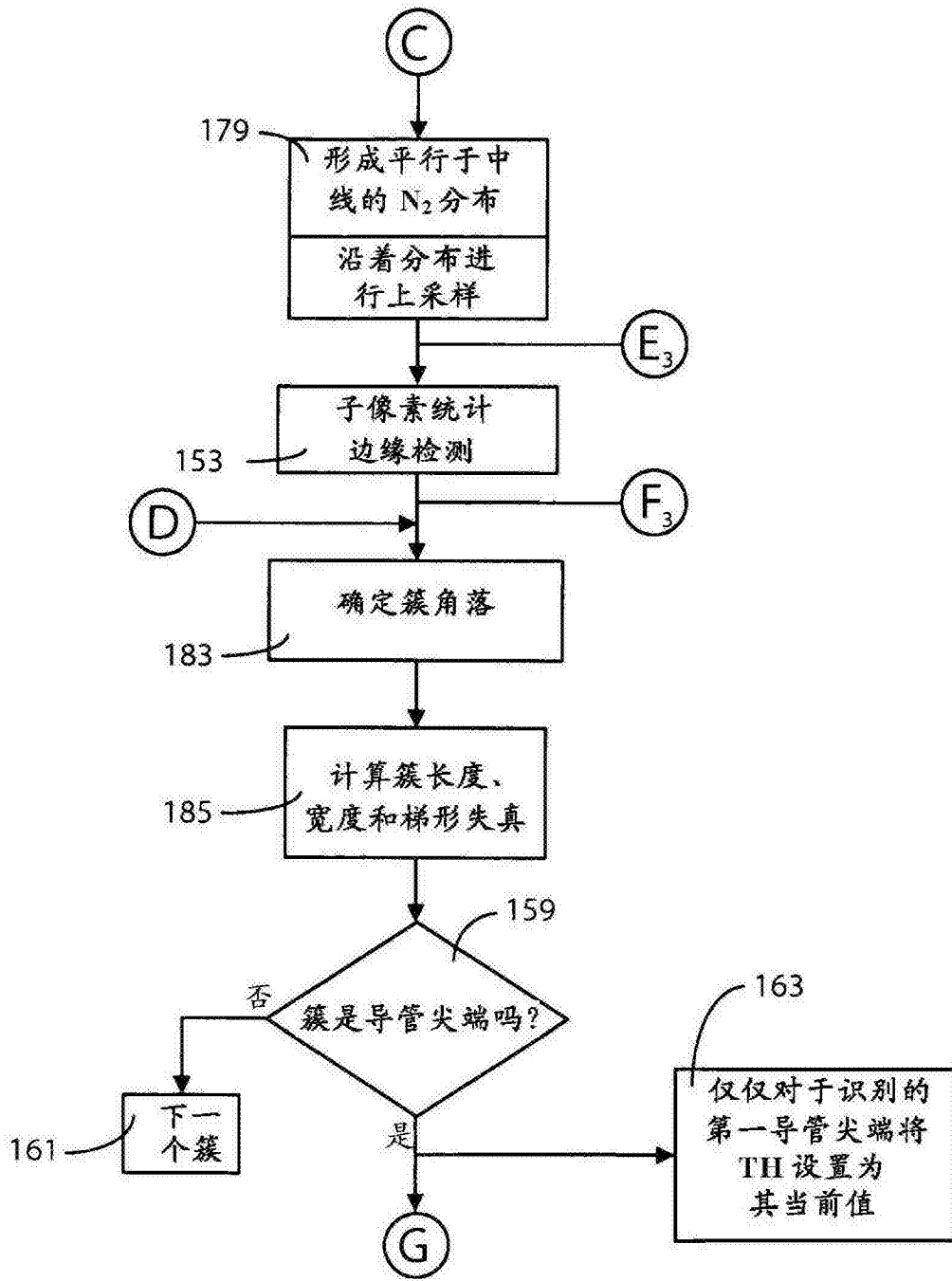


图 8

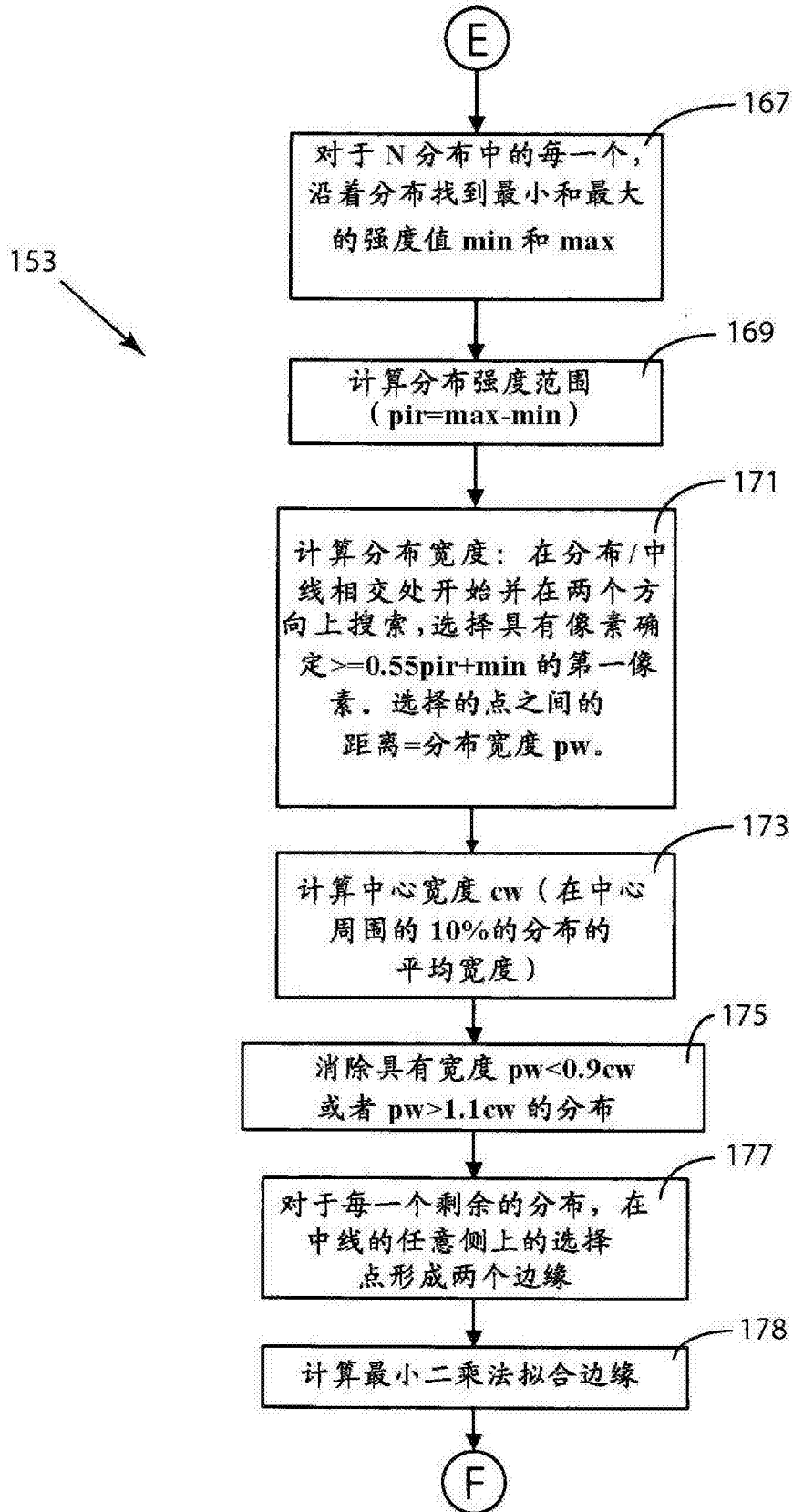


图 9

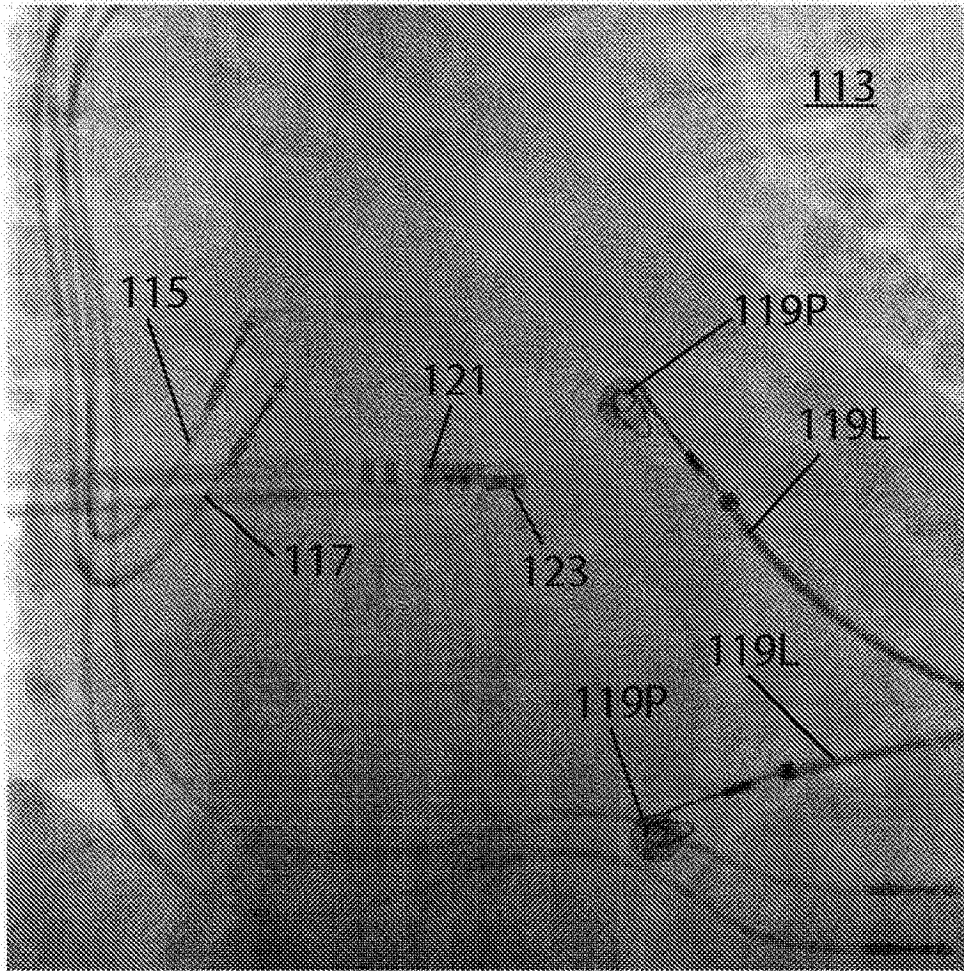


图 10

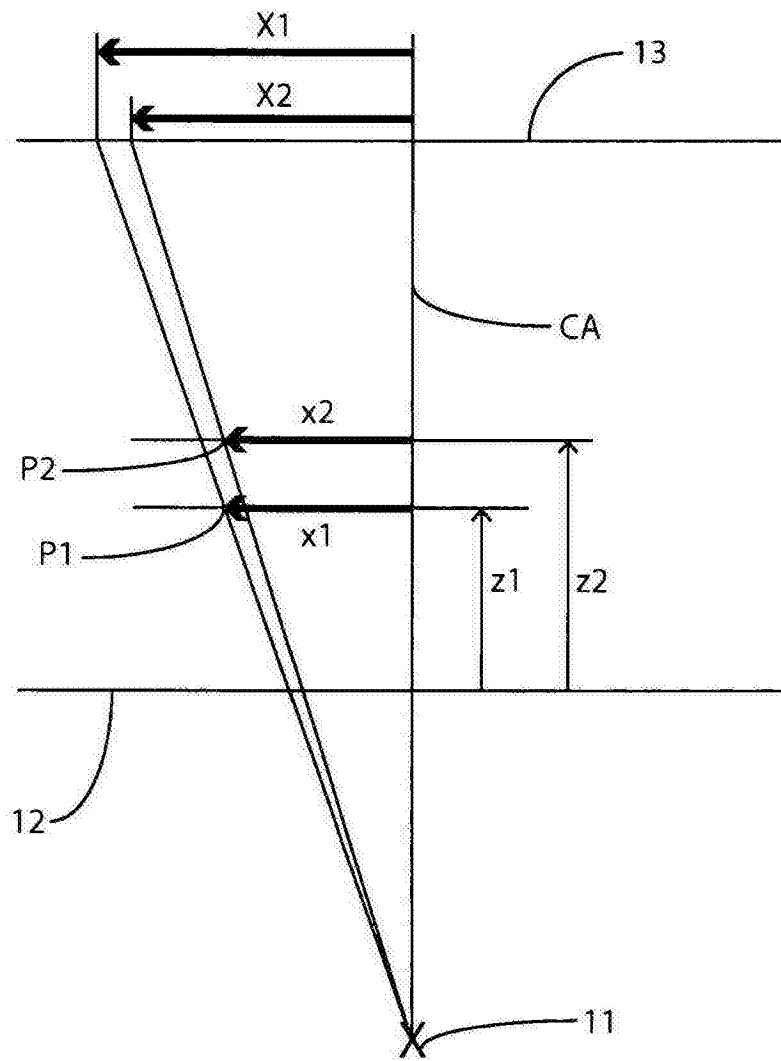


图 11

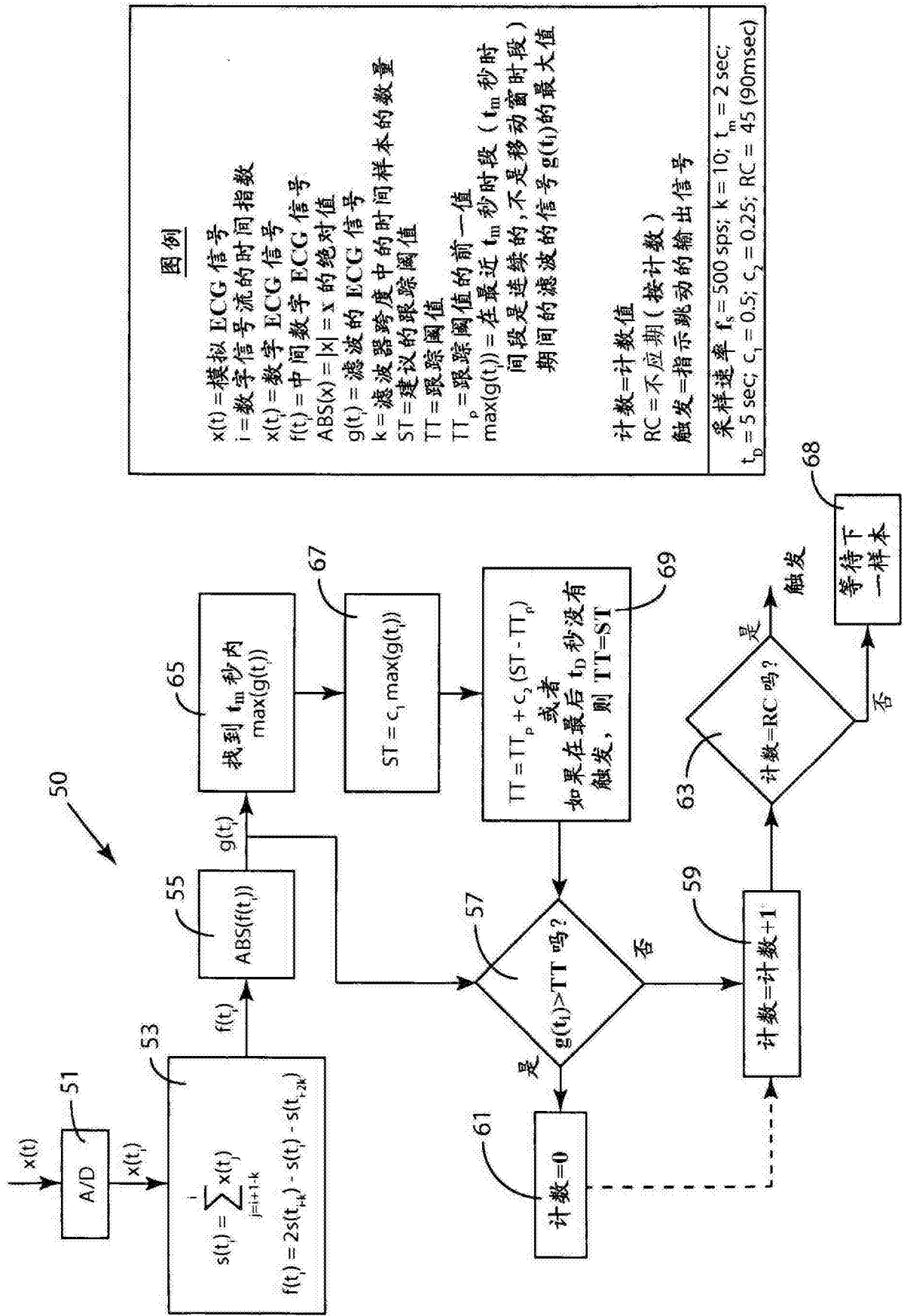


图 12

