

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580047359.3

[43] 公开日 2008 年 1 月 23 日

[11] 公开号 CN 101111194A

[22] 申请日 2005.12.26

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司
代理人 沈昭坤

[21] 申请号 200580047359.3

[30] 优先权

[32] 2004.12.24 [33] JP [31] 374860/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/023797 2005.12.26

[87] 国际公布 WO2006/068271 日 2006.6.29

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.27

[71] 申请人 株式会社 YD

地址 日本奈良县

共同申请人 渡边望 小笠原康夫 吉田清
正晃泰克株式会社

[72] 发明人 渡边望 小笠原康夫 樱井雅史

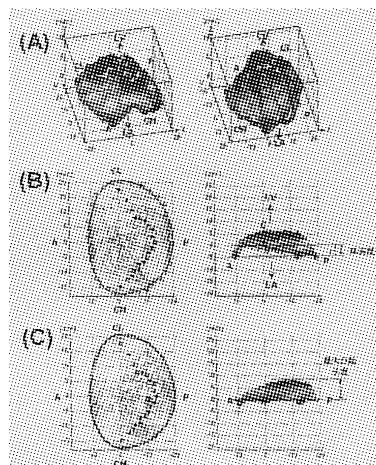
权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图 6 页

[54] 发明名称

心脏瓣膜数据测量方法和装置

[57] 摘要

本发明想要解决的问题是得到心脏中的二尖瓣的 tenting volume、tenting area、tenting height、瓣膜环的面积、周长、高度(最高部分 - 最低部分之差)等、在临幊上所必需的关于心脏瓣膜的信息。本发明是能够测量临幊上必要的数据的 3 维心脏瓣膜图像自动抽取方法，其特征在于：为了得到能够对于心脏瓣膜测定临幊上必要的数据的 3 维心脏瓣膜图像，根据用超声心动图检查装置扫描得到的 2 维超声心动断层图像形成 3 维超声心动图，利用计算机处理从上述 3 维的超声心动图中自动地抽取 3 维心脏瓣膜图像，在该方法中，通过复制交换法、扩展退火法，对考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的所述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化。



1. 一种在临幊上能够测量必要数据的3维心脏瓣膜图像自动抽取方法，其特征在于，

为了得到能够对于心脏瓣膜测定临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像，根据用超声心动图检查装置扫描得到的2维超声心动断层图像形成3维超声心动图，利用计算机处理从所述3维的超声心动图中自动地抽取3维心脏瓣膜图像，在该方法中，

通过复制交换法、扩展退火法，对考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的所述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化。

2. 一种在临幊上能够测量必要数据的3维心脏瓣膜图像自动抽取装置，其特征在于，

为了得到能够对于心脏瓣膜测定临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像，根据用超声心动图检查装置扫描得到的2维超声心动断层图像形成3维超声心动图，利用计算机处理从所述3维的超声心动图中自动地抽取3维心脏瓣膜图像，在该装置中，

具有：

通过复制交换法、扩展退火法，对考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的所述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化的装置。

心脏瓣膜数据测量方法和装置

技术领域

本发明涉及一种用于临床的测量心脏瓣膜数据的方法和装置。更详细地说，涉及一种自动抽取能够测量心脏瓣膜的各种数据的鲜明的3维心脏瓣膜图像的方法和装置。

背景技术

二尖瓣回流(二尖瓣机能不全)在瓣膜疾病中也是发生频率最高的，对于严重的回流例子是引起左心脏机能不全的严重疾病。严重二尖瓣回流的治疗基本上是外科治疗，过去进行了使用人工瓣膜的二尖瓣更换手术。但是，在更换人工瓣膜之后会产生心脏机能下降以及伴随着抗凝固疗法的并发症等很多问题，最近广泛地采用一种保存原始膜的二尖瓣整形术。

二尖瓣整形术是选择性地通过外科形成二尖瓣环带、后尖、腱索等之中成为回流原因的部分的方法，为了使手术成功，根据超声心动图检查进行的术前的正确病因·病变诊断也是不可缺少的。

但是，现在广泛使用的超声心动图检查是根据2维图像进行诊断的，很难表明形成3维复杂结构的二尖瓣和二尖瓣周围的解剖学的、位置的关系。即，为了掌握由形成马鞍形(saddle形)曲线的膜环带、具有精巧曲线的膜尖头、小叶、以及从腱索到乳头肌和左心室的膜下部支持组织构成的二尖瓣机能的复合体(二尖瓣机构)的立体结构，用2维图像不够充分，而必须要采用3维的图像进行诊断。

通过使用最近开发出的3维超声心动图装置，能够非损伤且简便地对整个心脏进行实时扫描，取入图像。利用3维超声心动图像，能够与外科医生查看心脏一样地观察心肌、瓣膜等的结构，比起到目前为止的利用2维图像的诊断，期望能够得到更加详细的术前诊断。

但是，由于采用该3维图像的3维解析、测量还是很困难的，而且也不能量化实际的详细形态和位置关系，所以现状是临幊上没有实际采用3维超声心动

图。

非专利文献1：山田博三，[根据全局解抽取和局部解跟踪的协调进行的心动图像识别]、[online]、电子技术综合研究所刊物62卷7号、[平成17年12月22日检索]、网址

<URL:<http://www.etl.go.jp/jp/results/bulletin/pdf/62-7/yamada72.pdf>>

因为CT和MRI的装置很大且价格高，所以不是在任何医院都可以利用的。针对这点，由于利用超声波的超声心动诊断装置是小型的，且能够很方便地使用，所以广泛普及。因此超声心动(心脏超声波)检查对于以心脏病和高血压为代表的循环系统疾病的诊断、治疗是不可欠缺的。很多年以前仅通过心脏导管插入术检查才知道的信息能够不引起患者的疼痛而能够瞬时掌握。另外随着装置减轻重量，现在也能够像听诊器那样携带到前去地点进行检查了。

在由超声心动装置得到的超声心动图中，有M模式超声心动图、断层超声心动图、以及多普勒超声心动图。利用M模式超声心动图，能够用图形记录心脏结构的实时跳动，并分别用特征图形来描绘瓣膜、心室壁、大动脉等的运动。利用断层超声心动图，能够通过高速扫描超声波束得到心脏的2维断层图像(B模式)。

作为超声波束的扫描方法有高速机械扫描法和电子扫描法。在断层法中很容易观察心脏的形态或者心脏的跳动，对于发现异常的有无、部位、程度的诊断有好处。在多普勒超声心动图中具有脉冲式多普勒法、连续波多普勒法、多普勒断层法、2维血流图像法、以及彩色多普勒法等，应用于根据狭窄流和膜回流等心脏内腔的异常血流的检查的定性诊断、以及血流测量与血压推定等的定量诊断和心脏机能评价。

