



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103169500 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 26

(21) 申请号 201210574742. 6

(22) 申请日 2012. 12. 26

(30) 优先权数据

2011-284385 2011. 12. 26 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 姚淙 神山直久 浜田贤治

米山直树

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 李洋 舒艳君

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

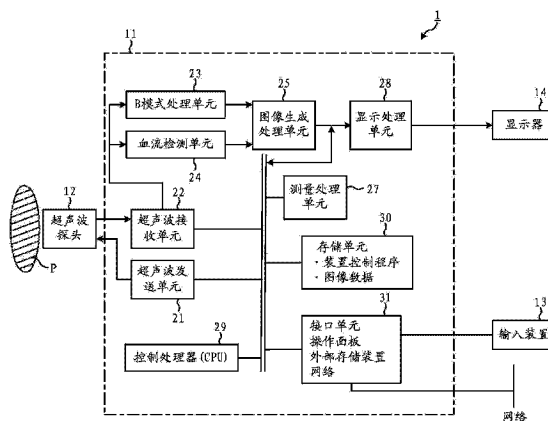
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理方法

(57) 摘要

本发明涉及在对三维图像数据进行区域分割时,通过观察导向所使用的二维图像,能够总是得到所期待的分割结果的超声波诊断装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理方法。一个实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:数据取得单元,利用超声波对包含对象血管的二维断面反复进行扫描,取得多个超声波数据;图像生成单元,使用多个超声波数据来生成多个超声波图像;计算单元,计算用于对各超声波图像上的相对于对象血管的行进方向的中心轴与二维断面的偏移进行判定的特征量;判定单元,根据特征量,从多个超声波图像中判定最佳图像;测量单元,使用最佳图像来测量对象血管的中膜厚度。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

数据取得单元,利用超声波对包含对象血管的二维断面反复进行扫描,取得多个超声波数据;

图像生成单元,使用上述多个超声波数据来生成多个超声波图像;

计算单元,计算用于对上述各超声波图像上的相对于上述对象血管的行进方向的中心轴与上述二维断面的偏移进行判定的特征量;

判定单元,根据上述特征量,从上述多个超声波图像中判定最佳图像;以及

测量单元,使用上述最佳图像,测量上述对象血管的中膜厚度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元通过与周期性变化的生物体信号同步地进行上述扫描,来与上述生物体信号的时相建立对应地取得上述多个超声波数据,

上述图像生成单元生成与上述生物体信号的时相建立了对应的上述多个超声波图像,

上述计算单元从上述多个超声波图像中选择与规定时相对应的多个超声波图像,计算针对该被选择的上述各超声波图像的上述特征量,

上述判定单元从上述被选择的多个超声波图像中判定上述最佳图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生物体信号是 ECG 信号。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元根据上述各超声波图像的像素值或者像素值变化率来提取被测量区域,并使用上述被测量区域来计算上述特征量。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元计算上述被测量区域的至少两处的宽度方向宽度,作为上述特征量。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当上述各超声波图像是彩色血流成像图像时,上述计算单元提取出包含血流信号的区域作为被测量区域,并且计算该被测量区域的面积作为上述特征量。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述判定单元按上述被选择的每个超声波图像生成对相对于上述对象血管的长度方向的上述特征量的变化进行表示的曲线图,

并根据上述生成的多个上述曲线图来判定上述最佳图像。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述判定单元将对上述被选择的各超声波图像上的上述对象血管的断面进行椭圆拟合而得到的椭圆长轴长和椭圆短轴长作为上述特征量,从上述被选择的多个超声波图像中判定上述最佳图像。

9. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,具备:

图像生成单元,使用对包含对象血管的二维断面进行摄像而得到的多个血管数据,生成多个血管图像;

计算单元,计算用于对上述各血管图像上的相对于上述对象血管的行进方向的中心轴与上述二维断面的偏移进行判定的特征量;

判定单元,根据上述特征量,从上述多个血管图像中判定最佳图像;以及

测量单元,使用上述最佳图像,测量上述对象血管的中膜厚度。

10. 根据权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述多个血管数据是与周期性变化的生物体信号同步地被进行摄像而得到的数据,与上述生物体信号的时相建立对应,

上述图像生成单元生成与上述生物体信号的时相建立了对应的上述多个血管图像,

上述计算单元从上述多个血管图像中选择与规定时相对应的多个血管图像,计算针对该被选择的上述各血管图像的上述特征量,

上述判定单元从上述被选择的多个血管图像中判定上述最佳图像。

11. 根据权利要求 10 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述生物体信号是 ECG 信号。

