



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107582041 B

(45) 授权公告日 2021. 07. 06

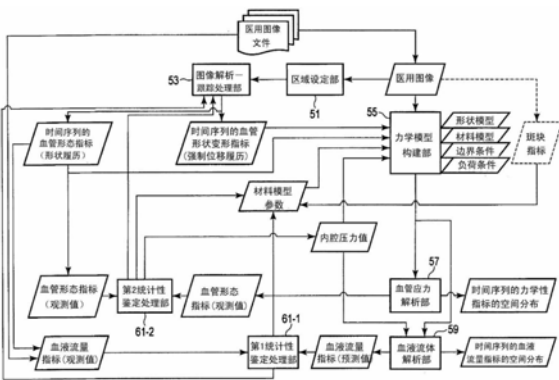
(21) 申请号 201710695287.8
(22) 申请日 2013.11.12
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107582041 A
(43) 申请公布日 2018.01.16
(30) 优先权数据
2012-253619 2012.11.19 JP
(62) 分案原申请数据
201380054742.6 2013.11.12
(73) 专利权人 株式会社东芝
地址 日本东京都
(72) 发明人 广畑贤治 大贺淳一郎
(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 徐殿军

(51) Int.Cl.
A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 8/06 (2006.01)
(56) 对比文件
US 2012041739 A1,2012.02.16
WO 2012028190 A1,2012.03.08
JP 2008514368 A,2008.05.08
CN 101680018 A,2010.03.24
CN 101542530 A,2009.09.23
CN 1647067 A,2005.07.27
CN 101680018 A,2010.03.24
审查员 胡叔芳

权利要求书3页 说明书24页 附图16页

(54) 发明名称
血管解析装置及血管解析方法

(57) 摘要
血管的构造流体解析的精度提高。图像解析—跟踪处理部(53)将时间序列的医用图像进行图像处理,计算解析对象区域的时间序列的形态指标和时间序列的形状变形指标。力学模型构建部(55)基于时间序列的形态指标、时间序列的形状变形指标和时间序列的医用图像,暂定地构建关于解析对象区域的构造流体解析的力学模型。统计性鉴定部(61)鉴定关于潜在变量鉴定区域的潜在变量,以使基于暂定地构建出的力学模型的血管形态指标的预测值及血液流量指标的预测值的至少一方与血管形态指标的观测值及血液流量指标的观测值的至少一方匹配。计算部(57、59)对已将潜在变量分配给潜在变量鉴定区域的力学模型实施构造解析、流体解析或构造流体复合解析,计算时间序列的力学性指标的预测值和时间序列的血液流量指标的预测值的至少一方。



1. 一种血管解析装置,具备:

存储部,对于与对象物的管状构造体有关的时间序列的图像进行存储;

设定部,对于所述时间序列的图像设定解析对象区域,对于上述解析对象区域设定潜在变量鉴定区域;

计算部,计算上述解析对象区域的时间序列的形态指标和时间序列的形状变形指标;

构建部,基于上述时间序列的形态指标、上述时间序列的形状变形指标和上述时间序列的图像,构建与上述解析对象区域的构造流体解析有关的力学模型;以及

鉴定部,对与上述潜在变量鉴定区域有关的潜在变量进行鉴定,以使基于构建出的上述力学模型的形态指标的预测值及流量指标的预测值中的至少一方与预先计测出的形态指标的观测值及流量指标的观测值中的至少一方匹配,

上述时间序列的形态指标以概率分布被提供。

2. 如权利要求1所述的血管解析装置,其中,

上述鉴定部作为上述潜在变量而对与上述潜在变量鉴定区域有关材料模型、与上述潜在变量鉴定区域的流体流入口及流体流出口有关的边界条件、包含上述潜在变量鉴定区域的由血流带来的内压分布在内的负荷条件、以及上述潜在变量鉴定区域的几何学构造的至少其一进行鉴定。

3. 如权利要求2所述的血管解析装置,其中,

上述鉴定部具有:

应力解析部,对构建出的上述力学模型实施应力解析,推测上述形态指标的预测值;

流体解析部,对构建出的上述力学模型实施流体解析,推测上述流量指标的预测值;

第1统计性鉴定部,统计性地鉴定上述潜在变量,以使上述形态指标的预测值与上述形态指标的观测值匹配;以及

第2统计性鉴定部,统计性地鉴定上述潜在变量,以使上述流量指标的预测值与上述流量指标的观测值匹配。

4. 如权利要求1所述的血管解析装置,其中,

还具备控制上述构建部和上述鉴定部的控制部;

上述控制部每当由上述鉴定部鉴定潜在变量就判定规定的鉴定结束指标是否达到既定值,在判定为上述鉴定结束指标没有达到上述既定值的情况下,控制上述构建部,利用鉴定出的上述潜在变量再构建力学模型,控制上述鉴定部,鉴定再构建出的上述力学模型的潜在变量,在判定为上述鉴定结束指标达到了上述既定值的情况下,控制上述构建部,将最新的力学模型设定为最终的力学模型。

5. 如权利要求4所述的血管解析装置,其中,

还具备:

应力解析部,对上述最终的力学模型实施应力解析,计算时间序列的力学性指标;以及

显示部,显示上述时间序列的力学性指标。

6. 如权利要求4所述的血管解析装置,其中,

还具备:

流体解析部,对上述最终的力学模型实施流体解析,计算时间序列的流体指标;以及

显示部,显示上述时间序列的流体指标。

7. 如权利要求4所述的血管解析装置,其中,
还具备:

修正部,对上述时间序列的图像进行修正,以使基于上述最终的力学模型的力学性指标和流量指标中的至少一方的预测值与力学性指标和流量指标中的至少一方的观测值匹配。

8. 如权利要求2所述的血管解析装置,其中,

上述构建部基于上述时间序列的形态指标和上述时间序列的图像来构建上述解析对象区域的形状模型,对上述形状模型分配上述时间序列的形状变形指标作为强制位移,通过分配上述潜在变量来构建上述力学模型。

9. 如权利要求8所述的血管解析装置,其中,

上述构建部将上述力学模型划分为材料模型鉴定区域和非鉴定区域,对上述材料模型鉴定区域的表面部分分配强制位移的约束条件,对上述材料模型鉴定区域的内部不分配强制位移的约束条件,对上述非鉴定区域的表面部及内部分配强制位移的约束条件。

10. 如权利要求1所述的血管解析装置,其中,
还具备:

关联存储部,将基于上述力学模型的、由液压带来的内压的时间序列的空间分布、材料模型参数及形态指标建立关联而存储。

11. 如权利要求2所述的血管解析装置,其中,
上述时间序列的形状变形指标以概率分布被提供。

12. 如权利要求1所述的血管解析装置,其中,
上述形态指标是对应于上述血管的与血管区域的形态有关的血管形态指标,
上述流量指标是与流过上述血管区域的血液的流量有关的血液流量指标,
上述构建部将构建出的上述力学模型按照来自超声波诊断装置的斑块指标划分为多个部分区域,对上述多个部分区域的每个分配用于材料模型的参数。

13. 如权利要求1所述的血管解析装置,其中,
上述形态指标是对应于上述血管的与血管区域的形态有关的血管形态指标,
上述流量指标是与流过上述血管区域的血液的流量有关的血液流量指标,
上述血液流量指标的观测值是基于上述时间序列的图像的血管内腔的容积的时间变化、或基于超声波回波的情况下的对比回波图法的血流量的时间变化。

14. 如权利要求1~11中任一项所述的血管解析装置,其中,

上述形态指标是对应于上述血管的与血管区域的形态有关的血管形态指标,
上述流量指标是与流过上述血管区域的血液的流量有关的血液流量指标。

15. 一种血管解析方法,具备如下步骤:

对于与对象物的管状构造体有关的时间序列的图像设定解析对象区域,对于上述解析对象区域设定潜在变量鉴定区域;

计算上述解析对象区域的时间序列的形态指标和时间序列的形状变形指标;

基于上述时间序列的形态指标、上述时间序列的形状变形指标和上述时间序列的图像,构建与上述解析对象区域的构造流体解析有关的力学模型;以及

对与上述潜在变量鉴定区域有关的潜在变量进行鉴定,以使基于构建出的上述力学模

型的形态指标的预测值及流量指标的预测值中的至少一方与预先计测出的形态指标的观测值及流量指标的观测值中的至少一方匹配，

上述时间序列的形态指标以概率分布被提供。

血管解析装置及血管解析方法

[0001] 本申请为2013年11月12日提交的申请号为201380054742.6、发明名称为《血管解析装置、医用图像诊断装置及血管解析方法》的分案申请。

技术领域

[0002] 本实施方式涉及血管解析装置及血管解析方法。

背景技术

[0003] 希望有用非侵袭或低侵袭地预防、诊断冠状动脉的狭窄、脑动脉瘤或基于作为它们的前兆的颈动脉的斑块的狭窄的技术,所述冠状动脉的狭窄是作为三大疾病之一的心疾病的原因。

[0004] 冠状动脉的狭窄是导致虚血性心疾病的重大的病变。作为冠状动脉的狭窄诊断,通过导管进行的冠状动脉造影检查(CAG:Coronary Angiography)是主流。作为冠状动脉的器质性病变的诊断指标,有心肌血流储备分数(FFR:Fractional Flow Reserve)。FFR被定义为狭窄存在下的最大冠脉血流相对于狭窄非存在下的最大冠脉血流的比率。FFR与狭窄远位部冠内压相对于狭窄近位部冠内压的比率大致一致。测量设在导管前端的压力传感器。即,FFR的测量需要导管手术。

[0005] 冠状动脉的狭窄解析如果能够通过心脏CT进行,则与通过导管手术进行的FFR的测量相比,能够低侵袭且减轻患者的负担、以及节约医疗成本。然而,在心脏CT中,仅基于CT图像中包含的斑块区域或狭窄区域的大小的指标能够低侵袭地计测。如果能够基于CT图像通过构造流体解析来计测狭窄前后的压力差等,则能够期待狭窄(或斑块)带来的影响的定量化。

[0006] 作为冠脉循环的动态评价,在临床上开发导入了包括超高速CT、心血管荧光电影照相、超声波法、SPECT(单光子发射计算机断层成像)及PET(正电子发射断层扫描)的核医学成像、MRI(核磁共振图像法)等,对诊断及治疗法的评价很有帮助。

[0007] 但是,难以将冠脉微小血管用医用图像诊断装置正确地捕捉。此外,即使血管形状鲜明,在医用图像中包含噪声的情况或在生物体组织的边界的阈值设定中存在含糊性的情况也较多。这样,从医用图像诊断装置得到的血管形状具有不确定性。

[0008] 在临床应用中利用医用图像诊断装置的情况下,从比冠脉微小血管靠上游的大动脉起始部起、仅将冠状动脉的较粗的区域作为对象进行解析的情况也较多。由于冠状动脉的血流也较大地受冠脉微小血管的紧张性(tonus,强直性)影响,所以适当地设定较粗的区域的冠状动脉的出口处的流量或压力、或者它们的变化率等的流体解析的边界条件成为课题。此外,冠状动脉的血流受到因心脏的搏动带来的机械性因素(因搏动带来的整体性的运动、由局部性的伸缩、扭转、剪切变形带来的强制位移或外力)影响。仅通过流体解析,不能考虑心脏的搏动等的机械性因素的影响,所以不能精确地计测血流的流量分布及内压分布。另一方面,还以在图像中捕捉到的心脏及血管系统为对象,实施考虑到机械性因素的影响的构造一流体复合解析。但是,在进行构造一流体复合解析的情况下,难以正确地设定血

液(包括造影剂)的流体解析中的血管的入口及出口的边界条件、血管及斑块的材料模型的情况也较多。此外,在存在图像中未描绘出的微小血管的情况下,还有不能考虑微小血管给血流带来的影响的情况。因此,构造一流体复合解析的解析结果有可能不能将实际的血流及血管变形再现。此外,还有边界条件、负荷条件、材料模型不适当的情况、或在血管伴随着较大的运动的情况下收敛性及解析稳定性上有问题的情况。这样,以往的血管的构造流体解析有需要极大的解析资源和解析时间的情况、或解析结果的误差变大的情况,有在现实在临床的现场中利用上发生问题的情况。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本特开2008-241432号公报

[0012] 非专利文献

[0013] 非专利文献1:门冈等,(ITUジャーナル,心臓シミュレータが拓くテーラーメイド医療～世界最先端の心臓シミュレータとその適用例のご紹介～,Vol.41,No.6)

发明内容

[0014] 有关本实施方式的血管解析装置,具备:设定部,对于与对象物的管状构造体有关的时间序列的图像设定解析对象区域,对于上述解析对象区域设定潜在变量鉴定(identification、日语:同定)区域;计算部,计算上述解析对象区域的时间序列的形态指标和时间序列的形状变形指标;构建部,基于上述时间序列的形态指标、上述时间序列的形状变形指标和上述时间序列的图像,构建与上述解析对象区域的构造流体解析有关的力学模型;以及鉴定部,对与上述潜在变量鉴定区域有关的潜在变量进行鉴定,以使基于构建出的上述力学模型的形态指标的预测值及流量指标的预测值中的至少一方与预先计测出的形态指标的观测值及流量指标的观测值中的至少一方匹配。

[0015] 实施方式的目的是提供一种能够实现与血管(包括血液)的构造流体解析及图像解析一跟踪处理有关的精度的提高的管状构造解析装置及管状构造解析方法。

附图说明

[0016] 图1是表示有关本实施方式的医用图像诊断装置(X射线计算机断层摄影装置)的概略性的块结构的图。

[0017] 图2是表示与本实施方式的构造流体解析的对象区域有关的力学模型的一例的图。

[0018] 图3是表示基于图1的系统控制部的控制而进行的构造流体解析处理的典型的流程的图。

[0019] 图4是表示图1的图像处理装置的块结构的图。

[0020] 图5是示意地表示与血管的芯线正交的截面的图。

[0021] 图6是表示在图4的图像解析一跟踪处理的图像跟踪处理中使用的血管芯线的形态的时间性变化的图。

[0022] 图7是表示图4的图像解析一跟踪处理的血管芯线的弯曲变形及旋转位移的计算例的图。

[0023] 图8是用来说明图4的图像解析—跟踪处理的图像跟踪处理的图,是表示时刻 t 与时刻 $t + \Delta t$ 之间的跟踪处理的一例的图。

[0024] 图9是表示通过图4的力学模型构建部构建的形状模型的与芯线正交的截面的图。

[0025] 图10是用来说明由图4的力学模型构建部进行的向形状模型的强制位移履历的分配的图。

[0026] 图11是表示由图4的力学模型构建部进行的向形状模型的强制位移履历的其他分配方法的图,是表示血管形状变形指标为扭转的情况下的分配例的图。

[0027] 图12是表示由图4的力学模型构建部进行的向形状模型的强制位移履历的其他分配方法的图,是表示血管形状变形指标为弯曲的情况下的分配例的图。

[0028] 图13是用来说明由图4的统计性鉴定部进行的、关于层次贝叶斯模型及马尔科夫链蒙特卡罗法的负荷条件(血管内的平均压力)的事后分布计算和平均内压的鉴定的图。

[0029] 图14是用来说明由图4的统计性鉴定部进行的、关于层次贝叶斯模型及马尔科夫链蒙特卡罗法的材料模型参数的事后分布计算和材料模型参数(血管壁的等价弹性率)的鉴定的图。

[0030] 图15是表示由图1的显示设备进行的、作为力学性指标之一的内压的空间分布的显示例的图。

[0031] 图16是表示由图1的显示设备进行的、作为血液流量指标之一的流速值的空间分布的显示例的图。

[0032] 图17是由图1的显示设备显示的与左冠状动脉起始部的血压有关的曲线图。

[0033] 图18是关于由图1的显示设备显示的LCX与LDA的分叉点附近的血压的曲线图。

[0034] 图19是由图1的显示设备显示的关于与芯线方向有关的血压变化的曲线图。

[0035] 图20是表示由图4的力学模型构建部进行的强制位移履历的其他分配例的图。

[0036] 图21是表示由图4的力学模型构建部进行的强制位移履历的其他分配例的图。

[0037] 图22是表示由图4的力学模型构建部进行的强制位移履历的其他分配例的图。

[0038] 图23是表示有关本实施方式的纤维组的变形图。

[0039] 图24是表示有关本实施方式的壁厚圆筒的力学模型的正交截面的图。

[0040] 图25是图20的微小扇形要素的放大图。

具体实施方式

[0041] 以下,参照附图说明有关本实施方式的血管解析装置、医用图像诊断装置及血管解析方法。

[0042] 有关本实施方式的血管解析装置是用来对在通过医用图像诊断装置产生的医用图像中包含的血管区域进行构造流体解析的计算机装置。有关本实施方式的血管解析装置既可以装入在医用图像诊断装置中,也可以是与医用图像诊断装置分体的工作站等的计算机装置。以下,为了具体地进行说明,假设有关本实施方式的血管解析装置被装入在医用图像诊断装置中。

[0043] 有关本实施方式的医用图像诊断装置在装备用来将被检体摄像的摄像机构的任何种类的图像诊断装置中都能够应用。作为有关本实施方式的医用图像诊断装置,例如可以适当地使用X射线计算机断层摄影装置(X射线CT装置)、磁共振诊断装置、超声波诊断装

置、SPECT装置、PET装置、放射线治疗装置等。以下,为了具体地进行说明,假设有关本实施方式的医用图像诊断装置是X射线计算机断层摄影装置。

[0044] 图1是有关本实施方式的医用图像诊断装置(X射线计算机断层摄影装置)的概略性的块结构图。如图1所示,X射线计算机断层摄影装置具有CT架台10和控制台20。CT架台10按照来自控制台20的架台控制部23的控制,用X射线将被检体的摄像部位摄像。摄像部位例如是心脏。CT架台10具有X射线管11、X射线检测器13及数据收集装置15。X射线管11和X射线检测器13可绕旋转轴Z旋转地装备在CT架台10上。X射线管11向被注入了造影剂的被检体照射X射线。X射线检测器13检测从X射线管11产生、透过被检体的X射线,产生与检测到的X射线的强度对应的电信号。数据收集装置15从X射线检测器13读出电信号,变换为数字数据。将每1个视角的数字数据的集合称作原始数据集。与多个扫描时刻有关的时间序列的原始数据集通过非接触数据传送装置(未图示)被向控制台20传送。