但是，实时采用超声心动图(echocardiogram)，也不能解决所有的问题。到目前为止的利用通过阈值来判断的窗口法、以及抽取亮度变化大的部分的边缘抽取法等进行的心脏瓣膜自动抽取装置出现的误识别很多。超声心动图与CT和MRI等的边界非常清楚的图像不同，其边界很不清楚。窗口法和边界抽取法虽然能够适用于CT和MRI等边界明清楚的检查，但是不能适用于超声心动图这样的边界不清楚的检查。

除了上述的窗口法和边界抽取法之外，还提出一种方法：即通过曲线拟合而将心脏瓣膜建模，并采用适当的优化手法从边界不清楚的图像得到轮廓图像。但是存在的问题是，用牛顿法、最陡下降法不能适用于复杂的图像，而且

即使增大自由度，且采用GA(遗传算法)、SA(仿真退火法)等，也只能简单地捕捉局部最小值，很难得到最优解。

根据上述问题，本发明要解决的问题是，得到在临床中必需的心脏中的二尖瓣的tenting volume(隆起电压)、tenting area(隆起区域)、tenting height(隆起高度)、膜环面的面积、周长、高度(最高部分和最低部分的高度差)等与心脏瓣膜相关的信息。

以用超声心动图检查装置取入的超声心动图为基准，自动抽取心脏瓣膜，得到鲜明的3维图像，并根据该图像测量必要的数据。通过本发明中所用的方法和装置，除了自动抽取超声心动图中的鲜明的3维图像的心脏瓣膜环，还能够再现回声图像中没有拍到的组织的边界。即，是一种将到目前为止只有老道的医生的眼睛才能够识别的心脏瓣膜环抽取和功能实现自动化的方法和装置。

发明内容

为了解决上述的发明想要解决的问题，权利要求1中所记载的发明是能够测量临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像自动抽取方法，其特征在于：为了得到能够对于心脏瓣膜测量临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像，从用超声心动图检查装置扫描出的2维超声心动断层图像形成3维的超声心动图，并且通过计算机处理自动从上述3维超声心动图中抽取3维心脏瓣膜图像，在该方法中，，用复制交换法、扩展退火法将考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的上述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化。

权利要求2中所记载的发明是能够测量临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像自动抽取装置，其特征在于：为了得到能够对于心脏瓣膜测量临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像，从用超声心动图检查装置扫描出的2维超声心动断层图像形成3维的超声心动图，并且通过计算机处理自动从上述3维超声心动图中抽抽取3维心脏瓣膜图像，在该装置中，具有用复制交换法、扩展退火法将考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的上述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化的装置。

在本发明中，为了抽取瓣膜环及其拟合，具体可以采用下面的方法。瓣膜环抽取处理的流程包括下述2个过程。首先准备考虑了心脏的物理形状的拟合模型，使心肌的亮度高的部分进行拟合。然后，在该拟合的形状上，搜索类似瓣膜环的地方。

瓣膜环的模型能够采用由弹性体构成的圆筒形且网状的结构。例如，在1周取40个、高度上取40个、总共取1600个控制点，各点之间用力量适当的弹簧连接。这时，控制点指定亮度尽量高的位置。通过复制交换法、扩展退火法将该圆筒形的瓣膜环的模型的拟合评价函数(势能)优化。

复制交换法(RE)广泛地用作为阐明蛋白质等的立体分子结构的方法。在该方法中，考虑由多个等价的无相互作用的系统(复制品)构成的全局系统，对各复制品(仿造品)分配不同的温度(能量)，最初对全部的复制品配置相同分子，在各复制品系统中独立地进行美特罗波利斯(Metropolis)仿真，定期地在相邻的复制品之间交换分子配置。

另外采用退火法(SA)，从高温(高能量)退火到低温(低能量)，从而搜索最优解。在该方法中，搜索到结构中的、能量的势能面最小(或者极小)的点(最优解)，决定最终的分子结构作为稳定结构。

在复制品之间的分子配置交换中，采用完全随机交换的蒙特卡罗法、以及像基因重组那样在近距离分子间(相邻分子间)进行交换的遗传算法(GA)等方法。在将分子结构建模时，将分子当做点，相邻分子间有库仑力、弹簧相互作用等的作用，这些力的和表现作为分子内的势能。

瓣膜环的搜索遵循以下规则进行

- 尽量亮度高的位置
- 从下往上看2次微分为正的位置(凹陷部分)
- 离相邻的的瓣膜环的控制点不太远的位置

在这些规则中还定义适当的评价函数，同样进行优化，抽取势能最小的结构作为最终类似瓣膜环的位置。也有无法顺利地自动抽取瓣膜环的情况，为此还准备一种能够手工修正的途径。

本发明装置的特点如下所述。(1)能够实现用过去的2维超声心动图不可能做到的、二尖瓣复合体的3维显示以及定量解析。(2)过去的根据2维图像的重建需要大量的劳力和时间，但是当采用本发明的装置时，目前能够将达到二尖瓣3维解析的全部过程(采集回波图像、描绘图像、3维图像重建、3维数据定量解析)所需要的时间共计缩短到大约15分钟。

采用3维超声心动图的3维定量解析还未实现，采用本发明的研究成果在世界上也是首次。特别是现在，尽管二尖瓣尖、小叶没有异常，但由于乳头肌或左心室的机能不全而引起的[机能性的二尖瓣回流]的机理阐明和治疗法的开发

受到全世界的瞩目，针对一直以来倚赖用2维超声心动图像的解析的这些课题的研究，通过能够用3维解析来实现，预计将有巨大的飞跃。本发明的装置是与二尖瓣回流的术前诊断、外科治疗都有密切联系的、对于临床具有重大意义的装置。

附图说明

图1是用于说明用超声心动图诊断装置以等间隔拍摄18张心脏收缩时的心脏图像、并且在3-D图像中重建二尖瓣的小叶和瓣膜环的方法图。

图2是由2-D图像制成3-D图像时的说明图。

图3是利用本发明的装置重建了3维心脏瓣膜图像的、正常人的二尖瓣的小叶和瓣膜环的图像，(A)是表示外观的立体图，(B)是从LV方向来看的二尖瓣的小叶(俯视图)和侧视图，(C)是修正了前图的二尖瓣的小叶的俯视图和侧视图。

图4是利用本发明的装置重建了3维心脏瓣膜图像的、缺血性MR人的二尖瓣的小叶和瓣膜环的图像，(A)是表示外观的立体图，(B)是从LV方向来看的二尖瓣的小叶(俯视图)和侧视图，(C)是修正了前图的二尖瓣的小叶的俯视图和侧视图。

