



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103518225 B

(45)授权公告日 2017.09.19

(21)申请号 201280022233.0

(72)发明人 S·德维韦迪

(22)申请日 2012.05.02

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103518225 A

代理人 李光颖 王英

(43)申请公布日 2014.01.15

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

G06T 7/11(2017.01)

61/484,411 2011.05.10 US

A61B 6/03(2006.01)

61/610,506 2012.03.14 US

A61B 6/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2013.11.07

(56)对比文件

CN 101650835 A,2010.02.17,

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2012/052183 2012.05.02

J.Christophe Cauvin et al..Automatic  
detection of the left ventricular  
myocardium long axis and center in  
thallium-201 single photon emission  
computed tomography.《European Journal of  
Nuclear Medicine》.1992,第19卷

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02012/153231 EN 2012.11.15

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 石爽

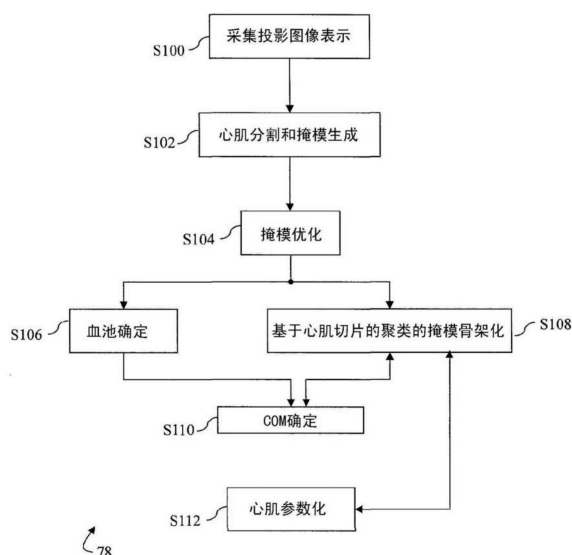
权利要求书3页 说明书10页 附图31页

### (54)发明名称

心肌聚类与取向

### (57)摘要

一种心脏成像方法,包括采集包括心肌的投影图像表示(SI00)。分割所述心肌并生成掩模(SI02)。优化所述掩模(SI04)。从经优化的掩模确定血池(SI06),并且基于心肌切片的聚类使所述掩模骨架化(SI08)。从所述血池和经骨架化的掩模来确定质心(SI10)。从所述经骨架化的掩模来确定心肌参数(SI12)。



1. 一种用于心脏成像的方法,包括:  
采集对象的功能成像数据,所述功能成像数据至少包括心肌;  
通过如下方式从所述功能成像数据确定所述心肌的姿态和几何结构:  
分割左心室;  
生成左心室心肌掩模;  
计算所述左心室的质心;  
使所述左心室心肌掩模骨架化,以生成心肌骨架;并且  
修剪所述心肌骨架;  
基于所确定的姿态和几何结构,估计所述心肌的诊断参数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,修剪所述心肌骨架包括:  
计算从每个非零骨架像素到所述左心室的所述质心的距离;  
将所计算的距离分箱到距离分箱中;  
从每个所述距离分箱中的多个像素来生成直方图;  
从所述直方图确定下部分箱阈值、上部分箱阈值、下部分箱频率阈值,以及上部分箱频率阈值;  
去除在所述下部分箱阈值与所述上部分箱阈值以及所述下部分箱频率阈值与所述上部分箱频率阈值之外的骨架像素。
3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的方法,还包括:  
针对边界增厚和心肌间隙,校正所述左心室心肌掩模。
4. 根据权利要求1和2中的任一项所述的方法,还包括:  
分割所述左心室心肌掩模,以生成左心室掩模切片的堆叠;  
定位所述堆叠的顶部和底部;  
定位具有封闭或半封闭空腔的所述堆叠中的最上部掩模切片和所述堆叠中的最下部掩模切片;  
利用所述堆叠中的第二最上部掩模切片来遮蔽所述堆叠中的所述最上部掩模切片;  
利用所述堆叠中的第二最下部掩模切片来遮蔽所述堆叠中的所述最下部掩模切片;以及  
在最上部切片与最下部切片之间进行填充。
5. 根据权利要求1和2中的任一项所述的方法,针对严重灌注情况还包括:  
将所述左心室心肌掩模分割成掩模切片;  
使用射线投射来定位具有心肌间隙的最上部掩模切片和最下部掩模切片,以定位空腔;  
应用切片填充算法,以在所述最上部掩模切片与所述最下部掩模切片之间进行填充。
6. 根据权利要求1和2中的任一项所述的方法,其中,骨架化包括:  
将所述左心室心肌掩模分割成掩模切片;  
使用垂直射线投射和水平射线投射来对所述掩模切片进行聚类,以形成针对每个切片的多个簇;  
从所述簇限定血池。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,聚类所述掩模切片包括以下的一个或多个:

对于每个切片,投射垂直射线以限定所述心肌的射线命中和水平界限,并且投射水平射线以限定所述心肌空腔的射线命中和垂直界限,以及填充所述心肌中超出所述水平界限和垂直界限的部分;

遮蔽每个掩模切片,以去除在所述垂直界限之间的部分;基于紧邻所述垂直界限的像素的强度,对上部垂直界限以上和下部垂直界限以下的像素的强度进行分类;将经分类的所述上部垂直界限以上和所述下部垂直界限以下的像素与在所述垂直界限之间的像素合并,以限定净化的骨架;

遮蔽每个掩模切片,以去除在所述水平界限之间的部分;基于紧邻所述水平界限的像素的强度,对左侧水平界限以上和右侧水平界限以下的像素的强度进行分类;将经分类的所述左侧水平界限以上和所述右侧水平界限以下的像素与在所述水平界限之间的像素合并,以限定净化的骨架。

8. 根据权利要求1和2中的任一项所述的方法,还包括:

识别所述左心室心肌掩模中具有至少一个水平射线或垂直射线的切片;

识别接近主动脉瓣的每个水平射线的边缘和点;

识别接近二尖瓣的每个垂直射线的边缘和点,所述水平射线和所述垂直射线的所述边缘端点限定一条线;

将距所述线小于预选距离的像素标记为血池像素;

识别所述左心室心肌掩模中具有至少一个水平射线或垂直射线的切片;

识别所述左心室心肌掩模上与至少一个所述射线交叉的点;

填充所识别的点之间的像素作为血池像素。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述预选距离为7mm。

10. 一种心脏成像装置,包括:

功能成像数据采集单元,其采集对象的功能成像数据,所述功能成像数据至少包括心肌;

姿态和几何结构确定单元,其从所述功能成像数据确定所述心肌的姿态和几何结构,所述姿态和几何结构确定单元包括:

分割单元,其分割所述对象的左心室;

掩模生成单元,其生成左心室心肌掩模;

质心单元,其确定所述左心室的质心;

骨架化单元,其使所述左心室心肌掩模骨架化,以生成心肌骨架;以及

修剪单元,其修剪所述心肌骨架;以及

诊断参数估计单元,其基于所确定的姿态和几何结构,估计所述心肌的诊断参数。

11. 根据权利要求10所述的装置,其中,所述修剪单元包括:

距离确定模块,其确定从每个非零骨架像素到所述左心室的所述质心的距离;

分箱单元,其将所计算的距离分箱到距离分箱中;

直方图单元,其从每个所述距离分箱中的多个像素生成直方图;

阈值确定单元,其从所述直方图确定下部分箱阈值、上部分箱阈值、下部分箱频率阈值以及上部分箱频率阈值;

去除单元,其去除在所述下部分箱阈值与上部分箱阈值以及所述下部分箱频率阈值与

上部分箱频率阈值之外的骨架像素。

12. 根据权利要求10至11中的任一项所述的装置,还包括:

分割单元,其分割所述左心室心肌掩模,以生成掩模切片堆叠;

定位单元,其定位所述切片堆叠的顶部和底部、具有封闭或半封闭空腔的所述堆叠中的最上部掩模切片和所述堆叠中的最下部掩模切片;

遮蔽单元,其利用第二最上部掩模切片来遮蔽所述堆叠中的最上部切片,并且利用所述堆叠中的第二最下部掩模切片来遮蔽所述堆叠的最下部切片;以及

填充单元,其在所述最上部切片与所述最下部切片之间进行填充。

13. 根据权利要求10至11中的任一项所述的装置,其中,所述骨架化单元还包括:

分割单元,其将所述左心室心肌掩模分割成掩模切片;

聚类单元,其使用垂直射线和水平射线来对所述掩模切片进行聚类,以针对每个切片投射多个簇;以及

血池单元,其从所述簇限定血池。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述聚类单元包括以下中的一个或多个:

投射单元,其针对每个切片,投射垂直射线,以限定所述心肌空腔的射线命中和水平界限,并且投射水平射线,以限定所述心肌空腔的射线命中和垂直界限;

填充单元,其填充所述心肌超出所述水平界限和所述垂直界限的部分;

遮蔽单元,其遮蔽每个掩模切片,以去除所述垂直界限之间的部分;基于紧邻所述垂直界限的像素的强度,对上部垂直界限以上和下部垂直界限以下的像素的强度进行分类;以及将经分类的所述上部垂直界限以上和所述下部垂直界限以下的像素与在所述垂直界限之间的像素合并,以限定净化的骨架;

遮蔽单元,其遮蔽每个掩模切片,以去除在所述水平界限之间的部分;基于紧邻所述水平界限的所述像素的强度,对左侧垂直界限以左和右侧垂直界限以右的像素的强度进行分类,将经分类的所述水平垂直界限以左和右的像素与在所述水平界限之间的像素合并,以限定净化的骨架。

## 心肌聚类与取向

### 技术领域

[0001] 本申请涉及医学成像技术。其尤其应用于诊断核成像中对心肌组织的感兴趣区域(ROI)的限定。

### 背景技术

[0002] 在诊断核成像中,放射性核素分布因其穿过患者的血流而得到研究,用于对循环系统成像,或用于对积累注射的放射性药物的特定器官成像。在单光子发射计算机断层摄影(SPECT)中,例如,通常被称作伽马照相机的一个或多个辐射探测器用于经由通过放射性衰变事件造成的辐射发射来探测所述放射性药物。典型地,每个伽马照相机包括辐射探测器阵列和设置在所述辐射探测器阵列前方的准直器。所述准直器限定线性或小角度锥形瞄准线,从而探测到的辐射包括投影数据。如果在角度视野的范围上,例如在 $180^{\circ}$ 或 $360^{\circ}$ 的角度范围上移动所述伽马照相机,则能够使用滤波反投影、期望值最大化或另一图像重建技术,将得到的投影数据重建成所述患者中所述放射性药物分布的图像。有利地,所述放射性药物能够被设计为在选定的组织中进行积累,用于提供那些选定的组织的优先成像,诸如,心脏组织,以达到心脏成像的目的。

[0003] 在许多心脏SPECT研究中,最广泛使用的诊断性应用之一包括心肌灌注成像,其中,左心室是尤其感兴趣的。左心室(LV)区在SPECT图像中的低强度与典型地因冠状动脉疾病造成的灌注缺陷有关。LV区中的放射性药物的活性能够用于估计以下参数,诸如,血流率、血流储备、射血分数,或与诊断和处置有关的其他参数。为了估计这些以及其他参数,人们想要在至少所述左心室的感兴趣区域处进行定位,并且确定所述感兴趣区域的几何结构和取向,以准确地估计指示患者的心肌健康的参数。因为对所述心肌参数的准确量化评估部分地取决于准确且可重复地确定所述心肌几何结构和定向,更具体为左心室姿态估计。

### 发明内容

[0004] 本发明提供一种克服了上文提及的问题以及其他问题的新型改进的方法和系统。

[0005] 根据一个方面,提供一种用于心脏成像的方法。采集对象的功能图像数据,所述功能图像数据至少包括心肌。确定所述心肌的姿态和几何结构。基于所确定的姿态和几何结构,估计所述心肌的诊断参数。

[0006] 根据另一方面,所述方法还包括分割所述左心室、生成左心室心肌掩模、计算所述左心室的质心、使所述左心室心肌掩模骨架化以生成心肌骨架以及修剪所述心肌骨架。

[0007] 根据另一方面,提供一种心脏成像装置,其包括诊断扫描器,用于从所述诊断扫描器生成对象的功能成像数据(所述功能成像数据包括所述心肌)、确定所述心肌的姿态和几何结构以及基于所确定的姿态和几何结构来估计所述心肌的诊断参数。显示设备至少显示所述诊断参数。

[0008] 根据另一方面,提供一种心脏成像装置,其包括采集单元,所述采集单元采集对象的功能图像数据,所述功能图像数据至少包括心肌。所述确定单元确定所述心肌的姿态和

几何结构。估计单元基于所确定的姿态和几何结构来估计所述心肌的诊断参数。

[0009] 一个优点在于改善心肌姿态计算的准确性和鲁棒性。

[0010] 另一优点在于基于所计算的姿态改善参数的准确性。

[0011] 本领域技术人员在阅读和理解以下详细描述时,将认识到本发明仍具有的其他优点。

## 附图说明

[0012] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为限制本发明。

[0013] 图1为具有处理单元的诊断成像系统的图解图示,所述处理单元被编程为执行基于心肌聚类的骨架化与姿态估计;

[0014] 图2为表示用于确定心肌参数的方法的流程图;

[0015] 图3为表示用于心肌遮蔽和掩模优化的方法的流程图;

[0016] 图4为表示用于心肌掩模优化的方法的另一流程图;

[0017] 图5为表示用于基于心肌聚类的骨架化与姿态计算的方法的流程图;

[0018] 图6图示了心肌组织的各种解剖结构,更具体为左心室;

[0019] 图7A至图7D图示了各种类型的心肌形状簇;

[0020] 图8A至图8B、图9A至图9B、图10A至图10B,以及图11B至图11D图示了针对类型1心肌簇的骨架化方法,同时图11A为表示用于针对类型1心肌簇的骨架化方法的方法的流程图;

[0021] 图12A和图12B为表示用于针对类型2心肌簇的骨架化方法的方法的流程图;

[0022] 图13A至图13D、图14A至图14E,以及图15A至图15D图示了针对类型2心肌簇的骨架化方法;

[0023] 图16为表示用于针对类型3心肌簇的骨架化方法的方法的流程图;

[0024] 图17A至图17D以及图18A至图18B图示了针对类型3心肌簇的骨架化方法;

[0025] 图19A至图19E图示了针对类型4簇的骨架化方法;

[0026] 图20为表示用于心肌血池分割的方法的流程图;

[0027] 图21A至图21F图示了血池分割方法;

[0028] 图22A为表示用于血池分割的另一种方法的流程图,同时图22B图示了所述血池分割方法;

[0029] 图23A为表示用于血池分割的另一种方法的流程图,同时图23B图示了所述血池分割方法;

[0030] 图24图示了来自各种形状簇类型的二元掩模及相应的血池的屏幕快照;

[0031] 图25为表示骨架修剪方法的流程图;以及

[0032] 图26图示了用于骨架修剪方法的直方图。

## 具体实施方式

[0033] 参考图1,诊断成像系统10采集检查区域14内的对象12的功能成像数据。尽管描述了SPECT系统,应认识到还预期其他成像模态,诸如,正电子发射断层摄影(PET)等。诊断成

像系统10包括患者支撑体16,其可进行选择性地平移,以便于将正被成像或检查的对象12定位在期望位置处,例如,由此感兴趣区域关于纵轴18居中。任选地,外机架20被可移动地安装在轨道22上,以实现对象12沿纵轴18相对于成像系统10的期望定位。