[0045] 控制台20以系统控制部21为中枢,具有架台控制部23、再构成装置25、图像处理装置27、输入设备29、显示设备31及存储装置33。

[0046] 架台控制部23根据由用户经由输入设备29设定的扫描条件控制控制台20内的各装置。

[0047] 再构成装置25基于原始数据集而产生关于被检体的CT图像的数据。具体而言,首先,再构成装置25对原始数据集实施前处理,产生投影数据集。作为前处理,包括对数变换及不均匀修正、校准修正等。接着,再构成装置25对投影数据集实施图像再构成处理而产生CT图像的数据。作为图像再构成算法,可以采用FBP(filtered back projection)法等解析学的图像再构成法、ML-EM(maximum likelihood expectation maximization)法、OS-EM(ordered subset expectation maximization)法等依次近似图像再构成等的已有的算法。在本实施方式中,再构成装置25基于时间序列的投影数据集而产生时间序列的CT图像的数据。CT图像包含关于通过造影剂造影的血管的像素区域(以下,称作血管区域)。另外,CT图像既可以是表现CT值的2维空间分布的切片数据,也可以是表现CT值的3维空间分布的体数据。以下,假设CT图像是体数据。将时间序列的CT图像的数据向存储装置33存储。

[0048] 图像处理装置27基于时间序列的CT图像来构建力学模型,执行构造流体解析。关于图像处理装置27的处理的详细情况在后面叙述。

[0049] 输入设备29受理来自用户的各种指令及信息输入。作为输入设备29,可以使用键盘、鼠标、开关等。

[0050] 显示设备31将CT图像及构造流体解析结果等的各种信息显示。作为显示设备31,可以适当使用例如CRT显示器、液晶显示器、有机EL显示器、等离子显示器等。

[0051] 存储装置33由硬盘装置等的各种存储介质构成。存储装置33将时间序列的投影数据及时间序列的CT图像数据等的各种数据存储。例如,存储装置33将时间序列的CT图像数据以依据DICOM(digital imaging and communications in medicine)标准的医用图像文件形式存储。此外,存储装置33也可以将由外部设备收集的医用数据与时间序列的CT图像数据在医用图像文件内建立关联而存储。

[0052] 系统控制部21具有中央运算处理装置(CPU:central processing unit)及读出专用存储器(ROM:read only memory)、随机访问存储器(RAM:random access memory)。系统控制部21作为X射线计算机断层摄影装置的中枢发挥功能。系统控制部21执行存储在ROM或

RAM中的血管解析程序,执行有关本实施方式的血管构造解析处理。

[0053] 另外,系统控制部21、图像处理装置27、输入设备29、显示设备31及存储装置33构成血管解析装置50。如本实施方式那样,血管解析装置50既可以装入到医用图像诊断装置(X射线计算机断层摄影装置)中,也可以是与医用图像诊断装置分体的计算机装置。在血管解析装置50与医用图像诊断装置分体的情况下,血管解析装置50只要从医用图像诊断装置或PACS(picture archiving and communication systems)经由网络收集时间序列的CT图像等的医用数据就可以。

[0054] 接着,详细地说明有关本实施方式的动作例。另外,有关本实施方式的血管解析装置、医用图像诊断装置及血管解析方法可以将心脏血管或颈动脉、脑动脉等的人体的所有的部位的血管作为解析对象。但是,以下为了具体地进行说明,假设有关本实施方式的解析对象是心脏的血管。

[0055] 作为心脏的血管,可以举出例如冠状动脉和大动脉。冠状动脉从大动脉的冠状动脉起始部开始,在心肌表面上行进,从心外膜侧向内膜侧进入。冠状动脉在心肌的内膜中分叉为无数的毛细管。在分叉后,无数的毛细管再次合并而形成大心静脉,连接到冠状窦(日语:冠静脉洞)。冠脉血管系统与其他内脏不同,具有必须在心肌的收缩及松弛的力学性变化中保障灌流的特征。

[0056] 作为冠脉血流的特征,相比在由心肌收缩带来的机械性血流阻碍作用下冠状动脉起始部的内压变高的收缩期,在左心室舒张期中当灌流压下降时流过较多。因此,正常的冠状动脉血流速波形是收缩期和舒张期的双峰性,舒张期血流是占优的。已知在肥大型心肌症或大动脉瓣狭窄症中,在收缩期中确认逆行性波,在大动脉逆流症中通过收缩期顺行波变大等疾病而呈现特异性的血流波形。此外,舒张期的顺行性波形与左心室舒张功能、特别是左心室松弛有密切的关系。在左心室松弛延迟例中,舒张期波形的尖峰向后偏移,此外有减速脚变平缓的趋向。此外,在这样的症例中,在快速心搏时舒张期的冠脉血流不能充分增大,可以考虑会助长心肌虚血。

[0057] 在解剖学上,通过在从大动脉起始部开始分叉的左右冠状动脉上作用与大动脉压相等的冠脉灌流压、即通过作用冠状动脉分支的大动脉起始部的压力,产生冠脉血流。对于决定冠脉血流而言,作为大动脉压的驱动压和冠脉血管阻力是重要的。在140~180 μ m以上的较粗的冠脉血管中存在冠脉血管阻力的20%左右,相对于此,在100~150 μ m以下的微小血管中可以说较多存在阻力成分的残留。因而,在没有所谓冠脉狭窄等的情况下,阻力值受冠脉微小血管的紧张性(强直性)左右。

[0058] 作为血管阻力因素,可以举出血管特性、动脉硬化、管狭窄、血液粘性、机械性因素。冠脉微小血管的强直性由血管特性、心肌代谢(心肌氧消耗)、神经体液性因素、机械性因素、作为体液因素的各种血管动作性物质、血液粘性规定,进而,也受到包括心肥大、冠状动脉硬化等在内的各种各样的病变影响,而引起冠脉循环障碍。

[0059] 冠状动脉血流搏动受到冠状动脉血流的搏动样式、通过心肌收缩进行的心肌内血流的控制、心肌内血管对于机械性刺激的反应影响。作为心肌收缩阻碍血流的机理,可以举出心肌内压的上升、心肌内血管容量的变化、心肌内血管的压迫。在心肌舒张期的血流规定因素中,存在舒张期的冠状动脉压、舒张期的血管外力、心搏数、舒张期在心周期中所占的比例、心肌松弛。

[0060] 有关本实施方式的血管解析装置50基于时间序列的CT图像来构建力学模型,利用力学模型来执行关于心脏的血管的构造流体解析,高精度地计算血管内的力学性指标及血管流量指标。为了计算精度较高的力学性指标及血管流量指标,需要对力学模型分配精度较高的潜在变量。血管解析装置50在构建力学模型时,对初始的力学模型实施逆解析,将潜在变量统计性地鉴定。由此,血管解析装置50能够决定高精度的潜在变量。力学性指标是指关于血管壁的力学性的指标。作为关于血管壁的力学性指标,例如分类为关于血管壁的位移的指标、关于在血管壁上发生的应力或应变的指标、关于在血管内腔上负荷的内压分布的指标、关于表示血管的硬度等的材料特性的指标等。关于表示血管的硬度等的材料特性的指标可以举出表示血管组织的应力与应变的关系的曲线的平均斜率等。血液流量指标是指与在血管中流动的血液有关的血行动态的指标。作为血管流量指标,例如可以举出血液的流量、血液的流速、血液的粘性等。

[0061] 潜在变量例如包括血管的材料结构式或血液的材料结构式等的材料模型的参数(例如杨氏模量或泊松比等)、在血管内腔上负荷的内压分布等的负荷条件参数、构造解析或流体解析的边界条件参数、与时间序列的形态指标或形状变形指标的不确定性相关联的偏差分布参数的至少一个。这里,所谓与时间序列的形态指标或形状变形指标的不确定性相关联的偏差分布参数,是考虑在医用图像数据中存在由各CT值的噪声引起的偏差分布、及由生物体组织的边界阈值的含糊性引起的概率分布等、而将各种不确定性表现为概率分布。作为各种不确定性,例如可以举出血管组织及血液的边界坐标及特征点(血管分叉部及造影剂分散配置等)的空间坐标中的不确定性、几何学构造参数(与芯线垂直的截面的内腔半径等)的不确定性、医用图像数据自身(CT值及边界阈值等)的不确定性。

[0062] 力学模型是用来表现血管及血液的动态的数值模型。力学模型按照构造流体解析的手法而具有不同的类型。例如,将力学模型分类为连续体力学模型和简单力学模型。连续体力学模型例如被用在有限要素法(FEM:finite element method)或边界要素法中。将简单力学模型例如分类为基于材料力学的材料力学模型和基于流动学的流体力学模型。另外,在以下的说明中没有特别言及的情况下,关于力学模型的类型不做特别限定。初始的力学模型是指被分配了与潜在变量的参数有关的采样集合(各参数的组合的集合)的力学模型,所述潜在变量的参数是根据潜在变量的概率分布及变量范围得到的。

[0063] 图2是表示关于构造流体解析的对象区域(以下称作解析对象区域)的力学模型M1的一例的图。如图2所示,力学模型M1具有大动脉区域R1、右冠状动脉区域R2和左冠状动脉区域R3。血液从大动脉向右冠状动脉或左冠状动脉流动。

[0064] 如图2所示,力学模型M1的大动脉起始部侧的末端被设定在血流的入口,右冠状动脉区域的末端和左冠状动脉区域的末端被设定在血流的出口。对于入口和出口分别设定边界条件。关于入口的边界条件例如包括入口处的血流的流速或由血流带来的压力或它们的变化率。关于出口的边界条件例如包括出口处的血流的流速或由血流带来的压力或它们的变化率。大动脉、右冠状动脉及左冠状动脉的变形依存于由血流引起的向血管壁的力学作用、由心脏的搏动带来的向血管壁的力学作用(外力)、血管截面边界的负荷条件、血管壁的材料模型、血管的无应力状态及血管壁的几何学形状等的各种各样的因素。这里,由血流引起的向血管壁的力学作用例如包括起因于血流的内压和起因于血流的剪切力。通过起因于血流的内压,在血管半径方向或血管内腔面的垂直方向上变形。由心脏的搏动带来的向血

管壁的力学作用和起因于血流的剪切力以与血管芯线方向有关的伸缩及扭转、弯曲等的血管的变形为负荷条件,被分配给大动脉区域R1、右冠状动脉区域R2及左冠状动脉区域R3。具体而言,与血管芯线方向有关的伸缩及扭转、弯曲等的血管的变形通过强制位移(移动矢量或旋转位移)或载荷矢量的时间性变化来表现。此外,基于起因于血流的内压的、与血管半径方向或内腔面的垂直方向有关的变形被作为向血管内腔的压力分布的时间性变化而分配。

[0065] 对于大动脉区域R1、右冠状动脉区域R2及左冠状动脉区域R3,在构造流体解析中分配由强制位移带来的位移约束条件。由此,能够将构造流体解析中的血管壁的变形自由度缩小,能够实现计算收敛性的稳定化及解析时间的缩短。

[0066] 此外,例如血管的形状的变形程度依存于血管壁的材料。因此,对大动脉区域R1、右冠状动脉区域R2及左冠状动脉区域R3分别分配材料模型。此外,血管的形状的变形程度也依存于血管的无应力状态。作为负荷条件的初始值,也可以被分配血管的残留应力分布。在对血管解析对象的数值计算用力学模型的空间进行了离散化的节点集合及由节点构成的要素集合中,划分为将材料模型及边界条件、负荷条件等的解析条件进行鉴定的区域和不进行鉴定的区域。对于解析条件的鉴定区域内的节点,分配强制位移履历的位移约束条件,对于材料模型的鉴定区域,仅对血管壁表面(外表面)的节点分配强制位移履历的位移约束条件,对于血管壁内部确保位移自由度而不分配位移约束。由此,能够抑制构造流体解析的变形自由度,能够稳定且有效率地进行解析。但是,也可以在血管壁表面上设置缓冲用的虚拟要素集合,对其表面的节点赋予强制位移。由此,在血管内腔上有由斑块等形成的突起的情况下、或在血管分叉部等由内压带来的负荷给芯线方向的截面外的变形带来影响的情况下,可以不仅参照血管内腔、还参照血管壁的形态指标,来将负荷在血管上的载荷矢量和内压进行分离而鉴定。此外,在生理学上模拟壁表面的脂肪层,另一方面,还有在数值计算上通过对血管壁表面赋予强制位移而避免在血管壁内部局部地发生与实际不同的较高的应力的效果。

[0067] 与这些材料模型、边界条件及负荷条件等的潜在变量有关的参数通过后述的基于力学模型的逆解析(统计性鉴定处理)来鉴定。将通过逆解析鉴定出的精确的潜在变量向力学模型分配。通过被分配了精确的潜在变量的力学模型,能够执行基于考虑了由解析对象血管区域外的血管或心脏等的外部因素带来的对该解析对象血管区域的影响的构造流体解析或流体解析或构造解析或图像解析的血行动态解析。血管解析装置50关于力学模型的构建,通过由逆解析进行的潜在变量的鉴定,能够解决以往例的以下的4点困难。困难1. 冠状动脉的材料模型的鉴定方法。困难2. 心脏的形状的变形向冠状动脉的影响的并入。困难3. 冠状动脉的边界条件的鉴定方法。困难4. 基于具有由医用图像数据的不确定性引起的偏差的血管形状的图像解析或构造流体解析。通过这4点困难的克服,血管解析装置50与不进行基于逆解析的潜在变量的鉴定的以往的血管构造流体解析相比,实现解析精度的提高。

[0068] 接着,对有关本实施方式的构造流体解析处理的详细情况进行说明。图3是表示基于有关本实施方式的系统控制部21的控制进行的构造流体解析处理的典型的流程的图。图4是表示图像处理装置27的块结构的图。

[0069] 如图3所示,在构造流体解析处理中,首先,通过系统控制部21从存储装置33将处理对象的医用图像文件读出,向图像处理装置27供给。医用图像文件除了时间序列的CT图

像的数据以外,还包括关于该被检体的有关血管内腔的压力值的数据、血液流量指标的观测值的数据及斑块指标。在CT图像以外,也可以是MRI图像或超声波回波图像。时间序列的CT图像的数据是表现时间序列的CT值的3维空间分布的数据。时间序列的CT图像例如在1心搏下包括约20张、即约20心相位的CT图像。

[0070] 如图3所示,系统控制部21使图像处理装置27进行区域设定处理(步骤S1)。在步骤S1中,图像处理装置27的区域设定部51对在时间序列的CT图像中包含的血管区域设定构造流体解析的解析对象区域。解析对象区域被设定在关于冠状动脉的血管区域的任意的一部分。例如区域设定部51通过用户经由输入设备29的指示或图像处理,对血管区域设定解析对象区域和鉴定对象区域。

[0071] 这里,参照图5对血管的构造进行说明。图5是示意地表示与血管的芯线正交的截面(以下称作血管截面)的图。如图5所示,血管具有管状的血管壁。将血管壁的中心轴称作芯线。将血管壁的内侧称作内腔。血液流到内腔中。将内腔与血管壁的边界称作血管内壁。心肌等的血管周边组织分布在血管壁的外侧。将血管壁和血管周边组织的边界称作血管外壁。有在血管壁内部发生斑块的情况。如图5所示,将斑块例如分类为石灰化斑块或粥样斑块等。也有将粥样斑块称作不稳定斑块的情况。粥样斑块较柔软,有血管内壁破裂而作为血栓渗出到血管内部的危险性。因而,掌握斑块的性状在临床上是有用的。斑块的性状及存在区域可以通过医用图像文件中包含的斑块指标确定。斑块指标能够通过以例如骨的CT值为基准进行了标准化的CT值的大小等来相对地判别。但是,对血管内部的斑块的变形特性及硬度进行解析并不容易。

[0072] 如果进行步骤S1,则系统控制部21使图像处理装置27进行图像解析—跟踪处理(步骤S2)。在步骤S2中,图像处理装置27的图像解析—跟踪处理部53对时间序列的CT图像实施图像处理,计算时间序列的血管形态指标和时间序列的血管形状变形指标。具体而言,图像解析—跟踪处理部53通过对时间序列的CT图像实施图像解析处理而计算时间序列的血管形态指标,通过对时间序列的CT图像实施跟踪处理而计算时间序列的血管形状变形指标。

[0073] 更详细地讲,图像解析—跟踪处理部53在图像解析处理中,从各CT图像中提取血管区域,确定与血管的内腔有关的像素区域(以下称作血管内腔区域)和与血管壁有关的像素区域(以下称作血管壁区域)。图像解析—跟踪处理部53作为血管形态指标而确定垂直于血管的芯线的截面或垂直于血管内腔面的面与血管内腔、血管壁、斑块区域交叉的区域上的多个像素的3维坐标。另外,血管形态指标并不限于3维坐标,也可以是各种几何学指标。例如,作为有关本实施方式的几何学指标,可以利用与芯线垂直的截面中的每一定角度的血管内腔的半径或直径及 0° 的方向矢量、或者截面中的与全部角度相对的平均面积或平均半径、或者由与芯线方向垂直的多个截面包围的血管内腔容积、或者由与内腔面垂直的多个截面包围的血管壁容积或斑块容积等。

[0074] 在跟踪处理中,图像解析—跟踪处理部53通过来自用户的经由输入设备29的指示或图像处理来设定特征点和/或特征形状、代表点、像素等的多个跟踪点。跟踪点具体而言被设定在血管区域和/或血液区域、造影剂区域、质子区域等中。例如,图像解析—跟踪处理部53设定血管分叉部或表面的特征形状等的跟踪点集合。根据通过各时刻(各心相位)的图像解析—跟踪处理部53的跟踪处理而得到的跟踪点集合的位移数据,通过插补处理等来计

算力学模型的血管壁表面、血管壁内部、或血管内腔中的节点的位移的时间性变化,将计算出的时间性变化作为强制位移而进行分配。此外,例如图像解析—跟踪处理部53对力学模型定义血管芯线上的节点。图像解析—跟踪处理部53也可以根据力学模型的血管壁表面、血管壁内部或血管内腔中的节点的位移的时间性变化,提取与血管的关于芯线方向的伸缩、扭转、弯曲有关的变形,作为与血管芯线和芯线垂直的截面中的节点的强制位移给予来表现。这样,作为血管形状变形指标,确定力学模型中的各时刻的节点的强制位移数据(强制位移履历)。

[0075] 以下,参照图6、图7及图8,说明图像解析—跟踪处理。图6是表示血管芯线的形态的时间性变化的图。如图6所示,例如假设时间序列的医用图像每1心搏包含20张CT图像。即,假设从心相位0%到95%每隔5%得到CT图像。由图像解析—跟踪处理部53从各CT图像中提取血管区域的芯线。如图6所示,芯线的形态随着心相位的经过而变化。