图5是表示12个具有局部贫血MR的患者在二尖瓣的小叶上最大凸起点的人数分布图。

图6是控制点和弹性弹簧的说明图。

图7是评价函数和积分区域的说明图。

图8是势能面和局部最小值的说明图。

具体实施方式

用图来说明用于实施本发明的最佳实施形态。在下面的说明中使用如下的省略表。

MR=二尖瓣回流

3-D=3维的

2-D=2维的

LV=左心室

LA=左心房

ROA=回流节流部面积

EF=喷血分数

PISA=邻近等速面面积

EDV=扩张末期心舒容量(容积)

ESV=收缩末期心舒容量(容积)

利用2维超声心动图检查能够进行下面的检查。通过对全部受验者进行标准的2-D超声心动图检查，利用改良辛普森方法(将左心室整体近似作为圆筒形的堆叠体)测量扩张末期心舒容量(EDV)和收缩末期心舒容量(ESV)。结果喷血分数(%)能够利用方程式 $100 \times (EDV - ESV) / EDV$ 来计算。MR通过彩色多普勒超声心动图检查进行评价，MR的程度能够通过使用ROA的PISA方法来进行量化。但是，为了进行二尖瓣回流诊断和二尖瓣手术，要识别正确的瓣膜环位置，还需要立体的瓣膜环图像。用本发明的装置通过进行下面的顺序抽取二尖瓣，并再现鲜明的图像。

为了得到立体图像(volumetric image)，利用实时3-D超声心动图系统，用受验者心尖的影像(view)得到通过胸腔的容积测定的图像(全容积模式)。容积测定的帧速率是在12到16厘米的深度处、每秒拍摄16到22帧图像。在获得(该帧数取决于深度的)全立体图像之前，进行调整，使得探头在2-D图像的格式中位于二尖瓣的中心部的顶点上。全部的立体图像以数字的方式存储在小型盘片上，为了进行离线分析，传送到个人电脑中。

图1表示使用3维超声心动图诊断装置、自动拍摄(扫描)18张等间隔的呈放射状的平面图像并根据该平面图像来形成3维(3-D)的立体图像的过程。心脏收缩时，对于扫描的各平面图像，通过手动操作对二尖瓣的瓣膜环和小叶标记符号。根据这些数据，重建二尖瓣的小叶和瓣膜环的3-D图像。具体情况如图2所示。

图2中，若按顺序排列扫描的各平面图像，用线连接检查点(图像间对应的点)，然后进行平滑处理，展现透视图，则得到光滑的对应物的3维立体图像(图中的例子是18帧的情况)。但是如同背景技术中所述的那样，超声图像不能得到像MRI和CT那样的鲜明轮廓。特别是因为瓣膜环很复杂，且是相互纠缠着的，所以在本发明的装置中使用拟合模型，进行瓣膜环的抽取处理。因此，考虑到心脏的物理形状，使心肌亮度高的部分进行拟合。再进一步，在拟合的形状上来搜索类似瓣膜环的位置。在搜索该瓣膜环中，采用如下例所示的拟合模型。

在该例子中，在拟合模型中采用由弹性体得到的圆筒形且网状的结构。而

且在1周设置40个、高度上设置40个、总共设置1600个控制点，并用适当的弹簧连接各控制点。这时，控制点要尽量选择在亮度高的位置上。准备多个这样的结构(复制品)，并对每个复制品分配不同的亮度。将该亮度作为势能，采用拟合评价函数，来决定势能最稳定的(为最小值的)结构。这时使用的方法是被称为复制交换法的扩展退火法。即从亮度高的位置开始，在复制品之间进行控制点的交换，并求出每次的势能。通过进行这样的仿真，能够将势能最小(结构稳定)的部分作为结构的形状(瓣膜环)抽取(优化)。

另外，进行瓣膜环自动抽取搜索时的主要规则如下所述。即

- 尽量搜索亮度高的位置
- 从下面向上看2次微分为正的位置(凹陷部分)
- 距离相邻瓣膜环的控制点不太远的位置

在该规则中还定义适当的评价函数，如果与心脏的形状搜索一样进行优化，则最终抽取类似瓣膜环的位置。另外，在瓣膜环的自动抽取不能顺利地进行或者具有含糊不清的点的情况下，也设置了一种手工修正的途径。

如上所述抽取了的瓣膜环为图3。下面，将抽取的二尖瓣膜称为[瓣膜小叶(leaflet:瓣膜小叶)]，将瓣膜小叶的根称为[瓣膜环]。另外，像对帐篷张开一样使瓣膜小叶膨胀，或者将该膨胀称为[凸起(tenting)]。在肺中变干净的血液流入左心房(LA)，从LA通过二尖瓣送入左心室(LV)，再从LV通过主动脉传送给整个身体。因此，LV的压力高于LA的压力。

如果在瓣膜上产生物理性的或者机能性的障碍，则会引起狭窄症和缺血症。例如，如果二尖瓣打开不完全，不能将足够的血液送入LV中，则会引起狭窄症。反之，如果二尖瓣松弛，二尖瓣关闭不完全，则由于引起从LV向LA的血液回流，不能向身体提供充足的动脉血，所以会引起缺血。最近，由于二尖瓣的松弛等而引起的二尖瓣关闭不完全，较多地是不使用人工瓣膜而用瓣膜形成手术来进行治疗。因此，得到二尖瓣的准确形状是非常重要的，本发明的装置对于取得3维心脏瓣膜图像是有效的。

另外，图示的标号表示下述的意思。

A 前尖部(anterior)

P 后尖部(posterior)

CL 前外侧连合(antero-lateral commissure)

CM 后外侧连合(postero-medial commissure)

LV 左心室(left ventricle)

LA 左心房(left atrium)

Annular height 瓣膜环的高度(弯曲程度)

Tenting length 凸起的长度(凸起长度)

图3表示根据用本发明的装置进行的抽取3维心脏瓣膜图像的正常人的二尖瓣的小叶的立体图像及其形状。图3(A)是从不同的方向来看小叶的3-D图像。这里，二尖瓣的瓣膜环(带根部分)形成[马鞍形]。虽然二尖瓣的小叶稍微嵌入LV之中，但是看上去几乎是平的。

图3(B)是实际的3-D凸起图像。是用于用3-D测定瓣膜环的大概外观。左图表示从LV方向看到的二尖瓣的小叶形状，且将凸起程度作为等高线表示。右图是从水平方向看到的小叶，能够正确地测定瓣膜环和小叶的凸起程度。另外，根据这些3-D数据测量二尖瓣的瓣膜环的圆周和区域。图中的瓣膜环高度表示瓣膜环的弯曲程度。图中的黑点是接合线(瓣膜的连合部即LV收缩时的前尖和后尖咬合的位置)。在正常的情况下，LV的收缩期中被二尖瓣的腱索支撑，前尖和后尖完全咬合，从左心室流到左心房的血液被切断。该接合线为黑点。