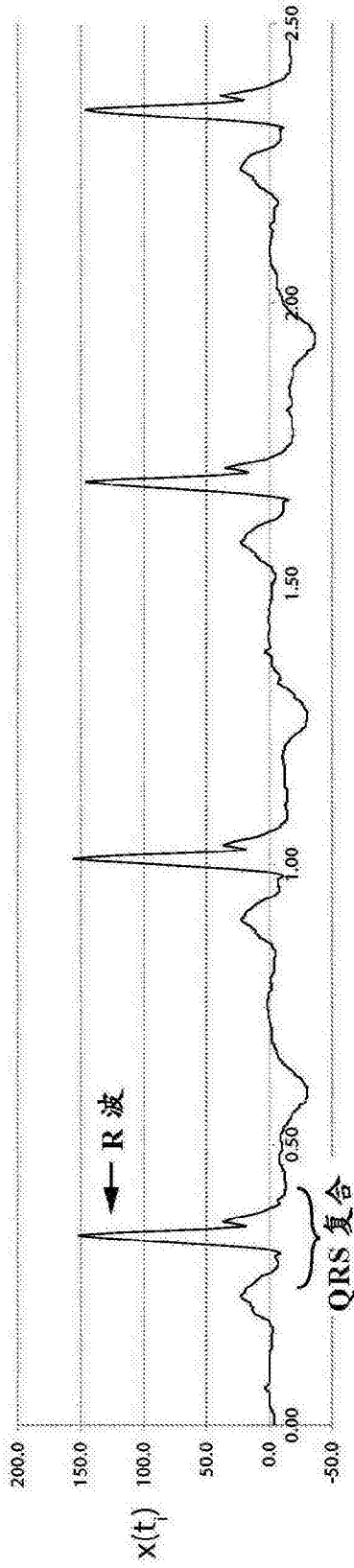


图 13A

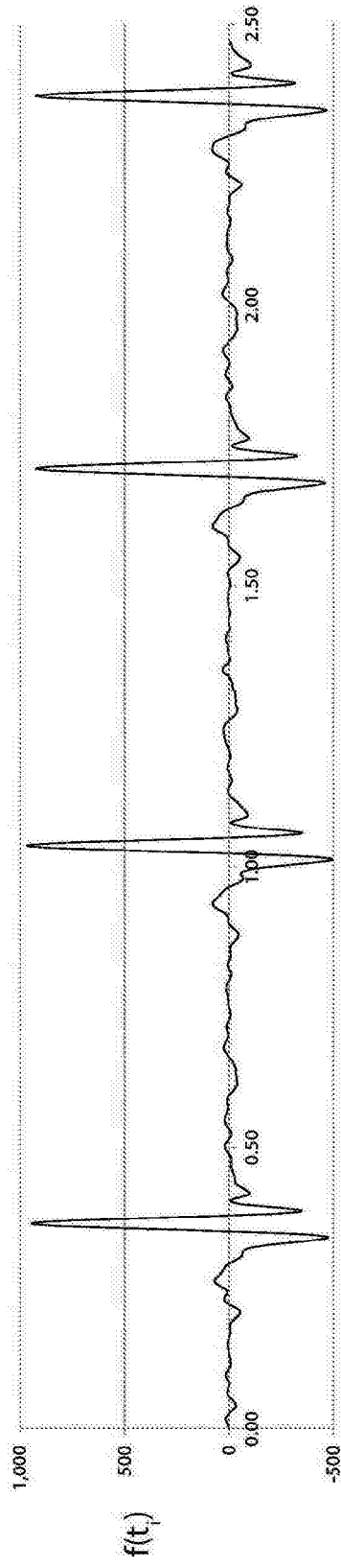


图 13B

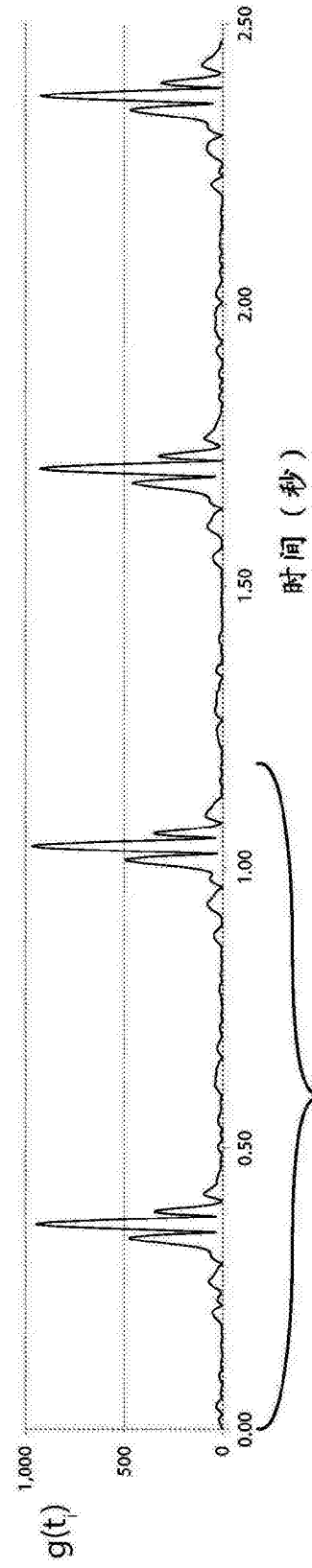


图 13C

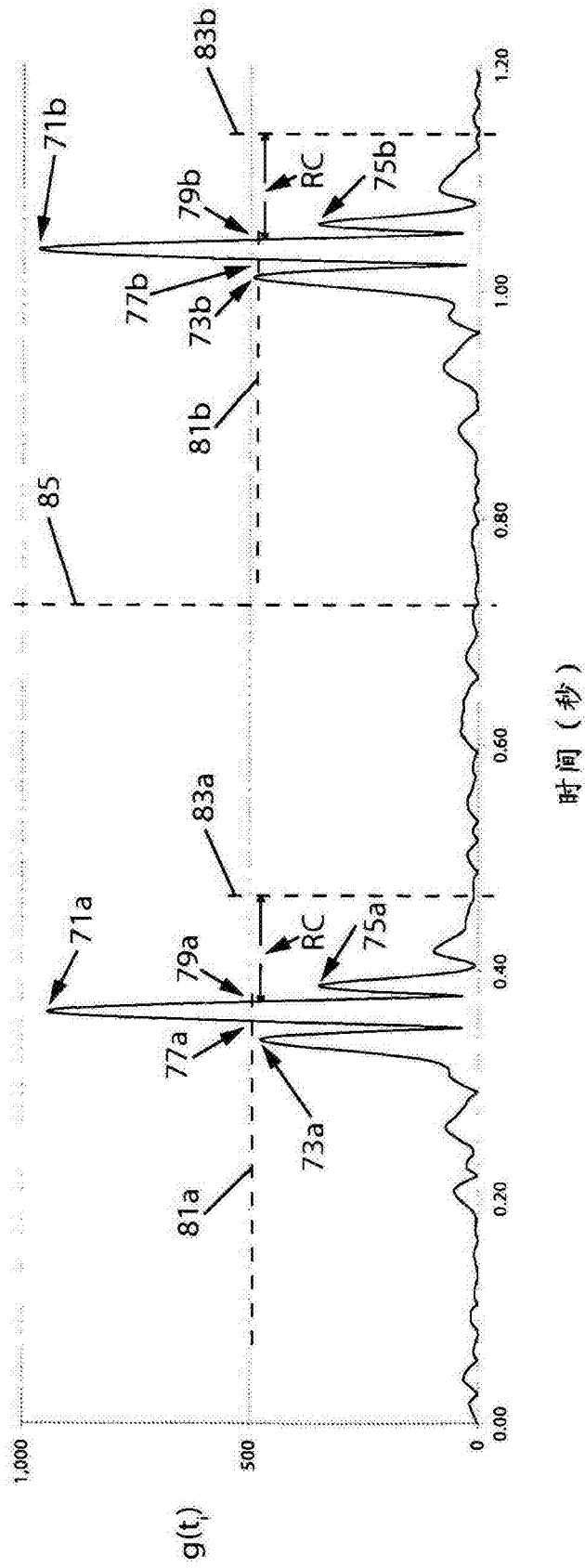


图 13D

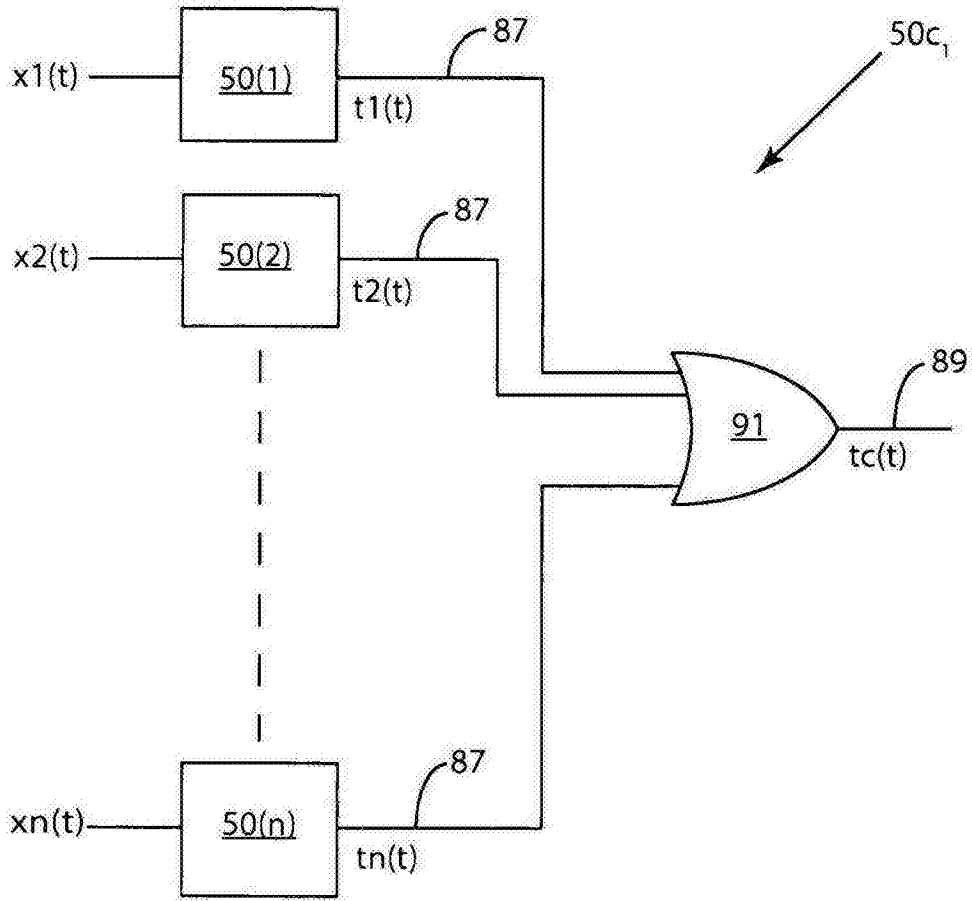


图 14A