12. 根据权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述计算单元根据上述各血管图像的像素值或者像素值变化率来提取被测量区域,使用上述被测量区域来计算上述特征量。

13. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述计算单元计算上述被测量区域的至少两处的宽度方向宽度,作为上述特征量。

14. 根据权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

当上述各血管图像是血流图像时,上述计算单元提取出包含血流信号的区域作为被测量区域,并且计算该被测量区域的面积作为上述特征量。

15. 根据权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述判定单元按上述被选择的每个血管图像生成对相对于上述对象血管的长度方向的上述特征量的变化进行表示的曲线图,

并根据上述生成的多个上述曲线图来判定上述最佳图像。

16. 根据权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述判定单元将对上述被选择的各血管图像上的上述对象血管的断面进行椭圆拟合而得到的椭圆长轴长和椭圆短轴长作为上述特征量,从上述被选择的多个血管图像中判定上述最佳图像。

17. 一种医用图像处理方法,其特征在于,具备下述步骤:

使用对包含对象血管的二维断面进行摄像而得到的多个血管数据,生成多个血管图像,

计算用于对上述各血管图像上的相对于上述对象血管的行进方向的中心轴与上述二维断面的偏移进行判定的特征量,

根据上述特征量,从上述多个血管图像中判定最佳图像,以及

使用上述最佳图像来测量上述对象血管的中膜厚度。

超声波诊断装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理方法

[0001] 本申请主张 2011 年 12 月 26 日申请的日本专利申请号 2011-284385 的优先权,并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理方法。

背景技术

[0003] 例如,涉及在评价血管的内中膜厚度 IMT (Intima-MediaThickness) 的诊断等中所使用的超声波诊断装置等。

[0004] 医用图像诊断是对由超声波诊断装置、X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置、核医学诊断装置等医用图像诊断装置取得并显示的医用图像进行观察,在视觉上进行诊断的装置。例如,超声波图像诊断通过对由超声波诊断装置取得并显示的超声波图像进行观察,来在视觉上对肿瘤等进行诊断。在此,超声波诊断装置是指向被检体内发送由设置在超声波探头上的振动元件产生的超声波脉冲,通过振动元件接收因被检体组织的声抗阻的差异而产生的超声波反射波,来收集生物体信息的装置。由于通过仅使超声波探头与体表接触的简单操作就能够进行图像数据的实时显示,因此,该装置被广泛地用于各种脏器的形态诊断、功能诊断中。

[0005] 近年来,例如正在进行利用超声波诊断装置来评价血管的内中膜厚度 IMT 的诊断。该诊断一般如以下那样执行。即,首先在观察对包含作为诊断对象的血管(对象血管)的二维断面进行超声波扫描而得到的图像的同时,对探头进行微调整,以使得进行超声波扫描的二维断面(超声波扫描面)通过对象血管的中心轴,并将与多个时相对应的多个图像保存到电影存储器中。接着,从所保存的多个图像中,通过目视等选择最适合 IMT 测量的图像,并设定关心区域。装置根据所设定的关心区域,自动或者手动地计算出 IMT。当还考虑心脏的跳动的影响时,利用 ECG 波形等,选择与同一时相对应的多个图像,并从其中选择最适合最佳的 IMT 测量的图像。

[0006] 在超声波诊断装置所采用的 IMT 测量中,需要以超声波扫描面实质上沿着对象血管的中心轴的方式(以超声波扫描面实质上包含对象血管的中心轴的方式),准确地对超声波探头进行定位。然而,在以往的超声波诊断装置中,操作者必须只能以自身的感觉来进行超声波扫描面实质上是否包含对象血管的中心轴的判断。因此,例如当超声波扫描面实质上没有沿着对象血管的中心轴时(超声波扫描面实质上不包含对象血管的中心轴),有时会过大地评价测量结果。

[0007] 另外,根据部位的不同,有时作为 IMT 测量对象的血管的直径(例如约 1cm 左右)和超声波探头的超声波发送接收面的纵宽为相同程度。此时,对于经验匮乏的操作者而言,可以说正确地设置超声波扫描面是相当困难的工作。并且,即使在通过超声波探头位置的微

调整,超声波扫描面实质上能够包含对象血管的中心轴的情况下,从根据该位置而取得的多个图像中选择最适合 IMT 测量的图像(最佳图像)的操作也在很大程度上依赖于操作者的经验。