图3(C)是修正了3-D凸起图像后的结果。用图中的粗线表示的曲线表示二尖瓣的瓣膜环，是一面将从环状的表面到小叶的距离保持一定、一面在平面上光滑地描绘的结构。左图是从LV方向看到的二尖瓣的小叶的图，将凸起程度用等高线来表示。右图是从水平方向看到的图，能够定量地测定二尖瓣的瓣膜环的凸起程度。最大凸起长度、平均凸起长度和凸起容积也能够通过这些3-D数据来测定。另外，黑点表示接合线。

图4是二尖瓣的瓣膜环的立体图像，且是表示缺血性的二尖瓣回流(MR)患者的二尖瓣的小叶。图4(A)是从不同方向来看小叶的3-D图像。通过将二尖瓣的瓣膜环在外观上明显凸起，从而使其光滑化。另外，使山形的小叶变成凸形，整体上嵌入到LV中。

图4(B)表示实际的3-D凸起图像。我们知道了二尖瓣的小叶整体明显地向LV方向膨胀，瓣膜环的高度与正常的相比较低。另外，二尖瓣的瓣膜环也宽。再者，黑点表示二尖瓣的接合线。

图4(C)是修正了的3-D凸起图像的结果。从左图看也能够知道，通过二尖瓣的瓣膜环看的情况下，二尖瓣的小叶相对于A-P基本上对称。从右图看也能够知道，最大凸起长度比正常情况要长。黑点表示接合线。当用彩色表示时，绿

色标号(右图淡淡印刷的部分)表示小叶的最大凸起点。该患者的情况下，最大凸起点位于小叶前尖部A的中央处(表示左图的等高线最高的位置的地方<相当于山顶上的位置>)。

图5是表示将调查关于具有局部贫血MR的12个患者后得到的最大凸起点的位置的结果在小叶上以人数分布来表示的图。图中的英文'A'表示前尖部(anterior), 'P'表示后尖部(posterior), 'L'表示侧部(lateral), 'C'表示中央部(central), 'M'表示中间部(medial)。另外，括弧内的数字表示人数。如图所示，所有12人中最大的凸起点都位于小叶前方部。详细的是AM为3人，AC为5人，AL为4人。

具有缺血性MR的12个患者的详细情况是：具有单一的血管病的患者3人，具有2种血管病的患者6人，具有3种血管病的患者3人。LV机能障碍由于范围广(EF33.9±9.1%、宽度18%~47%)，所以很严重。ROA是0.29±0.15cm²，达到0.15~0.62 cm²。与10件实验参照基准相比较，找不到具有缺血性MR的患者的年龄、性别或者体表面区域上的不同。但是与正常人相比，缺血性MR患者在LV的容积上显著地增加了。

如上所述，利用本发明的3维心脏瓣膜图像取得方法所开发的、实时3-D超声心动图检查用图像生成软件系统能够测定：1)二尖瓣的小叶和瓣膜环的3-D几何学的畸形，2)二尖瓣的小叶的最大凸起点，以及3)在具有缺血性MR的患者中的二尖瓣凸起和瓣膜环的畸形量。

用更详细的例子来说明关于在本发明中所用的拟合模型。由于超声测定装置的特性，在图像中产生噪声和阴影，仅根据该图像的信息，很难得到正确的组织图像。医生知道实际组织的理想图像，在头脑中将该理想图像与各个角度和时间的超声图像进行组合，进行将不鲜明的超声图像加以插补、画出组织的边界线的工作。通过物理建模使得在医生脑中进行的图像插补工作可以在计算机上进行。

在计算机上的模型的建立，是采用根据连接如图6和图7所示的控制点之间的弹簧和控制点而扩张的边界评价函数。控制点间的弹簧维持组织的物理结构。另一方面，边界评价函数从图像中选取组织的边界信息。

对于模型的评价，采用将弹簧的弹性能量和根据边界评价的评价能量相加的势能函数。设第*i*号的控制点的位置为 r_i ，控制点的设置 r_1, r_2, \dots, r_N 写为 r^N 。这时，弹簧的弹性能量函数 $S(r^N)$ 定义如下。

[数学式1]

$$S(r^N) = \sum_{i,j}^N \left[\left(\frac{\sigma}{|r_j - r_i|} \right)^6 + k_{ij} |r_j - r_i|^2 \right]$$

这里 k_{ij} 是弹簧的弹性强度，由控制点间的组织强度等经验决定。不连接的控制点间的情况为0。 σ 是控制点的排除半径，这样进行选择，使得控制点间不会重叠。这时，弹簧的自然长度为

[数学式2]

$$3^{1/8} \sigma^{3/4} k_{ij}^{1/8}$$

设定这些参数，使得理想物理形状时能量为最低。评价能量函数为

[数学式3]

$$E(r^N)$$

用返回图像的矢量 r 位置处的亮度的函数

[数学式4]

$$M(r)$$

按照以下那样来进行定义。

[数学式5]

$$E(r^N) = \sum_{i,j}^N \int_{r_i \rightarrow r_j} c_{ij} f_{ij}(M, p, \vec{r}_{ij}) dp$$

这里

[数学式6]

$$\vec{r}_{ij}$$

是由

[数学式7]

$$\vec{r}_{ij} = (r_j - r_i) / |r_j - r_i|$$

所定义的长度1的矢量， c_{ij} 是结合的常数，

[数学式8]

$$f_{i,j}(M, p, \vec{r})$$

用控制点i, j间的评价函数(后述)来定义, 线积分用 r_i 和 r_j 之间的最短路程来定义。

各控制点间的评价函数经验上选择反映物理特性的函数。例如, 将亮度值大幅度变化的部分作为边界进行识别(在边界附近能量下降)那样的函数如下所述。

[数学式9]

$$f_{\text{border}}(M, p, \vec{r}) = -|\nabla M(p) \cdot \vec{r}_\perp| = -\sqrt{|\nabla M(p)|^2 - (\nabla M(p) \cdot \vec{r})^2}$$

这里

[数学式10]

$$\vec{r}_\perp$$

是垂直于

[数学式11]

$$\vec{r}$$

的长度1的矢量,

[数学式12]

$$\nabla M(p)$$

是函数M的斜率。

同样地, 能够采用如下所述的函数作为评价函数。

[数学式13]

$$\text{空腔: } f_{\text{void}}(M, p, \vec{r}) = -M(p)$$

$$\text{组织: } f_{\text{tissue}}(M, p, \vec{r}) = M(p)$$

$$\text{没有评价函数: } f_{\text{none}}(M, p, \vec{r}) = 0$$

组合这些函数, 最终定义为如下的能量函数。

[数学式14]

$$F(r^N) = W_s \cdot S(r^N) + W_e \cdot E(r^N)$$

W_s , W_e 是弹性能量和评价能量的权重, 能够调节想要注重结构和边界评价中的哪一个。通过搜索该函数F为最低时的控制点集

[数学式15]

$$r^N$$

能够抽取组织的边界。该函数F的特征是在维持根据函数S的物理形状的状态下, 能够根据函数E来搜索边界。即使超声图像中具有一些噪声和阴影, 由于根据物理形状进行插补, 所以即使在仅根据图像不能推测形状的情况下, 也能够抽取非常相似的组织的边界。