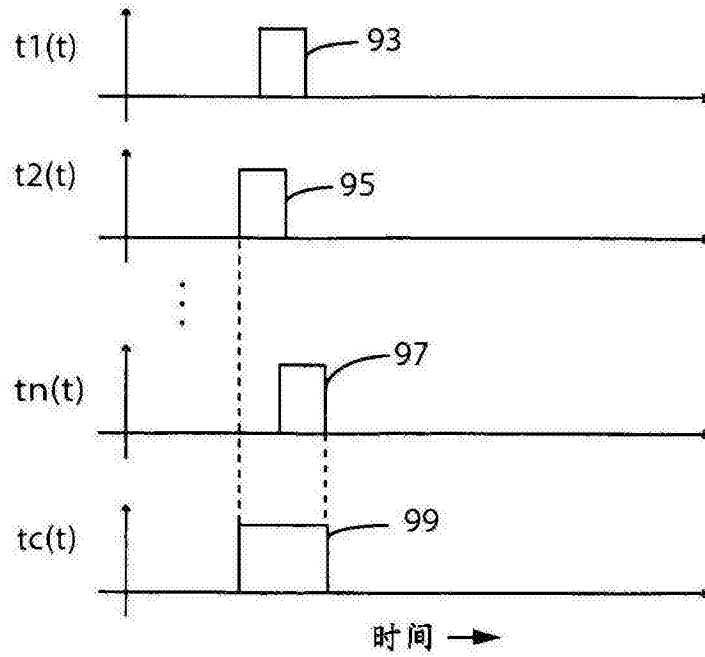


图 14B

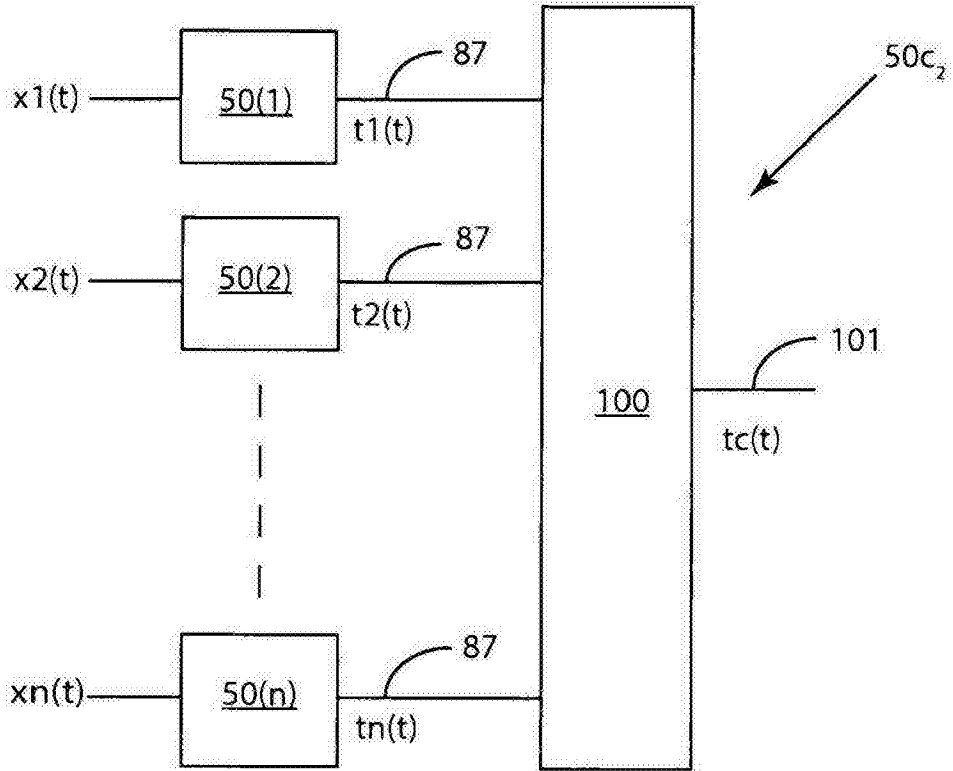


图 15A

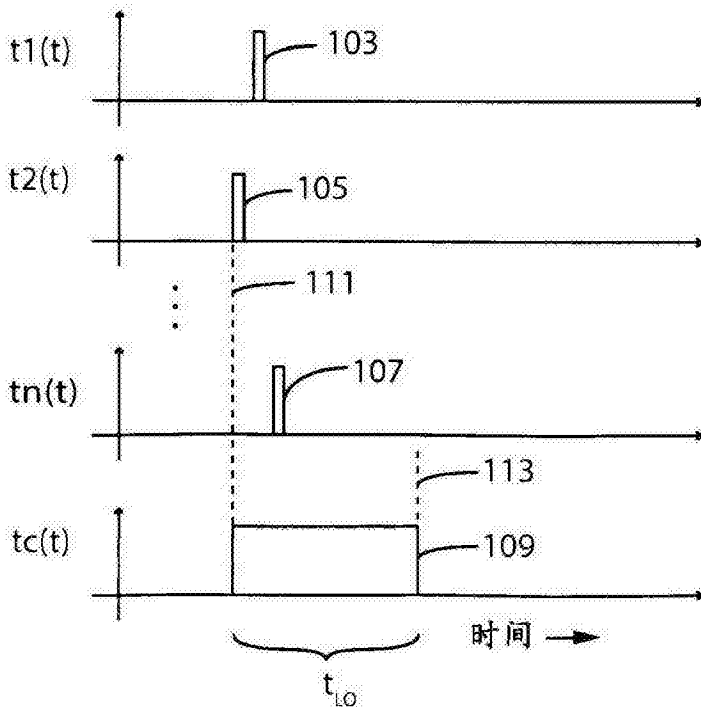


图 15B

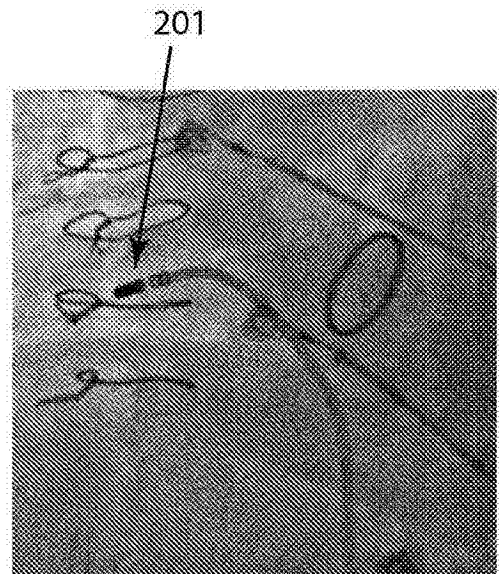


图 16A

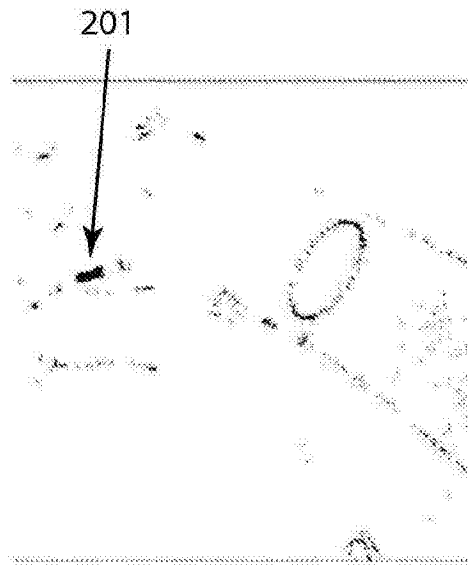