[0076] 图8是表示时刻 t 与时刻 $t + \Delta t$ 之间的跟踪处理的一例的图。如图8所示,在血管芯线上设定了从P1到P10的力学模型中的节点,与各截面上的血管的力学模型的节点在力学上相连。但是,与血液的力学模型的节点是独立的。基于血管的跟踪点的位移数据,通过插补等的处理而计算血管芯线上的从P1到P20的节点的位移数据,对各节点设定了强制位移。由于对血管形状变形指标和血管形态指标进行说明,所以考虑由节点P13和节点P14规定的局部血管区域RA。假设在时刻 t ,与芯线方向有关的节点P13与节点P14之间的距离是 L ,血管区域的半径是 r 。通过从图像解析—跟踪处理部53提取节点P13和节点P14的血管芯线方向的伸缩、扭转、弯曲等的强制位移,计算节点P13的强制位移(3维空间中的移动位移和芯线方向的旋转位移)和节点P14的强制位移(3维空间中的移动位移和芯线方向的旋转位移)。

[0077] 图7是表示血管芯线的弯曲变形或旋转位移的计算例的图。如图7所示,例如,扭转角也可以根据由线a及b构成的面的法线方向矢量 c 的变化来计算。

[0078] 如图7及图8所示,图像解析—跟踪处理部53基于跟踪点的坐标和移动矢量,计算芯线上的各节点的强制位移(3维空间中的移动位移和芯线方向的旋转位移),计算血管形状变形指标。例如,图像解析—跟踪处理部53计算相邻的两个节点的坐标差的时间变化来作为与芯线方向有关的伸缩距离 ΔL 。此外,图像解析—跟踪处理部53关于各芯线上的节点,计算该节点与包含该节点在内的血管区域截面上的其他节点(血管内腔或血管壁或斑块区域中的节点)之间的距离的时间变化,作为与半径方向有关的伸缩距离 Δr 。此外,图像解析—跟踪处理部53关于各跟踪点,基于该跟踪点的附近的多个跟踪点的坐标和移动矢量,计算芯线上的该节点的芯线方向的扭转角度 $\Delta \theta$ 。

[0079] 此外,图像解析—跟踪处理部53也可以通过血液区域的造影剂或质子的图像跟踪,作为血液流量指标而计算流速或芯线方向截面的平均流速或平均流量。

[0080] 将血管形状变形指标作为力学模型中的强制位移使用。以下,将时间序列的血管形态指标称作形状履历,将时间序列的血管形状变形指标称作强制位移履历。

[0081] 如果进行步骤S2,则系统控制部21使图像处理装置27进行构建处理(步骤S3)。在步骤S3中,图像处理装置27的力学模型构建部55基于形状履历(时间序列的血管形态指标)、强制位移履历(时间序列的血管形状变形指标)和时间序列的医用图像(CT图像、MRI图像、超声波回波图像等的DICOM数据),暂定地构建关于解析对象区域的力学模型。力学模型是与用来进行构造流体解析的解析对象区域有关的数值模型。

[0082] 以下,对步骤S3详细地说明。力学模型构建部55首先基于医用图像和形状履历,构建用来解明力学模型(数理模型)的形状模型。形状模型是将各时刻的血管区域的几何学构造示意性地表现的模型。形状模型例如被划分为多个离散化区域。将各离散化区域的顶点称作节点。力学模型构建部55既可以基于各时刻的医用图像中包含的血管区域和血管形态指标来构建各时刻的形状模型,也可以基于在特定的时相的医用图像中包含的血管区域和血管形态指标来构建各时刻的形状模型。此外,例如在作为初始的负荷状态而假定在与解析对象区域对应的血管中不存在残留应力的情况下,作为无应力状态的时相而将与解析对象区域对应的血管最收缩的时相假定是无应力状态。

[0083] 图9是表示与形状模型的芯线正交的截面的图。如图9所示,形状模型从芯线朝向外侧具有血管内腔区域、血管壁区域。在斑块存在的情况下,也可以在血管壁区域中设置斑块区域。此外,在考虑由血管周边组织带来的向血管的影响的情况下,也可以将血管周边组织的虚拟要素设在血管壁区域的外侧。

[0084] 如果构建形状模型,则力学模型构建部55将根据各潜在变量的概率分布或变量范围得到的关于潜在变量的参数的采样值(例如基于马尔科夫链蒙特卡罗法等的、来自各参数的组合的集合的采样)向力学模型设定。例如,力学模型构建部55如图2所示,对大动脉区域R1的大动脉起始部侧的末端设定与入口有关的边界条件的鉴定对象的区域(以下称作边界条件鉴定区域),对右冠状动脉区域R2的末端和左冠状动脉区域R3的末端设定与出口有关的边界条件鉴定区域。力学模型构建部55向各边界条件鉴定区域分配根据边界条件的概率分布和/或变量范围得到的与边界条件的参数有关的采样值。此外,力学模型构建部55对大动脉区域R1、右冠状动脉区域R2及左冠状动脉区域R3设定材料模型的鉴定对象的区域(以下称作材料模型鉴定区域)及负荷条件的鉴定对象的区域(以下称作负荷条件鉴定区域)。力学模型构建部55向各材料模型鉴定区域分配根据材料模型的概率分布和/或变量范围得到的关于材料模型的参数的采样值,向各负荷条件鉴定区域分配根据负荷条件的概率分布及变量范围得到的与负荷条件的参数有关的采样值。血管据说即使流量是0也存在残留应力。例如,力学模型构建部55也可以将流量为0的情况下的残留应力作为负荷条件的初始值而向解析对象区域分配。此外,力学模型构建部55也可以对在几何学构造上有不确定性部位设定几何学构造的鉴定对象的区域(以下称作几何学构造鉴定区域)。另外,几何学构造的参数是与几何学构造的不确定性相关联的偏差分布参数、或内在于医用图像数据中的偏差分布参数,也可以是各CT值的偏差分布或生物体组织的边界阈值的偏差分布等。详细后述,但力学模型构建部55也可以对斑块区域设定材料模型。关于材料模型的详细情况后述。

[0085] 如果构建出形状模型,则力学模型构建部55将在步骤S2中计算出的时间序列的血管形状变形指标即强制位移履历向形状模型分配。将被分配了潜在变量及强制位移履历的形状模型称作力学模型。

[0086] 图10是形状模型M2表示血管及血液的力学模型的一部分、用来说明向力学模型的节点的强制位移履历的分配的图。图10表示形状模型M2的一部分。但是,在图10中表示芯线位于M2内的情况,但也可以是芯线位于M2外的情况。如图10所示,对于形状模型M2设定了多个节点PN(PN1、PN2)。将芯线上的节点称作PN1,将血管及血液的力学模型中的节点称作PN2。形状模型M2被设定在虚拟要素表面、血管外壁、血管内壁、斑块区域表面、斑块区域内

部或血液区域。力学模型构建部55按照每一时刻对形状模型M2的各节点PN1分配强制位移、即血管形状变化指标。

[0087] 具体而言,力学模型构建部55将芯线上的相邻的节点PN1和节点PN1用横梁要素(或刚性要素)EB连结。此外,力学模型构建部55将节点PN1和在穿过该节点PN1的正交截面中包含的其他节点PN2用横梁要素EB连结。力学模型构建部55向节点PN1及横梁要素EB分配与各血管形状变形指标的的形状位移方向有关的约束条件。在对材料模型或血管内腔的内压进行鉴定的区域中,作为强制位移,可以举出与芯线方向有关的血管壁(或虚拟要素)表面的伸缩、血管壁(或虚拟要素)表面的扭转、血管壁(或虚拟要素)表面的弯曲变形。例如,在不鉴定材料模型或血管内腔的内压的区域中,不仅是与芯线方向有关的强制位移,将与半径方向有关的血管壁的时间序列的伸缩(位移)也作为强制位移履历分配。此外,在血管内腔有突起的情况或如血管分叉部等那样内压贡献于向芯线方向截面外的变形的情况下,不对该区域分配强制位移履历,而仅对该区域的周边部(例如虚拟要素的表面节点)分配强制位移履历。此外,力学模型构建部55对节点PN1及横梁要素EB分配时间序列的血管形状变形指标作为强制位移履历。由此,表现与血管的整体及局部有关的伸缩变形、扭转变形及弯曲变形。

[0088] 另外,强制位移履历的分配对象并不限于芯线上的节点及横梁要素。图11及图12是表示向形状模型的强制位移履历的其他分配方法的图。图11表示血管形状变形指标为扭转的情况下的分配例,图12表示血管形状变形指标为弯曲的情况下的分配例。如图11及图12所示,力学模型构建部55也可以对形状模型的表面或内部的节点直接分配强制位移履历。例如,在步骤S2中,图像解析—跟踪处理部53计算关于特征点的伸缩量、扭转量及弯曲量等的血管形状变形指标。力学模型构建部55通过将计算出的血管形状变形指标向特征点的周围的节点进行插补(内插或外插)而直接分配。

[0089] 有关本实施方式的图像处理装置27使用在步骤S3中暂定地构建的力学模型实施逆解析,将对力学模型设定的潜在变量统计性地鉴定。统计性鉴定处理在后述的步骤S6中进行。步骤S4及S5为了分别计算在统计性鉴定处理中使用的血管形态指标及血液流量指标而设置。

[0090] 如果进行步骤3,则系统控制部21使图像处理装置27进行血管应力解析处理(步骤S4)。在步骤S4中,图像处理装置27的血管应力解析部57对现阶段的力学模型实施血管应力解析,计算时间序列的血管形态指标的预测值。血管形态指标是已述的血管形态指标的哪种都可以,例如可以使用与血管芯线方向相关的内腔区域的截面形状指标或血管壁的截面形状指标。具体而言,内腔区域的截面形状指标是内腔区域的关注像素的坐标值、内腔区域的几何学构造参数(内腔区域的半径、内腔区域的直径等)的至少一个。此外,血管壁区域的截面形状指标具体而言是血管壁区域的关注像素的坐标值、血管壁区域的几何学构造参数(血管壁区域的半径、壁区域的直径等)的至少一个。另外,预测值是指对力学模型实施血管应力解析而计算出的血管形态指标的计算值。

[0091] 此外,如果进行了步骤3,则系统控制部21使图像处理装置27进行血液流体解析处理(步骤S5)。在步骤S5中,图像处理装置27的血液流体解析部59对暂定地构建的力学模型实施血液流体解析而计算时间序列的血液流量指标的预测值。血液流量指标是血流量或流速。或者,血液流量指标也可以是血流量或流速的空间性或时间性的平均值。另外,预测值

是指对力学模型实施血液流体解析而计算出的血液流体指标的计算值。

[0092] 如果进行了步骤S4及S5,则系统控制部21使图像处理装置27进行鉴定处理(步骤S6)。在步骤S6中,图像处理装置27的统计性鉴定部61对力学的模型的潜在变量的参数进行统计性地鉴定,以使在步骤S4中计算出的血管形态指标的预测值和步骤S5中计算出的血液流量指标的预测值与事前收集到的血管形态指标的观测值和血液流量指标的观测值匹配。

[0093] 如图4所示,统计性鉴定部61具有第1统计性鉴定部61-1和第2统计性鉴定部61-2。第1统计性鉴定部61-1统计性地鉴定潜在变量的参数,以使血管形态指标的预测值与血管形态指标的观测值匹配。第2统计性鉴定部61-2统计性地鉴定潜在变量的参数,以使血液流量指标的预测值与血液流量指标的观测值匹配。以下,依次说明第1统计性鉴定部61-1和第2统计性鉴定部61-2。

[0094] 具体而言,在步骤S6中,第1统计性鉴定部61-1设定基于在步骤S4中计算出的血管形态指标的预测值和观测值的数据分布。数据分布例如表示与血管形态指标的预测值与观测值的误差有关的多变量正规分布函数。具体而言,统计性鉴定部61-1对于力学模型中的各节点或各要素,计算与预测值与观测值之间的误差有关的正规分布函数值,将各正规分布函数值的积设定为数据分布。数据分布既可以按照每一时刻单独地设定,也可以多个时刻一起设定。接着,第1统计性鉴定部61-1向力学模型的潜在变量分配事前分布(事前概率分布)。具体而言,向与材料模型、边界条件、负荷条件及时间序列的形态指标及形状变形指标的不确定性关联的参数分别分配事前分布。例如,分配与作为负荷条件的参数之一的血管内腔相关的压力值有关的事前分布。压力值的可取的值的范围(设想范围)可以在经验上预先限定。第1统计性鉴定部61-1通过限定于这些设想范围内而执行关于内压值的蒙特卡罗模拟,从而对于各离散化区域计算内压值的概率分布、即事前分布。此外,力学模型构建部55作为事前分布,也可以在观测到芯线方向的压力分布较平滑、此外伴随着时间经过的压力变化较平滑、没有血流的倒流的情况下,将芯线方向的平均的压力变化的斜率为负、例如将通过多变量正规分布函数在数学上表现的概率分布,设定为事前分布。按照设定在这些设想范围内的概率分布,能够执行关于负荷条件的参数的蒙特卡罗模拟,能够得到用来向力学模型设定的负荷条件(潜在变量)的采样值。接着,第1统计性鉴定部61-1关于各潜在变量,通过对事前分布和数据分布实施统计性鉴定处理来计算事后分布(事后概率分布)。统计性鉴定处理例如可以举出层次贝叶斯模型或马尔科夫连锁模型。并且,第1统计性鉴定部61-1关于各潜在变量,根据事后分布的众数或平均值等的统计值来对各潜在变量的参数进行鉴定。例如,在上述例子的情况下,计算关于血管内腔压力值的事后分布,根据该事后分布来计算血管内腔压力值的鉴定值。

[0095] 图13是用来说明通过层次贝叶斯模型及马尔科夫链蒙特卡罗法进行的关于负荷条件(血管内的平均压力)的事后分布计算和平均内压的鉴定的图。如图13所示,假设对于从血管起始部延伸的血管设定了石灰化斑块区域和粥样斑块区域。石灰化斑块区域被设定为材料模型鉴定区域,粥样斑块区域被设定为材料模型鉴定区域。随着从血管起始部沿着血管芯线方向行进而血管内压下降。沿着血管芯线设定多个节点。在包含各节点的正交截面(节点截面)中计算内腔内压的事后分布,鉴定事后分布的众数。

[0096] 另外,作为血管形态指标的观测值,例如使用在步骤S2中计算出的血管形态指标。

[0097] 第2统计性鉴定部61-2的处理只是在数据分布的计算中使用的指标不同,与第1统计性鉴定部61-1的处理是同样的。即,第2统计性鉴定部61-2首先设定基于在步骤S5中计算出的血液流量指标的预测值和观测值的数据分布。接着,第2统计性鉴定部61-2向力学模型的潜在变量分配事前分布。例如,分配与关于血管的材料模型的参数及关于血液的材料模型的参数、关于斑块的材料模型的参数有关的事前分布。作为这些材料模型的参数,例如可以举出弹性率等的材料模型参数、或血液的构成式中的关于粘性的参数。材料模型的参数的设想范围及概率分布可以在经验上预先设定。第2统计性鉴定部61-2关于各离散化区域而设定材料模型的参数的概率分布、即事前分布,能够按照限定于这些设想范围内的概率分布,执行关于材料模型的参数的蒙特卡洛模拟,能够得到用来向力学模型设定的材料模型参数(潜在变量)的采样值。接着,第2统计性鉴定部61-2对于各潜在变量,通过对事前分布和数据分布实施统计性鉴定处理而计算事后分布,根据计算出的事后分布的统计值来鉴定各潜在变量的参数。例如,在上述例子的情况下,计算关于材料模型的参数的事后分布,根据该事后分布来计算材料模型的参数的鉴定值。

[0098] 图14是用来说明通过层次贝叶斯模型及马尔科夫链蒙特卡罗法进行的关于材料模型参数的事后分布计算和材料模型参数(血管壁的等价弹性率)的鉴定的图。如图14所示,假设血管模型与图13是同样的。限定于材料模型鉴定区域而计算血管壁的材料模型的参数(例如等价弹性率)的事后分布,鉴定事后分布的众数。

[0099] 另外,血液流量指标的观测值例如假定是向大动脉送出的血流量变化,可以使用血管形态指标的观测值作为从时间序列的CT图像中通过图像处理计测的左心室的容积变化值(CFA)。也可以通过由造影剂的冠状动脉内注入后的造影剂的图像跟踪来计算特征点的移动量的时间性变化,从而计算流速或流量。此外,也可以取得造影剂的血管芯线方向或时间性的特定区域的浓度变化量,根据用各区域的芯线方向距离间隔除以该浓度变化后的值或浓度变化的时间性变化率,来计算流速或流量。在MRI的情况下使用质子的图像跟踪,在超声波回波的情况下通过对比回波图法等来计算流量。

[0100] 此外,在不以解析对象区域的各像素的坐标值是确定值为前提的情况下,即假定在解析对象区域的几何学构造中有不确定性的情况下,也可以在潜在变量中包含几何学构造。在此情况下,统计性鉴定部61可以将表现出各节点的坐标值的关于芯线方向的规定范围内的变动、或解析对象区域的径的规定范围内的变动的正规分布等的概率分布设定为事前分布。在此情况下,也可以将解析对象区域的形状是平滑的、此外芯线中的节点的顺序是不变的这样的制约设定为事前分布。按照限定在设想范围内的概率分布,能够执行关于几何学构造的参数的蒙特卡洛模拟,能够得到用来向力学模型设定的几何学构造的不确定性参数(潜在变量)的采样值。

[0101] 另外,在各步骤S6中也可以不进行第1统计性鉴定部61-1的统计性鉴定处理和第2统计性鉴定部61-2的统计性鉴定处理这两者。即,在各步骤S6中,也可以进行第1统计性鉴定部61-1的统计性鉴定处理和第2统计性鉴定部61-2的统计性鉴定处理的某一方。

[0102] 此外,在上述例子中,第1统计性鉴定部61-1统计性地鉴定潜在变量的参数,以使血管形态指标的预测值与血管形态指标的观测值匹配,第2统计性鉴定部61-2统计性地鉴定潜在变量的参数,以使血液流量指标的预测值与血液流量指标的观测值匹配。但是,统计性鉴定部61也可以基于构造一流体复合解析,统计性地鉴定潜在变量的参数,以使血管形