说明根据扩展退火法的优化处理。虽然为了正确地求出组织的边界而需要很多控制点, 但是由于评价函数是非线性的, 如果控制点的数量变多, 则很难找到评价函数的最小点。即使采用一般的优化方法即牛顿法、最陡下降法、GA(遗传算法)、SA(退火法)等, 也不能简单地捕捉到局部最小值, 不能够找到最优解。

扩展退火法是近些年在自旋玻璃和蛋白质的可折叠问题等的物理、化学的领域受到瞩目的强力优化方法, 是能够高效地求解多自由度的复杂的优化问题的计算方法。我们采用该扩展退火法的一种即复制交换蒙特卡罗法来对评价函数进行优化。

首先, 说明作为复制交换蒙特卡罗法的基础的、根据蒙特卡罗法的退火法。蒙特卡罗法使用随机的算法来进行计算机仿真的方法。对于控制点集

[数学式16]

$$r_1, r_2, \dots, r_N$$

将最初步骤的控制点集设定为

[数学式17]

$$r_0^N$$

然后, 从控制点之中随机地选择1个, 仅错开随机的方向、大小为

[数学式18]

$$\Delta r$$

如果将该控制点集写为

[数学式19]

$$\mathbf{r}_0^{t^N}$$

则错开最初步骤时的评价能量分别写为

[数学式20]

$$E(\mathbf{r}_0^N), E(\mathbf{r}_0^{t^N})$$

在下面的步骤中按照以下概率来采用该错开了的控制点集。当

[数学式21]

$$E(\mathbf{r}_0^N) > E(\mathbf{r}_0^{t^N})$$

之时采用。当

[数学式22]

$$E(\mathbf{r}_0^N) < E(\mathbf{r}_0^{t^N})$$

之时，根据

[数学式23]

$$\exp[-\beta E(\mathbf{r}_0^{t^N}) + \beta E(\mathbf{r}_0^N)]$$

的概率来采用。

采用的情况下，作为

[数学式24]

$$\mathbf{r}_1^N = \mathbf{r}_0^{t^N}$$

进入下一个步骤。放弃的情况下，作为

[数学式25]

$$\mathbf{r}_1^N = \mathbf{r}_0^N$$

进入下一个步骤。

这里， β 是决定系统优化情况的参数，当在统计力学中设玻耳兹曼常数为 k_B 、温度为 T 时，是作为 $\beta=1/k_B$ 的已知的参数。当 β 非常大(温度很低)之时，如果进行仿真，则评价函数只会朝着小的方向前进。另一方面，当 β 非常小(温度很高)之时，由于评价函数会朝着变大的方向移动，所以会显示很大的变动。

评价函数能够表现作为 $3N+1$ 维空间的面(势能面)，仿真是一边在其表面的

极小点间移动，以便前进。

为了根据该蒙特卡罗法进行优化搜索，首先减小 β ，使控制点集处于非常随机的状态并进行搅拌之后，使 β 逐渐变大，使评价函数的值收敛。当 β 变得足够大之后，暂时进行仿真，搜索评价函数成为最小的控制点集

[数学式26]

$$\mathbf{r}_0^N$$

控制点的数量少的情况下和评价函数不复杂的情况下，能够用该方法搜索到优化点。但是，一般势能面具有复杂的形状，仅仅由于温度下降而捕捉到局部最小值，无论花多少时间也不能实现完全的优化。(参照图8)

复制交换蒙特卡罗法是通过在不同的温度下并行进行上述的蒙特卡罗仿真从而能够防止捕捉到局部最小值、高效地进行优化的方法。准备M个控制点集(复制品)，用参数 β_m 对第m号的控制点集

[数学式27]

$$\mathbf{r}_m^N$$

进行仿真。这里，各复制的温度参数按照温度高低顺序排列，从而使得 $\beta_m < \beta_{m+1}$ 。对每个适当的步骤，用下面方法替换复制品间的控制点的位置。计算

[数学式28]

$$\Delta = (\beta_{m+1} - \beta_m)(E(\mathbf{r}_m^N) - E(\mathbf{r}_{m+1}^N))$$

$\Delta < 0$ 之时，替换，

$\Delta > 0$ 之时，用 $\exp(-\Delta)$ 的概率替换。

利用该温度交换的方法，即使温度低的控制点位置捕捉到局部最小值，也能够适当地替换为温度高的集，摆脱局部最小值。如果适当地设定参数，则花的时间越多，越能够进行优化。

虽然一般如果增加复制品，减小相邻 β_m 之差，则能够比较容易地发现最优解，但是由于如果增加复制品的数量，会加大计算成本，所以必须一边检查评价函数的方差，一边进行调节，从而使计算效率为最高。为了提高计算效率，必须是在复制品之间以很高的频率进行交换、且1个复制品能够在温度空间里随机运行的状态。因此，必须调节复制品数量和 β_m 的值，从而使得相邻的复制品的评价函数的方差以相等面积重叠。

虽然该方法在参数的调节、计算算法的安装上非常费时间和劳力，但是如

果只要花费时间的话，就能够以相当的概率搜索到最优点。因此，如果一旦调节参数，不需要像其他优化算法那样非常注意地选择初始值并进行反复地尝试。因此，人们几乎不用插手也能够自动地抽取高精度的边界线。