[0008] 其中,例如为了血管弹性测量,例如在日本特开 2009-160370 号公报中还提出了根据反射波强度,来瞄准超声波探头的位置的方法(例如,成为反射波强度最大的位置沿着血管中心轴的位置等)。然而,在该方法中,需要使多个超声波振子机械式摆动,装置的结构变得复杂。

发明内容

[0009] 本发明是鉴于上述问题而提出的,其目的在于,提供一种不论操作者有无经验,都能够通过比较简单的结构执行客观性较高的 IMT 测量的超声波诊断装置、医用图像诊断装置以及超声波图像处理方法。

[0010] 一个实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:数据取得单元,利用超声波对包含对象血管的二维断面反复进行扫描,取得多个超声波数据;图像生成单元,使用上述多个超声波数据来生成多个超声波图像;计算单元,计算用于对上述各超声波图像上的相对于上述对象血管的行进方向的中心轴与上述二维断面的偏移进行判定的特征量;判定单元,根据上述特征量,从上述多个超声波图像中判定最佳图像;和测量单元,使用上述最佳图像,测量上述对象血管的中膜厚度。

[0011] 能够实现在对三维图像数据进行区域分割时,通过观察导向所使用的二维图像而总是能够取得所期待的分割结果的超声波诊断装置等。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的模块结构的图。

[0013] 图 2 是表示 IMT 测量辅助处理的流程的流程图。

[0014] 图 3 是用于对通过超声波探头的位置对准实现的超声波扫描面的调整进行说明的图。

[0015] 图 4 是表示不存在斑块(plaque)的对象血管图像的一个例子的图。

[0016] 图 5 是表示存在斑块的多个对象血管图像的一个例子的图。

[0017] 图 6 是表示与所选择的同一时相对应的对象血管图像的图。

[0018] 图 7 是示出了对针对对象血管的长度方向的特征量的变化进行表示的曲线图(特征量曲线)的一个例子的图。

[0019] 图 8 是用于说明对象血管的中心轴与超声波扫描面的位置关系的图。

[0020] 图 9 是用于说明对象血管的中心轴与超声波扫描面的位置关系的图。

[0021] 图 10 是用于说明血管断面的椭圆拟合(fitting)处理的图。

[0022] 图 11 表示了超声波扫描面 M 实质上包含血管中心轴时的一个例子。

[0023] 图 12 表示了超声波扫描面 M 实质上不包含血管中心轴时的一个例子。

[0024] 图 13 表示了绘制了同一时相的每个对象血管图像的面积的特征量曲线的一个例子。

[0025] 符号说明:1…超声波诊断装置、12…超声波探头、13…输入装置、14…显示器、

21...超声波发送单元、22...超声波接收单元、23...B模式处理单元、24...血流检测单元、25...RAW 数据存储单元、26...体数据生成单元、27...区域分割辅助处理单元、28...图像处理单元、29...控制处理器(CPU)、30...显示处理单元、31...存储单元、32...接口单元。

具体实施方式

[0026] 根据本发明的实施方式,超声波诊断装置包括:数据取得单元、图像生成单元、判定单元、测量单元。数据取得单元利用超声波对包含对象血管的二维断面反复扫描,取得多个超声波数据。图像生成单元使用多个超声波数据来生成多个超声波图像。计算单元计算用于对各超声波图像上的相对于对象血管的行进方向的中心轴与二维断面的偏移进行判定的特征量。判定单元根据特征量,从多个超声波图像中判定最佳图像。测量单元使用最佳图像来测量对象血管的中膜厚度。

[0027] 以下,按照附图对实施方式进行说明。其中,在以下的说明中,针对具有大致相同的功能以及结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0028] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的模块结构的图。如该图所示,本超声波诊断装置1具备:超声波探头12、输入装置13、显示器14、超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、血流检测单元24、图像生成处理单元25、测量处理单元27、显示处理单元28、控制处理器(CPU)29、存储单元30、接口单元31。以下,针对各个构成要素的功能进行说明。

[0029] 超声波探头12是对被检体发送超声波,并接收基于该发送了的超声波的来自被检体的反射波的设备(探针),具有在其前端排列有多个的压电振子、匹配层背衬材料等。压电振子、超声波探头12根据来自超声波发送单元21的驱动信号对扫描区域内的所希望的方向发送超声波,将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层是设置在该压电振子,用于高效地传播超声波能量的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头12对被检体P发送了超声波,则该发送超声波被体内组织的声抗阻的不连续面依次反射,作为回波信号由超声波探头12接收。该回波信号的振幅依存于实现反射的不连续面的声抗阻之差。另外,发送的超声波脉冲被移动的血流反射时的回波由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,接受频移。