[0034] 内机架24被可旋转地安装在外机架20上,用于步进或连续运动。旋转的内机架24限定对象接收检查区域14。一个或多个探测头26、28、30能够单独定位在可旋转内机架24上。随着可旋转内机架24的旋转,探测头26、28、30作为整体关于检查区域14和对象12旋转。探测头26、28、30为径向、周向及横向可调节的,以变化它们与对象12的距离以及在旋转机架24上的间隔,用于以关于中心轴的多种角度取向中的任何一种来定位所述探测头。

[0035] 探测头26、28、30的每个均包括辐射探测器阵列,诸如,响应于来自放射性药物的入射辐射事件而发射闪光或光子的多个闪烁体之一。通过光探测器阵列来观察所述(一个或多个)闪烁体,所述光探测器接收闪光并将其转化成电信号。任选地,也预期直接将辐射转化为电脉冲的探测器阵列。提供适当的准直以限定投影数据,例如,设置在所述探测器阵列前方的辐射吸收蜂窝准直器。解析器电路解析每个接收的辐射事件的x、y坐标,以及入射辐射的能量。以常规方式处理并校正光探测器的相对输出,以生成输出信号,所述输出信号指示(i)在探测头上接收每个辐射事件处的位置坐标、(ii)每个事件的能量以及(iii)所述探测头的角位置。所述能量用于在诸如多重发射辐射源、杂散及二次发射辐射、散射辐射、透射辐射的各种类型的辐射之间进行区分,并且用于消除噪声。

[0036] 在SPECT成像中,由在所述探测头上的每个坐标处接收的所述辐射数据限定投影图像表示。在SPECT成像中,准直器限定沿其接收辐射的射线。应认识到,尽管所图示的实施例是关于SPECT成像进行描述的,也预期其他核成像模态,诸如,正电子发射断层摄影(PET)成像系统。

[0037] 在PET成像中,针对两个头上的符合辐射事件监测探测头输出。从所述头的位置和取向以及表面上接收所述符合辐射处的位置,计算所述符合事件探测点之间的射线。该射线限定所述辐射事件沿其发生的线。在PET和SPECT中,来自多重角取向的投影数据被存储在投影数据缓冲器36中,并且然后由重建处理器38重建成所述感兴趣区域的横向体积图像表示和投影图像表示,它们被分别存储在体积图像存储器40和投影图像存储器42中。所述投影图像表示能够是体积的二维(2D)轴向表示,在所述体积中,选择沿通过所述体积数据集投影的线的最高衰减体素。与投影图像表示相比,利用体积图像表示,以计算时间和较小特征可视化代价为代价,保留了3D空间关系。两个图像表示均可以包括沿纵轴18的图像表示的多个横向切片。功能成像系统10由控制器44操作,以执行所述对象的选定的目标区域的选定的成像序列。控制台46包括显示单元48,其显示图形用户界面(GUI),临床医师能够连同用户输入设备50一起使用所述图形用户界面,用于控制扫描器控制器44,以选择扫描序列或协议。

[0038] 参考图1和图2,系统10包括处理单元60,其包括执行用于心肌分割62、心肌掩模优化64、心肌掩模骨架化及修剪66、血池确定68、质心(COM)确定70以及参数化72的算法的若干个处理器。处理单元60被耦合到计算机可读存储单元74,计算机可读存储单元74存储接收到的图像数据;经处理的图像数据;用于确定、处理、生成、重建等的算法;用于确定心肌分割、心肌掩模校正、COM确定、心肌掩模骨架化、骨架修剪等的算法。应认识到,投影数据缓冲器36、体积图像存储器40、投影图像存储器42以及存储介质74可以为单一计算机可读存

储器模块的部分,或作为单独的模块来实现。

[0039] 具有各种处理器62、64、66、68、70、72的处理单元60执行姿态估计算法78,其解释心肌形状、几何结构、心内膜、心外膜以及对其他器官的邻近度。骨架化算法基于横向心肌切片的聚类,利用厚度切片,并且然后将每个2D骨架合并到3D骨架中。质心计算使血池分割适合于确定针对每个切片的x、y-方向COM,并且使3D骨架适合于确定z-方向COM。

[0040] 在利用系统10采集S100经重建的投影体积之后,心肌分割处理器62接收存储在体积图像存储器40中的经重建的体积表示(和/或投影图像表示),并且分析所述体积的每个切片,以限定所述心肌的三维(3D)感兴趣区域(ROI)的位置和边界,而无需诸如在美国申请61/311,406中描述的解剖图像或人类操作者的帮助。一旦已确定了所述ROI,生成相应的ROI的3D二元掩模S102。能够在投影和/或体积图像表示上重叠所述二元掩模,并且能够将其提供到显示单元48,以便由临床医师进行查看。

[0041] 心肌掩模优化处理器64从分割处理器62接收所确定的心肌掩模,并针对缺陷或偏差来校正所述掩模S104。由过度灌注或灌注不足造成的所述心肌掩模中的偏差,特别是在横向体积中的偏差,能够导致由参数化处理器72确定的参数中的显著误差。

[0042] 骨架化处理器66从优化处理器64接收经优化的心肌掩模,并且以基于聚类的骨架化算法为基础,确定针对每个经优化的掩模的心肌组织的骨架。所述基于聚类的骨架化算法将经优化的掩模归类成各种形状簇。然后执行适于每种簇类型的2D骨架化方法。将所述2D骨架合成为3D堆叠,然后通过距离分箱和修剪算法来优化所述3D堆叠,所述距离分箱和修剪算法使用从血池分割处理器68确定的COM。血池确定与分割处理器68从优化处理器64接收经优化的心肌掩模,并将心肌空腔的心内膜以内的像素确定指定为血池像素。

[0043] COM处理器70从血池处理器68接收经分割的血池掩模,并基于每个血池的形心(centroid)来确定所述COM的x和y坐标。基于所述心肌掩模在z方向上的范围,计算所述COM的z坐标。骨架化处理器66将所述血池的COM用于修剪算法,以修剪或去除能够影响后续椭球拟合的附加骨架像素。COM处理器68将椭球拟合到经优化的骨架,从所述经优化的骨架能够估计姿态,例如,方位角、倾斜角等。

[0044] 几何结构与参数化处理器72从拟合的椭球确定心肌几何结构估计,诸如,心脏方位角、倾斜角等,并且基于所述ROI、掩模、血池、骨架和/或椭球以及所确定的心肌几何结构估计来确定可量化参数。在心脏评估的背景下,可量化参数包括心肌血流量、区域性心肌血流量、血流储备、射血分数等。应认识到,也预期调整适用于特定成像研究,诸如,心脏成像、肺部成像、脑成像等的参数。

[0045] 在心脏成像与参数化中,左心室是尤其感兴趣的。以下算法将参考左心室(L.V)成像进行描述。例如,处理单元60的处理器62、64、66、68、70能够分别执行L.V.分割、L.V.掩模优化、L.V.掩模骨架化、L.V.血池确定以及L.V.质心确定。此外,参数化处理器72确定若干个参数,例如,L.V.的血流量、血流储备、射血分数等。应认识到,处理单元60能够对心脏区域的各种结构执行以下算法。

[0046] 掩模优化处理器64针对两种极端情况优化所述心肌掩模:过度分割,其中,心肌组织为严重过度灌注的;以及分割不足,其中,所述心肌组织为灌注严重不足的。L.V.横向体积的顶端和底端对于椭球拟合和L.V.角度确定而言是重要的,这将在后文中进行讨论。L.V.角度的不准确能够显著影响由参数化处理器60确定的参数。



[0047] 参考图3,提出用于校正受过度分割影响的二元掩模的算法80,以修剪所述L.V.横向体积的顶部和底部的不必要厚度,并且然后恰当地形成顶部和底部切片。在所述L.V.体积被分割并且生成相应的二元掩模S102之后,然后连同不具有空腔的第一切片和最末切片一起S202,定位具有封闭或半封闭的空腔的第一切片和最末切片S200,所述不具有空腔的第一切片和最末切片将毗邻来自步骤S200的所述切片。一旦确定这四个切片的位置,确定在所述L.V.掩模的顶部和底部的深度S204。在任一端的深度是指除来自S202的切片以外,不具有空腔的切片的堆叠。然后通过去除在S200和S202中确定的四个切片以外的不必要的切片,优化或净化所述L.V.空腔的切片S206。根据预选的阈值,确定经“净化的”切片的数目。当所述L.V.为过度灌注时(导致过度分割),第一切片(不具有空腔)可以具有比下一切片(具有空腔)更多或附加的像素。最末切片和倒数第二切片会出现相同的情形。在这些情形中,优化所述第一切片和最末切片的心肌掩模,以改变所述掩模的形状,用于分别密切匹配所述第二切片和倒数第二切片的形状。在选择顶部两个切片和最末两个切片S208之后,然后利用所述第二个(具有空腔的切片)遮蔽所述第一切片(不具有空腔),并且类似地,利用倒数第二切片(具有空腔)遮蔽所述最末切片(不具有空腔)S210。在两个集合上执行2D连通分量分析S212,以在所述L.V.体积的顶部和底部定位间断分量(broken components)。如果定位了间断分量,则对第一掩模和最末掩模的优化是不正确的。在所述第一切片和最末切片上执行形态学操作S214,诸如,修剪,使得所述第一切片密切匹配所述第二切片的形状,并且所述最末切片密切匹配倒数第二切片的形状。

[0048] 参考图4,提出用于校正受分割不足影响的二元掩模的算法82,以填充因灌注不足而缺失所述L.V.的心肌的部分处的间隙。定位所述L.V.横向体积的顶部切片和底部切片S300,并且在每个切片上向所定位的间隙执行二元射线投射S302。如果间隙位于选定的切片中,则执行切片填充算法S304,以填充所定位的心肌间隙。针对所述L.V.体积的接下来的两个中间切片重复步骤S302和S304,直到到达公共点。例如,如果在L.V.横向体积中存在25个切片,则将步骤S302和S304重复13次。

[0049] 在完成过度分割算法80和分割不足算法82之后,结果是在顶部和底部的平衡的心肌掩模,同时解决了诸如针对灌注不足的情况填充心肌间隙的问题。

[0050] 参考图5和图6,骨架化处理器66利用基于簇的骨架化算法84,针对L.V.横向体积的每个经优化的二元掩模,生成骨架。基于对所述骨架的椭球拟合,确定心脏角,诸如,方位角和倾斜角。骨架化处理及其准确度对于角度生成是关键。骨架化算法84基于2D中的所述心肌掩模切片的聚类。在生成所述骨架中,算法84利用了心肌86以及邻接器官的几何结构、心外膜88和心内膜90。基于每个切片中的水平射线(HR<sub>j</sub>)的数目和垂直射线(VR<sub>i</sub>)的数目S400,为所述切片分配合适的簇类型S402,并且之后相应地将每个簇类型进行归类,然后进行骨架化S404、S406、S408、S410。堆叠所述2D骨架S412,以形成3D骨架,然后修剪所述3D骨架S414,以去除边界处的任意附加像素。然后将椭球拟合S416到经修剪的骨架,从其确定L.V.角度(方位和倾斜)以及在z方向上的COM S418。

[0051] 基于在它们各自方向上的射线命中(ray hits),限定所述VR<sub>i</sub>和HR<sub>j</sub>。根据方程1,如果像素(i, j)为前景像素(F),并且其连接像素之一为背景像素(B),则像素(i, j)为射线命中RH<sub>i,j</sub>。

[0052]

$$RH_{i,j} = \begin{cases} \text{真}, & \bigcap_{i,j} (i,j) \in F, \bigcup_{\substack{i-1 \leq a \leq i+1 \\ j-1 \leq b \leq j+1}} [(a,b) \in B] \\ \text{假}, & \text{其他} \end{cases} \quad (1)$$

[0053] 方程2和方程3将 $VR_i$ 和 $HR_j$ 分别限定为在一行中与至少4个非零像素交叉的垂直射线和在一列中与至少4个非零像素交叉的水平射线。

[0054]

$$VR_i = \begin{cases} \text{真}, & 4 \leq \sum_{j=0}^{\text{列数}} RH_{i,j} \\ \text{假}, & \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

[0055]

$$HR_j = \begin{cases} \text{真}, & 4 \leq \sum_{i=0}^{\text{行数}} RH_{i,j} \\ \text{假}, & \text{其他} \end{cases} \quad (3)$$

[0056] 参考图7A至图7D,限定所述心肌形状簇并且将其归类为类型1(图7A)、类型2(图7B)、类型3(图7C)和类型4(图7D),从而将所述骨架化过程调谐到心肌掩模形状的每个引入的类型。以此方式,连同形状信息一起的切片的聚类确保了准确地处理具有或不具有形状缺陷的情况。

[0057] 参考图8A和图8B,类型1簇被限定为具有 $VR_i$ 和 $HR_j$ 两者,即, $VR_i > 0$ 并且 $HR_j > 0$ 。为了确定针对类型1簇的骨架S404,执行垂直骨架化和水平骨架化。对于垂直骨架化,投射垂直射线 $VR_i$ ,并且根据方程4记录射线命中 $RH_{i,j}$ :

[0058]

$$PVR_i = \bigcup_{j=0}^{\text{列数}} (j | VR_i | RH_{i,j}) \quad (4)$$

[0059] 其中, $PVR_i$ 为射线 $VR_i$ 上的射线命中的集合。从所述射线命中 $PVR_i$ ,根据方程5确定骨架像素 $SVR_i$ :

[0060]

$$SVR_i = \bigcup_{a=0}^1 \left\{ \frac{PVR_{i,2a+1} + PVR_{i,2a+2}}{2} | i, \frac{PVR_{i,2a+1} + PVR_{i,2a+2}}{2} \in F \right\} \quad (5)$$

[0061] 并且 $SVR_i$ 表示所述骨架沿射线 $VR_i$ 的像素位置。每个骨架像素与垂直射线上的两个相应的命中之间是等距的。一旦获得所述骨架像素,则根据方程6,将起始垂直射线 $SV_1$ 和终止垂直射线 $EV_1$ 限定为第一和最末 $VR_i$ :

[0062]

$$\{SV_1, EV_1\} = \left\{ \min_{1 \leq i \leq \text{列数}} \{i | VR_i\}, \max_{1 \leq i \leq \text{列数}} \{i | VR_i\} \right\} \quad (6)$$

[0063] 接下来,确定 $SV_1$ 和 $EV_1$ 与所述骨架像素 $SVR_i$ 的交叉,并将其限定为SV水平界限起始(Horizontal Limit Start)svHS<sub>1</sub>、EV水平界限起始evHS<sub>1</sub>、SV水平界限终止(Horizontal Limit End)svHE<sub>1</sub>、EV水平界限终止evHE<sub>1</sub>。svHS<sub>1</sub>与evHS<sub>1</sub>之间的骨架像素限定所述骨架的一

个水平部分,并且svHE<sub>1</sub>与evHE<sub>1</sub>之间的骨架像素限定所述骨架的第二水平部分。

[0064] 参考图9A和图9B,利用水平骨架化来确定类型1簇的骨架的垂直部分。对于水平骨架化,投射水平射线HR<sub>j</sub>,并根据方程7记录射线命中RH<sub>i,j</sub>:

[0065]

$$PHR_j = \bigcup_{i=0}^{\text{行数}} (i | HR_j | RH_{i,j}) \quad (7)$$

[0066] 其中,RHR<sub>j</sub>为射线HR<sub>j</sub>上的射线命中的集合。从射线命中PHR<sub>j</sub>,根据方程8确定骨架像素SHR<sub>j</sub>:

[0067]

$$SHR_j = \bigcup_{a=0}^1 \left\{ \frac{PHR_{j,2a+1} + PHR_{j,2a+2}}{2} | i, \frac{PHR_{j,2a+1} + PHR_{j,2a+2}}{2} \in F \right\} \quad (8)$$

[0068] 并且SHR<sub>j</sub>表示所述骨架沿射线HR<sub>j</sub>的像素位置。每个骨架像素与水平射线上的两个对应命中之间是等距的。一旦获得所述骨架像素,根据方程9将起始水平射线SH<sub>1</sub>和终止水平射线EH<sub>1</sub>限定为第一和最末HR<sub>j</sub>:

[0069]

$$\{SH_1, EH_1\} = \left\{ \min_{1 \leq i \leq \text{行数}} \{i | HR_j\}, \max_{1 \leq i \leq \text{行数}} \{i | HR_j\} \right\} \quad (9)$$

[0070] 接下来,确定SH<sub>1</sub>和EH<sub>1</sub>与骨架像素SHR<sub>j</sub>的交叉,并将其限定为SH垂直界限起始(Vertical Limit Start)shVS<sub>1</sub>、EH垂直界限起始ehVS<sub>1</sub>、SH垂直界限终止(Vertical Limit End)shVE<sub>1</sub>、EH垂直界限终止ehVE<sub>1</sub>。shVS<sub>1</sub>与shVE<sub>1</sub>之间的骨架像素限定所述骨架的一个水平部分,并且ehVS<sub>1</sub>与ehVE<sub>1</sub>之间的骨架像素限定所述骨架的第二水平部分。

[0071] 图10A图示了在对类型1簇的垂直骨架化和水平骨架化之后的结果,其为SV<sub>1</sub>和EV<sub>1</sub>之间的所有骨架像素以及SH<sub>1</sub>与EH<sub>1</sub>之间的骨架像素的并集。图10A还图示了在这些骨架化步骤之后,所述骨架的部分缺失。更具体地,shVS<sub>1</sub>与svHS<sub>1</sub>、evHS<sub>1</sub>与ehVS<sub>1</sub>之间的部分缺失,以及最后的ehVE<sub>1</sub>与evHE<sub>1</sub>之间的部分缺失。参考图10B,为了填充缺失的像素,创建shVS<sub>1</sub>与svHS<sub>1</sub>之间的线,并且记录距联接shVS<sub>1</sub>与svHS<sub>1</sub>的线小于1像素距离的所有骨架像素。重复该过程,以填充evHS<sub>1</sub>与ehVS<sub>1</sub>以及ehVE<sub>1</sub>与evHE<sub>1</sub>之间的骨架像素。

[0072] 图11A至图11D图示了针对类型1簇的骨架化过程。将图11B中所示的识别的类型1掩模垂直地进行骨架化S500,并且水平地进行骨架化S502。在S504中,填充缺失的骨架,并且在图11C和图11D中示出结果。

[0073] 参考图12A和图12B,类型2簇被限定为仅具有水平射线HR<sub>j</sub>而不具有垂直射线VR<sub>i</sub>,即,HR<sub>j</sub>>0并且VR<sub>i</sub>=0。为了确定类型2簇的骨架S406,继诸如在S502以及图9A和图9B中所描述的水平骨架化S600之后对剩余的掩模进行分类,以确定将要执行的正确骨架化。在骨架化S600之后,沿shVS<sub>2</sub>、ehVS<sub>2</sub>、shVE<sub>2</sub>和ehVE<sub>2</sub>以及如图13A中所示的相应的骨架像素,确定SH<sub>2</sub>和EH<sub>2</sub>。如在图13B中所示,利用HR<sub>j</sub>来遮蔽剩余质量(mass)S602,并且如在图13C中所示,对那些剩余部分进行分类和骨架化S604。合并来自S600和S604的骨架,并且然后对它们进行净化S606,以产生在图13D中所示的最终骨架化的类型2簇形状。

[0074] 图12B详述了用于确定针对在SH<sub>2</sub>以上和在EH<sub>2</sub>以下的剩余质量的类别的步骤。在利用水平射线遮蔽心肌掩模之后,剩下两个段S608,并且如前文所描述的水平骨架化或垂直

的骨架化能够用于确定针对剩余质量的骨架。所述分类基于在SH<sub>2</sub>-1以上和在EH<sub>2</sub>+1以下的像素强度。如果非零像素计数在各自的方向上大于25mm,则使用该各自的骨架化。在如图14A中所示定位SH<sub>2</sub>-1和EH<sub>2</sub>+1S610之后,确定在SH<sub>2</sub>-1和EH<sub>2</sub>+1两个方向上的像素计数S612。例如,如果在射线方向SH<sub>2</sub>-1和EH<sub>2</sub>+1上的像素计数大于25mm,则诸如在图14B的最上部质量中使用垂直骨架化。图14B至图14E演示了使剩余质量骨架化的若干个实施例。图14B示出了在上部质量和下部质量中的垂直骨架化。图14C示出了在上部质量和下部质量中的水平骨架化。图14D示出了在上部质量中的水平骨架化和在下部质量中的垂直骨架化。图14E示出了在上部质量中的垂直骨架化和在下部质量中的水平骨架化。图14E图示了经恰当分类和骨架化的剩余质量,其中,利用垂直骨架化来确定最上部质量骨架,同时利用水平骨架化来确定最下部质量骨架。在其他质量中,无骨架化也是合适的。因此,基于像素计数,在所识别的剩余质量上执行垂直骨架化、水平骨架化和无骨架化。

[0075] 图15A至图15D图示了在图12A和图12B中描述的方法步骤。骨架化处理器66接收在图15A中图示的类型2掩模,并且将其进行分类。在水平骨架化S600之后,如在图15B中所示,确定在SH<sub>2</sub>和EH<sub>2</sub>之间的骨架,并且如在图15C中所示,遮住经骨架化的质量S602,留下在SH<sub>2</sub>以上和在EH<sub>2</sub>以下的剩余质量将被分类和骨架化S604。基于在图13A中所示的shVS<sub>1</sub>、ehVS<sub>1</sub>、shVE<sub>1</sub>和ehVE<sub>1</sub>,净化来自步骤S600和S606的骨架S608。在图15D中图示了对类型2簇的骨架化的结果。

[0076] 参考图16以及图17A至图17D,类型3簇被限定为仅具有垂直射线VR<sub>i</sub>而不具有水平射线HR<sub>j</sub>,即,VR<sub>i</sub>>0并且HR<sub>j</sub>=0。为了确定类型3簇S408,如在图17A中所示,执行垂直骨架化S700。如在图17B中所示,基于所述垂直射线SV<sub>3</sub>和EV<sub>3</sub>,遮住经骨架化的质量S702。如在图17C中所示,然后在剩余质量上执行水平骨架化S704。如在图17D中所示,确定垂直射线SV<sub>3</sub>和EV<sub>3</sub>的水平界限(svHS<sub>3</sub>、evHS<sub>3</sub>、svHE<sub>3</sub>和evHE<sub>3</sub>)S706,并且基于所确定的水平界限,净化来自垂直骨架化步骤S700和水平骨架化步骤S704的骨架S708。图18A图示了类型3簇掩模,并且图18A图示了得到的骨架化。

[0077] 参考图19A至图19E,类型4簇被限定为不具有垂直射线命中也不具有水平射线命中,VR<sub>i</sub>=0并且HR<sub>j</sub>=0。由于不需要定位起始垂直SV、终止垂直EV、起始水平SH和终止水平EH及其相应的界限(svHS、evHS、svHE、evHE、shVS、ehVS、shVE和ehVE),因此,这是最简单的骨架化。针对类型4簇,现在根据方程7和方程8限定VR<sub>i</sub>和HR<sub>j</sub>:

[0078]

$$VR_i = \begin{cases} \text{真}, 2 \leq \sum_{j=0}^{\text{列数}} RH_{i,j} \\ \text{假}, \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

[0079]

$$HR_j = \begin{cases} \text{真}, 2 \leq \sum_{i=0}^{\text{行数}} RH_{i,j} \\ \text{假}, \text{其他} \end{cases} \quad (3)$$

[0080] 其中,射线现在被限定为仅与2个像素交叉。为了确定针对类型4簇的骨架S410,继如图19B中所示的垂直骨架化之后进行针对图19C中所示的最终结果的水平骨架化。图19D图示了类型4二元掩模,同时图19E图示了骨架化之后的结果。

[0081] 返回参考图5,在确定了针对各种类型的2D骨架之后,将它们堆叠S412,以生成L.V.的三维(3D)骨架。在能够执行骨架修剪S414之前,基于血池分割来确定心肌质量的质心S106。血池分割对于准确的COM计算和椭球拟合步骤S416来说是关键性的,从椭球拟合步骤S416能够确定准确的方位角和倾斜角。

[0082] 参考图20以及图21A至图21F,血池处理器68基于血池分割算法92,确定针对L.V.横向体积的每个经优化的二元掩模的血池COM。从经优化的心肌掩模S104,定位具有至少一个 $VR_i$ 和 $HR_j$ 的切片S800,图21A。在这些切片中,确定所述SV和EH S802。为了在L.V.的顶点内定位血池,确定并存储对应于心内膜的点S804,图21B,并且如图21C中所示,填充心内膜之间的所有像素,并将其标记血池像素S806。为了确定L.V.底部的血池,定位S808并标记S810靠近主动脉瓣94(例如后主动脉根)的心外膜上的点,以及靠近二尖瓣96(例如房室根)的心外膜上的点,图21D。使用线来联结这些点S812,并且将距心内膜内的距离小于7mm的所有像素标记为血池像素S814,图21E。所有的血池像素被合并成单一的复合血池S816,图21F,并且根据预选阈值来进行阈值比较。如果所述血池中像素的数目小于该阈值,则迭代所述过程,以调节所述血池的中心,用于改善准确度。血池像素的计数的显著减少可以使以下情况符号化:差品质图像、具有大量灌注缺陷的情况,和/或在其他器官(诸如,肝脏或腹腔)中具有高强度像素的投影。

[0083] 针对具有 $VR_i$ 或 $HR_j$ 缺失的心肌掩模,诸如,类型2、3和4簇,血池处理器68根据算法98和/或算法100来确定血池和COM。参考图22A和图22B,针对具有 $VR_i=0$ 的心肌二元掩模,使用水平射线,用于将血池像素定位在所定位的心内膜点S900与在L.V.底部所定位的点94、96S902之间。标记SH与EH之间的血池S904。为了填充并标记点94与96之间的血池,如在图22B中所示,从EH+1投射水平射线S906,直到接近二尖瓣96的点被估计为沿存在非零像素的情况下投射的最末射线的第一非零像素。如在图22B中所示,根据预选阈值,合成并对经标记的血池像素进行阈值比较S908,以形成针对相应的二元掩模的血池。如果所述血池中的像素的数目小于该阈值,则迭代该过程,以调节所述血池的中心,用于改善准确度。血池像素的计数中的显著减少可以使以下情况符号化:差品质图像、具有大量灌注缺陷的情况,和/或在其他器官(诸如,肝脏或腹腔)中具有高强度像素的投影。

[0084] 参考图23A和图23B,针对具有 $HR_j=0$ 的心肌二元掩模,使用垂直射线,用于将血池像素定位在所定位的心内膜点S1000与在L.V.底部所定位的点94、96S1002之间。标记SV与EV之间的血池S1004。为了填充并标记点94与96之间的血池,如在图22B中所示,从SV-1投射垂直射线S1006,直到靠近主动脉瓣94的点被估计为沿存在非零像素的最末射线的最末非零像素。如在图23B中所示,合成并对经标记的血池像素进行阈值比较S1008,以形成针对相应的二元掩模的血池。如果所述血池中的像素的数目小于该阈值,则迭代该过程,以调节所述血池的中心,用于改善准确度。血池像素的计数中的显著减少可以使以下情况符号化:差品质图像、具有大量灌注缺陷的情况,和/或在其他器官(诸如,肝脏或腹腔)中具有高强度像素的投影。

[0085] 参考图23,图示了心肌掩模(顶行),具有其相应的经分割的血池(底行)。在确定了针对经优化的掩模S106的血池之后,COM处理器70基于所述血池的非零像素位置来确定针对每个血池切片的质心的x、y坐标。由于所述血池的范围可以不表示所述心肌在z方向上的真实范围,因此基于经优化的心肌掩模的范围来确定z坐标。

[0086] 返回参考图5,在计算L.V.的COM(其针对每个经优化的掩模切片,具有所述COM的x、y坐标)之后,骨架化处理器66能够以骨架修剪S414步骤重新开始所述骨架化方法84,以去除附加的骨架像素或在L.V.边界泄漏的像素。由所述心肌掩模在某些位置的厚度能够造成骨架像素的泄漏。为了修剪来自步骤S412的所述骨架,骨架化处理器执行距离变换和距离分箱算法102。参考图25和图26,所述COM和骨架用于确定每个非零像素距COM的的欧几里德距离(Euclidian Distance)S1100。然后根据在前一步骤S1100中观察到的非零像素距COM的最大距离和最小距离,将所述骨架像素分箱S1102成若干个距离间隔。基于来自S1102的距离分箱以及落入每个相应的分箱的像素的数目,生成S1104直方图104。从直方图104,确定所述直方图的若干属性,以修剪所述骨架,从而将预选阈值以外的像素指定为背景像素。在定位S1106了直方图峰值106(其是指最大频率点)之后,所述直方图的预定的边界条件S1108用于确定上部分箱阈值和下部分箱阈值S1110以及在所述最大峰值106任一侧上的上部频率阈值和下部频率阈值S1112。修剪所述骨架S1114,以去除在预定阈值S1110和S1120外部的像素。

[0087] 返回参考图5,利用来自步骤S1114的经修剪的骨架,COM处理器将椭球拟合S416到来自S1114的经修剪或优化的3D骨架,并且确定所述椭球在z方向上的质心。参数化处理器72基于所拟合的椭球,确定左心室的姿态,例如,方位角和倾斜角。参数化处理器72基于所述方位角、倾斜角、z方向COM、x方向COM、y方向COM、拟合椭球、经分割的血池掩模、经优化的心肌掩模和/或所述骨架(它们均能够被输出到图形用户界面46的显示单元48,用于由临床医师连同所述心肌的2D/3D投影图像进行检验)来确定左心室的各种参数,例如,血流量、区域心肌血流量、血流储备、射血分数等。

[0088] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式后可能想到修改或变型。目的是将本发明解释为包括所有这样的修改和变型,只要它们落入权利要求及其等价方案的范围之内。