态指标的预测值和血液流量指标的预测值与血管形态指标的观测值和血液流量指标的观测值匹配。关于由统计性鉴定部61进行的统计性鉴定处理的更详细的情况在后面叙述。

[0103] 如果进行了步骤S6,则图像处理装置27的力学模型构建部55将在步骤S6中计算出的潜在变量的参数向力学模型设定。

[0104] 并且,系统控制部21判定是否满足鉴定结束条件(步骤S7)。在步骤S7中判定为不满足鉴定结束条件的情况下(步骤S7:NO),系统控制部21反复步骤S4、S5、S6及S7。这里,鉴定结束条件通过用来判定鉴定结束的指标(以下称作鉴定结束指标)是否达到规定值来表现。作为鉴定结束指标,例如可以举出血管形态指标的预测值与观测值的差值。在此情况下,系统控制部21在该差值比既定值大的情况下判定为不满足鉴定结束条件,在差值比既定值小的情况下判定为满足鉴定结束条件。此外,鉴定结束指标例如也可以是蒙特卡罗法的采样点的数量。在此情况下,系统控制部21在该采样点的数量比既定值小的情况下判定为不满足鉴定结束条件,在采样点的数量比既定值大的情况下判定为满足鉴定结束条件。在满足鉴定结束条件的情况下,力学模型构建部55将该时点的最新的力学模型设定为最终的力学模型。

[0105] 如果构建了最终的力学模型,则力学模型构建部55计算将血管形状变形指标的观测值、最终的力学模型中的负荷条件的参数及材料模型的参数建立了关联的模型(以下称作关联模型)。将关联模型向存储装置33存储。关联模型为了检索的容易性等,可以与患者信息或检查信息等建立关联而存储。另外,血管形态指标或血液流量指标的观测值、最终的力学模型中的负荷条件的参数及材料模型的参数并不一定需要以模型的形态建立关联,例如也可以是表或数据库。

[0106] 上述的步骤S4、S5、S6及S7既可以通过相同的鉴定法反复,也可以通过不同的鉴定法反复。在通过不同的鉴定法反复的情况下,例如也可以首先利用简单力学模型暂定地鉴定潜在变量,接着利用连续体力学模型正确地鉴定潜在变量。通过这样将统计性鉴定处理用不同的手法分为两阶段进行,能够使潜在变量的参数在短时间收敛。作为利用简单力学模型的方法,对于内压及外压可以举出厚壁圆筒的材料力学式。此外,作为利用简单力学模型的方法,也可以使用哈根—泊肃叶流动及修正伯努利的式子。作为利用连续体力学模型的方法,可以举出FEM构造流体解析。关于利用简单力学模型的鉴定法和利用连续体力学模型的鉴定法的详细情况在后面叙述。

[0107] 在步骤S7中判定为满足鉴定结束条件的情况下(步骤S7:YES),系统控制部21可以使图像解析—跟踪处理部53进行修正处理(步骤S8)。在步骤S8中,图像解析—跟踪处理部53可以将时间序列的医用图像中包含的血管区域的形状修正,以使基于通过统计性鉴定法的逆解析得到的潜在变量而实施的构造流体解析结果(力学性指标的预测值及血液流体指标的预测值)与观测值(力学性指标的观测值及血液流体指标的观测值)匹配。显示设备31将基于修正后的时间序列的医用图像的诊断结果显示。由此,血管解析装置50能够将考虑到最终的力学模型的诊断结果显示。或者,显示设备31也可以将逆解析的鉴定和通过该构造流体解析与观测结果不匹配的血管部位/区域显示到画面上。例如,血管的动态的运动较快的心相位的图像模糊的情况较多,在通过基于医用图像的图像解析而观测到的血管形状中存在误差较大的部位或区域。血管的动态比较稳定的心相位的医用图像数据噪声较少。可以基于误差分布较小的血管形状数据将误差较大的心相位的血管形状通过使用力学模

型来正确地内插。关于误差较大的血管部位或区域,能够将正确地内插的形状与自源数据起的偏差分布一起显示。由此,能够确保血管形状显示的稳定性,并且用户能够认识到形状的不确定性。

[0108] 如果进行了步骤S8,则系统控制部21使图像处理装置27进行血管应力解析处理(步骤S9)。在步骤S9中,图像处理装置27的血管应力解析部57对最终的力学模型实施血管应力解析,计算时间序列的力学性指标的预测值的空间分布。具体而言,按照每个离散化区域来计算力学性指标的预测值。

[0109] 此外,如果进行了步骤S8,则系统控制部21使图像处理装置27进行血液流体解析处理(步骤S10)。在步骤S10中,图像处理装置27的血液流体解析部59对暂定地构建的力学模型实施血液流体解析而计算时间序列的血液流量指标的预测值的空间分布。具体而言,按照离散化区域计算血液流量指标的预测值。

[0110] 另外,作为力学性指标或血液流量指标,也可以计算FFR。

[0111] 如果进行了步骤S9及S10,则系统控制部21使显示设备31进行显示处理(步骤S11)。在步骤S11中,显示设备31将在步骤S9中计算出的时间序列的力学性指标的预测值和步骤S10中计算出的时间序列的血液流量指标的预测值显示。例如,显示设备31将时间序列的力学性指标或时间序列的血管流量指标在时间序列的力学模型中以与该预测值对应的颜色动态地显示。因此,显示设备31保持有表示各种预测值与颜色值(例如RGB)的关系的颜色表。显示设备31利用颜色表确定与预测值对应的颜色值,用与所确定的颜色值对应的颜色显示与该预测值对应的离散化区域。

[0112] 图15是表示作为力学性指标之一的内压的空间分布的显示例的图。如图15所示,显示设备31将构成力学模型的各离散化区域以与关于该离散化区域的内压值相应的颜色,动态地显示。用户通过观察力学模型,能够利用颜色来掌握随着时间经过且空间性变化的力学性指标。

[0113] 图16是表示作为血液流量指标之一的流速值的空间分布的显示例的图。如图16所示,显示设备31将构成力学模型的各离散化区域以与关于该离散化区域的流速值相应的颜色,动态地显示。用户通过观察力学模型,能够利用颜色来掌握随着时间经过且空间性变化的血液流量指标。

[0114] 例如,在血管内完全狭窄的情况下,狭窄部位的内压比非狭窄部位的内压小。在作为力学性指标而指定了内压的情况下,用户能够根据力学模型上的局部性的颜色的差异来判断狭窄的有无。此外,狭窄部位的流量比非狭窄部位的流量小。在作为血液流量指标而指定了流量的情况下,用户能够根据力学模型上的局部性的颜色的差异来判断狭窄的有无。

[0115] 此外,血管应力解析部57也可以基于斑块区域的材料模型参数的鉴定结果,作为力学性指标而计算硬度值的空间分布。在此情况下,显示设备31也可以将关于斑块区域的硬度值的空间分布在力学模型上显示。此外,显示设备31也可以对斑块区域周边的内压分布或应力分布、应变分布进行显示。用户能够将这些显示用于推测斑块的性状和破裂容易度。

[0116] 力学性指标及血液流量指标的预测值并不限定于用力学模型的离散化区域的颜色表现的方法。例如,如图17、图18及图19所示,也可以用曲线图显示。另外,图17是关于左冠状动脉起始部的血压的曲线图。图17的曲线图的纵轴被规定为标准化的血压,横轴被

规定为心相位[%]。图18是关于LCX与LDA的分叉点附近的血压的曲线图。图18的曲线图的纵轴被规定为标准化的血压,横轴被规定为心相位[%]。图19是与关于芯线方向的血压变化有关的曲线图。图19的曲线图的纵轴被规定为血压比,横轴被规定为距大动脉的距离[mm]。显示设备31通过将力学性指标及血液流量指标的预测值用曲线图显示,能够使用户简便地掌握这些值。

[0117] 如果进行了步骤S11,上述构造流体解析处理结束。

[0118] 另外,在图10中,将强制位移履历对形状模型的芯线部和外壁部设定,但强制位移履历的设定部位并不限于此。例如,也可以将强制位移履历对芯线部与外壁部之间的血管壁区域设定。

[0119] 另外,强制位移履历的约束条件的分配对象可以根据是否鉴定边界条件及材料模型来进行划分。图20是表示强制位移履历的其他分配例的图,表示形状模型的截面。例如,如图20(a)所示,在鉴定边界条件及材料模型的情况下,可以仅对形状模型的外壁部OW上的节点PN2分配强制位移履历,不对血管壁区域RV的节点PN3分配强制位移履历。如图20(b)所示,在不鉴定边界条件及材料模型的情况下,可以对形状模型的外壁部的节点PN2和血管壁区域RV的节点PN3这两者分配强制位移履历。在此情况下,对芯线上的节点PN1分配强制位移履历。此外,也可以将外壁部OW的节点PN2和节点PN1用横梁要素EB连结,对横梁要素EB上的节点PN2及PN3也分配强制位移履历。此时,将与半径方向有关的收缩及膨胀用横梁要素EB的伸缩位移表现。另外,也可以不对血管内腔区域RI分配强制位移履历。

[0120] 图21是表示强制位移履历的分配的其他例的图,表示包含血管周边组织的虚拟要素RD在内的形状模型的截面。如图21所示,将虚拟要素RD设定在血管壁区域RN的外侧。在形状模型包含虚拟要素RD的情况下,除了血管壁区域RN以外,对虚拟要素RD也设定节点PN4。对于节点PN4也分配强制位移履历。力学模型构建部55也可以在鉴定边界条件及材料模型的情况下对血管壁区域RV中包含的节点PN3分配强制位移履历、在不鉴定边界条件及材料模型的情况下不分配强制位移履历。在对节点PN3分配强制位移履历的情况下,除了与内腔区域RI有关的形状指标以外,还参照关于血管壁区域RV的形状指标而进行材料模型的鉴定。

[0121] 图22是表示强制位移履历的分配的其他例的图,表示包含斑块区域RP在内的形状模型的截面。如图22所示,斑块区域RP包含在血管壁区域RV中。斑块区域RP被设定为材料模型鉴定区域。关于斑块区域RP,考虑内腔形状指标、血管壁形状指标及斑块指标来鉴定材料模型。如已述那样,斑块指标例如是通过超声波诊断装置的组织性状诊断得到的关于斑块的性状的数据。力学模型构建部55根据性状将斑块区域划分为多个部分区域,对多个部分区域单独设定材料模型鉴定区域。可以对各部分区域预先设定与该部分区域的性状相应的参数范围。通过已述的统计性鉴定处理,将关于各部分区域的材料模型参数通过统计性鉴定部61进行鉴定。并且,在步骤S10中通过显示设备31作为力学性指标而显示关于血管的材料特性的指标,用户能够正确且容易地掌握斑块的性状。

[0122] 接着,对作为潜在变量之一的材料模型详细地说明。作为血管的材料模型,可以使用弹性模型、超弹性模型、各向异性超弹性模型、考虑到粘性特性的超弹性模型等。作为各向异性超弹性模型,例如可以使用由Y.C.Fun提出的数理模型、称作Holzapfel—Gasser结构式的数理模型。每单位参照体积的应变能量用以下的(1)式表示。(1)式的第1项表示关于

不包含骨胶原的各向同性基础材料的剪切变形的能量,第2项表示关于不包含骨胶原的各向同性基础材料的体积变形的能量,第3项表示骨胶原纤维各组的贡献(考虑纤维方向的分散)。

[0123] [数学式1]

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(\mathcal{J}e1)^2 - 1}{2} - \ln \mathcal{J}e1 \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \{ \exp[k_2(\bar{E}_{\alpha})^2] - 1 \} \quad \dots (1) \text{式}$$

[0125] 图23是表示纤维组的变形的图。如图23所示,假定圆筒形上的外膜。将由芯线方向 z 和周向 θ 规定的的面中的平均方向A上的纤维组的变形用下述的(2)式表示。

[0126] [数学式2]

$$\bar{E}_{\alpha}^{def} = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1) \quad \dots (2) \text{式}$$

[0128] 作为(1)及(2)式中的关于材料模型的参数,如以下的表1所示,有材料参数和纤维分散参数。作为材料参数,使用C10、D、K1、K2等,作为纤维分散参数,使用Kappa、 γ 等。各参数的默认值和制约条件是表1所示那样的。

[0129] [表1]

	参数	单位	默认值	制约条件
[0130] 材料参数	C10	[MPa]	7.64E-03	—
	D	—	0	—
	k1	[MPa]	0.9966	—
	k2	—	524.6	—
纤维分散参数	Kappa	—	0.226	0<Kappa<0.33
	γ	[°]	49.98	45< γ <90

[0131] 血液的材料模型优选的是以下的(3)式那样的Casson结构式和(4)式那样的HB结构式。

[0132] [数学式3]

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + \sqrt{\mu_{\infty}} \sqrt{\dot{\gamma}} \quad \dots (3) \text{式}$$

[0134] [数学式4]

$$\mu = k \dot{\gamma}^{n-1} + \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} \quad \dots (4) \text{式}$$

[0136] 另外, τ 表示剪切应力, τ_0 表示屈服应力, μ 表示粘性系数, $\dot{\gamma}$ 表示剪切应变速度。

[0137] 这些材料模型的参数,在上述步骤S6中由统计性鉴定部61通过使用了血管形态指标及血液流体指标的统计性鉴定处理来鉴定。

[0138] 接着,说明由统计性鉴定部61进行的统计性鉴定处理的详细情况。

[0139] 根据时间序列的医用图像计测的血管形态指标及血液流量指标那样的观测变量具有不确定性。统计性鉴定部61作为存在这样的不确定性的状况下的潜在变量的统计性鉴定法,而利用基于层次贝叶斯模型和马尔科夫链蒙特卡罗法的统计性方法。

[0140] 如已述那样,在步骤S6中,统计性鉴定部61设定基于在步骤S4中计算出的血管形态指标或血液流量指标的预测值和观测值的数据分布。数据分布例如表示与血管形态指标或血液流量指标的预测值和观测值的误差有关的多变量正规分布函数。数据分布既可以按照每个时刻单独地设定,也可以多个时刻一起设定。接着,统计性鉴定部61向形状模型的强制位移和潜在变量分配事前分布。事前分布表示能够取的值的概率分布。接着,统计性鉴定部61执行关于潜在变量的数值模拟的参数勘察,构建表现潜在变量与血管形态指标或血液流量指标的关系的模型。例如,材料模型参数与内压分布参数与血管形态指标或血液流量指标的关系被模型规定。另外,血管形态指标或血液流量指标和潜在变量的关系也可以不是由模型的形态,而是由数据库或表来规定。将这些模型、数据库或表向存储装置33存储。利用该模型、数据库或表,统计性鉴定部61根据事前分布计算血管形态指标或血液流量指标的概率分布。统计性鉴定部61根据通过层次贝叶斯模型和马尔科夫链蒙特卡罗法得到的事后分布,统计性地鉴定潜在变量。

[0141] 该鉴定问题具体而言,为不满足以下的3个条件的不良设定问题。3个条件是:(1) 保证解的存在,(2) 解唯一决定,(3) 解相对于数据连续地变化,解相对于测量误差稳定。不良设定问题如果在由标准化理论和起扩展构成的框架内掌握,则容易处理。仅通过标准化理论解答不良设定问题是不充分的。为了解答不良设定问题,需要检测内部状态的不连续点且使检测出的不连续点对于内部状态的推测起作用的方法论。在这一点上,在有关本实施方式的统计性鉴定处理中,马尔科夫概率场理论是有效的。

[0142] 在血管形态指标和血液流量指标中存在不确定性的环境下,统计性鉴定部61在适当的制约条件下鉴定潜在变量的概率分布参数。为了决定适当的制约条件,需要事前知道解的性质。统计性鉴定部61基于模拟和观测值产生关于解空间的制约条件的数据库。统计性鉴定部61利用产生的数据库,对超多自由度大规模问题执行基于马尔科夫概率场理论和层次贝叶斯模型的统计性鉴定处理。在作为制约条件的事前分布的设定中,基于许多的数值实验结果,将关于这些因素的参数的概率分布并列地单独构成。统计性鉴定部61通过将多个概率分布进行统一并对数据的缺损进行插补,来鉴定潜在变量的参数。为了该处理,统计性鉴定部61进行通过基于使用马尔科夫概率场理论的模型的层次贝叶斯法的推测。其方法是,根据作为解析对象的构造的变形状态的实测结果,基于鉴定出的中间变量,能够推测某个负荷条件和边界条件下的压力及流量分布。

[0143] 冠状动脉的构造流体解析中的材料模型、边界条件及负荷条件的鉴定问题被定位为非线性逆解析,不能保证解的唯一性及稳定性的情况较多。生物体组织的材料特性及血压的现实中可取的范围能够作为先验信息设想,所以能够将它们设定为事前分布的概率分布。此外,压力及位移也可以设想在空间时间上是平滑的,所以能够将该信息也作为先验信息设定为事前分布的概率分布。或者,在能够考虑在血液的流动中不发生倒流的事实的情况下,也可以使用血管芯线方向的整体性的压力分布的斜率为负(存在压力下降)来作为制约条件。对于负荷条件(内压分布等)、边界条件及材料模型,能够将基于时间序列的CT图像的血管形状变形指标的观测值与基于力学模型的血管形状变形指标的预测值的方差(日语:2乗誤差)分布设定为数据分布。关于可观测的平均流量的方差分布也可以作为数据分布追加。能够基于这些事前分布和数据分布使用层次贝叶斯模型和蒙特卡罗法来计算事后分布。通过事后分布的发生概率及分散,能够得到潜在变量的参数的鉴定值。发生概率越

高、分散越小,可以说是确信程度越高的鉴定值。在事后分布为多峰性分布的情况下,也只要选择多个鉴定值中的分散较小的鉴定值就可以。或者,在可能存在多个鉴定值的情况下,可以以各鉴定条件实施构造流体解析,识别各自的可能性,将鉴定值或解析结果作为诊断或预防的指针信息来利用。由于在时间序列的CT图像中也包含误差,所以在关于力学模型的各节点的血管形态指标中也包含误差。因此,也可以将各血管形态指标例如作为以从时间序列的CT图像计测出的血管形态指标的预测值作为平均值后的正规分布的概率变量来进行处理,在包含保持位置的空间的顺序这样的制约的基础上,设定事前分布。此外,在潜在变量的参数的鉴定中,存在不具有唯一性、可以考虑多个候选的情况。在此情况下,通过检查对于遵循根据时间序列的CT图像计测出的血管形态指标的不确定性的随机数的采样点的、潜在变量的鉴定值的样本集合的变动幅度,判定各鉴定值的候选的健壮性(稳定性)。也可以基于各鉴定值的候选的健壮性来决定最终的鉴定值。

[0144] 接着,对力学模型的详细情况进行说明。如已述那样,力学模型构建部55可以根据力学模型的种类来构建不同类型的力学模型。在使用基于连续体力学的FEM的情况下,力学模型构建部55构建用于血管壁的应力解析用的形状模型(FEM模型)和用于血液的流体解析用的形状模型(FEM模型)这两者。