[0030] 其中,设本实施方式所涉及的超声波探头12是一维阵列探头(多个超声波振子沿着规定的方向一维排列的探头)。然而,并不拘泥于该例子,超声波探头12例如也可以是二维阵列探头(多个超声波振子二维矩阵状地排列的探头)。

[0031] 输入装置13具有与装置主体11连接,用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体11的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如,如果操作者操作了输入装置13的结束按钮或FREEZE按钮,则超声波的发送接收结束,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0032] 显示器14根据来自图像处理单元28的视频信号,将生物体内的形态学信息、或血流信息显示为图像。

[0033] 超声波发送单元21具有未图示的触发发生电路、延迟电路、以及脉冲发生器电路等。在触发发生电路中,以规定的速率频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒),反复产生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,对各触发脉冲赋予按每个信道将超声波会聚成束

状且决定发送指向性所需的延迟时间。脉冲发生器电路以基于该触发脉冲的定时对探头 12 施加驱动脉冲。

[0034] 其中,为了按照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描序列,超声波发送单元 21 具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。尤其对于发送驱动电压的变更而言,由能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电气切换多个电源单元的机构来实现。

[0035] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中,将经由探头 12 取入的回波信号按每个信道放大。在 A/D 转换器中,对放大后的回波信号决定接收指向性,赋予进行接收动态聚焦所需的延迟时间,然后,在加法器中进行加法运算处理。通过该加法运算,来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被强调,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0036] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据。

[0037] 血流检测单元 24 根据从接收单元 22 接收到的回波信号来检测血流信号,生成血流数据。血流信号的检测通常由 CFM (Color FlowMapping) 来进行。此时,对血流信号进行解析,作为血流数据,针对多点求出平均速度、方差、功率等血流信息。

[0038] 图像生成处理单元 25 使用从 B 模式处理单元 23、血流检测单元 24 输出的数据,生成图像数据。另外,图像生成处理单元 25 使用从 B 模式处理单元 23、血流检测单元 24 输出的数据来生成体数据,进行体绘制、多断面转换显示(MPR)、最大值投影显示(MIP : maximum intensityprojection)等规定的图像处理。此外,也可以以使噪音减低、图像的连接优良为目的,在图像生成处理单元 25 之后插入二维滤波器,进行空间上的平滑化处理(smoothing:滤波)。

[0039] 在后述的 IMT 测量辅助功能中,测量处理单元 27 执行规定的测量处理等。

[0040] 显示处理单元 28 对于在图像处理单元 28 中生成、被处理的各种图像数据执行动态范围、亮度(明亮度)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等各种处理。

[0041] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 31 读出用于实现后述的 IMT 测量辅助功能的专用程序并在自身所具有的存储器上展开,执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0042] 存储单元 30 保管有:用于实现后述的 IMT 测量辅助功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、体部标记(body mark)生成程序、其他的数据组。另外,根据需要,也被用于 RAW 数据存储器中的图像的保管等。存储单元 30 的数据还能够经由接口单元 31 向外部外围设备转送。

[0043] 接口单元 31 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据、解析结果等能够通过接口单元 31,经由网络向其他的装置转送。

[0044] (IMT 测量辅助功能)

[0045] 接着,针对本超声波诊断装置 1 所具有的 IMT 测量辅助功能进行说明。该功能是在进行 IMT 测量的情况下,根据与对象血管相关的客观的定量值(特征量)来对超声波扫描面实质上包含对象血管的中心轴的图像进行判定的功能。

[0046] 其中,在本实施方式中,为了使说明具体化,以在超声波诊断装置中应用 IMT 测量辅助功能的情况为例。然而,并不拘泥于该例子,例如在 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置、核医学诊断装置等医用图像诊断装置、或医用工作站(医用图像参照装置)中,也能够实现本 IMT 测量辅助功能。

[0047] 另外,在本实施方式中,为了使说明具体化,以使用在图像生成处理单元 25 中接受了处理的二维图像数据(B 模式数据、CFM 数据等)来执行本 IMT 测量辅助处理的情况为例进行说明。然而,作为处理对象的数据也可以使用从 B 模式处理单元 23、血流检测单元 24 输出的各 RAW 数据来执行。

[0048] 图 2 是表示按照本 IMT 测量辅助功能的处理(IMT 测量辅助处理)的流程的流程图。以下,针对各步骤中的处理的内容进行说明。

[0049] [输入患者信息等:步骤 S1]