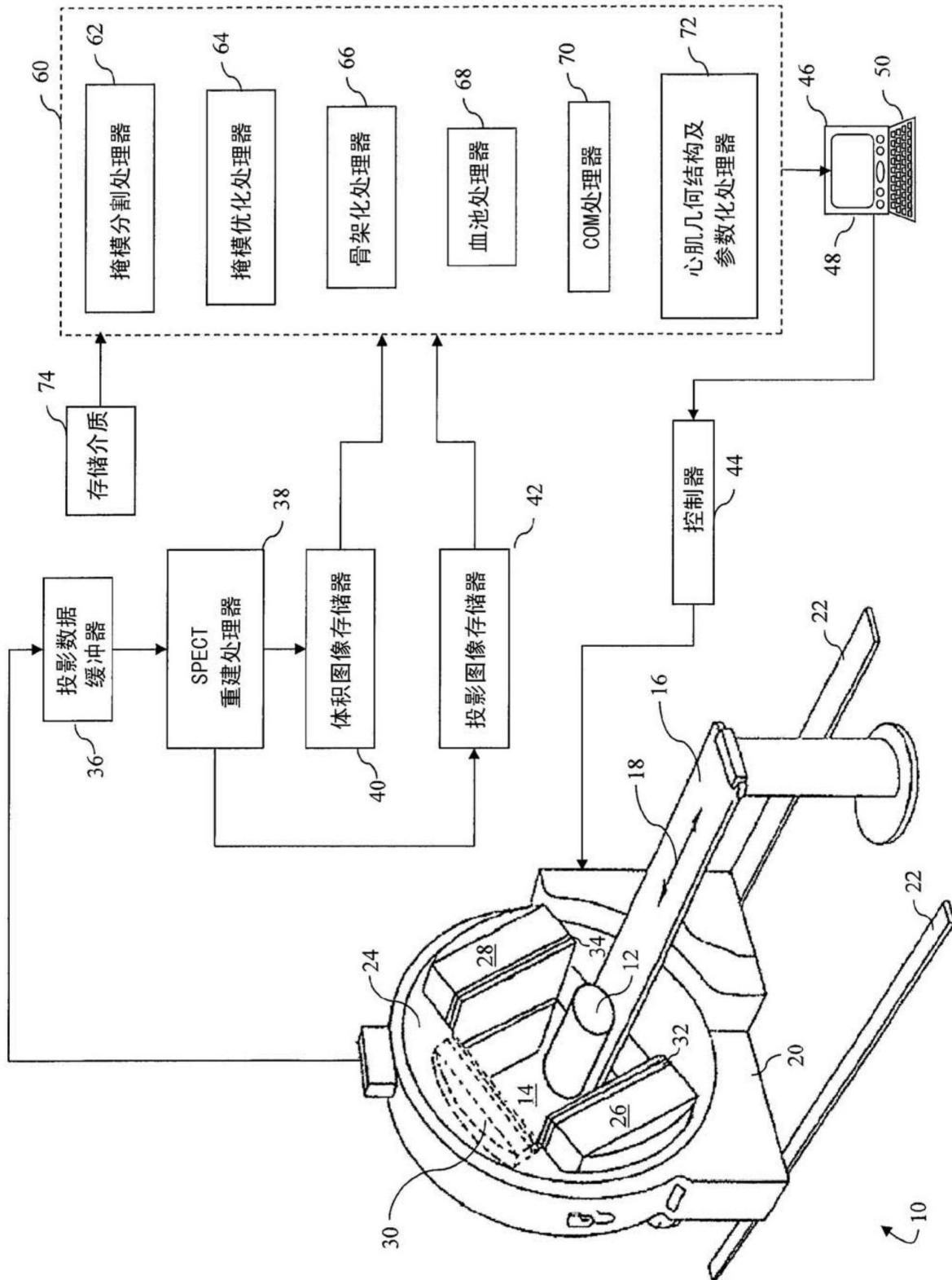


图1

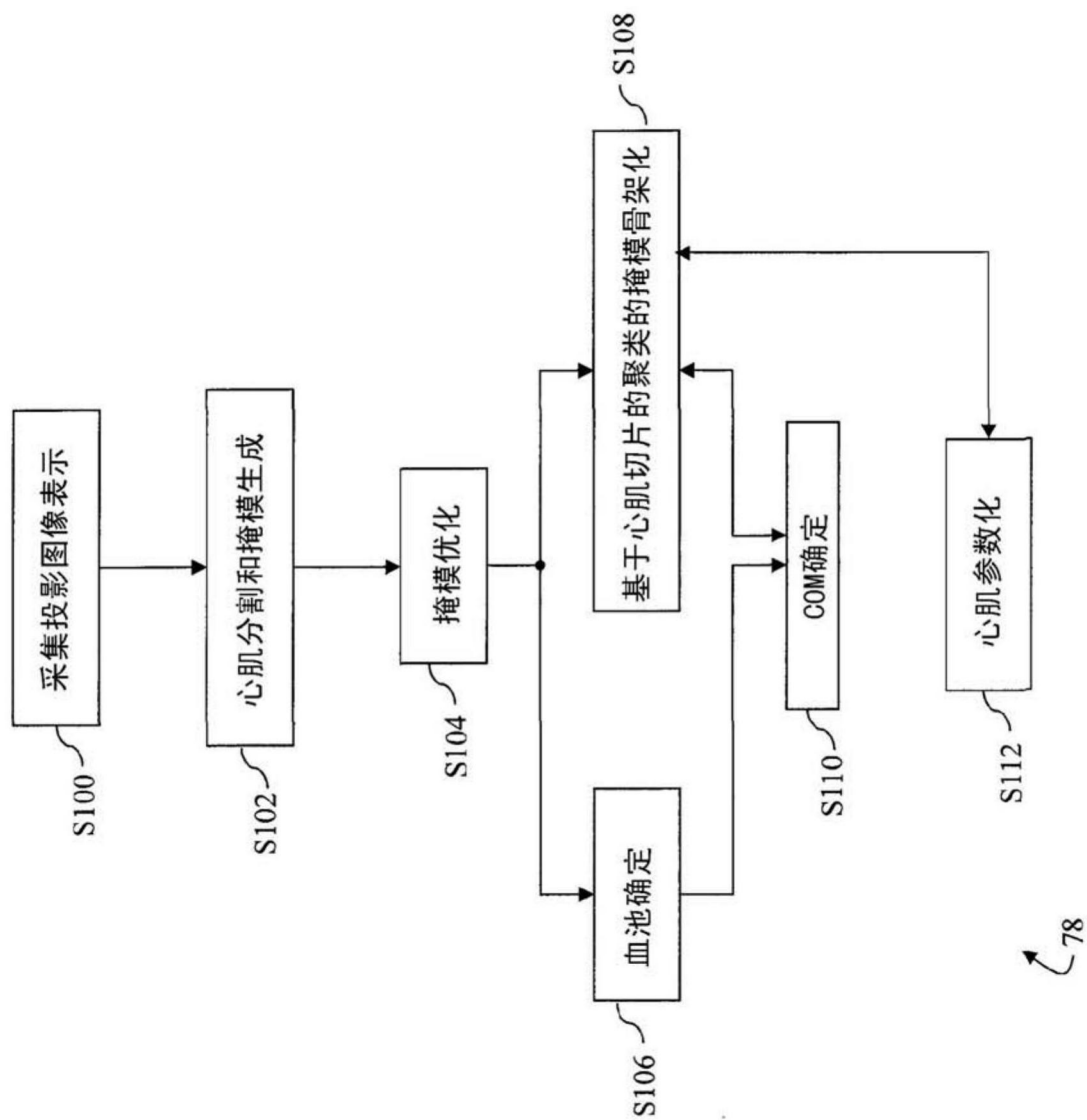


图2



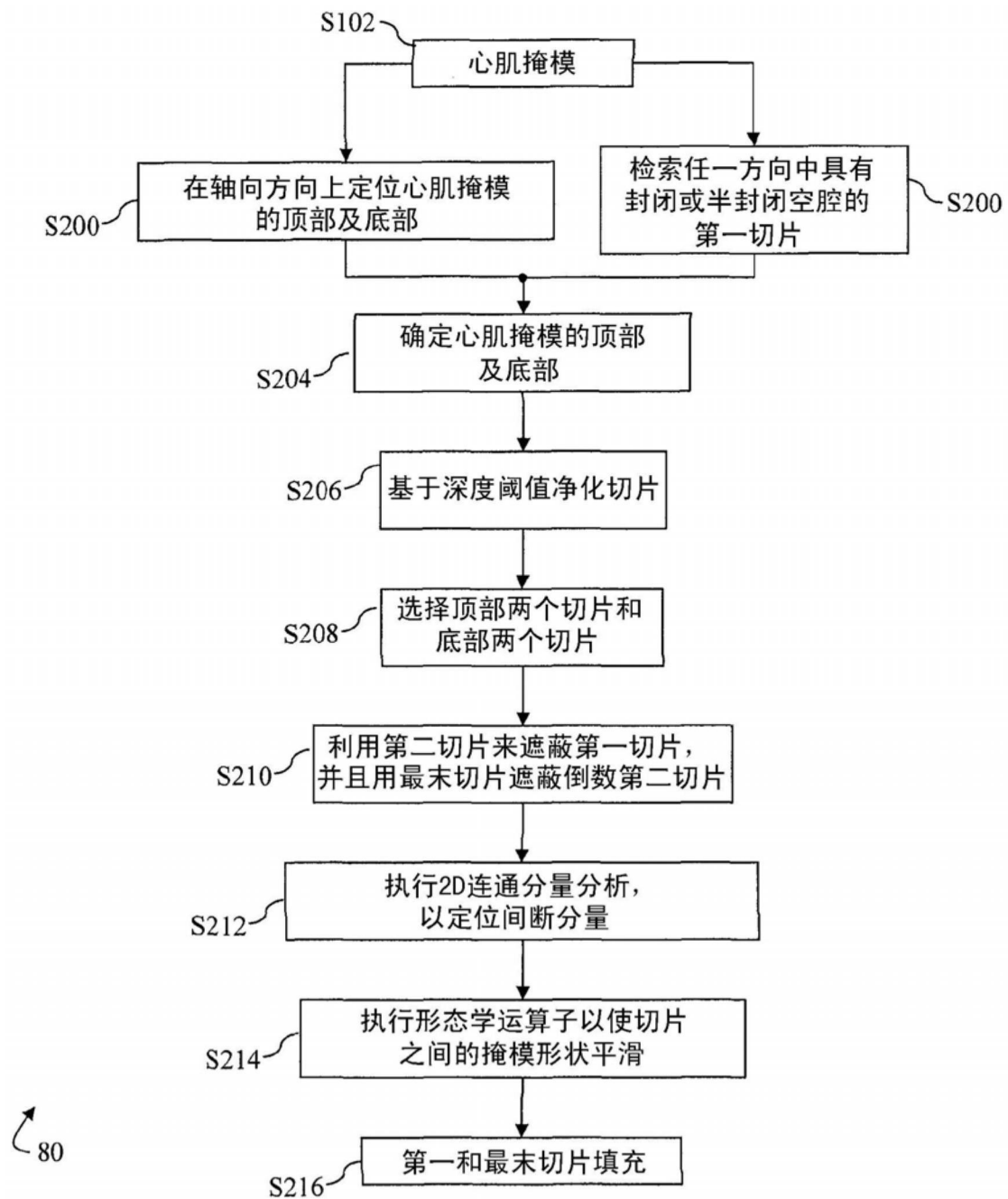


图3

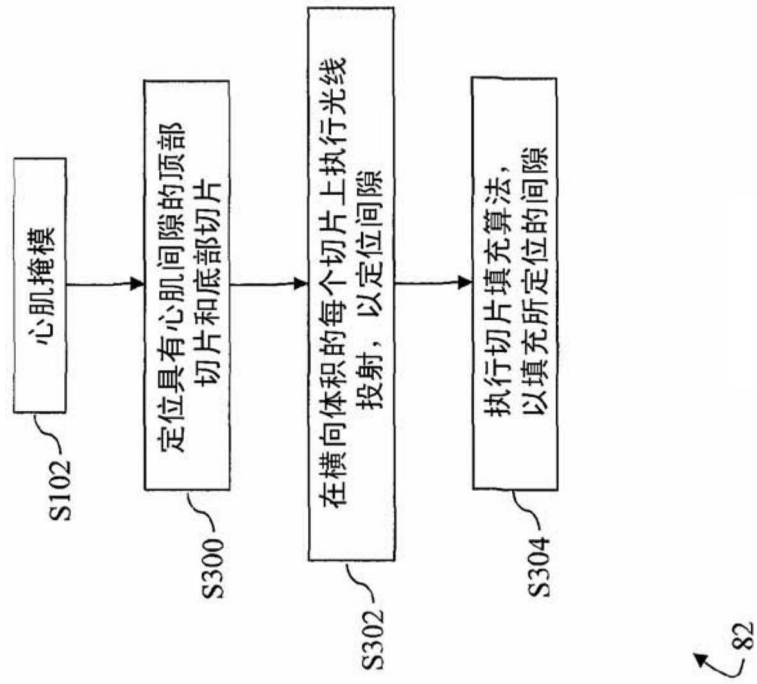


图4

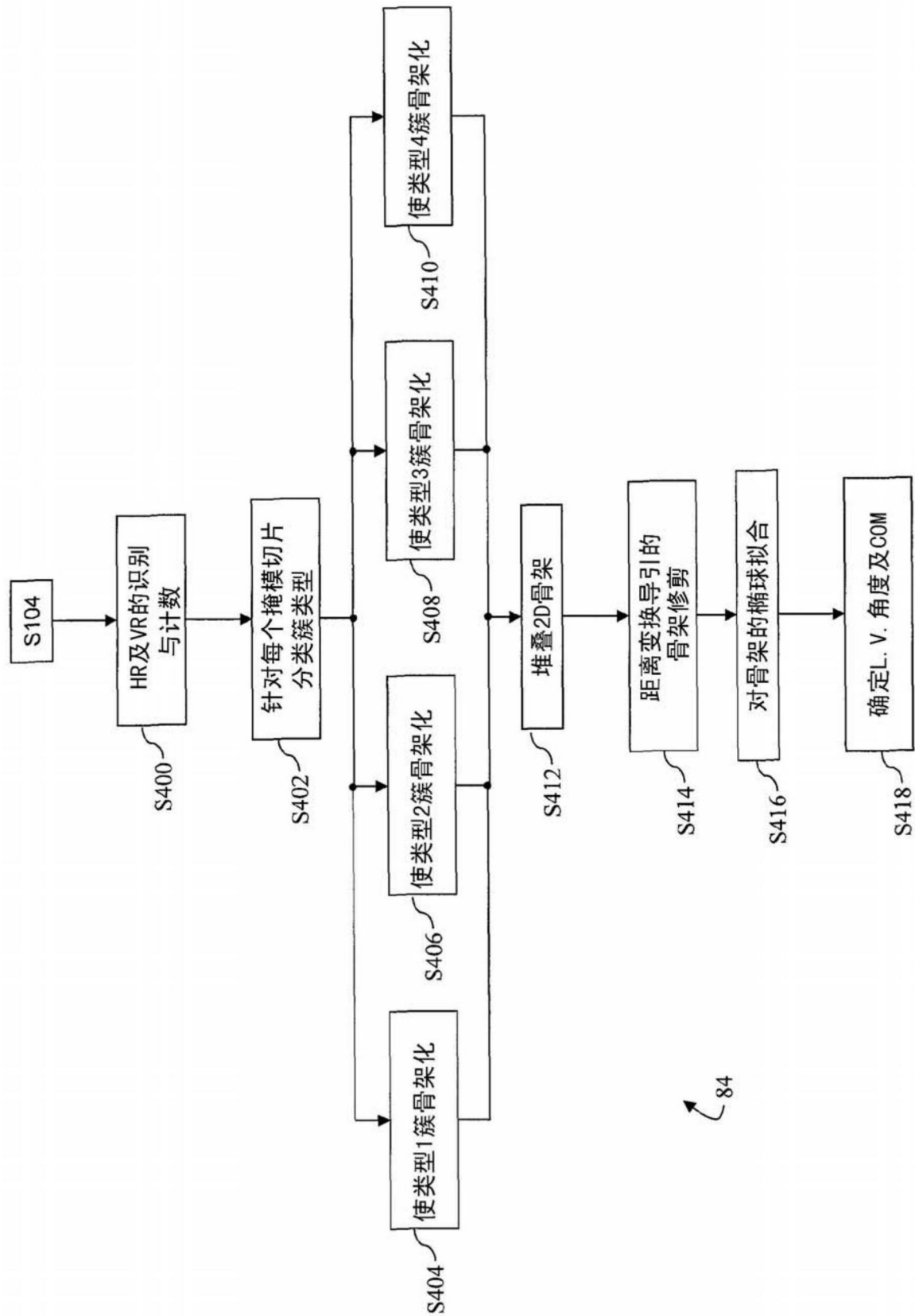


图5

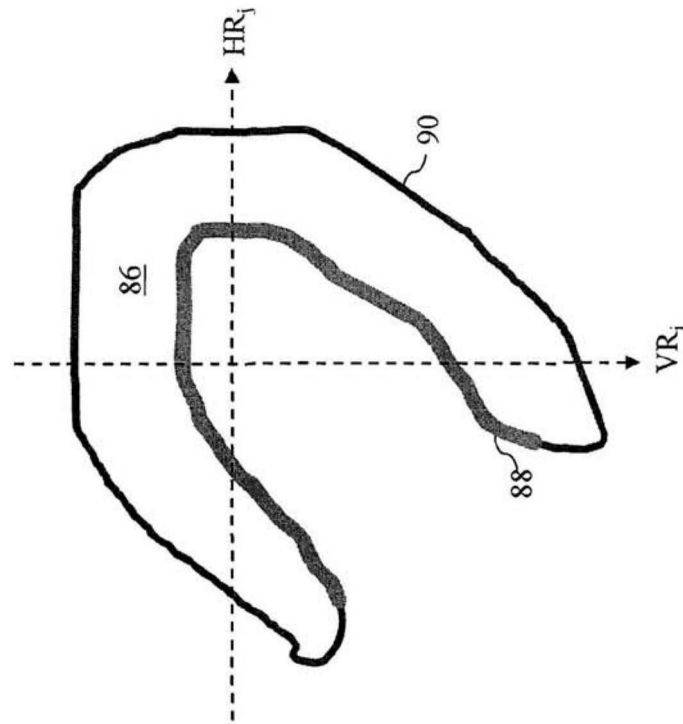


图6

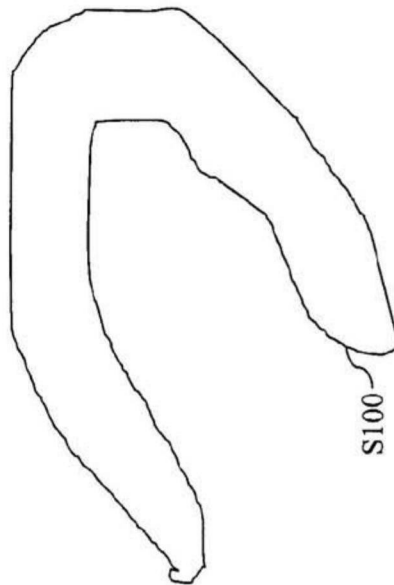


图7A

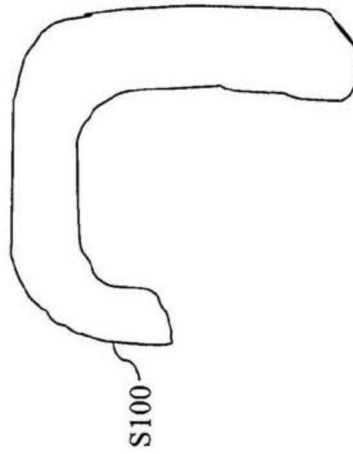


图7B

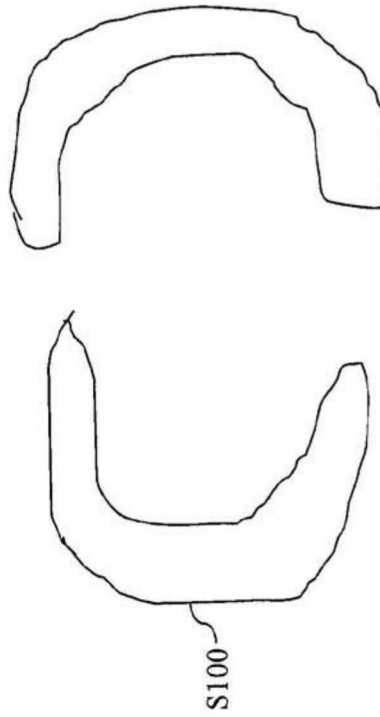


图7C

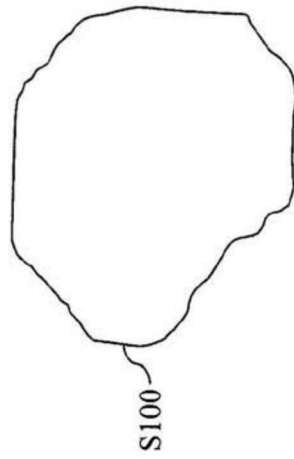


图7D

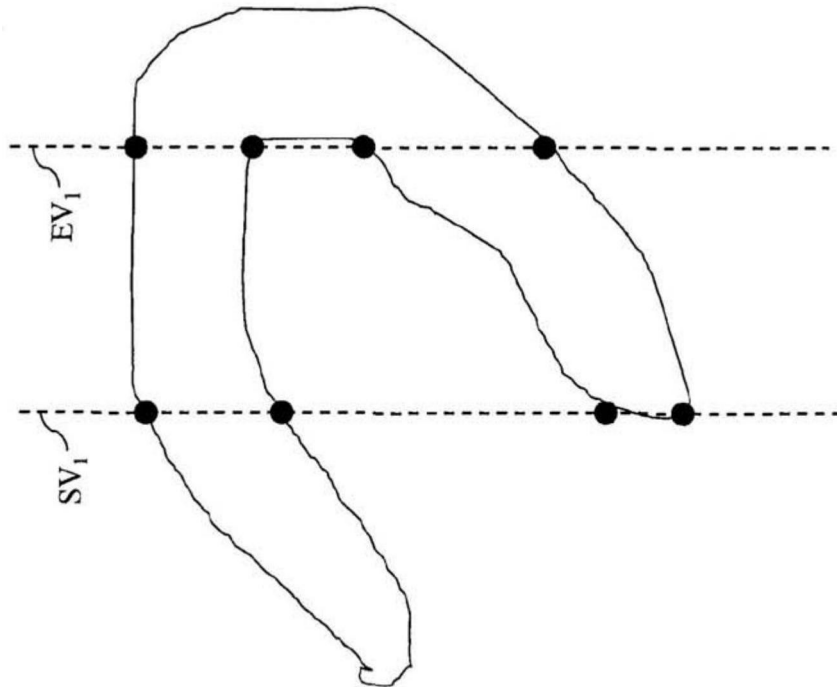


图8A

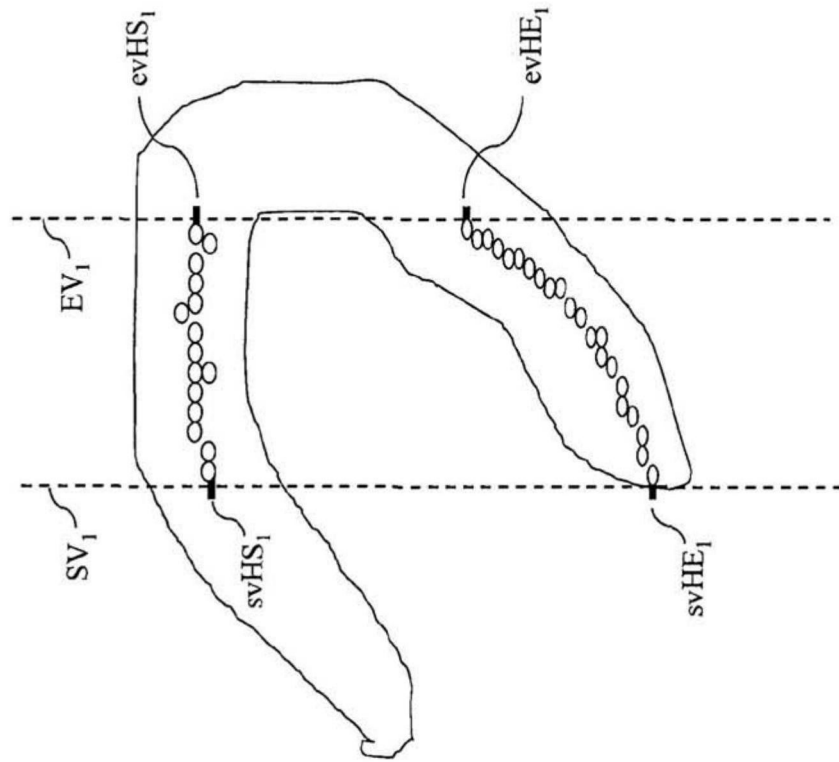


图8B