[0145] 在使用基于材料力学的简单的鉴定法的情况下,根据材料力学中的受到内压的厚壁圆筒的式子近似地求出压力、弹性率和位移的关系。在此情况下,关于在芯线方向上排列的多个离散化区域分别使用厚壁圆筒近似来作为形状模型。具体而言,力学模型构建部55确定穿过在芯线上离散地排列的节点的截面上的血管内腔形状、血管壁表面形状和截面中心。接着,力学模型构建部55基于血管内腔形状和血管壁表面形状来计算平均面积、内腔的平均半径及平均壁厚。并且,力学模型构建部55基于平均面积、内腔的平均半径及平均壁厚,对各离散化区域的血管区域实施厚壁圆筒近似而构建形状模型。

[0146] 在使用基于流体力学的简单的鉴定法的情况下,为了将血流的平均压力和平均流量近似地求出,使用流体力学中的修正伯努利式、或Hagen-Poiseuille Flow(哈根-泊肃叶流动)式。在此情况下,构建用来近似地求出多个离散化区域的各自的血压差与流量的关系的形状模型。这里,血压差是入口的压力与出口的压力之差,流量是指每单位时间的入口流量(或流速)和出口流量(或流速)。但是,力学模型构建部55可以基于在步骤S2中计算出的关于芯线方向的伸缩距离和扭转角,使关于各节点的移动矢量和关于与该节点相邻的节点的旋转位移在各时刻处相对应。

[0147] 接着,对使用连续体力学模型的构造流体解析进行说明。

[0148] 关于血管及血液(构成血管和血液的物质)的运动学与引起该运动的力是无关的。关于血管及血液的运动学的基本概念是将关于位置、时间、物体、运动及能够变形的物质的集合的直观的概念向数学用语进行了抽象化的概念。对关于血管及血液的变形及运动的局部的解析进行支配的基础的运动学张量是变形梯度张量 F 和速度梯度张量 L 。变形梯度张量 F 规定在运动的血管及血液的物质要素中发生的大小及形状的变化。变形梯度张量 F 用旋转张量(正规(日语:正格)正交张量) R 、拉伸张量(正值对称张量) U 、 V 的积表示。拉伸张量 U 、 V 通过首先施以关于由基本形态下的正规正交矢量 R 决定的方向的拉伸、接着施以由正规正交矢量 R 提供的刚体旋转而被带来。另外,施以拉伸的顺序和施以刚体旋转的顺序可以相反。速度梯度张量 L 不依存于基准形态而仅依存于当前形态。速度梯度张量 L 规定在运动的

血管及血液的物质要素中发生的大小及形状的变化发生的速度。速度梯度张量 L 可以分离为应变速度张量 D (对称张量)和自旋张量(反对称张量)。应变速度张量 D 表示物体刚好经过该当前形态时的拉伸的变化率。自旋张量表示物体刚好经过该当前形态时的旋转的变化率。对与血管的力学模型的外表面节点(或积分点)的一部分有关的变形梯度张量和速度梯度张量分配位移约束条件(包括时间性变化)。鉴定材料模型的参数、负荷条件(力学模型的内腔中的表面力矢量)及边界条件(血管边界中的力矢量),以使与力学模型的内腔节点(或积分点)有关的预测值(变形梯度张量、速度梯度张量或它们的函数值(例如也可以是位移或面积))和观测值(根据观测数据得到的变形梯度张量、速度梯度张量或它们的函数值)匹配。这里,血管内部的应力的初始状态既可以预先假定,也可以鉴定。

[0149] 基于连续体力学的力学模型以表示运动中的血管及血液的质量、运动学、运动量、角运动量及能量的平衡的方程式为基础。质量、力、热及内部能量的概念是基本。所谓平衡法则,是指运动量的时间全微分等于物体力与接触力之和,此外角运动量的时间全微分等于物体转矩与接触转矩之和、此外运动能量和内部能量的时间性变化等于功率(力学能量)、每单位时间的热供给和热流束之和。根据平衡法则、结构式及跳跃条件,导出变形梯度张量、速度梯度张量及应力张量等场的方程式,能够记述血管及血液的力学模型。此外,血管及血液的应变场满足适合条件。这里,所谓结构式,是提供由密度、内部能量、速度矢量、应力张量、热流束矢量及温度构成的10个标量方程式组的关系的式子。通过场的平衡式中的17个标量场、即密度、内部能量、速度矢量、应力张量及热流束矢量中的场的平衡,提供8个标量关系,提供加上了温度的其余的未知量的关系。但是,物体力 b 和热源 r 为已知。提供这些标量场的方程式的参数是材料模型参数。

[0150] 基于连续体力学的力学模型可以基于通过有限要素法或边界要素法的数值解析法,基于所提供的边界条件、负荷条件及材料模型来计算位移矢量、应力张量、应变张量及速度矢量等的场的近似解。

[0151] 在构造一流体复合解析中,求解构造及流体的方程式的方法是一体型解法(monolithic method)和分离型解法(partitioned method)的哪种都可以。此外,构造与流体之间的边界面上的复合既可以是弱复合也可以是强复合。此外,在流体解析中,既可以用以ALE法为代表那样的边界面跟踪型的手法处理移动边界,也可以是Immersed Boundary method,Immersed Finite Element Method,Fictitious Domain Method等的边界面补充型的手法。

[0152] 接着,作为简单的力学模型的例子,对受到内压和外压的厚壁圆筒的材料力学的式子和哈根—泊肃叶流动及修正伯努利的式子详细地说明。

[0153] 首先,参照图24和图25,对厚壁圆筒的材料力学的式子进行说明。图24是表示壁厚圆筒的力学模型的正交截面的图,图25是图24的微小扇形要素的放大图。说明在内半径 r_a 、外半径 r_b 的厚壁圆筒上作用内压 p_a 和外压 p_b 的情况下的应力及应变、位移等的式子。 E 及 ν 是材料模型参数。 E 表示弹性率, ν 表示泊松比。在厚壁圆筒中,需要也考虑半径应力 σ_r ,也考虑圆周应力 σ_θ 的半径方向的分布。以后,轴向的应变 ϵ_z 关于截面的位置及朝向是一样的。此外,对圆筒截面是轴对称的情况进行说明,但也可以是任意形状。在圆筒截面是轴对称的情况下,平衡条件只要仅对任意的截面的半径方向考虑就可以。对于在任意的截面上由半径 r 、 $r+dr$ 的同心圆筒和中心角 $d\theta$ 切取的单位厚度1的微小扇形要素,考虑关于半径方向的力的平

衡。由于变形也是轴对称的,所以在ab面及bc面上不发生剪切应力,所以仅作用垂直应力。因而,关于半径方向的力的平衡可以如以下的(5)式那样表现。

$$[0154] \quad \sigma_r r d\theta + 2\sigma_\theta r \sin(d\theta/2) - (\sigma_r + (d\sigma_r/dr) dr) (r+dr) d\theta = 0 \cdots (5)$$

[0155] 这里,由于dr比r小,d σ_r 比 σ_r 小,所以如果将(5)式中包含的高次的微小项省略,设为 $\sin(d\theta/2) \approx d\theta/2$,则(5)式可以如以下的(6)式那样表现。

$$[0156] \quad r d\sigma_r/dr + \sigma_r - \sigma_\theta = 0 \cdots (6)$$

[0157] 如果设半径r的半径方向的位移为u,则由于u+dr中的同方向的位移为u+(du/dr)dr,所以半径r的半径方向的应变 ϵ_r 为 $\epsilon_r = du/dr$ 。此外,根据半径方向的位移u,半径r的圆为半径r+u的圆。因而,圆周应变 ϵ_θ 可以如以下的(7)式那样表现。

$$[0158] \quad \epsilon_\theta = (2\pi(r+u) - 2\pi r) / 2\pi r = u/r \cdots (7)$$

[0159] 此外,根据应力与应变的关系式,可得到以下的(8)式或(9)式。

$$[0160] \quad d^2u/dr^2 + (1/r) (du/dr) - u/r^2 = 0 \cdots (8)$$

$$[0161] \quad d^2u/dr^2 + d(u/r)/dr = 0 \cdots (9)$$

[0162] 如果将(8)式或(9)式积分,则能够得到以下的(10)式。

$$[0163] \quad u = c_1 r + c_2 / r \cdots (10)$$

[0164] 由此,可得到以下的(11)式、(12)式、(13)式。

$$[0165] \quad \sigma_r = (E / ((1+\nu)(1-2\nu))) (c_1 - (1-2\nu)(c_2/r^2) + \nu \epsilon_z) \cdots (11)$$

$$[0166] \quad \sigma_\theta = (E / ((1+\nu)(1-2\nu))) (c_1 + (1-2\nu)(c_2/r^2) + \nu \epsilon_z) \cdots (12)$$

$$[0167] \quad \sigma_z = (E\nu / ((1+\nu)(1-2\nu))) (2c_1 + ((1-\nu)/\nu) \epsilon_z) \cdots (13)$$

[0168] (11)式、(12)式、(13)式中的常数 c_1 、 c_2 可以根据周边条件,即在圆筒的内周 $r=r_a$ 根据 $\sigma_r = -p_a$ 、在外周 $r=r_b$ 根据 $\sigma_r = -p_b$ 决定。通过该周边条件,从(11)式、(12)式及(13)式能够分别得到以下的(14)式、(15)式、(16)式。此外,位移u可以如以下的(17)式那样表现。

$$[0169] \quad \sigma_r = (1/(r_b^2 - r_a^2)) (r_a^2(1 - r_b^2/r^2)p_a - r_b^2(1 - r_a^2/r^2)p_b) \cdots (14)$$

$$[0170] \quad \sigma_\theta = (1/(r_b^2 - r_a^2)) (r_a^2(1 + r_b^2/r^2)p_a - r_b^2(1 + r_a^2/r^2)p_b) \cdots (15)$$

$$[0171] \quad \sigma_z = 2\nu(r_a^2 p_a - r_b^2 p_b) / (r_b^2 - r_a^2) + E\epsilon_z = \nu(\sigma_r + \sigma_\theta) + E\epsilon_z \cdots (16)$$

$$[0172] \quad u = ((1+\nu)(1-2\nu)/E) ((r_a^2 p_a - r_b^2 p_b) / (r_b^2 - r_a^2)) r$$

$$[0173] \quad + ((1+\nu)/E) ((r_a^2 r_b^2) / ((r_b^2 - r_a^2)r)) (p_a - p_b) - \nu \epsilon_z r \cdots (17)$$

[0174] 上述(16)式及(17)式包含 ϵ_z 的项。因而,(16)式根据作为对象的圆筒的边界处的约束条件而不同。例如在作为对象的圆筒的两端被约束的情况下为 $\epsilon_z = 0$,两端被开放而为 $\sigma_z = 0$ 。

[0175] $r\theta$ 面内的剪切应力 τ_r 可以如以下的(18)式那样表现。

$$[0176] \quad \tau_r = (1/2) (\sigma_r - \sigma_\theta) = ((r_a^2 r_b^2) / ((r_b^2 - r_a^2)r^2)) p_b \cdots (18)$$

[0177] θz 面内的剪切应力 τ_r' 当 $\sigma_z = 0$ 时为最大,所以如果 $\sigma_z = 0$,则可以如以下的(19)式那样表现。

$$[0178] \quad \tau_r' = (1/2) |\sigma_\theta| = (1/2) ((r_b^2) / (r_b^2 - r_a^2)) (1 + r_a^2/r^2) p_b \cdots (19)$$

[0179] 接着,对哈根—泊肃叶流动及修正伯努利的式子进行说明。

[0180] 如果流体向圆管内流入,则随着向下游行进而压力下降,并且流动的速度分布也逐渐变化。如果流动向管内流入,则边界层从管壁发展,随着向下游行进而边界层增加厚度,最终管内的流动被边界层覆盖。因此,速度分布从管入口的大致平坦的分布向下游的抛

物线形分布变化,其以后的速度分布不再变化。将该状态称作完全发展的流动,由管摩擦损失带来的压力下降也为一定的比例。将流动从管入口达到发展后的流动的区间称作助跑区间或入口区间,将该区间的长度称作助跑距离或入口长度。由于完全发展后的流动的速度分布不向下游方向变化,所以如以下的 (20) 式所示,通过管摩擦损失发生的压力损失 ΔP 的作用力和通过流体的粘性发生的剪切应力 τ 的摩擦力平衡。在圆管内流动的情况下,当雷诺斯数 Re 为约 2300 以下时可以称为层流。

[0181] [数学式5]

$$[0182] \quad \tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} = -\mu \frac{du}{dr} \quad \dots (20) \text{ 式}$$

[0183] 速度分布 u 在层流的情况下,如以下的 (21) 式那样用轴对称的旋转抛物面表示。

[0184] [数学式6]

$$[0185] \quad u = \frac{R^2}{4\mu} \left(-\frac{dp}{dx} \right) \left\{ 1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right\} \quad \dots (21) \text{ 式}$$

[0186] 流量 Q 通过将速度分布 u 遍及管截面整体进行积分,能够如以下的 (22) 式那样表现。

[0187] [数学式7]

$$[0188] \quad Q = \int_0^R u \cdot 2\pi r dr = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(-\frac{dp}{dx} \right) \quad \dots (22) \text{ 式}$$

[0189] 截面平均流速 v 可以如以下的 (23) 式那样表现。

[0190] [数学式8]

$$[0191] \quad v = \frac{R^2}{8\mu} \left(-\frac{dp}{dx} \right) \quad \dots (23) \text{ 式}$$

[0192] 压力梯度向流动方向为一定,压力减小。压力梯度如果使用管长 l 的压力下降 Δp ,则可以如以下的 (24) 式那样表现。如果将 (22) 式向 (24) 式代入,则可得到 (25) 式。(25) 式意味着流量 Q 与压力损失 Δp 成比例。将满足该关系的流动称作哈根—泊肃叶流动。

[0193] [数学式9]

$$[0194] \quad -\frac{dp}{dx} = \frac{\Delta p}{l} \quad \dots (24) \text{ 式}$$

$$[0195] \quad Q = \frac{\pi R^4}{8\mu} \frac{\Delta p}{l} \quad \dots (25) \text{ 式}$$

[0196] 有损失的情况下的修正伯努利的式子可以如以下的 (26) 式那样表现。

[0197] [数学式10]

$$[0198] \quad \frac{P_1}{\rho g} + \frac{v_1^2}{2g} + z_1 = \frac{P_2}{\rho g} + z_2 + \Delta h \quad \dots (26) \text{ 式}$$

[0199] Δh 表示损失压头。损失压头是血管内壁的摩擦损失压头、狭窄部(变宽管或变细管的损失压头)或分叉部、弯曲管部等的损失压头、血管的解析对象区域入口/出口部的入口/出口损失压头、由起因于管内非恒常流动的压力变动的水击带来的损失压头的某种。例

如,将管摩擦损失压头用以下的式子表示。

[0200] [数学式11]

$$\Delta h = \frac{\Delta p}{\rho g} = \lambda \frac{l}{d} \frac{v^2}{2g} \quad \dots (27) \text{式}$$

[0202] 这里, l 是管的长度, d 是管内径, v 是管内平均速度, λ 是管摩擦系数。管摩擦系数 λ 是在流动为层流的情况下由雷诺斯数 Re 决定、在紊流的情况下由雷诺斯数 Re 和表面粗糙度决定的值。根据流体的粘性, 必定作用摩擦阻力。该摩擦阻力由于消耗驱动流动的动力或能量, 所以成为能量损失。

[0203] 如果将哈根—泊肃叶流动的式子如达西—威斯巴赫的式子那样变形, 则可得到关于压力差和流速及管内径的以下的 (28) 式。

[0204] [数学式12]

$$\Delta p = \frac{64\mu l}{vd} \frac{v^2}{2} \quad \dots (28) \text{式}$$

[0206] 以上, 结束哈根—泊肃叶流动及修正伯努利的式子的说明。

[0207] 如上述那样, 图像处理装置27可以利用该材料力学的式子和哈根—泊肃叶流动及修正伯努利的式子来鉴定潜在变量。例如, 考虑作为力学模型而将血管的变形使用厚壁管的材料力学的式子、将管径变化通过内压变化和弹性率表现的情况。在将无应力状态假定为初始形状 (例如血管最收缩的状态) 的情况下, 如果将血管壁及斑块的弹性率设定为某个值, 则能够得到血管内腔的平均半径等的血管形状变形指标的观测值的时间性变化量和内压的变化量的关系式。血管形状变形指标的观测值根据时间序列的CT图像来计测。决定血管的内压分布的时间性变化, 以与该血管形状变形指标的观测值的时间性变化量一致。通过在该内压分布下进行血液的流体解析, 计测血管流量指标的预测值。在该血管流量指标的预测值与观测值不一致的情况下, 图像处理装置27将最初决定的血管壁或斑块的弹性率变更, 再进行同样的解析。通过将其反复, 图像处理装置27能够决定与血管形状变形指标的观测值和血液流量指标的观测值匹配的血管壁及斑块的弹性率、内压分布、流体解析的压力边界条件等的潜在变量。为了更有效率且稳定地进行该决定方法, 也可以使用基于层次贝叶斯模型和马尔科夫链蒙特卡罗法的统计性鉴定方法。

[0208] 如上述那样, 有关本实施方式的血管解析装置50具有存储装置33、区域设定部51、图像解析—跟踪处理部53、力学模型构建部55及统计性鉴定部61。存储装置33将关于被检体的血管的时间序列的医用图像的数据存储。区域设定部51对时间序列的医用图像中包含的血管区域设定解析对象区域。图像解析—跟踪处理部53将时间序列的医用图像进行图像处理, 计算解析对象区域的时间序列的形态指标和时间序列的形状变形指标。力学模型构建部55基于时间序列的形态指标、时间序列的形状变形指标和时间序列的医用图像, 暂定地构建关于解析对象区域的构造流体解析的力学模型。统计性鉴定部61鉴定关于解析对象区域的力学模型的潜在变量, 以使基于暂定地构建出的力学模型的血管形态指标及血液流量指标的预测值与预先计测出的血管形态指标及血液流量指标的观测值一致。

[0209] 通过上述结构, 有关本实施方式的血管解析装置50能够通过使用了血管形状变形指标和血液流量指标的逆解析, 来鉴定材料模型、边界条件、负荷条件及几何学构造等的潜在变量。血管解析装置50通过一边将潜在变量变更一边反复进行逆解析, 能够鉴定考虑了

全部下述4点困难的潜在变量,所述4点困难为:1.冠状动脉的材料模型的鉴定方法、2.心脏的形状的变形对冠状动脉的影响的并入、3.冠状动脉的边界条件的鉴定方法、4.利用了具有不确定性的血管形状的材料模型、负荷条件、边界条件的鉴定方法。因而,血管解析装置50能够执行考虑了由在CT图像中未描绘出的血管或心脏等的外部因素带来的影响的构造流体解析。