[0050] 经由输入装置 13 执行患者信息的输入、发送接收条件(用于决定被扫描区域的大小的视角、焦点位置、发送电压等)、用于对包含对象血管的二维断面进行超声波扫描的摄像模式(B 模式、CFM 模式等)、用于执行 IMT 测量辅助处理的模式(IMT 测量辅助处理模式)等的选择(步骤 S1)。输入、选择的各信息、条件、模式等被自动地存储在存储单元 31 中。

[0051] [二维图像数据的取得、显示:步骤 S2]

[0052] 超声波探头 12 与被检体表面的所希望的位置抵接,将包含对象血管的二维断面作为被扫描区域,执行基于 B 模式或者 CFM 模式的超声波扫描。通过基于 B 模式的超声波扫描而取得的回波信号依次经由超声波接收单元 22 被发送至 B 模式处理单元 23、血流检测单元 24。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理、包络线检波处理等,生成多个 B 模式数据。另外,血流检测单元 24 根据由接收单元 22 接收到的回波信号对血流信号进行检测,生成血流数据。图像生成处理单元 25 使用 B 模式数据或者血流数据,生成 B 模式图像或者血流图像。所生成的各图像在显示处理单元 28 中接受规定的显示处理,在显示器 14 中被以规定的方式实时显示。操作者一边观察实时显示的二维图像,一边如图 3 所示那样对超声波探头 12 的位置进行调整,使超声波扫描面实质上包含对象血管的中心轴(步骤 S2)。

[0053] [对象血管图像的保存:步骤 S3]

[0054] 接着,以 ECG 信号为触发,将与对象血管相关的多帧量的超声波图像(对象血管图像)保存到图像生成处理单元 25 所具有的电影存储器中。此时,以 ECG 信号作为基准的每个图像的时间信息也与各图像建立对应而保存(步骤 S3)。

[0055] [同一时相图像的选择:步骤 S4]

[0056] 测量处理单元 27 根据以 ECG 信号作为基准的时间信息,从保存在电影存储器中的多帧量的对象血管图像中,选择同一时相(例如,从 R 波开始规定期间之后的时相)的多个对象血管图像(参照图 6)。

[0057] [特征量的计算:步骤 S5]

[0058] 测量处理单元 27 提取所选择的同一时相的各对象血管图像中的被测量区域。该被测量区域的提取能够由以下的各种方法来实现。例如,当将被测量区域设为管腔区域时,在 B 模式图像中,被测量区域的亮度值(或者像素值)比周边的组织区域的亮度值低,被测量区域与其以外的区域的边界处的亮度值变化率(像素值变化率)也比其他位置处的亮度值变化率高。因此,当对象血管图像是 B 模式图像时,通过基于亮度值或者亮度值变化率的合

适值的阈值处理,能够提取出管腔区域。另外,当对象血管图像是 CFM 图像时,可以将包含血流信号的区域作为被测量区域来提取。

[0059] 其中,在成为被测量区域的提取对象的血管中,存在如图 4 所示那样宽度实质上均匀的血管,如图 5 所示那样具有斑块而宽度不均匀的血管等。在后者的情况下,可以通过由使用了斑块的相邻区域的信息的插补处理来除去斑块区域的、将管腔区域定义为除了被测量区域之外还包含血管内中膜的区域等方法,来减少斑块形状的影响。另外,并不拘泥于这些例子,还能够根据与对象血管相关的客观的定量值,采用任意的被测量区域。

[0060] 另外,测量处理单元 27 在提取出的每个对象血管图像的与各被测量区域的长度方向相关的至少两处以上的位置,计算用于对相对于对象血管的行进方向的中心轴与二维断面的偏移进行判定的特征量(步骤 S5)。其中,在本实施方式中,如图 6 所示,假设采用对象血管的宽度方向宽度作为上述特征量,在与被测量区域的长度方向相关的三处位置计算特征量。

[0061] [最佳图像的判定:步骤 S6]

[0062] 测量处理单元 27 使用计算得到的多个特征量,按所选择的同一时相的每个对象血管图像生成对相对于对象血管的长度方向的特征量的变化进行表示的曲线图(特征量曲线)。在图 7 中,示出了同一时相的每个对象血管图像的特征量曲线的一个例子。