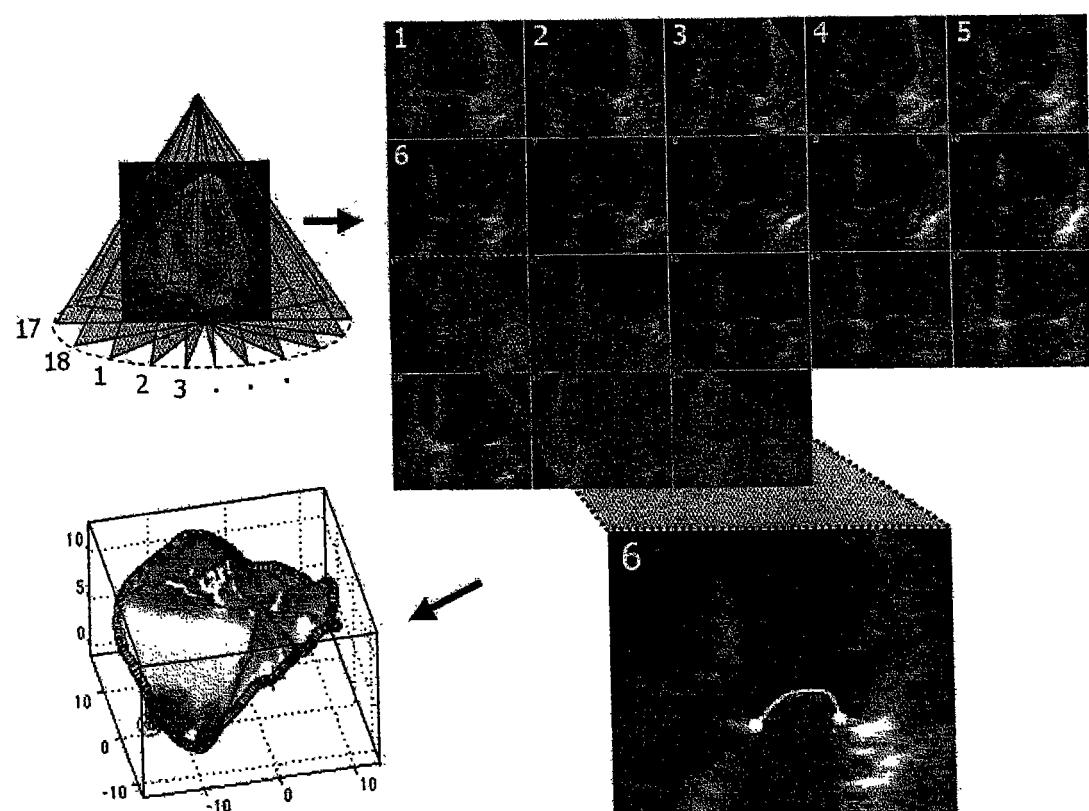
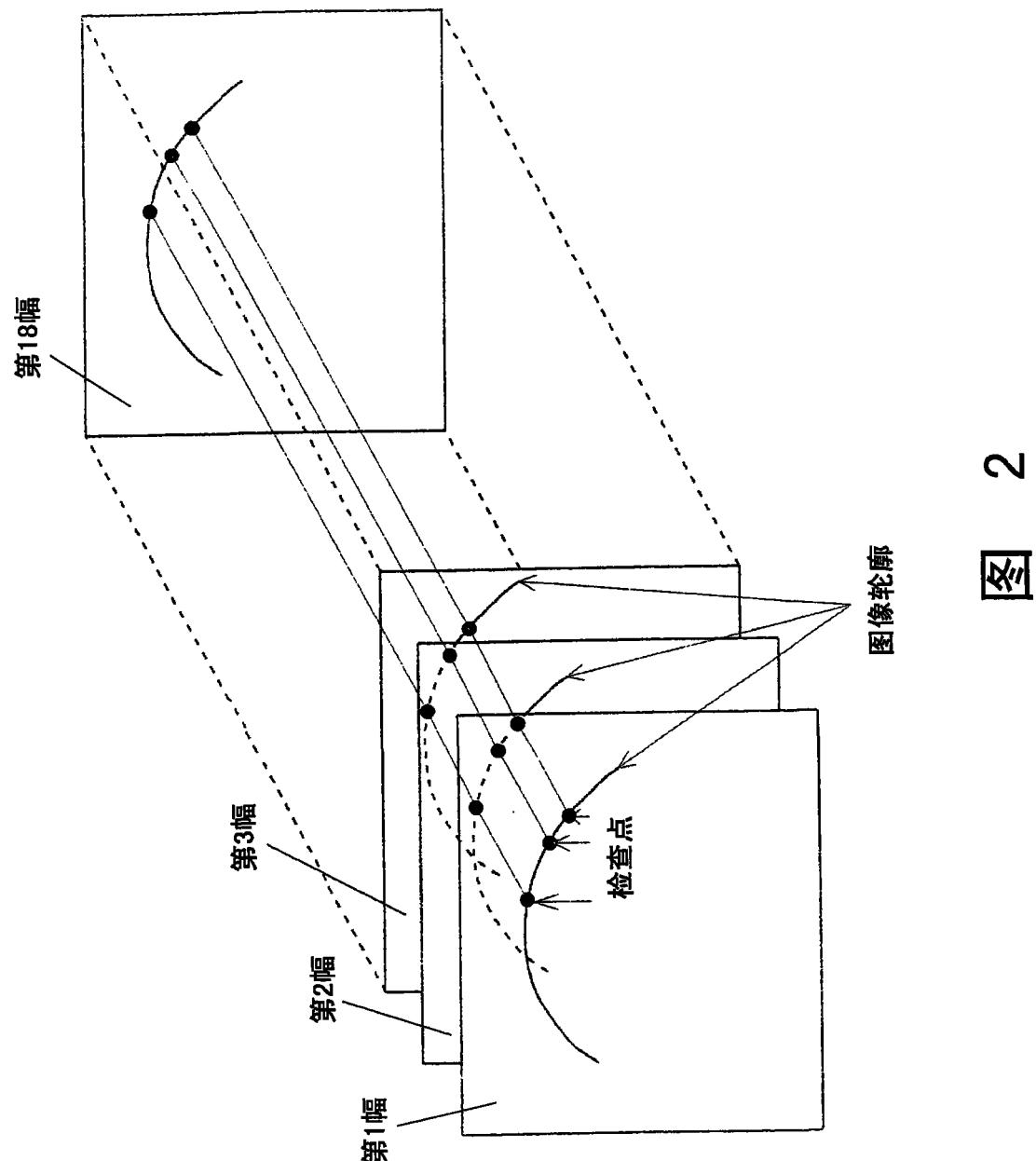