[0210] 这样,根据本实施方式,能够实现血管的构造流体解析的精度的提高。

[0211] 说明了本发明的一些实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,并不是要限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围或主旨中,并且包含在权利要求书所记载的发明和其等价的范围中。

[0212] 标号说明

[0213] 10 CT架台;11 X射线管;13 X射线检测器;15 数据收集装置;20 控制台;21 系统控制部;23 架台控制部;25 再构成装置;27 图像处理装置;29 输入设备;31 显示设备;33 存储装置;50 血管解析装置;51 区域设定部;53 图像解析—跟踪处理部;55 力学模型构建部;57 血管应力解析部;59 血液流体解析部;61 统计性鉴定部。

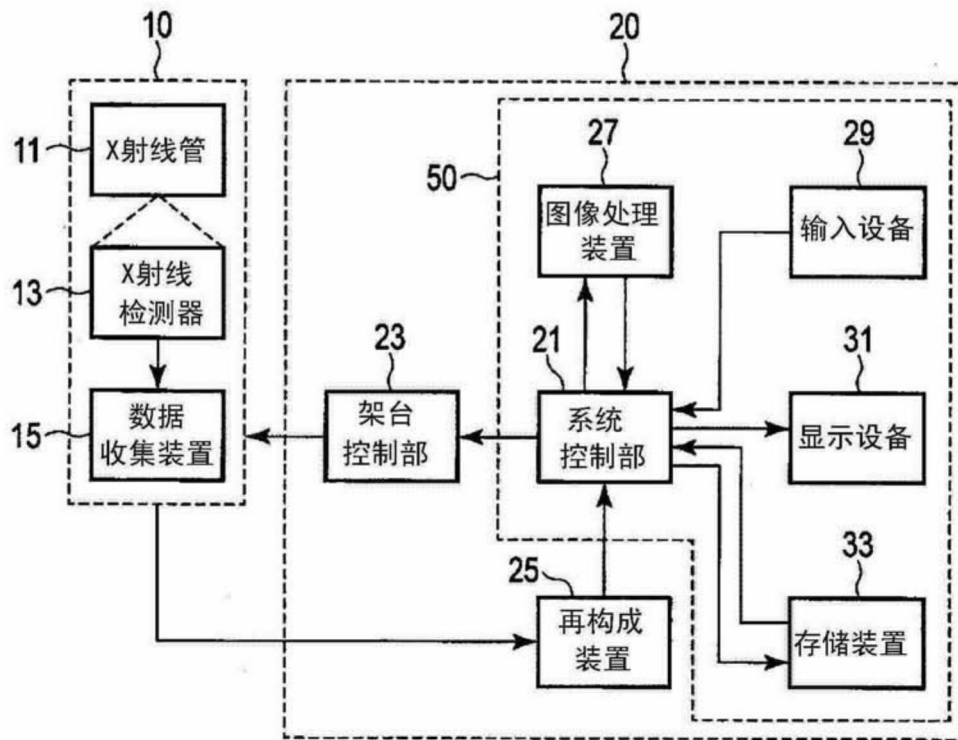


图1

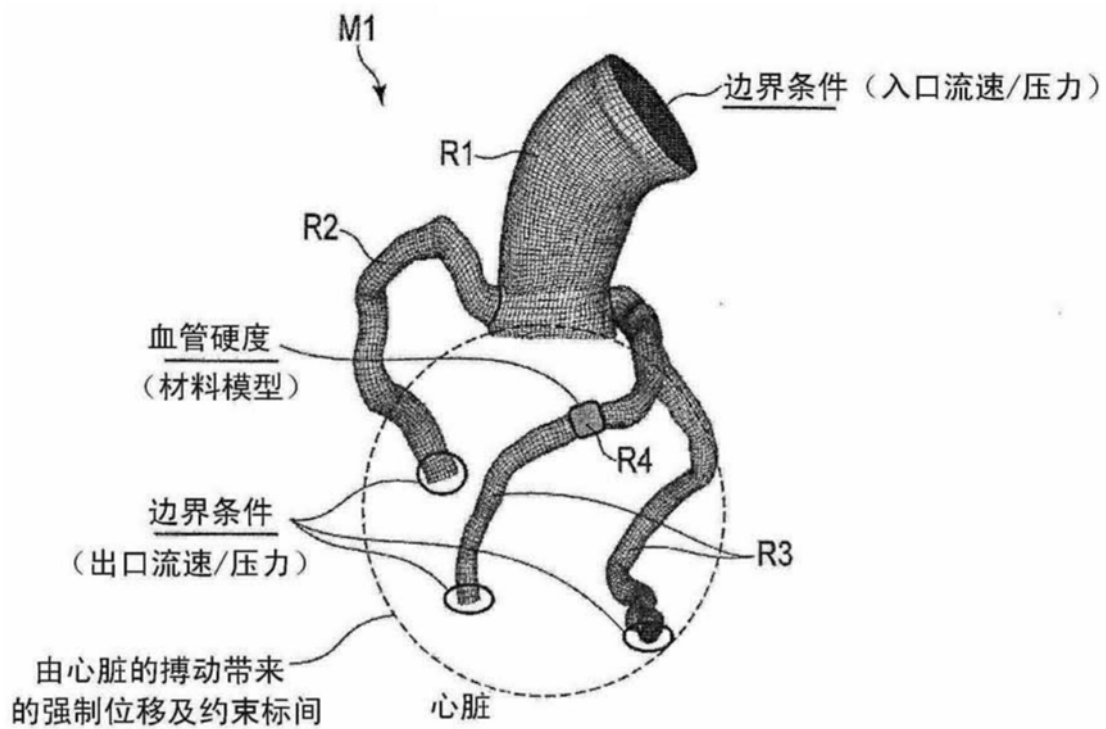


图2

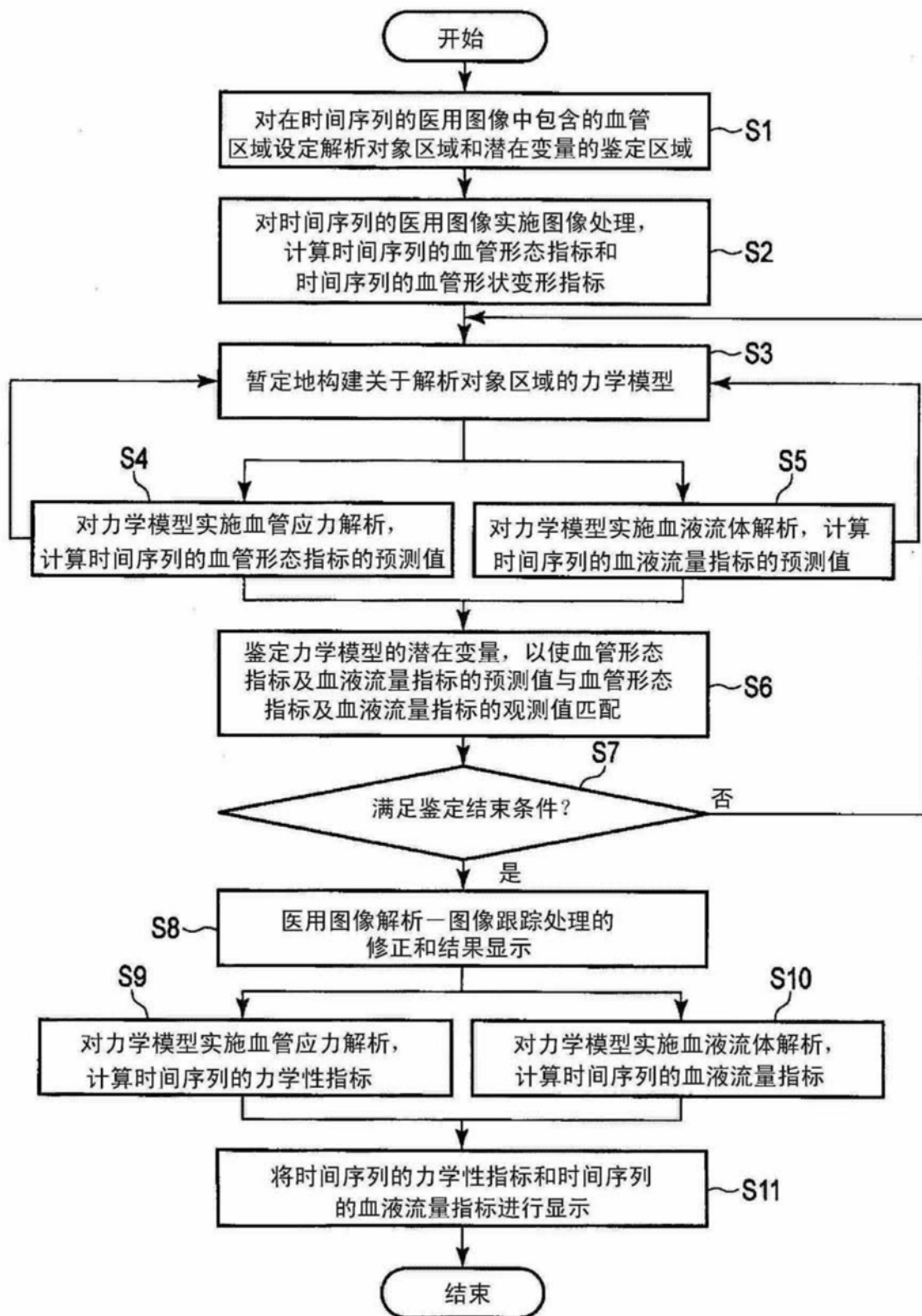


图3

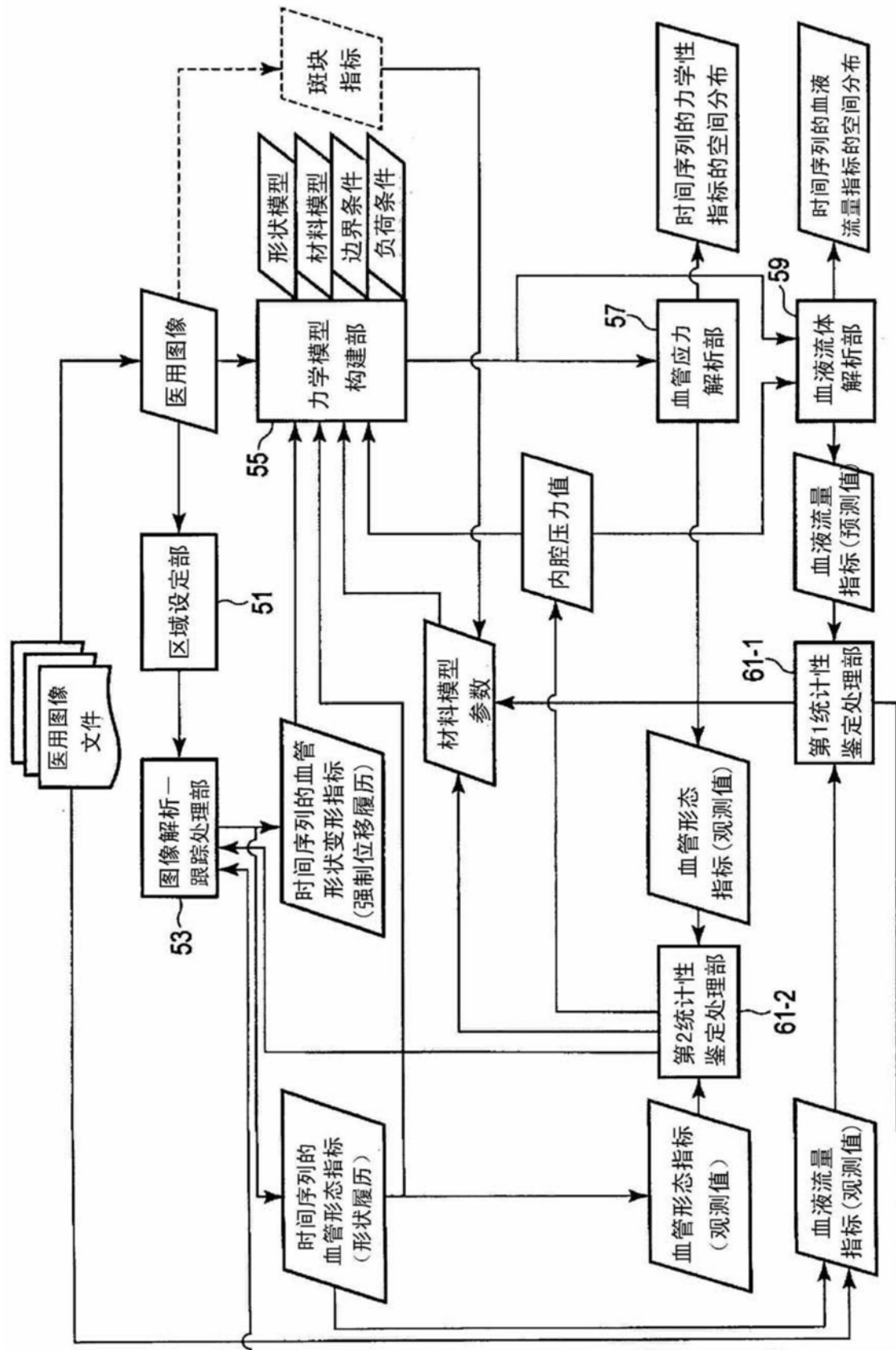


图4

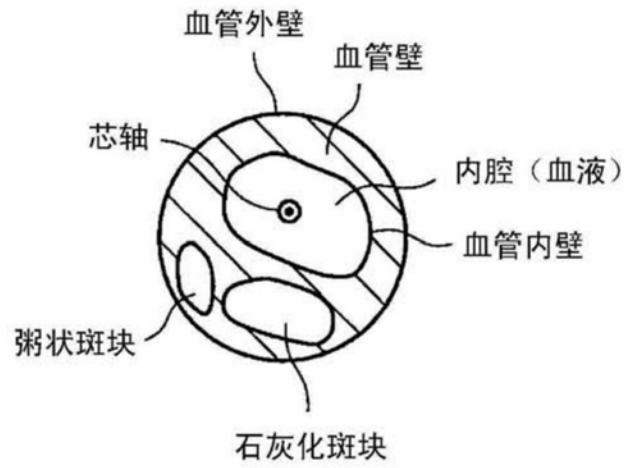


图5

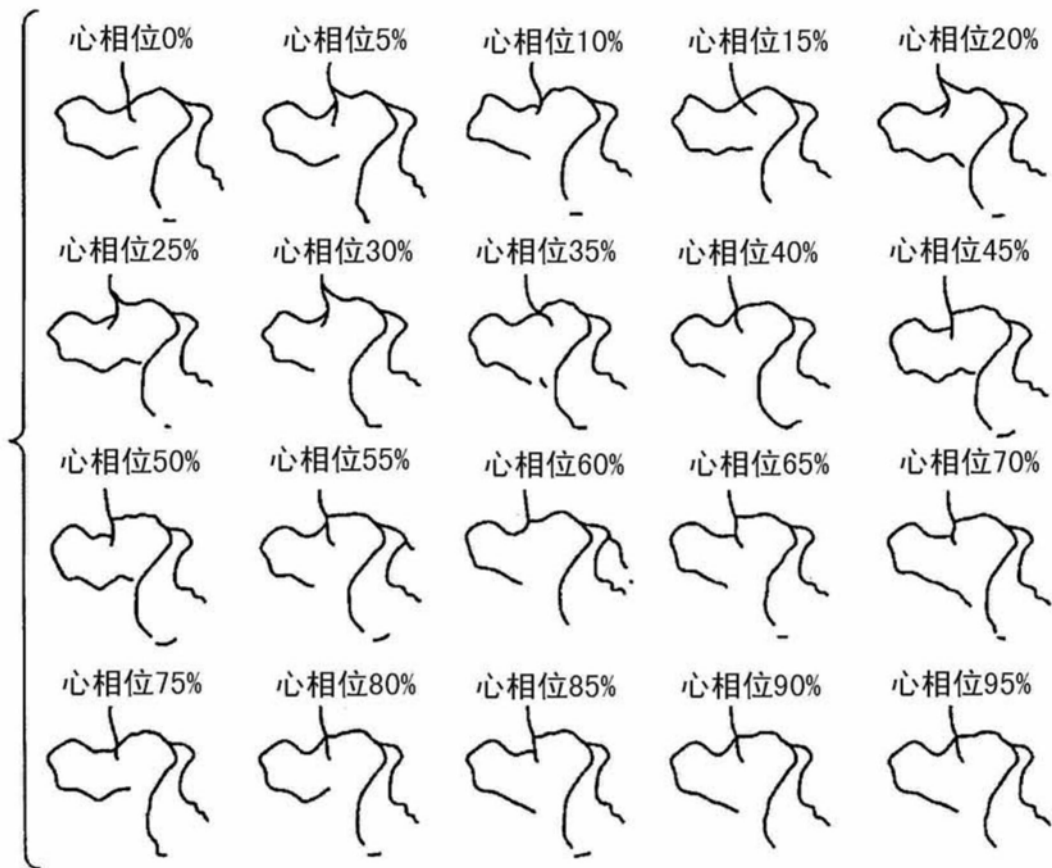
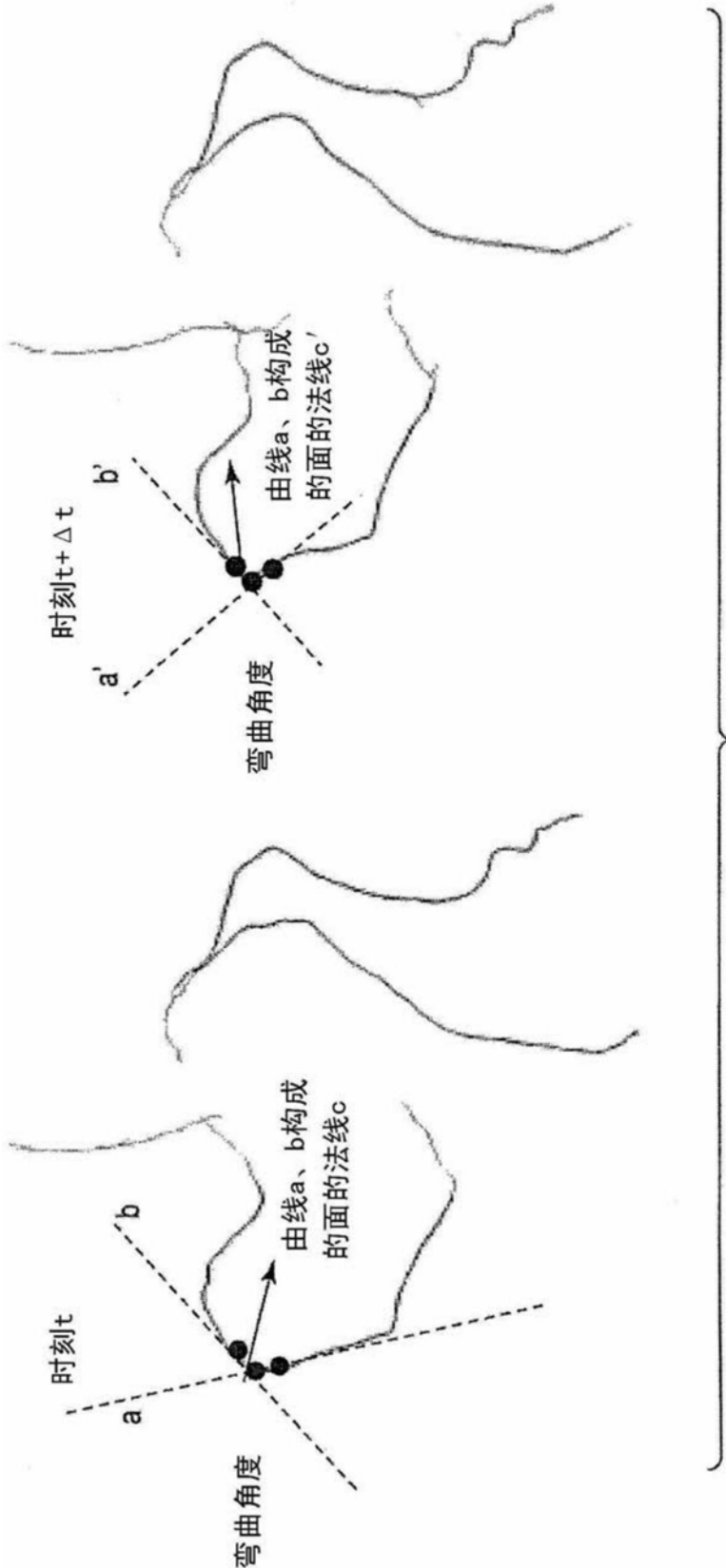