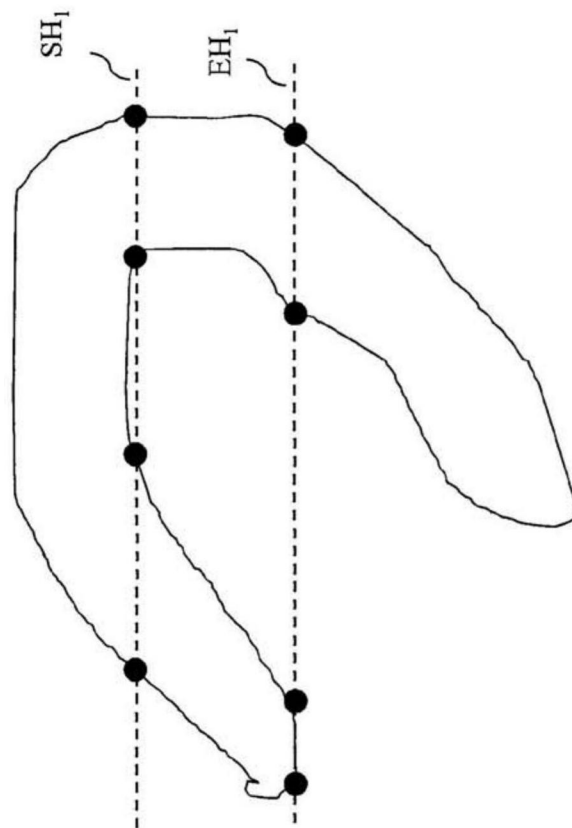


图9A

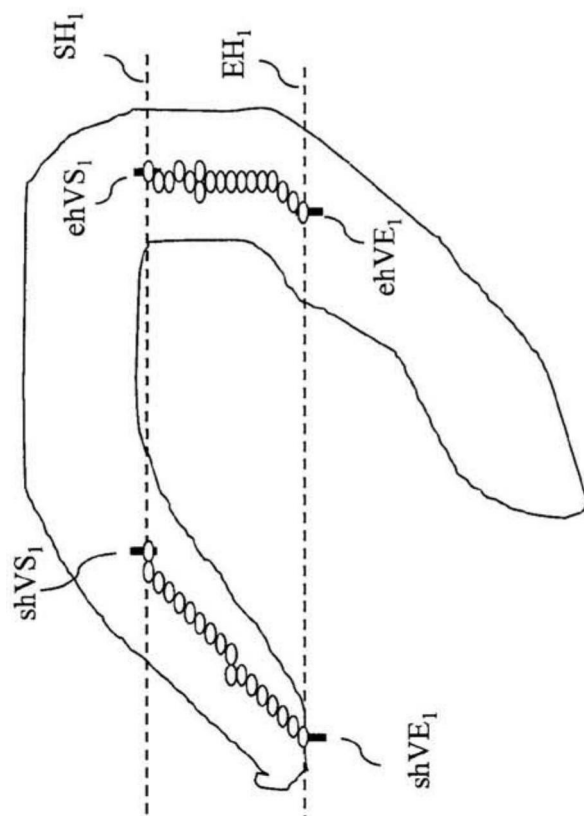


图9B



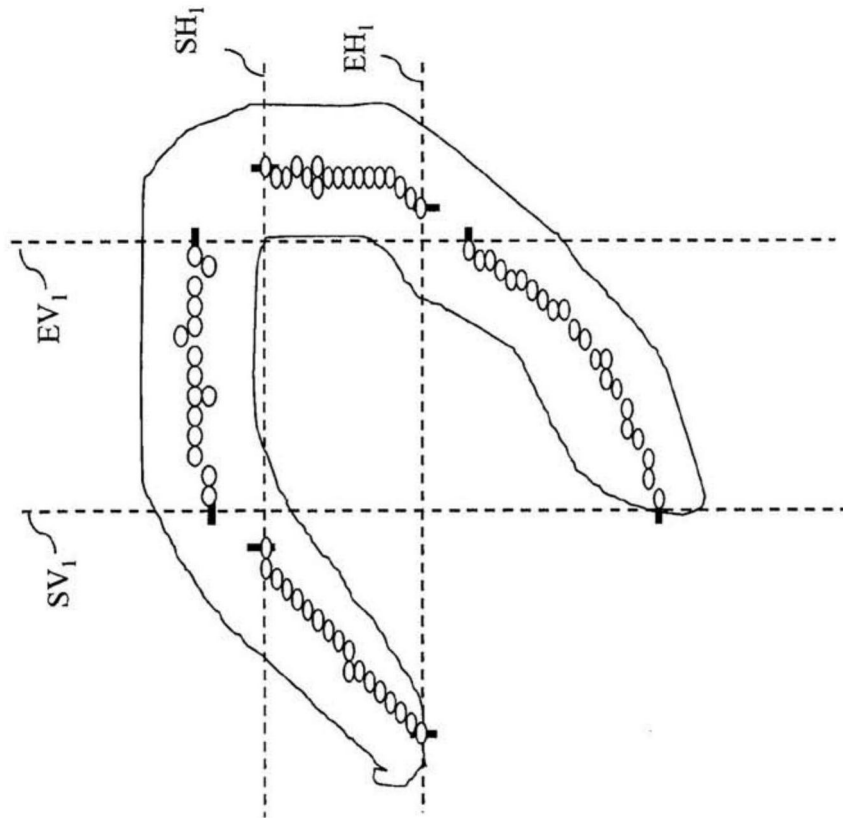


图10A

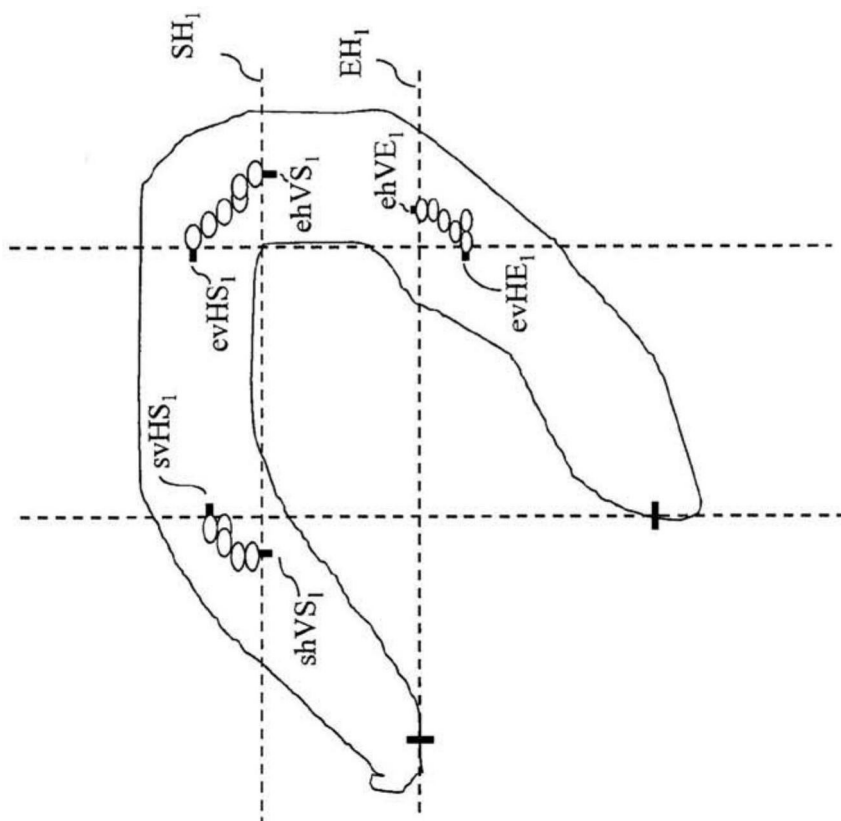


图10B

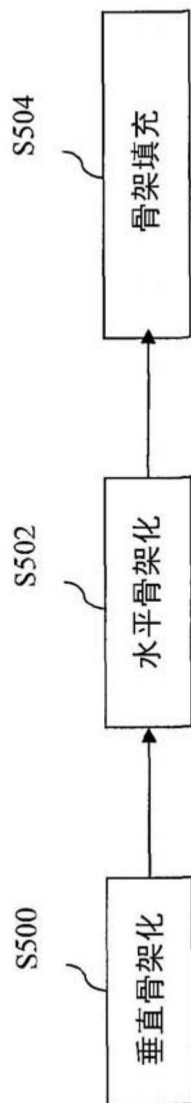


图11A

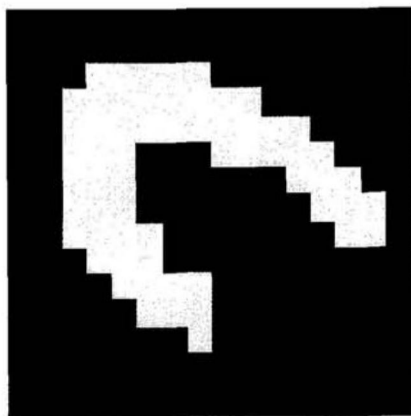


图11B

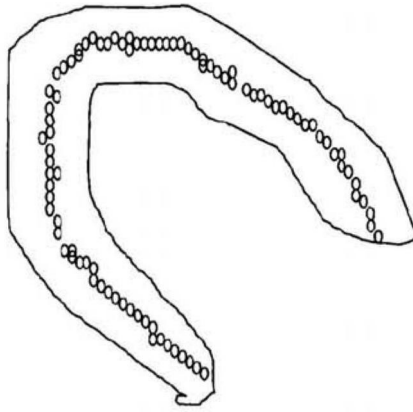


图11C

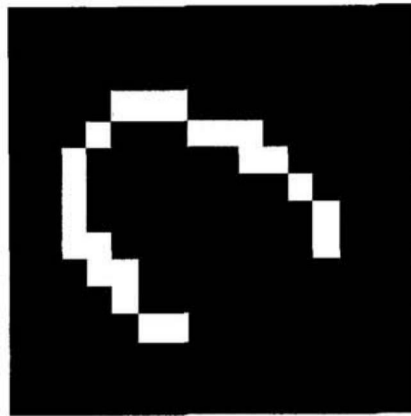


图11D

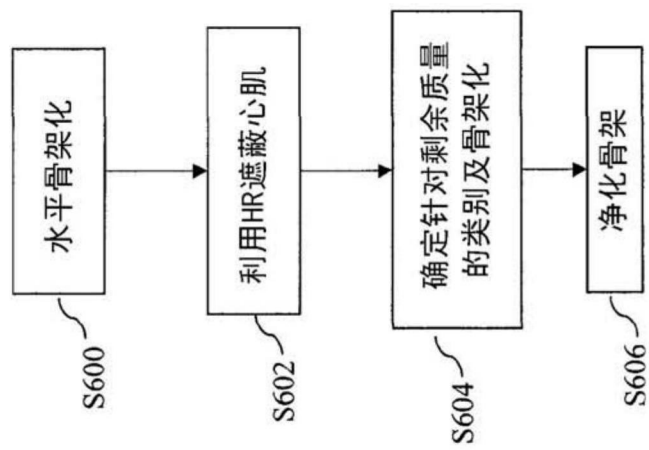


图12A

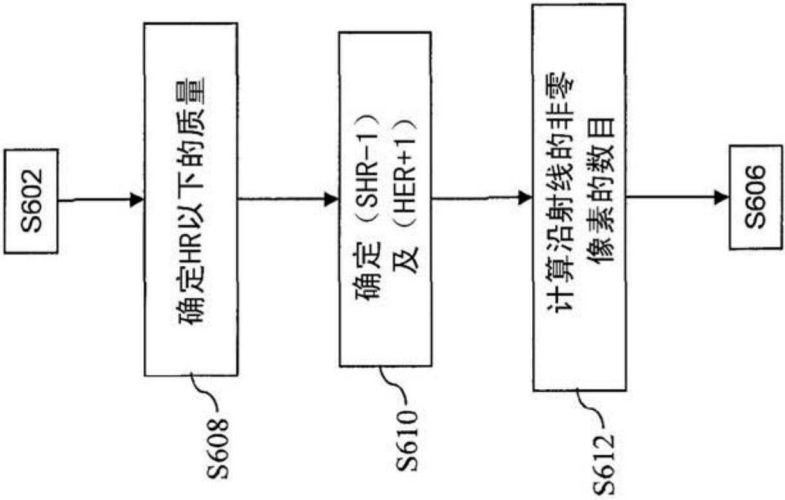


图12B

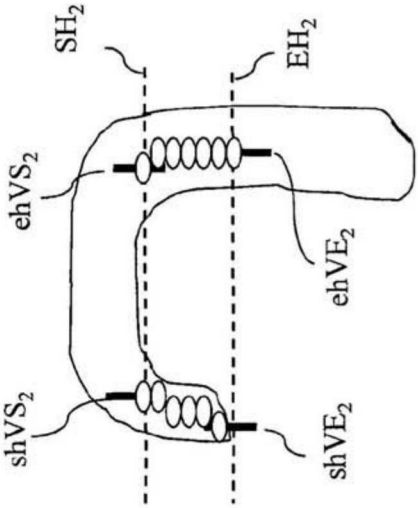


图13A

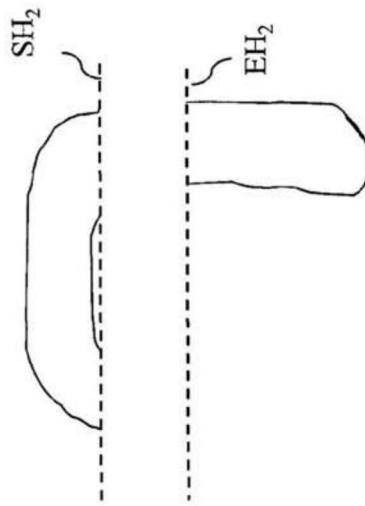


图13B

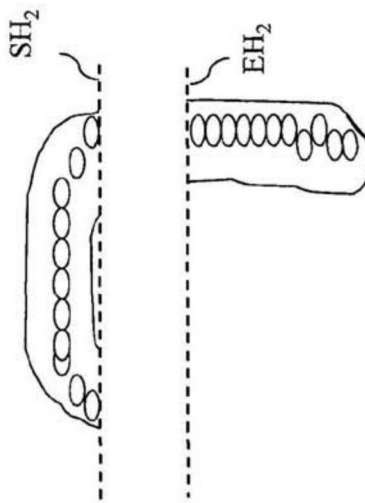