图 16B

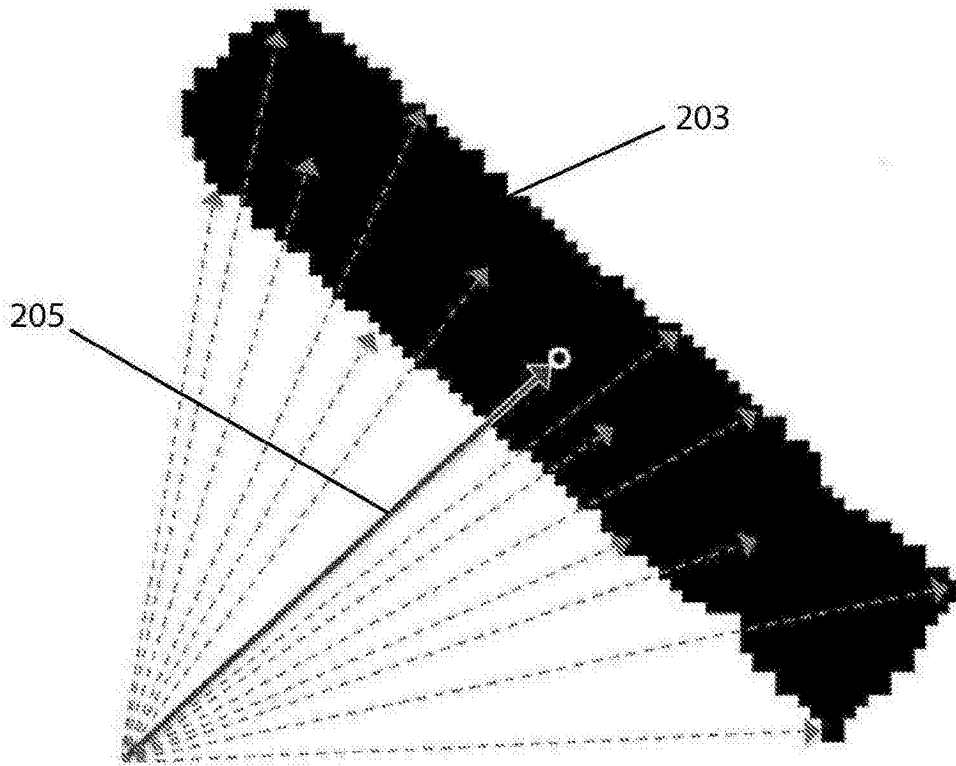


图 17

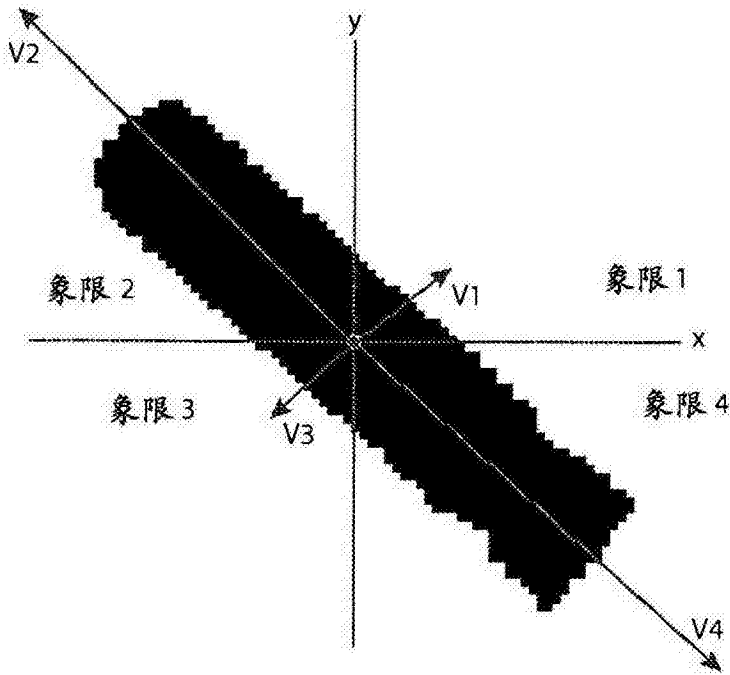


图 18

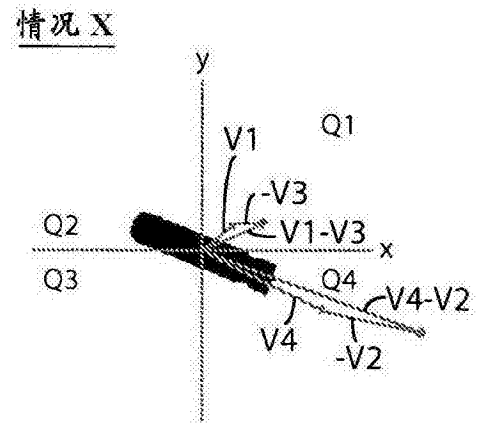


图 19A

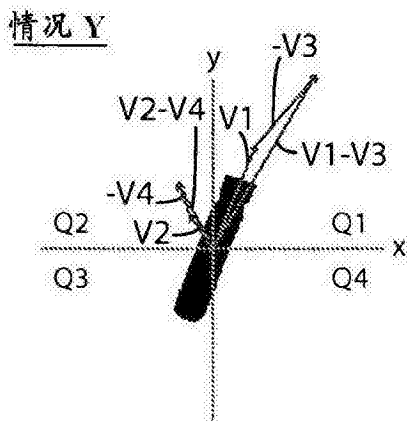


图 19B

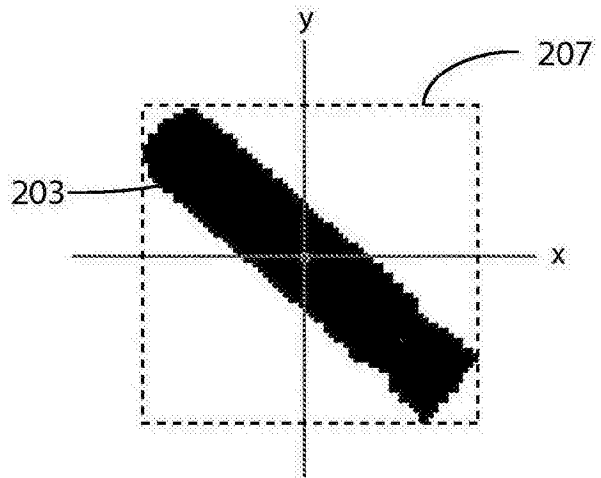