图6



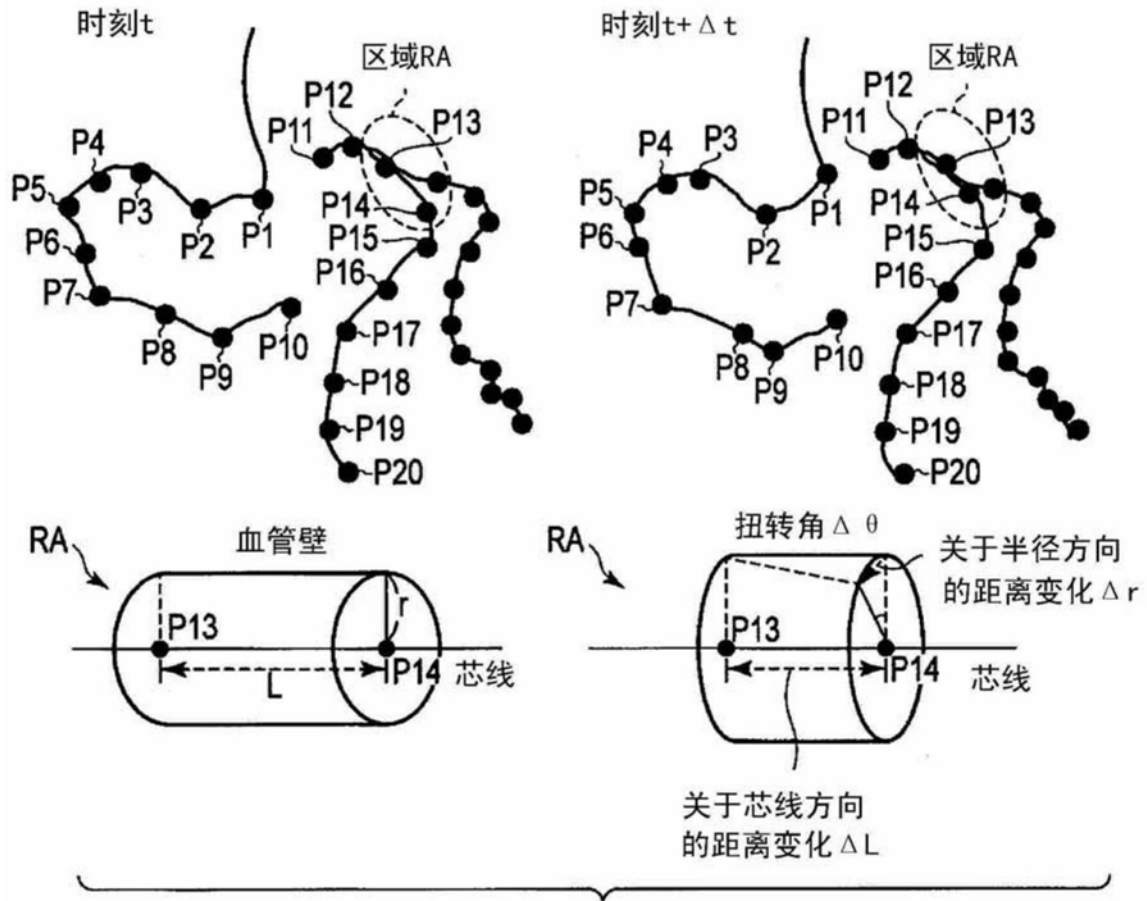


图8

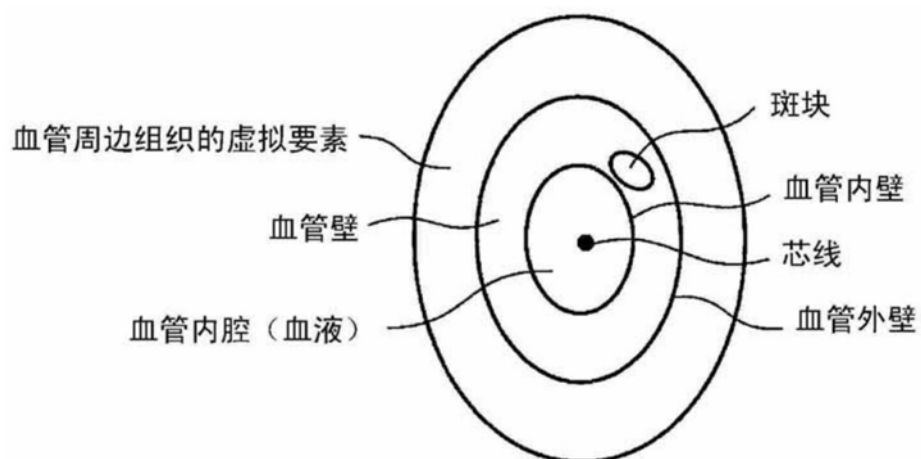


图9

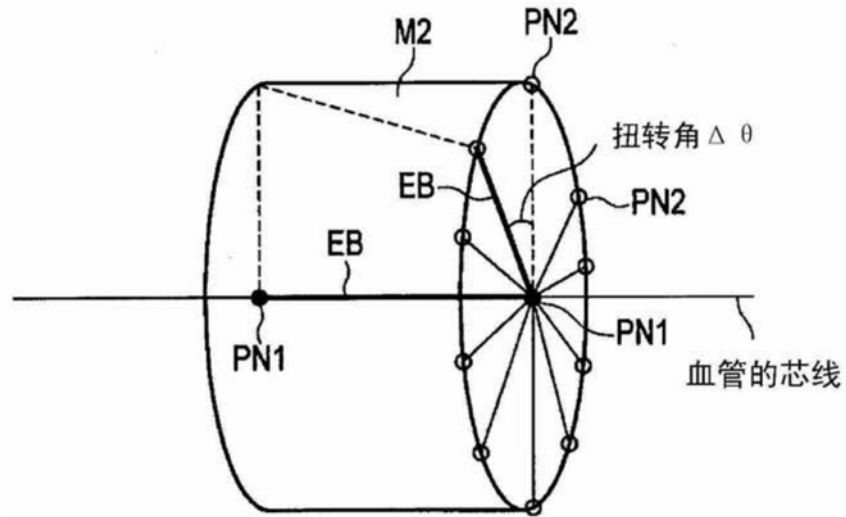


图10

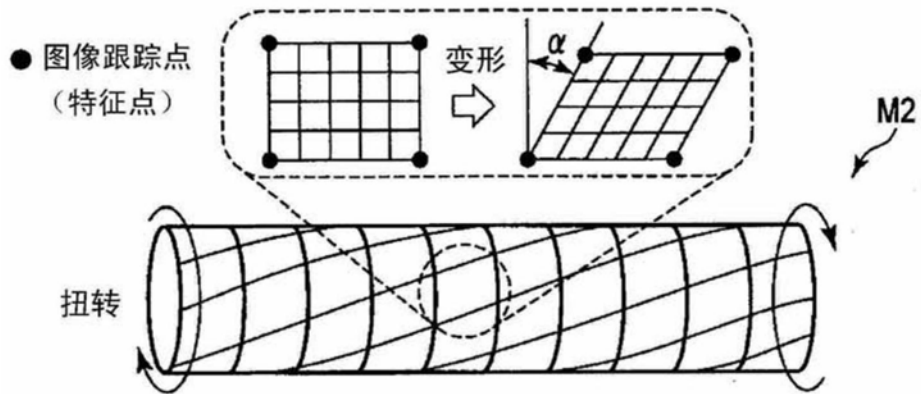


图11

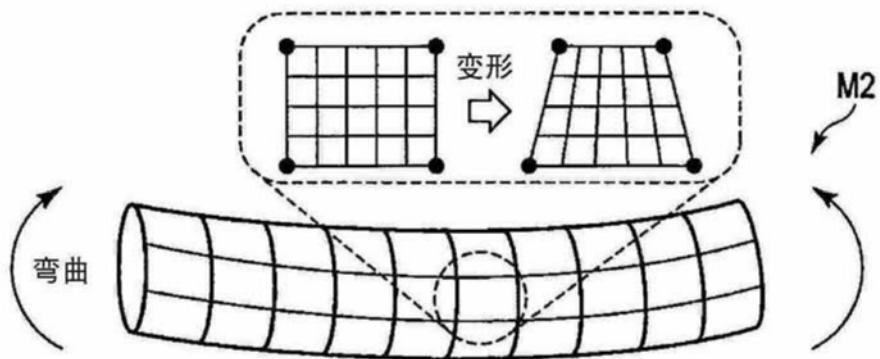


图12

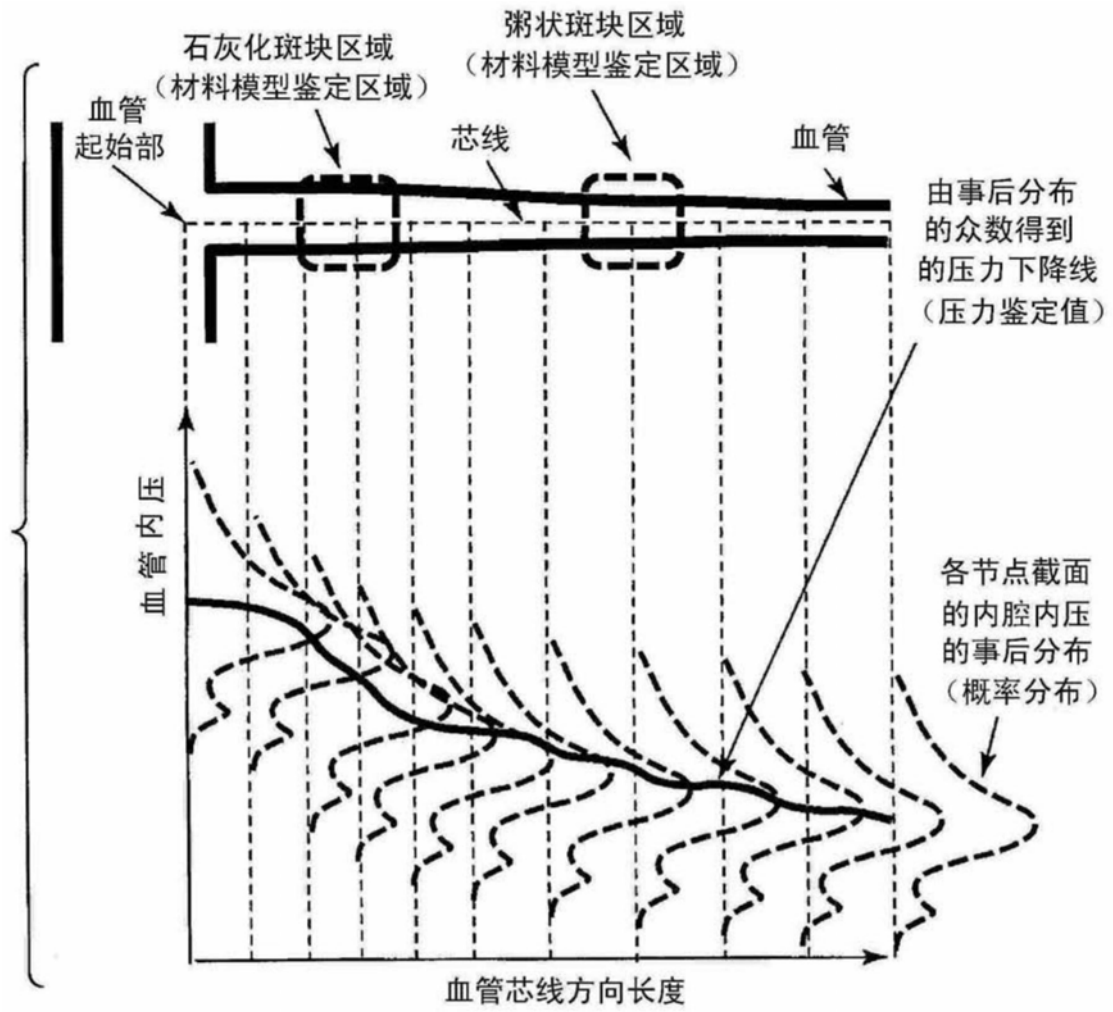


图13

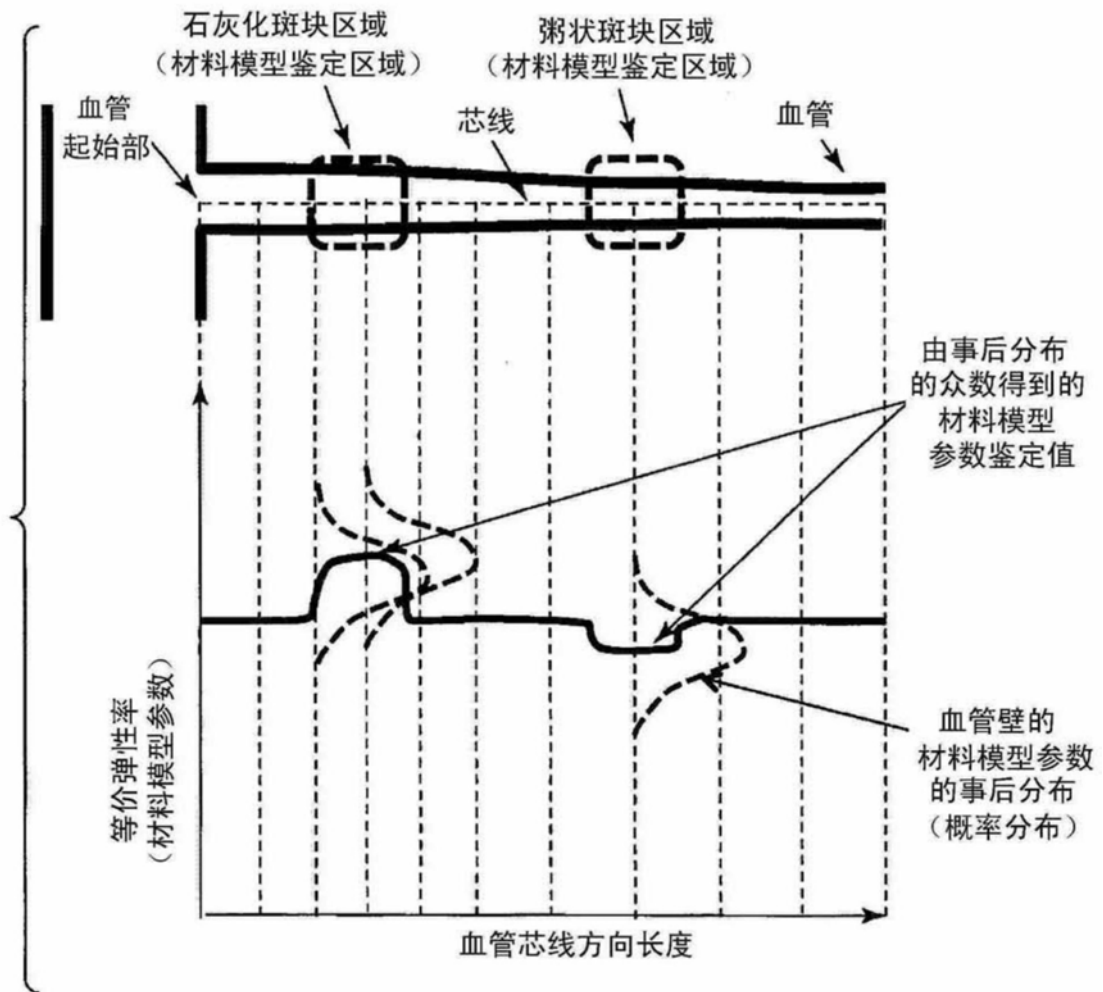


图14

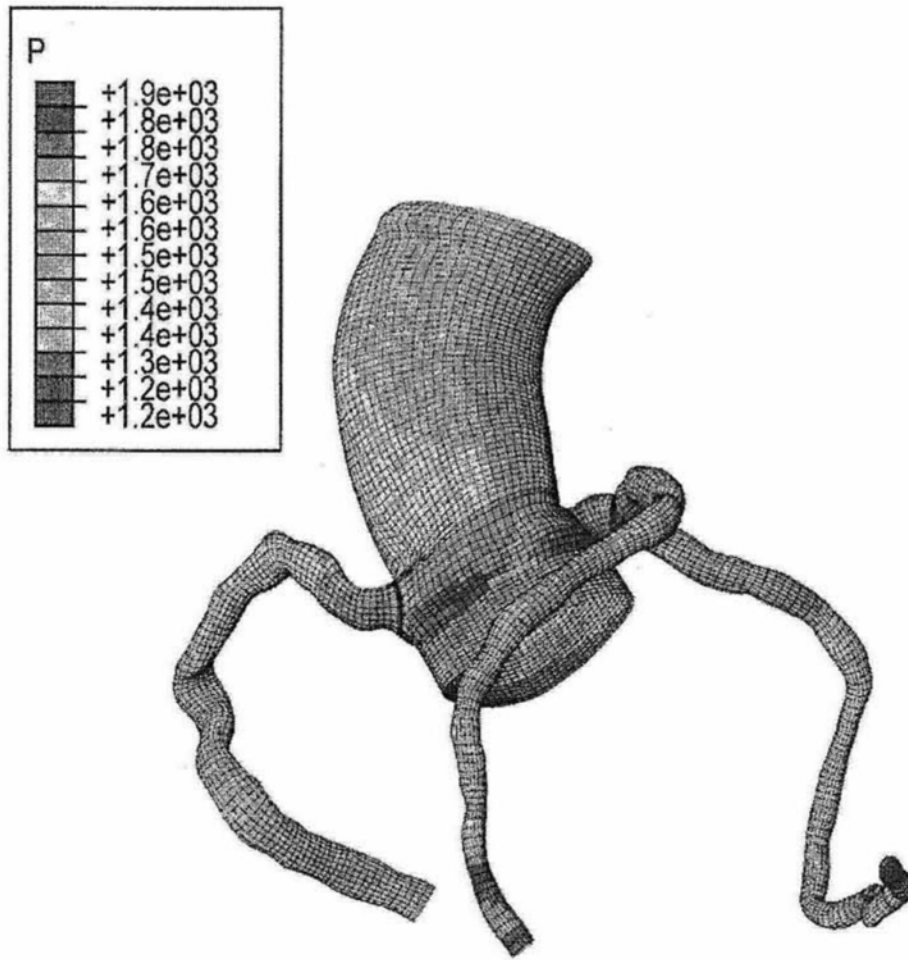


图15



图16

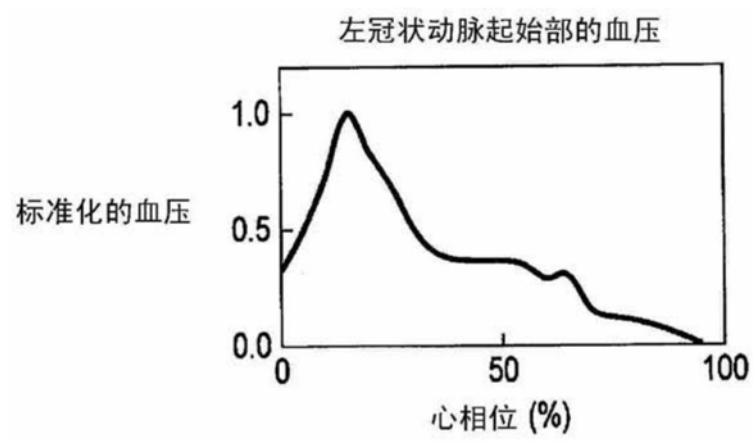


图17

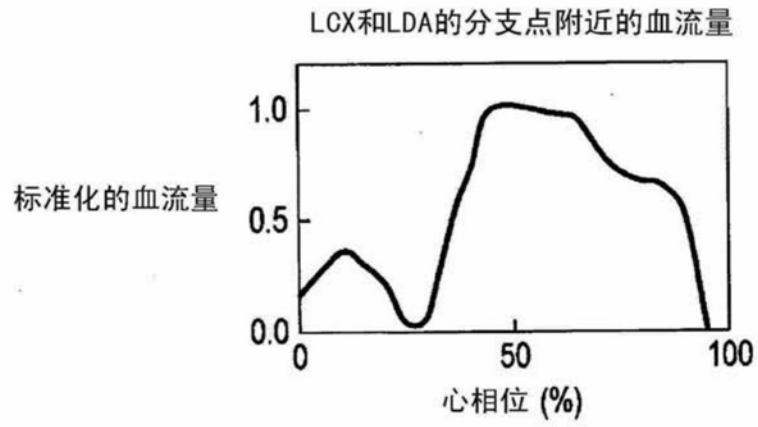


图18