图13C

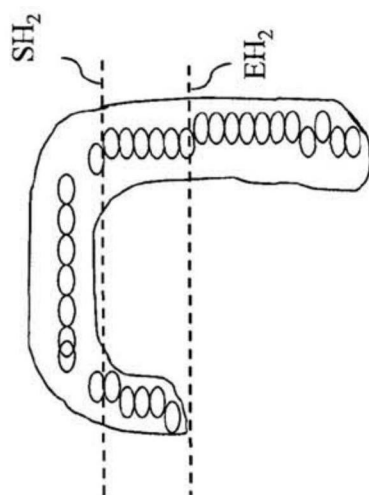


图13D

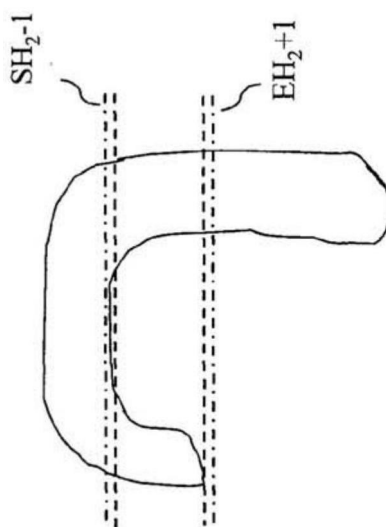


图14A

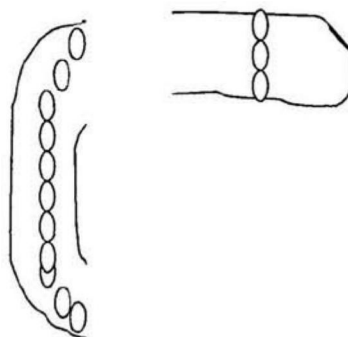


图14B

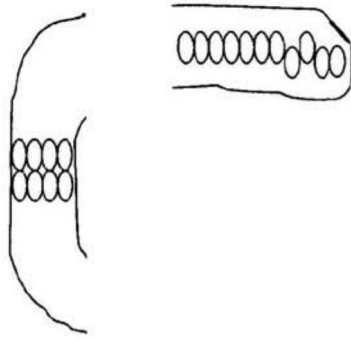


图14C

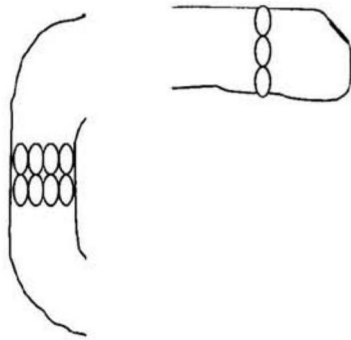


图14D

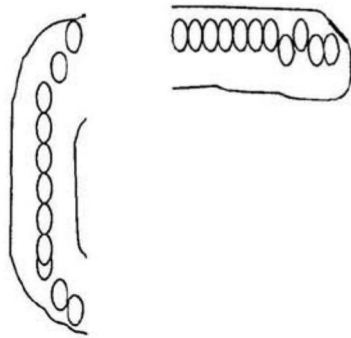


图14E



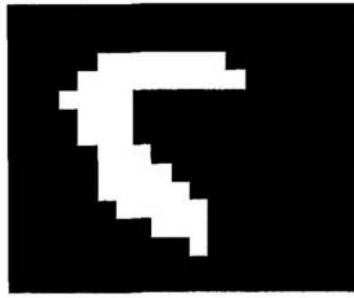


图15A

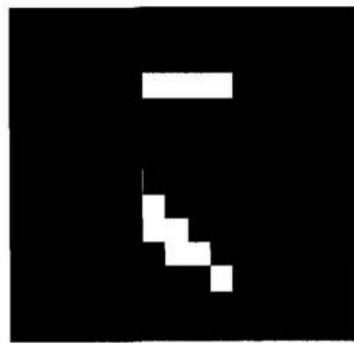


图15B

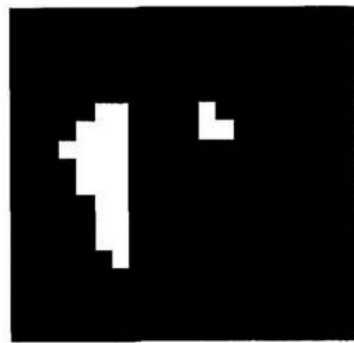


图15C

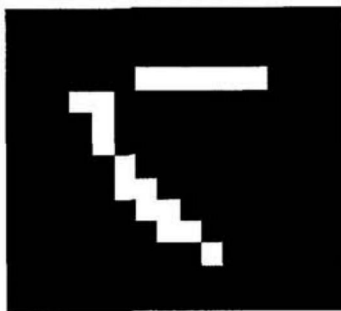


图15D

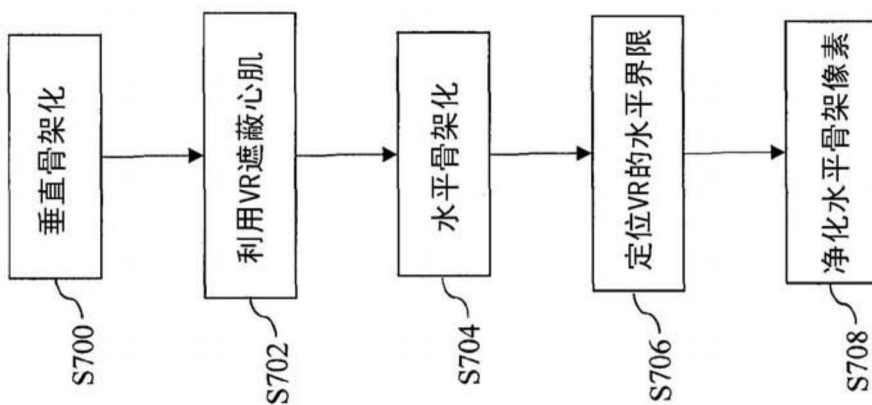


图16

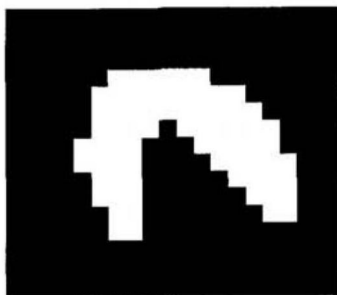