图 20

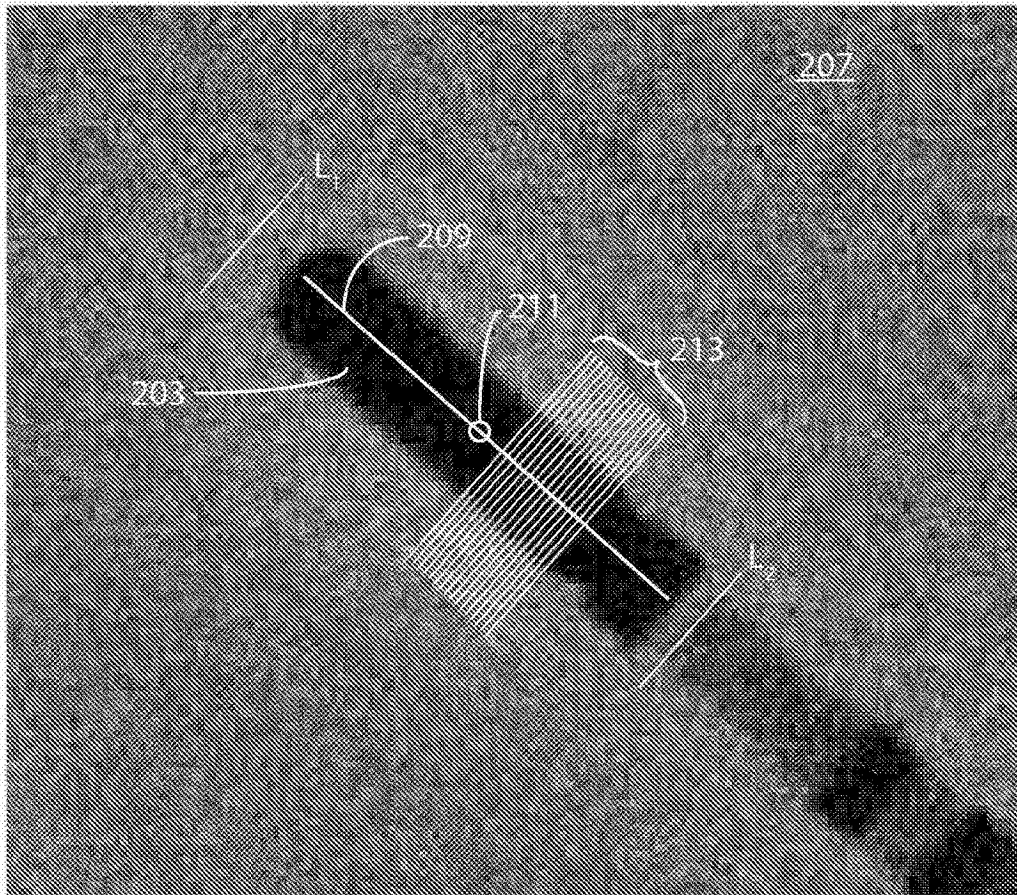


图 21

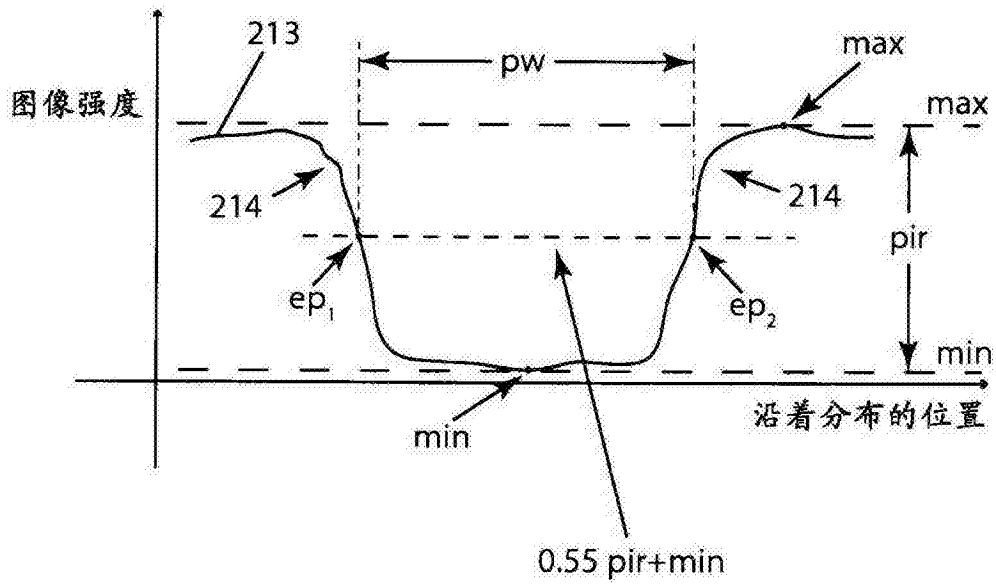


图 22

	x_1	x	x_2
y_1	Q_{11}		Q_{21}
y		P	
y_2	Q_{12}		Q_{22}

$$P = \frac{(x_2 - x)(y_2 - y)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{11} + \frac{(x - x_1)(y_2 - y)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{21} + \frac{(x_2 - x)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{12} + \frac{(x - x_1)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{22}$$