图 1



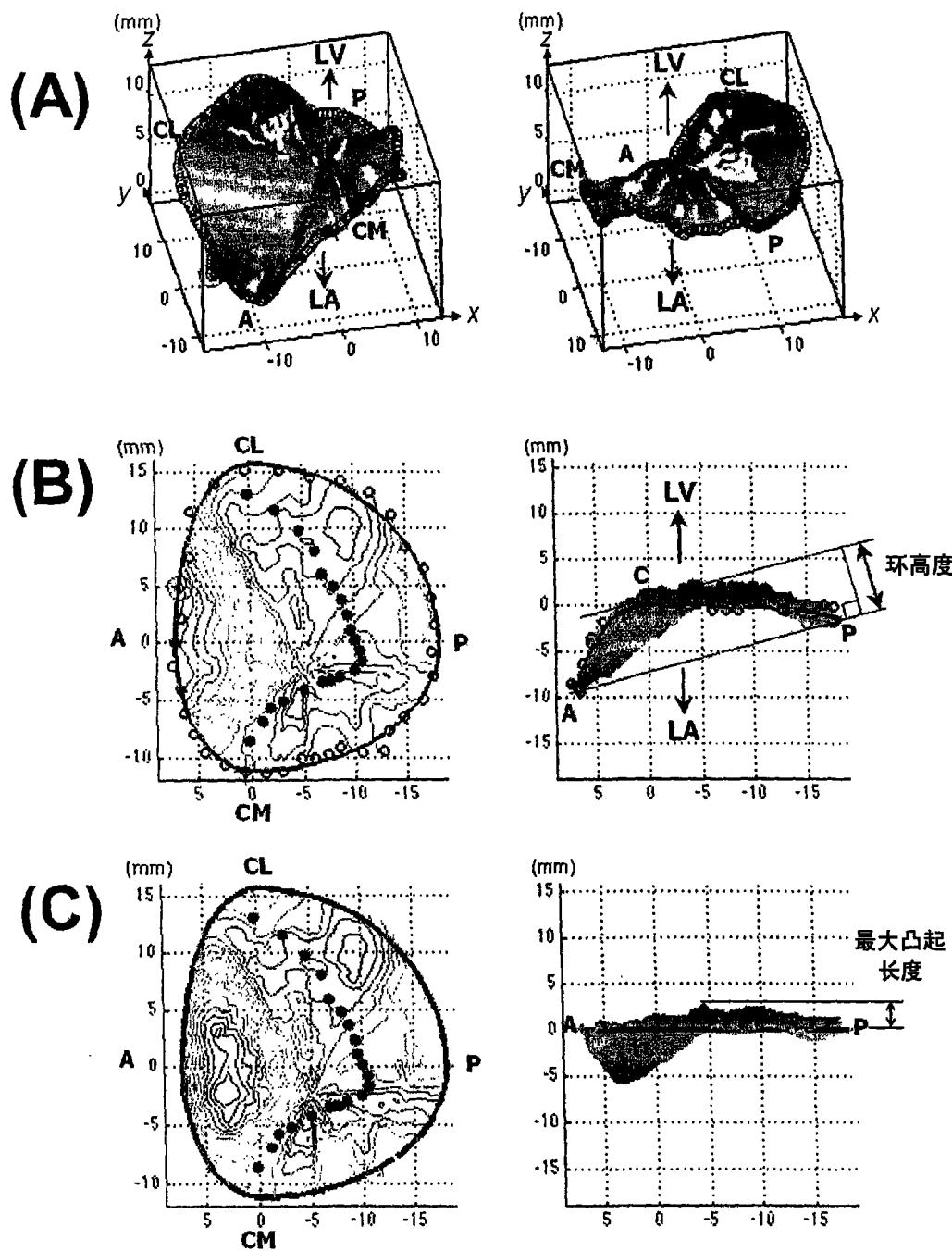


图 3

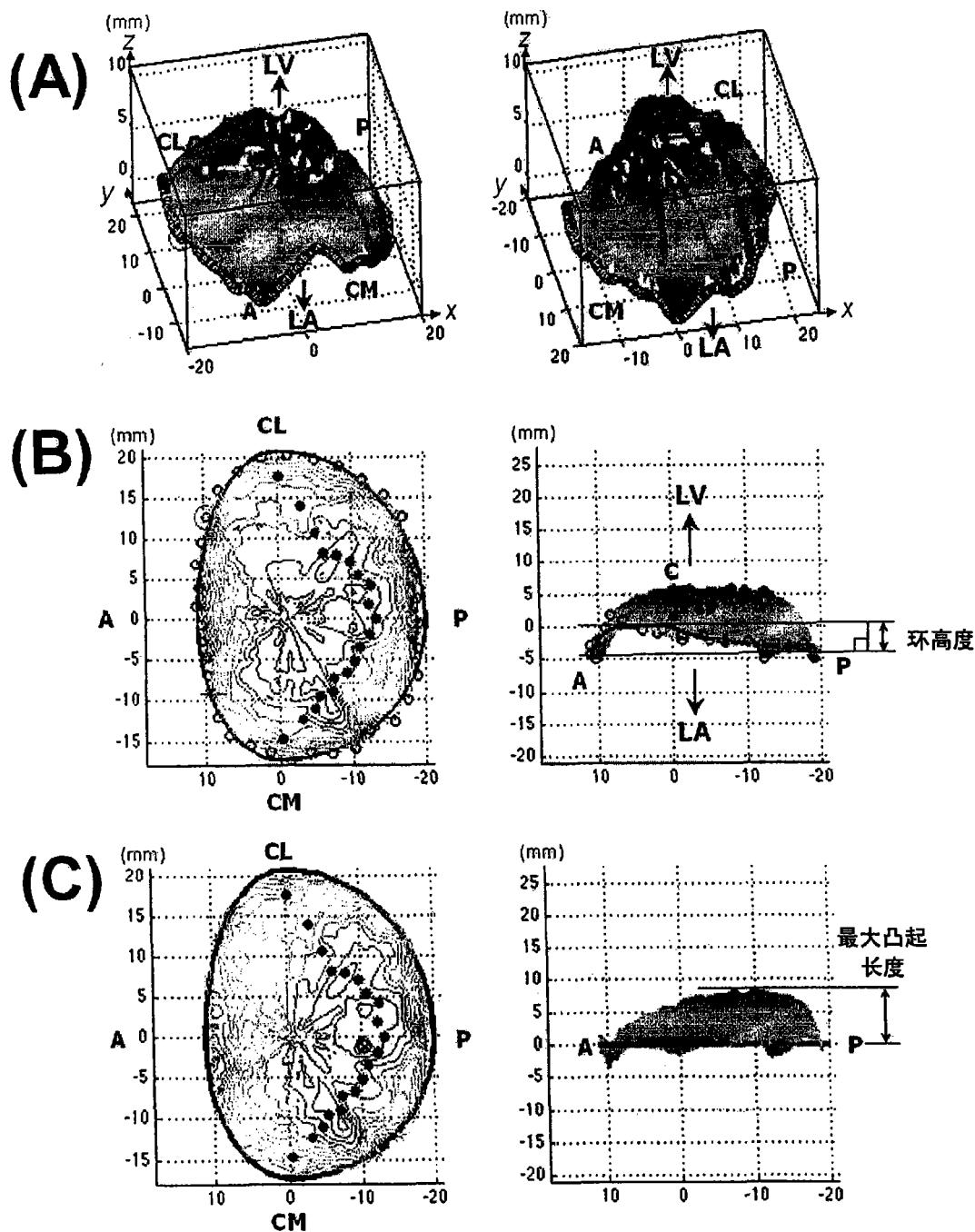


图 4

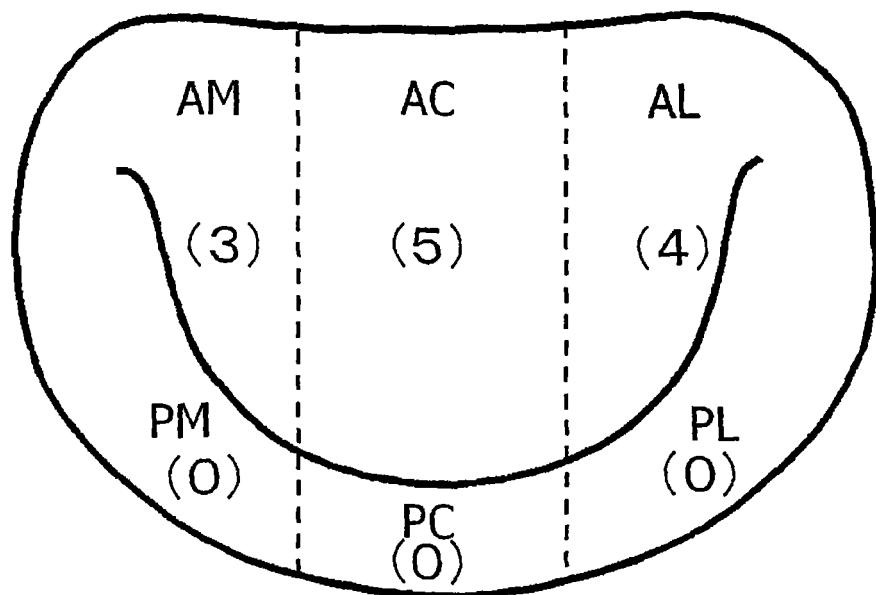


图 5

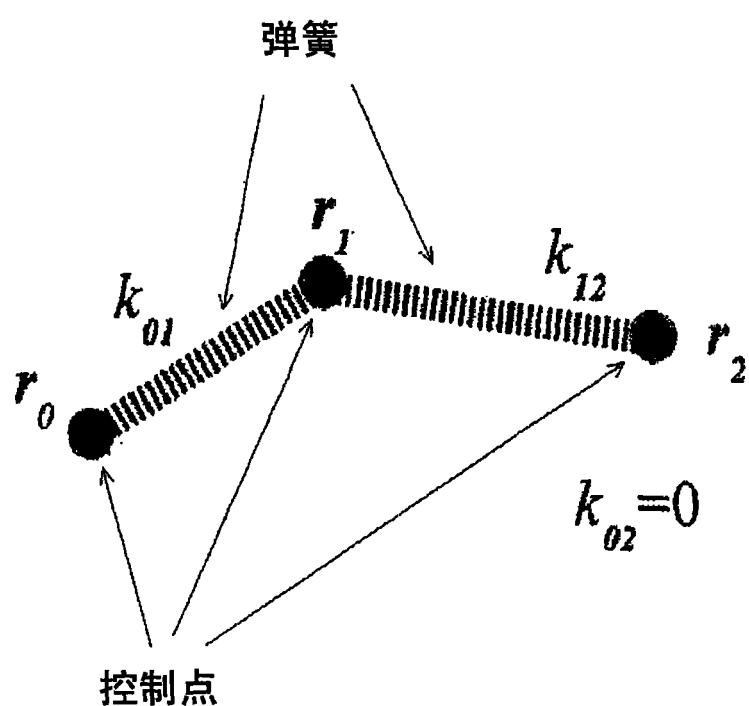


图 6

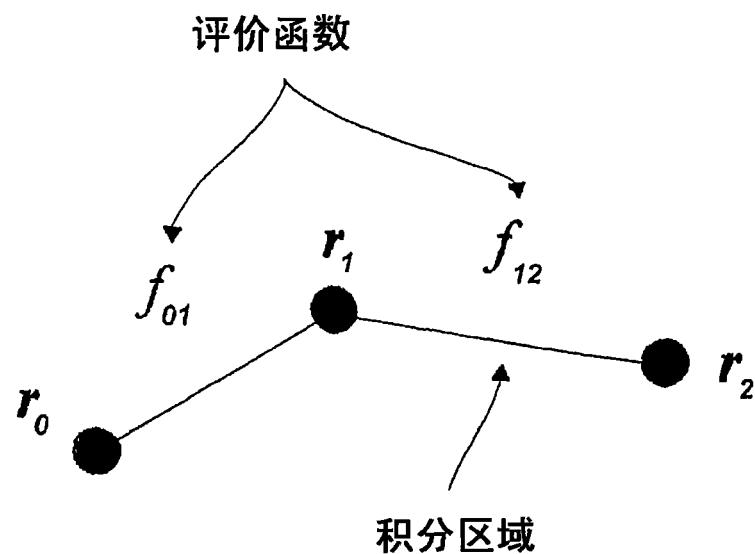
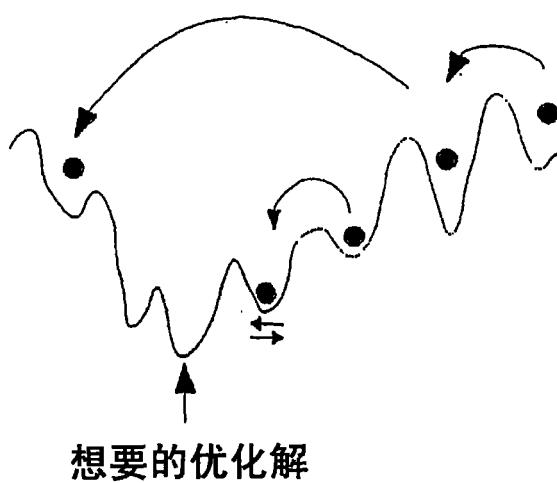


图 7



想要的优化解

图 8

专利名称(译)	心脏瓣膜数据测量方法和装置		
公开(公告)号	CN101111194A	公开(公告)日	2008-01-23
申请号	CN200580047359.3	申请日	2005-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	小笠原康夫 吉田清		
申请(专利权)人(译)	小笠原康夫 吉田清		
当前申请(专利权)人(译)	小笠原康夫 吉田清		
[标]发明人	渡边望 小笠原康夫 櫻井雅史		
发明人	渡边望 小笠原康夫 櫻井雅史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/0883 A61B8/08 A61B5/1075 G06T7/0089 A61B8/483 G06T2207/10136 G06T7/0083 G06T2207/20116 G06T2207/30048 G06T7/12 G06T7/149		
优先权	2004374860 2004-12-24 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明想要解决的问题是得到心脏中的二尖瓣的tenting volume、tenting area、tenting height、瓣膜环的面积、周长、高度(最高部分 - 最低部分之差)等、在临幊上所必需的关于心脏瓣膜的信息。本发明是能够测量临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像自动抽取方法，其特征在于：为了得到能够对于心脏瓣膜测定临幊上必要的数据的3维心脏瓣膜图像，根据用超声心动图检查装置扫描得到的2维超声心动断层图像形成3维超声心动图，利用计算机处理从上述3维的超声心动图中自动地抽取3维心脏瓣膜图像，在该方法中，通过复制交换法、扩展退火法，对考虑了心脏和瓣膜环的物理形状的拟合模型中的所述瓣膜环模型的拟合评价函数(势能)进行优化。