图18A

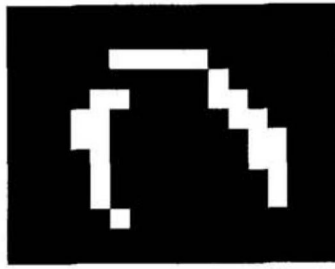


图18B

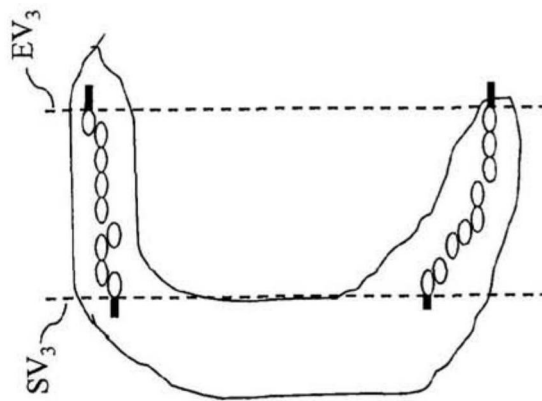


图17A

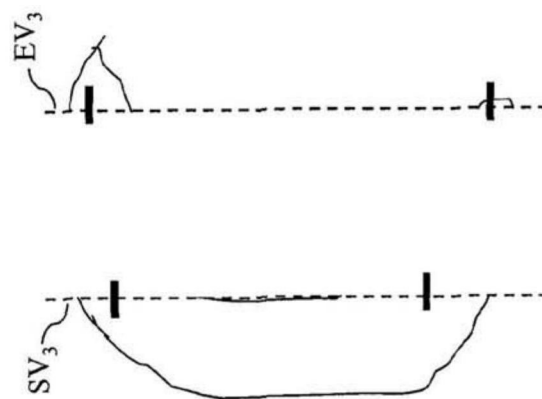


图17B

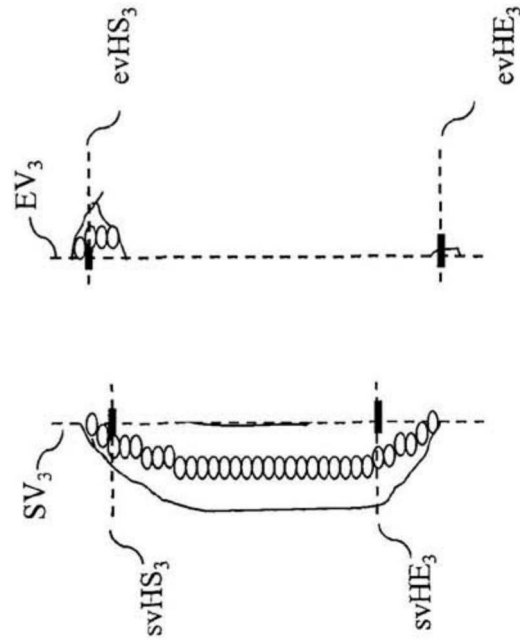


图17C

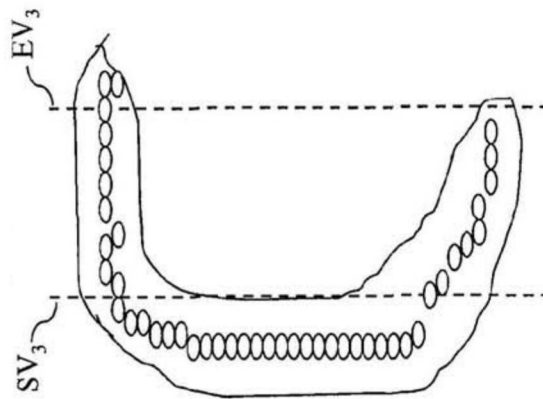


图17D

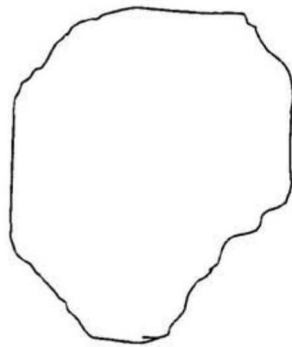


图19A

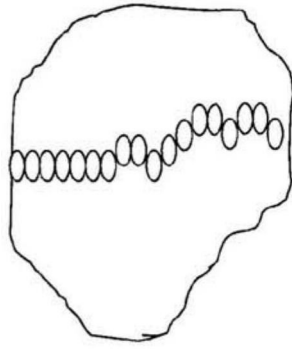


图19B

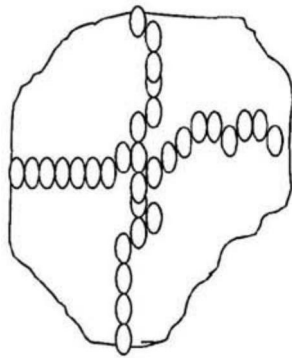


图19C

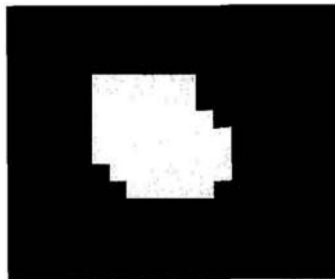


图19D

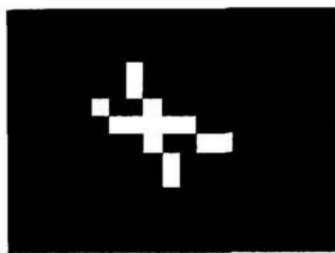


图19E

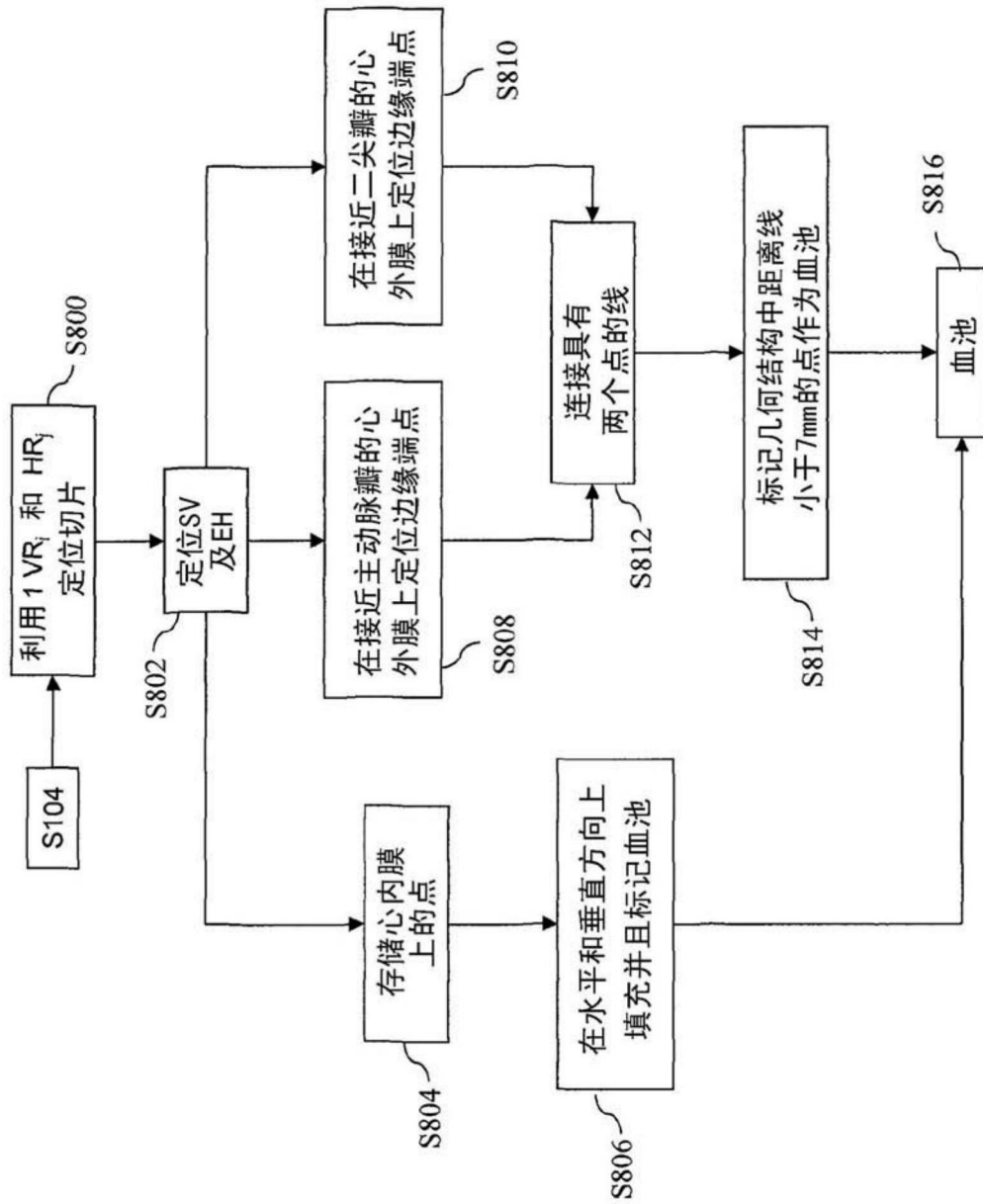
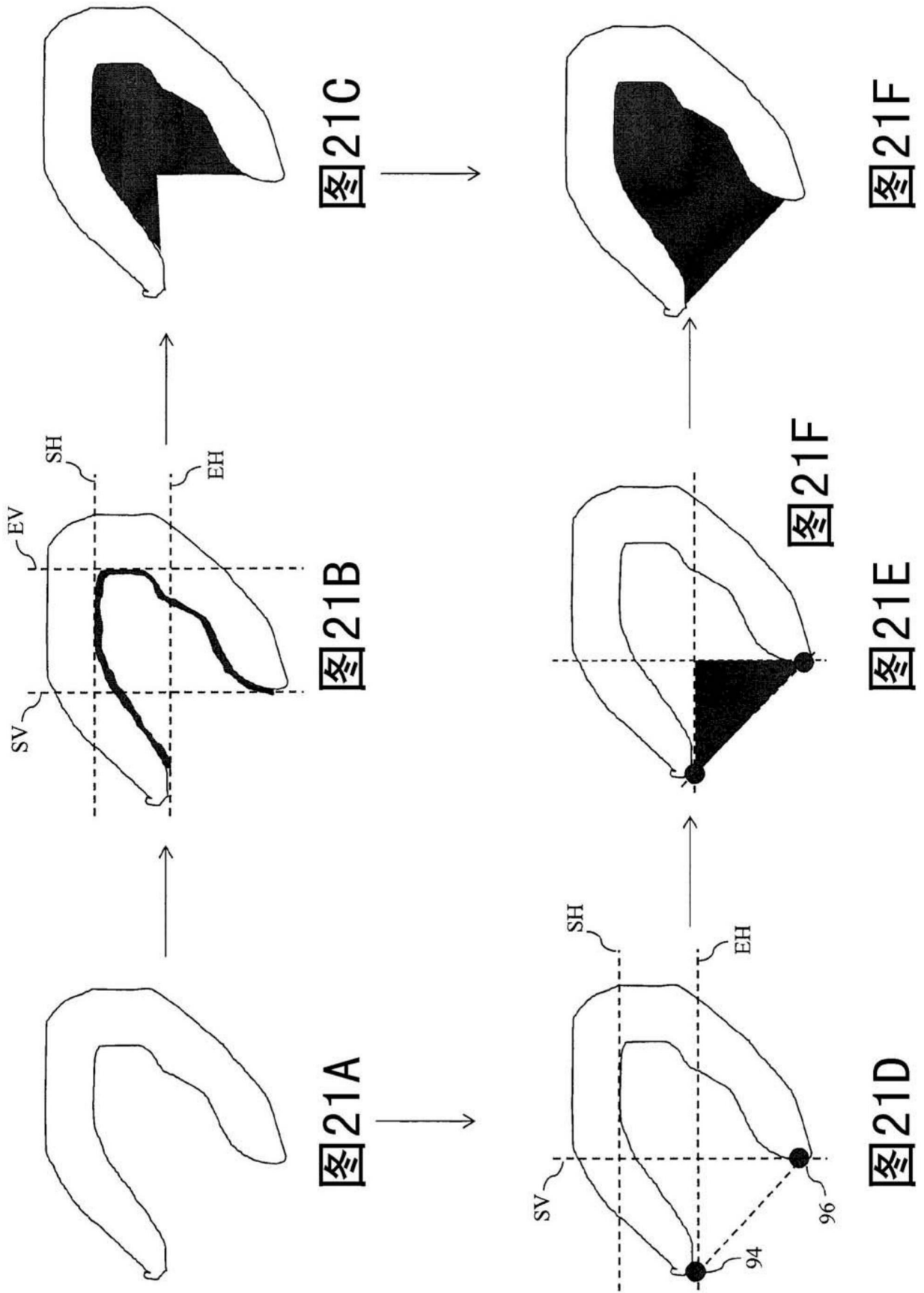