图 23

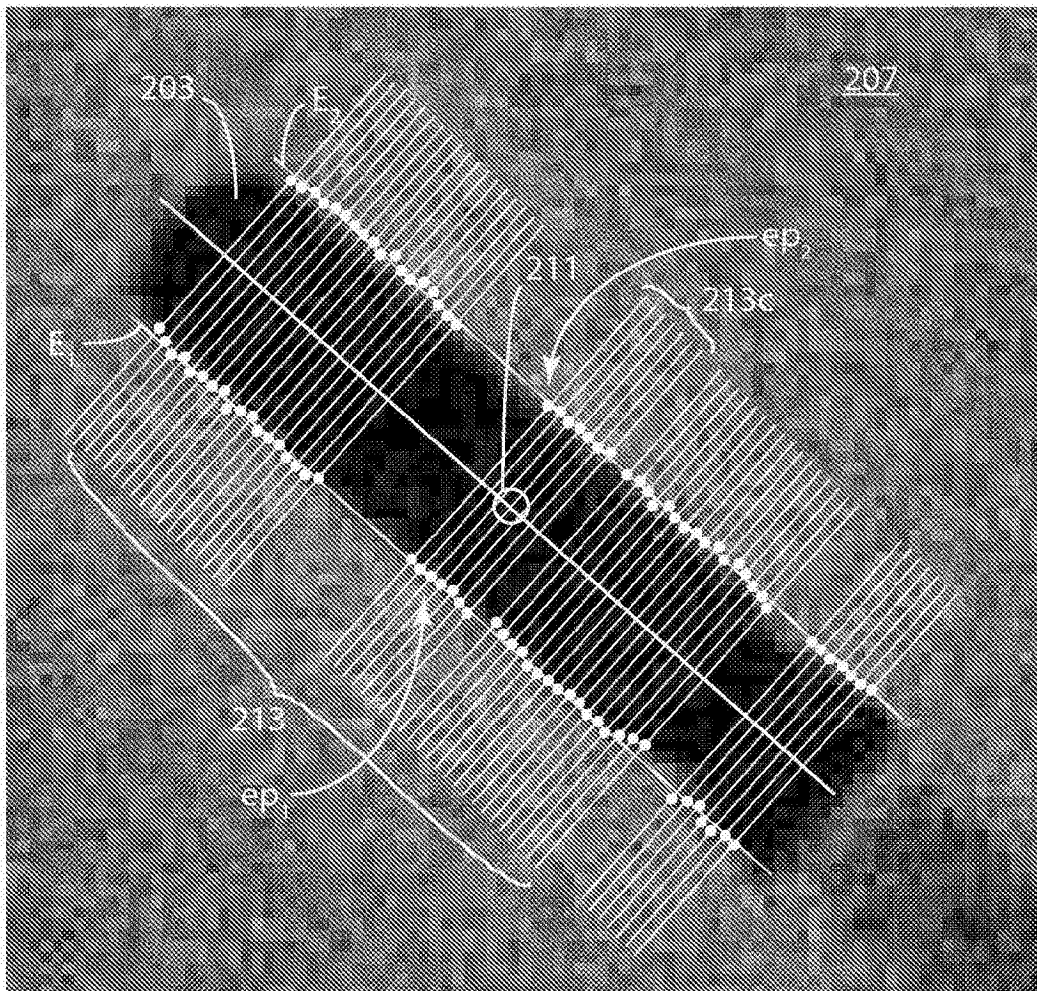


图 24

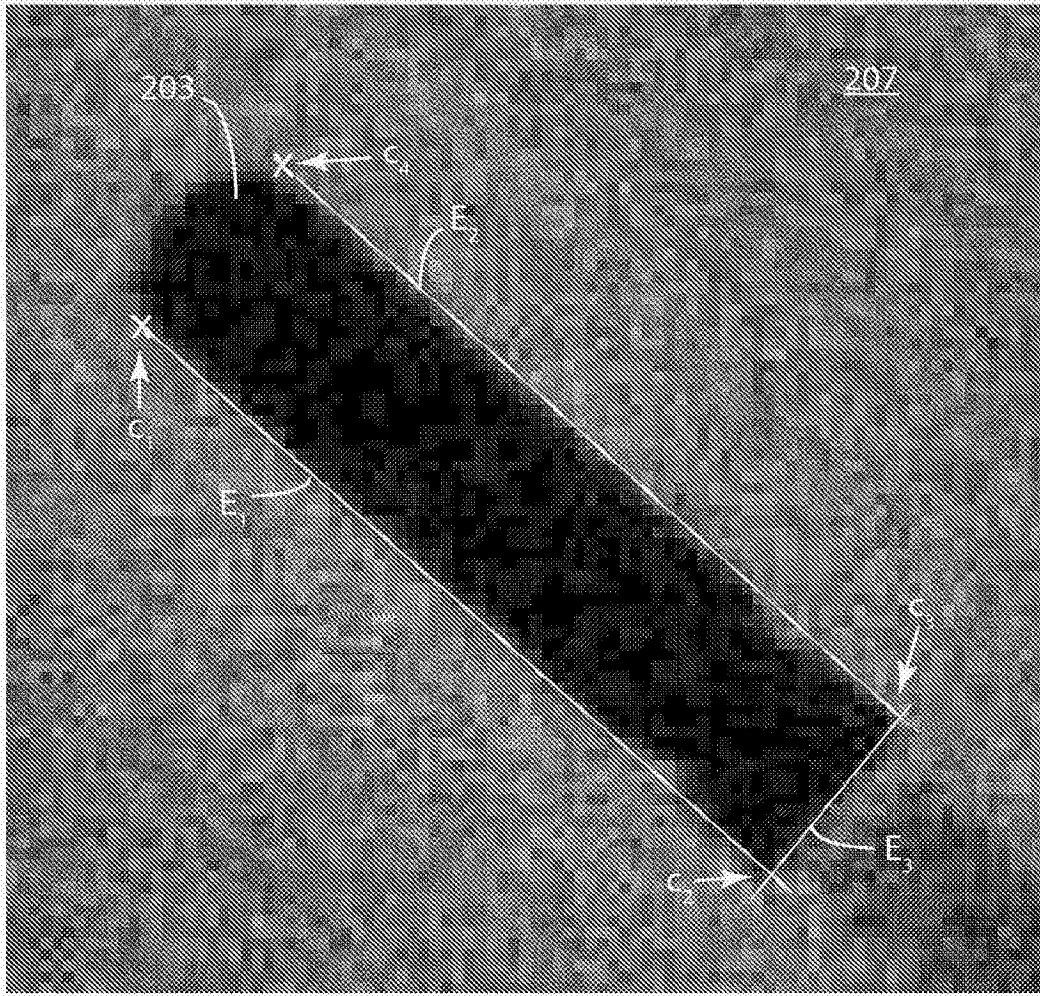


图 25

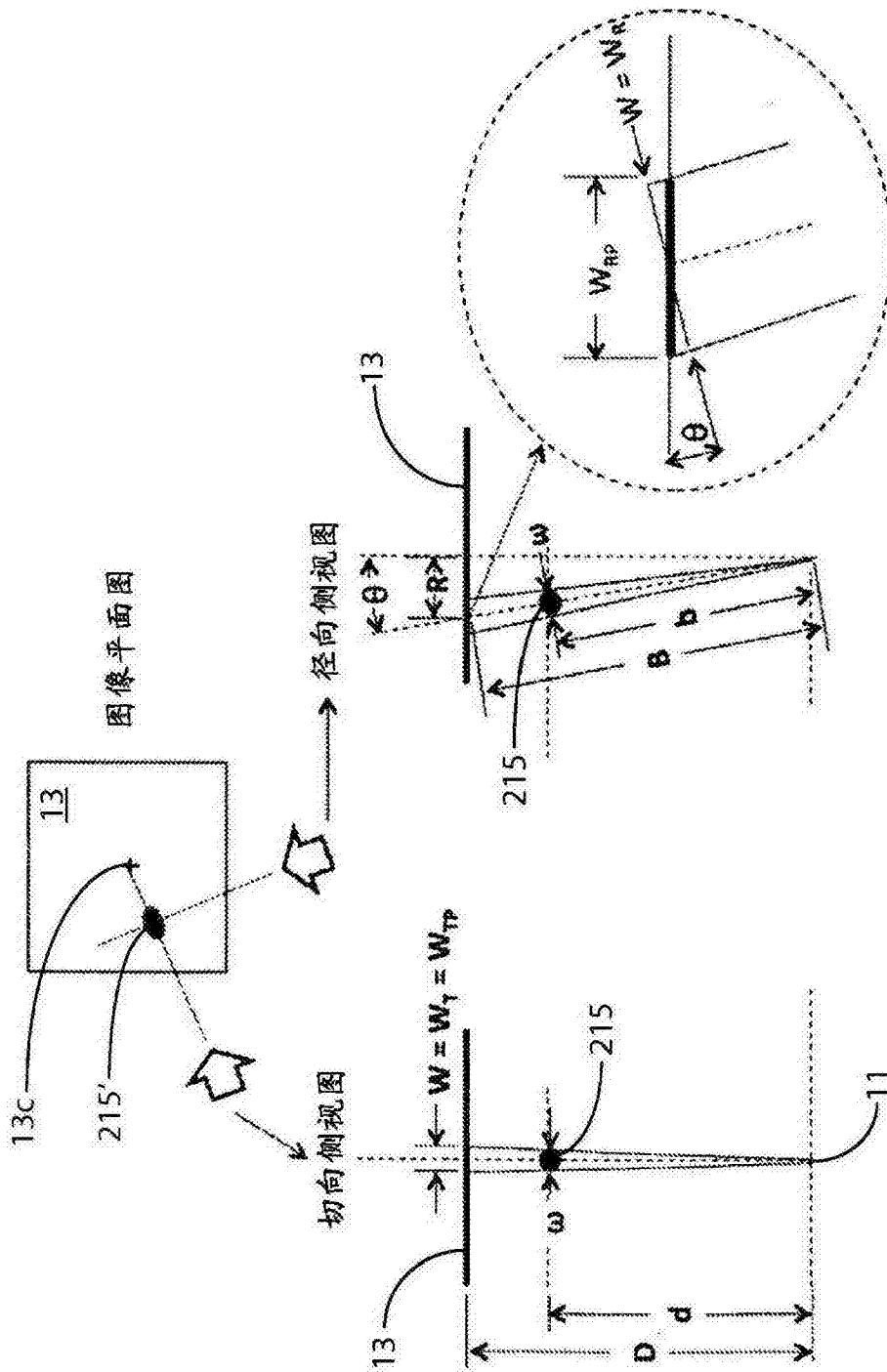