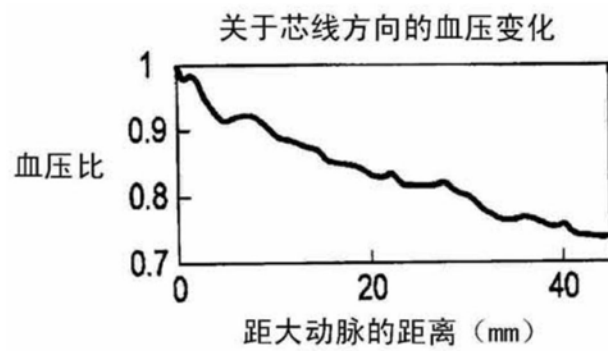


图19

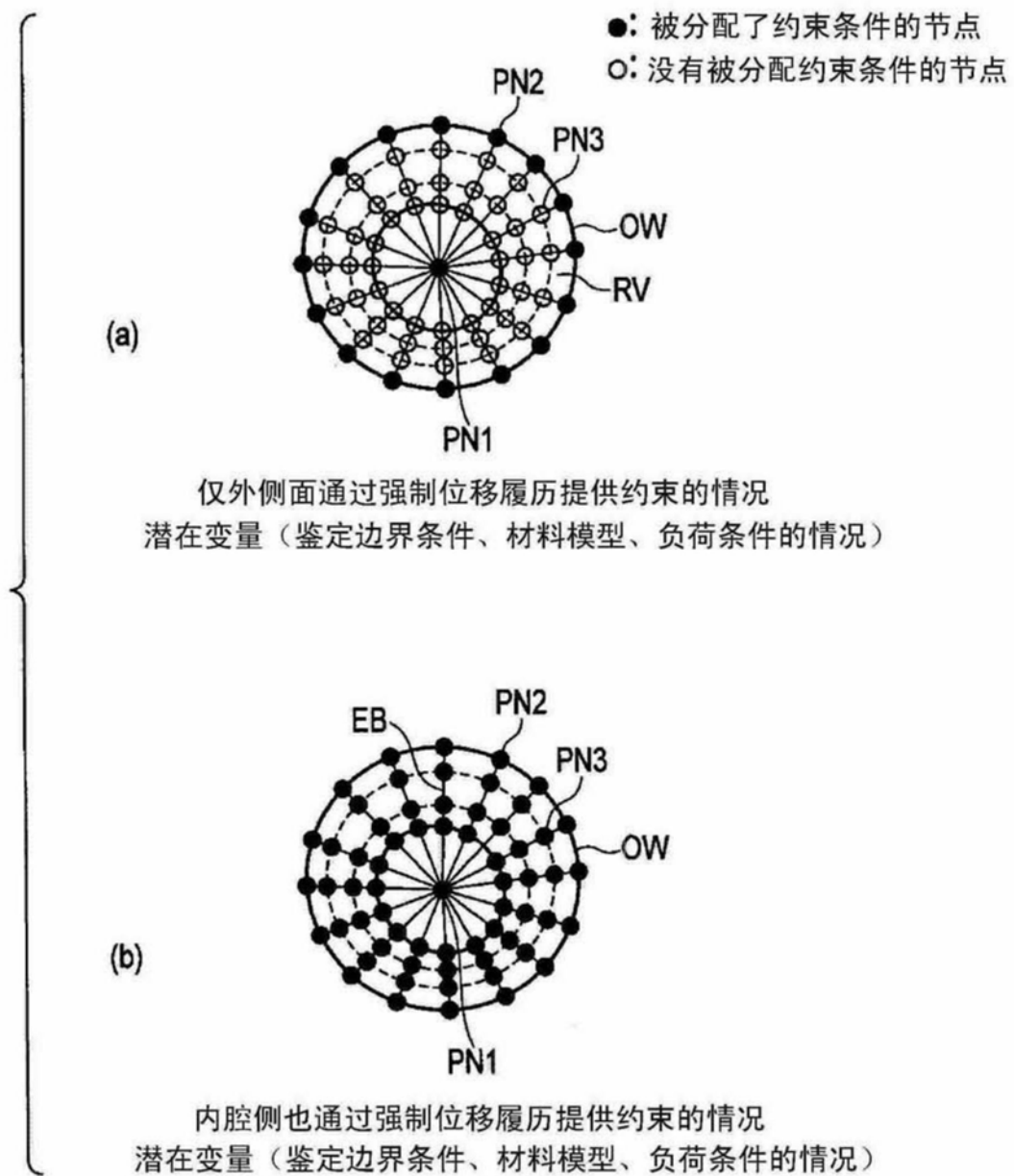
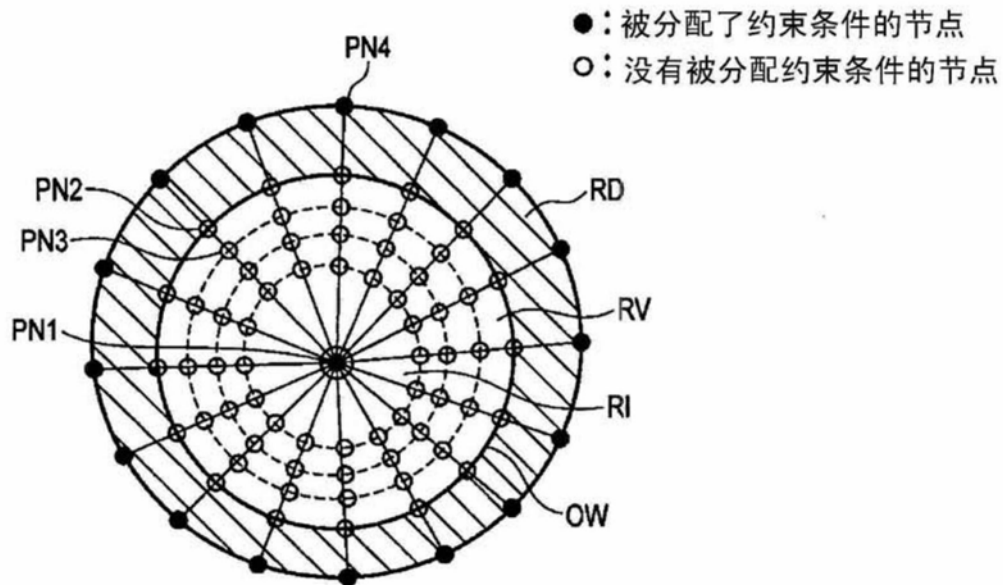
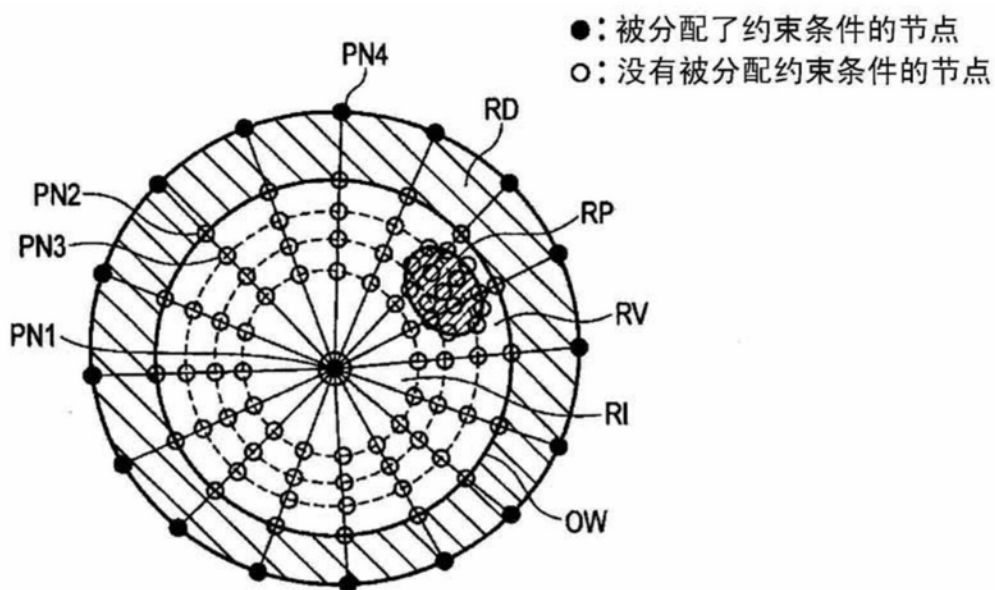


图20



对血管壁周边的虚拟要素表面的节点提供强制位移履历
而约束的情况（在内腔形状指标以外还参照血管壁形状指标
鉴定潜在变量（鉴定边界条件、材料模型、负荷条件的情况）的情况）

图21



在内腔形状指标以外还参照血管壁形状指标和斑块形状指标
分别鉴定斑块和血管壁的潜在变量（鉴定边界条件、材料模型、
负荷条件的情况）的情况

图22

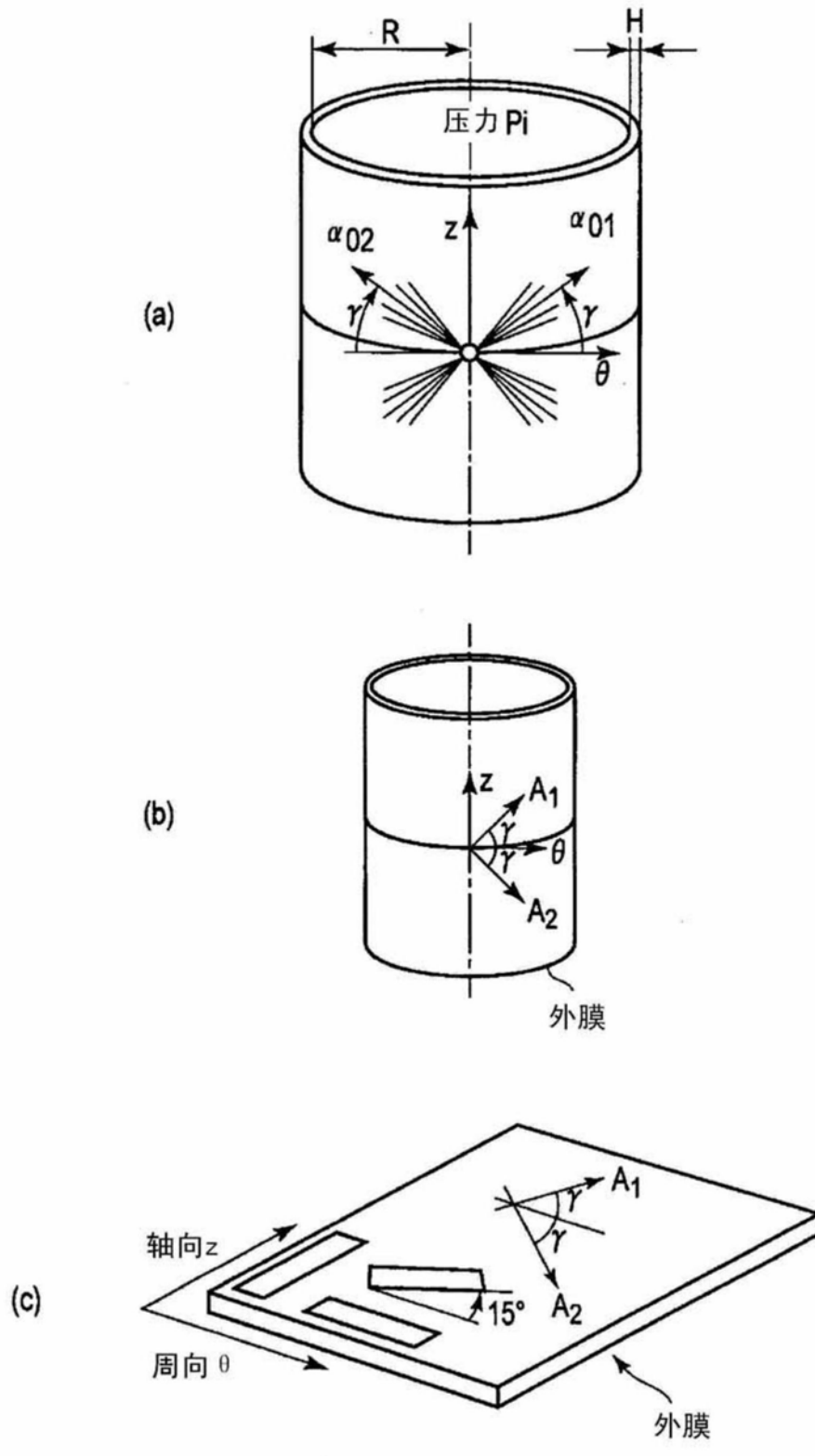


图23

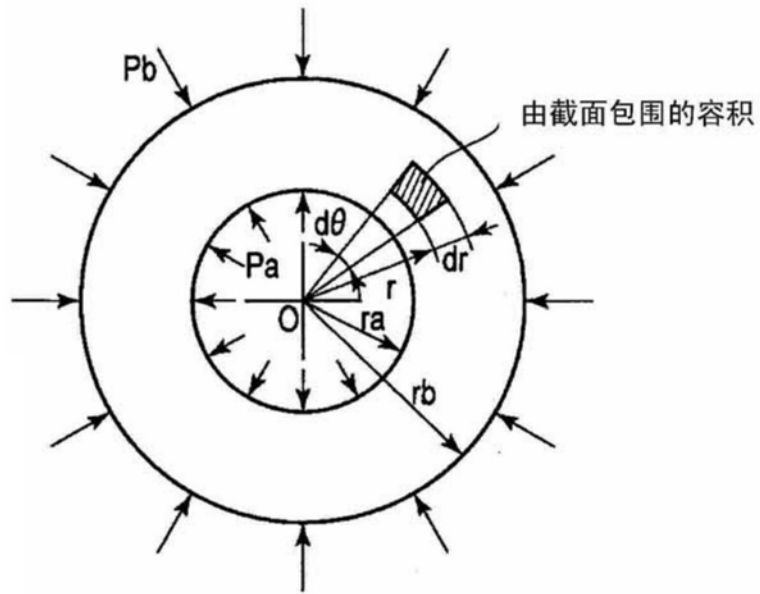


图24

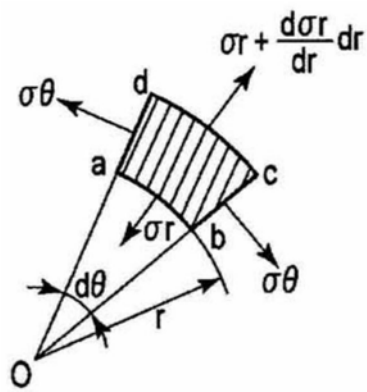


图25