图20

92



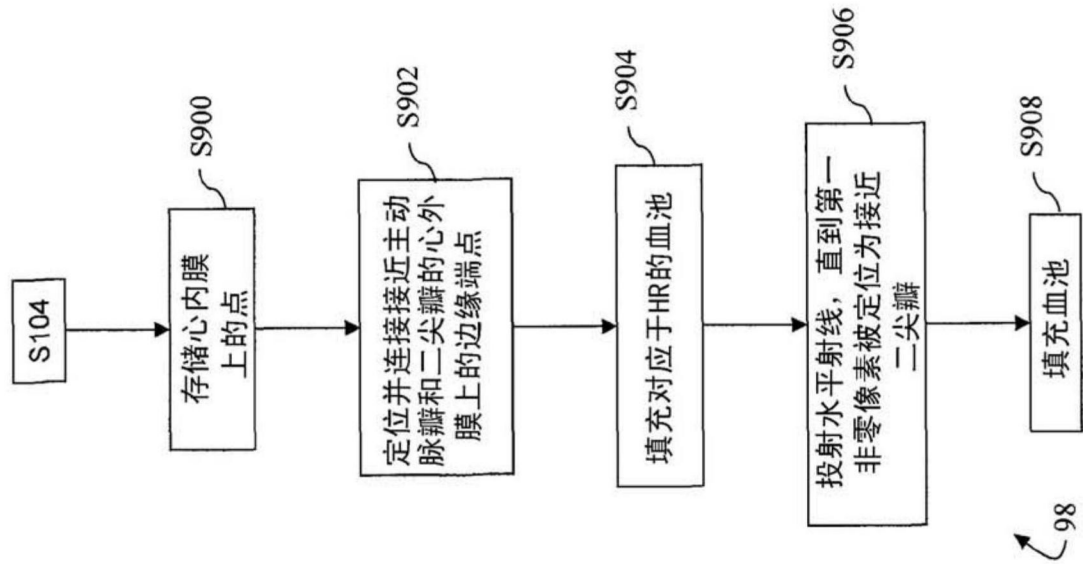


图22A

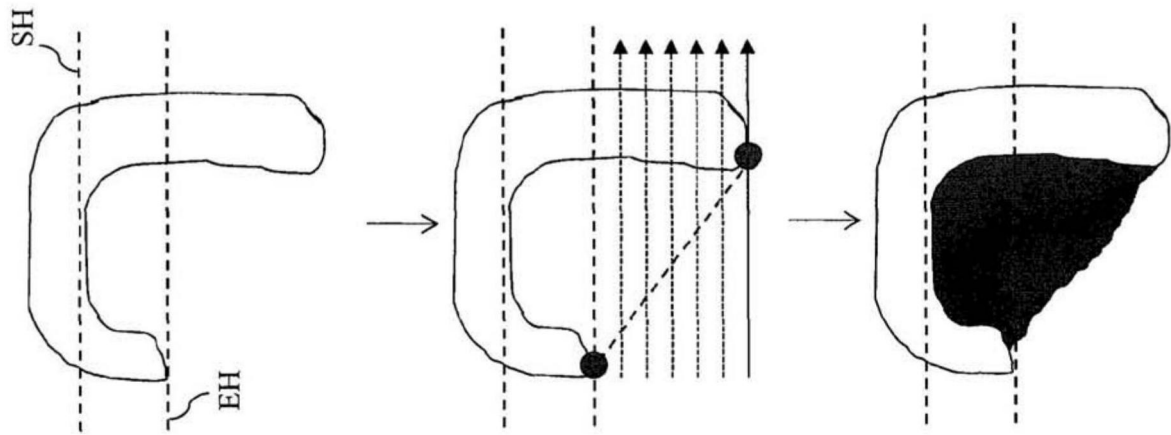


图22B



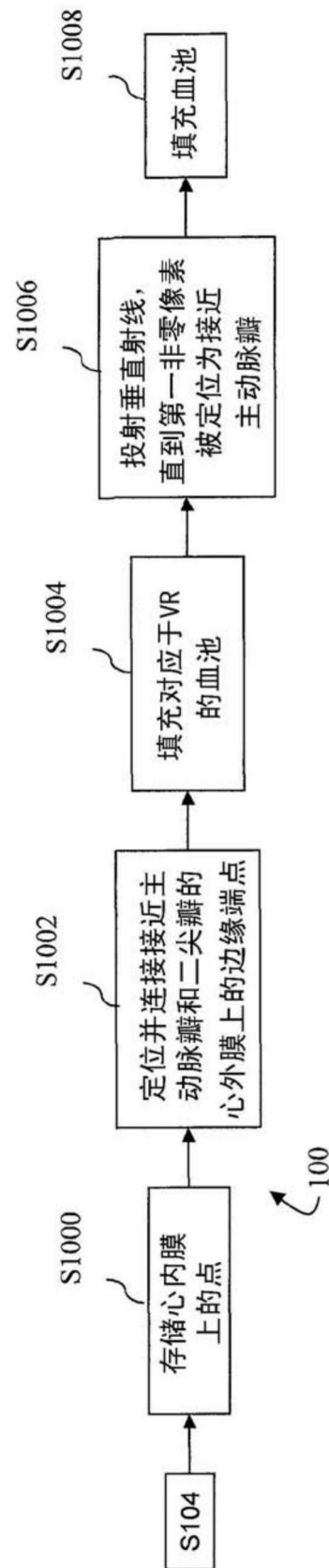


图23A

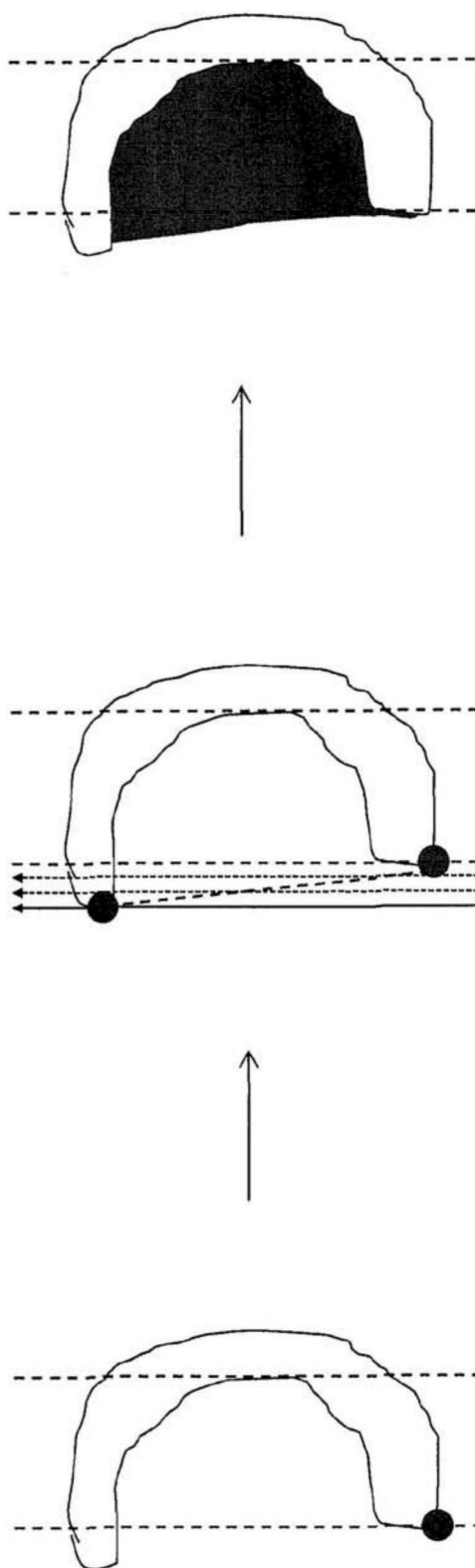


图23B

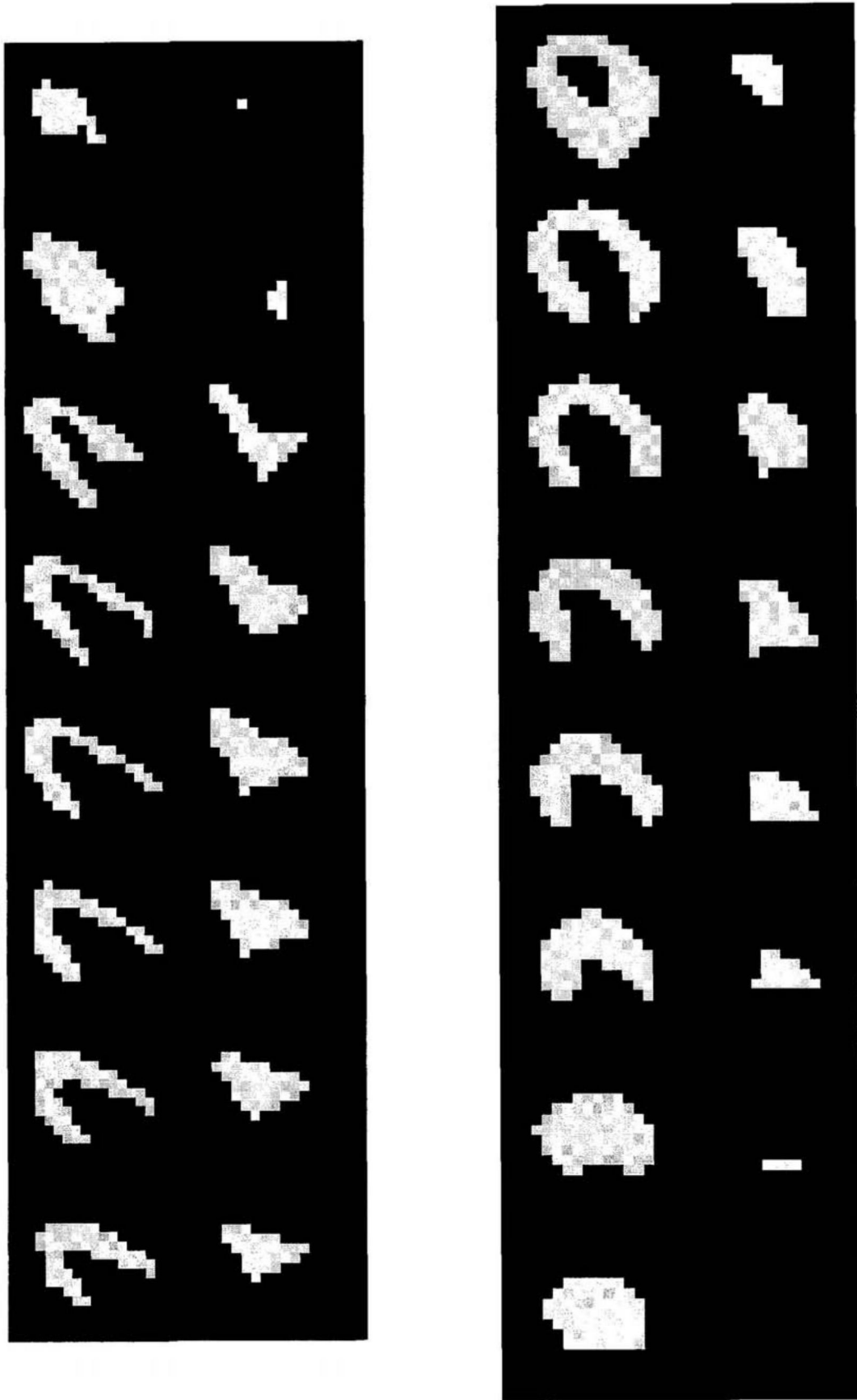


图24

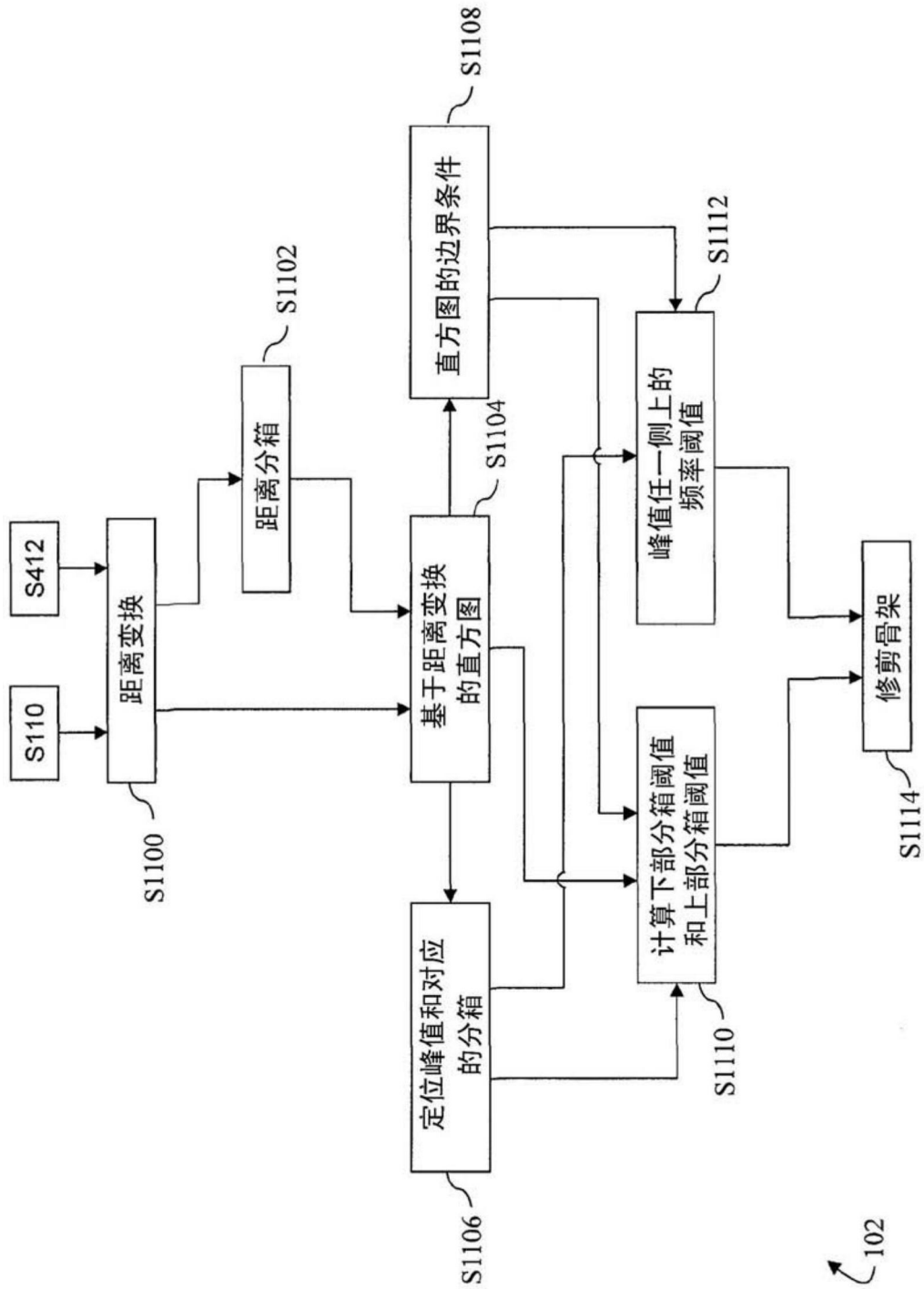


图25

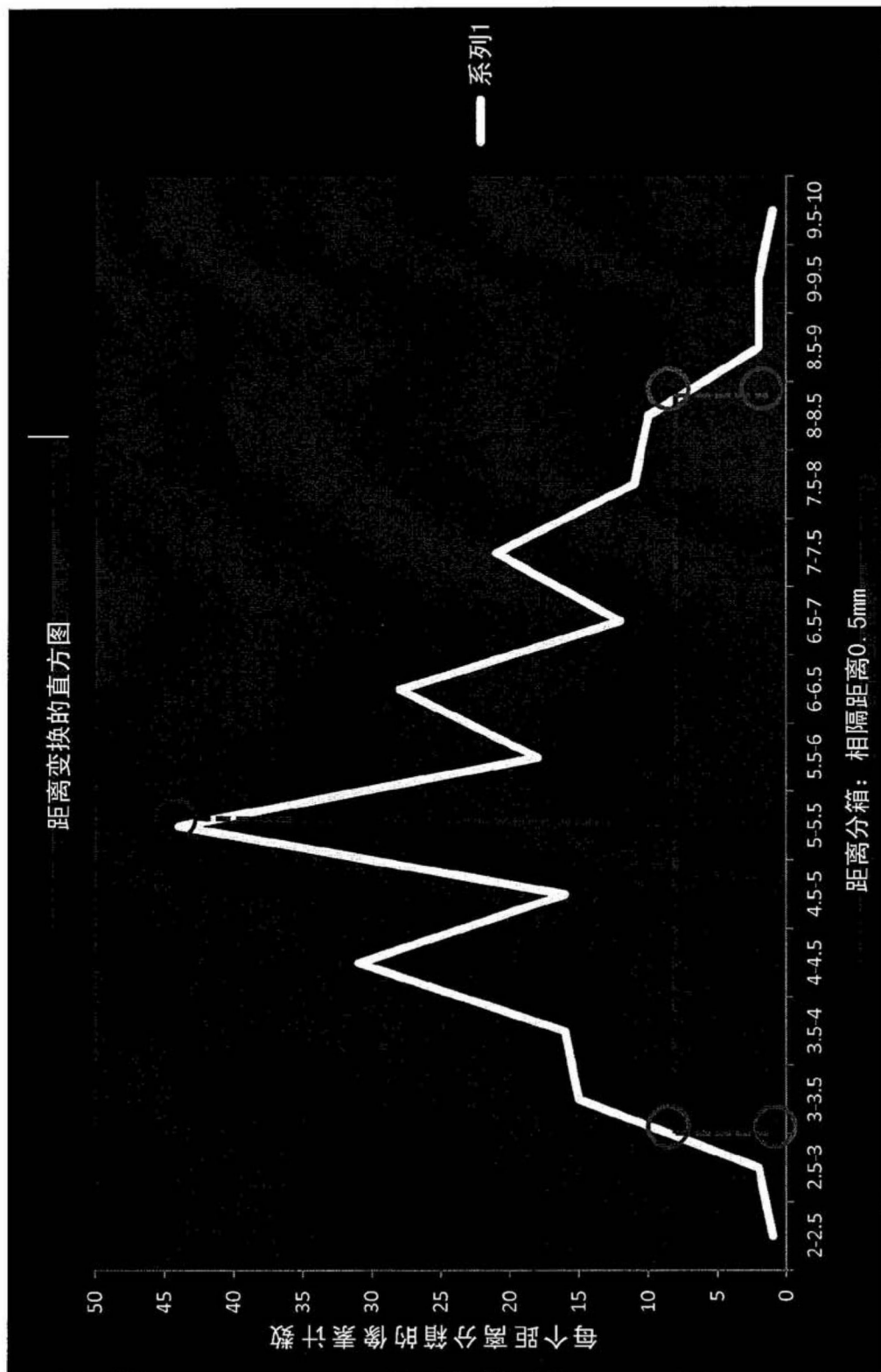


图26