图 26A

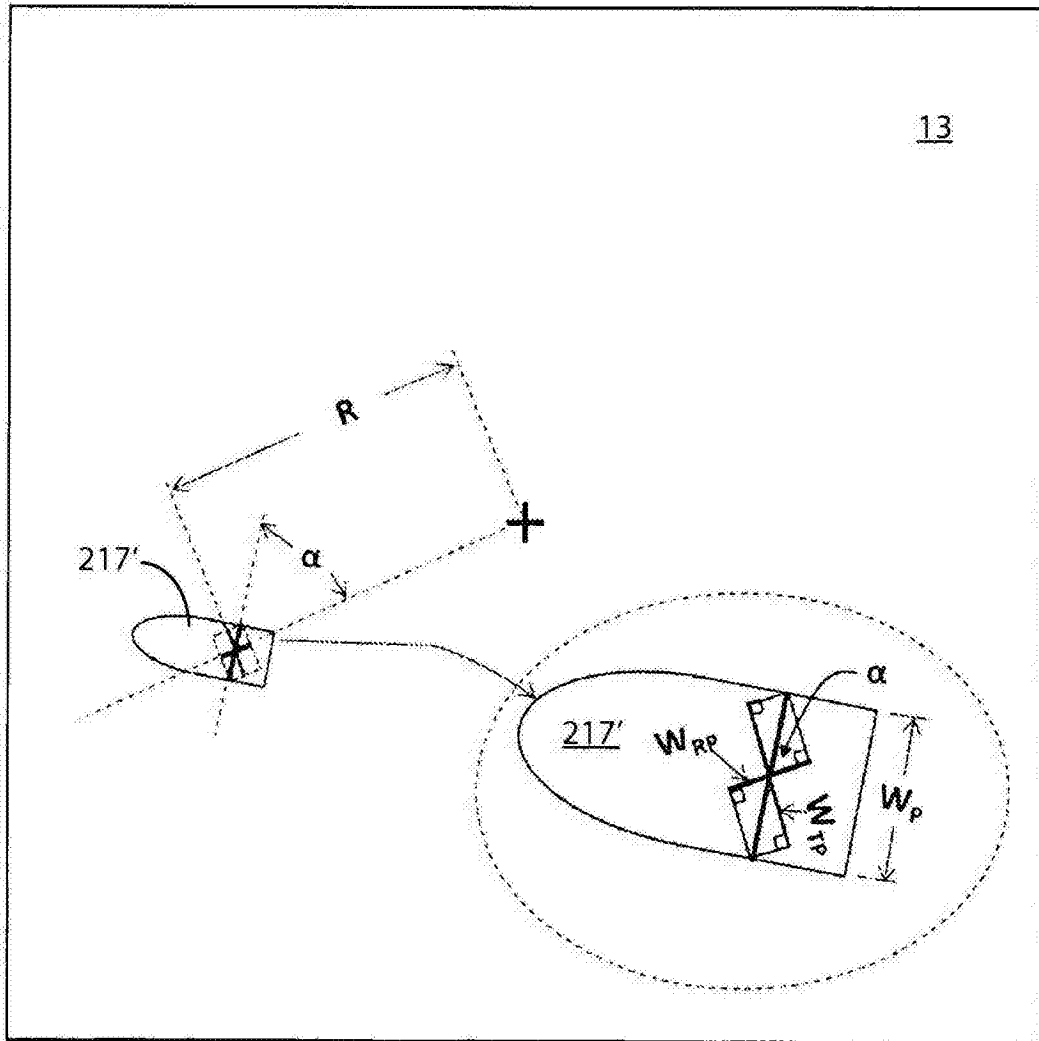


图 26B

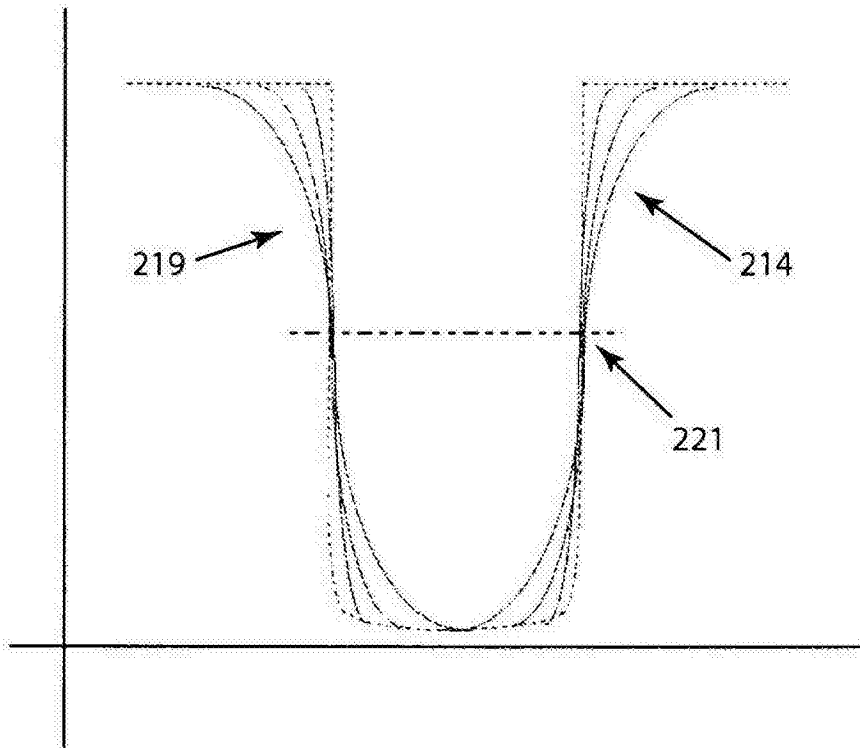


图 27