[0063] 测量处理单元 27 从多个特征量曲线中选择具有最大的特征量(最大特征量)的特征量曲线,将与该特征量曲线对应的对象血管图像判定为最适合 IMT 测量的图像(最佳图像)(步骤 S6)。在此,将与具有最大特征量的特征量曲线对应的图像作为最佳图像是由于如果是最适合 IMT 测量的图像,则同一时相的所有对象血管图像都具有最大特征量(在此,为对象血管的宽度方向宽度的最大值、即血管直径)。

[0064] 其中,当具有最大特征量的特征量曲线是多个时,例如通过以下的方法来判定最佳图像。如图 8 所示,实际的血管的立体形状能够近似于圆筒形。假设在超声波扫描面完全包含血管中心轴 A 时,对象血管图像所包含的对象血管的断面(或者被测量区域)实质上为矩形。因此,在三处测量到的各特征量为实质上相同的值。另一方面,当断面如图 8 的 S1 ~ S3 所示那样横穿血管中心轴 A 时,只在其横穿的位置为最大特征量。因此,能够将具有最大特征量的多个特征量曲线中与沿着长度方向的变化率最少的特征量曲线对应的对象血管图像作为最佳图像。

[0065] [IMT 测量结果的显示:步骤 S7]

[0066] 测量处理单元 27 使用所判定的最佳图像来执行 IMT 测量。得到的结果被以规定的方式显示在显示器 14 上。

[0067] 根据以上所述的本超声波诊断装置,在与每个对象血管图像的各被测量区域的长度方向相关的至少两处以上的位置,计算用于对相对于对象血管的行进方向的中心轴与二维断面的偏移进行判定的特征量,根据该特征量判定最适合 IMT 测量的图像。从而,不管操作者有无经验,都能够根据客观的指标,总是使用最佳的图像来进行 IMT 测量。

[0068] (第 2 实施方式)

[0069] 接着,针对第 2 实施方式进行说明。本实施方式所涉及的超声波诊断装置是将通过椭圆拟合而得到的椭圆短轴长、长轴长等作为特征量,对最佳图像进行判定的装置。

[0070] 如图 9 所示,被不包含中心轴 A 的平面切断的圆筒状的断面在理论上呈图 10 所示

那样的椭圆形。另一方面,当切断面完全通过圆筒的中心轴时,可认为作为切断面的椭圆的长轴长为无限大。根据这些观点,能够通过椭圆拟合的长轴长来评价基于平面得到的血管断面与中心轴的位置关系。即,针对在步骤 S5 中选择出的同一时相的所有血管对象图像,计算被测量区域的长度方向的长度和宽度方向的宽度(即,血管直径)。然后,如图 10 所示,对各血管对象图像的血管断面进行椭圆拟合,将所得到的椭圆短轴长与根据血管直径得到的血管半径进行比较。结果,当短轴长比血管半径短时,能够判定为血管断面没有通过血管中心轴。另一方面,当椭圆短轴长和血管半径实质上相等时,或者当长轴长比事前设定的阈值短时等,能够判定为血管断面与中心轴以某一角度交差。另外,当椭圆短轴长与血管半径相等、长轴长比事前设定的阈值长时,可看作血管断面实质上包含中心轴 A。

[0071] 这样,即使将通过血管断面的椭圆拟合而得到的椭圆短轴长以及长轴长作为基准(特征量),也能够判定最佳图像。

[0072] (第 3 实施方式)

[0073] 接着,针对第 3 实施方式进行说明。本实施方式所涉及的超声波诊断装置是将根据彩色血流成像图(CFM)取得了超声波图像时所得到的血流区域的面积作为特征量,对最佳图像进行判定的装置。

[0074] 图 11 表示了超声波扫描面 M 实质上包含血管中心轴时的一个例子。图 12 表示了超声波扫描面 M 实质上不包含血管中心轴时的一个例子。将图 11、图 12 进行比较得知,超声波扫描面 M 实质上包含血管中心轴时的 CFM 图像上的血流区域的面积一定比超声波扫描面 M 实质上不包含血管中心轴时的 CFM 图像上的血流区域的面积大。

[0075] 因此,当对象血管图像是 CFM 图像时,在已经叙述的步骤 S5 中,以流速、功率的至少一方作为基准来提取包含血流信号的区域。在接下来的步骤 S6 中,通过判定该提取出的区域的面积为最大的图像,能够判定最佳图像。在图 13 中,示出了描绘出同一时相的每个对象血管图像的面积的特征曲线的一个例子。

[0076] 根据以上所述的方法,不管操作者有无经验,都能够根据客观的指标,总是使用最佳的图像来进行 IMT 测量。

[0077] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

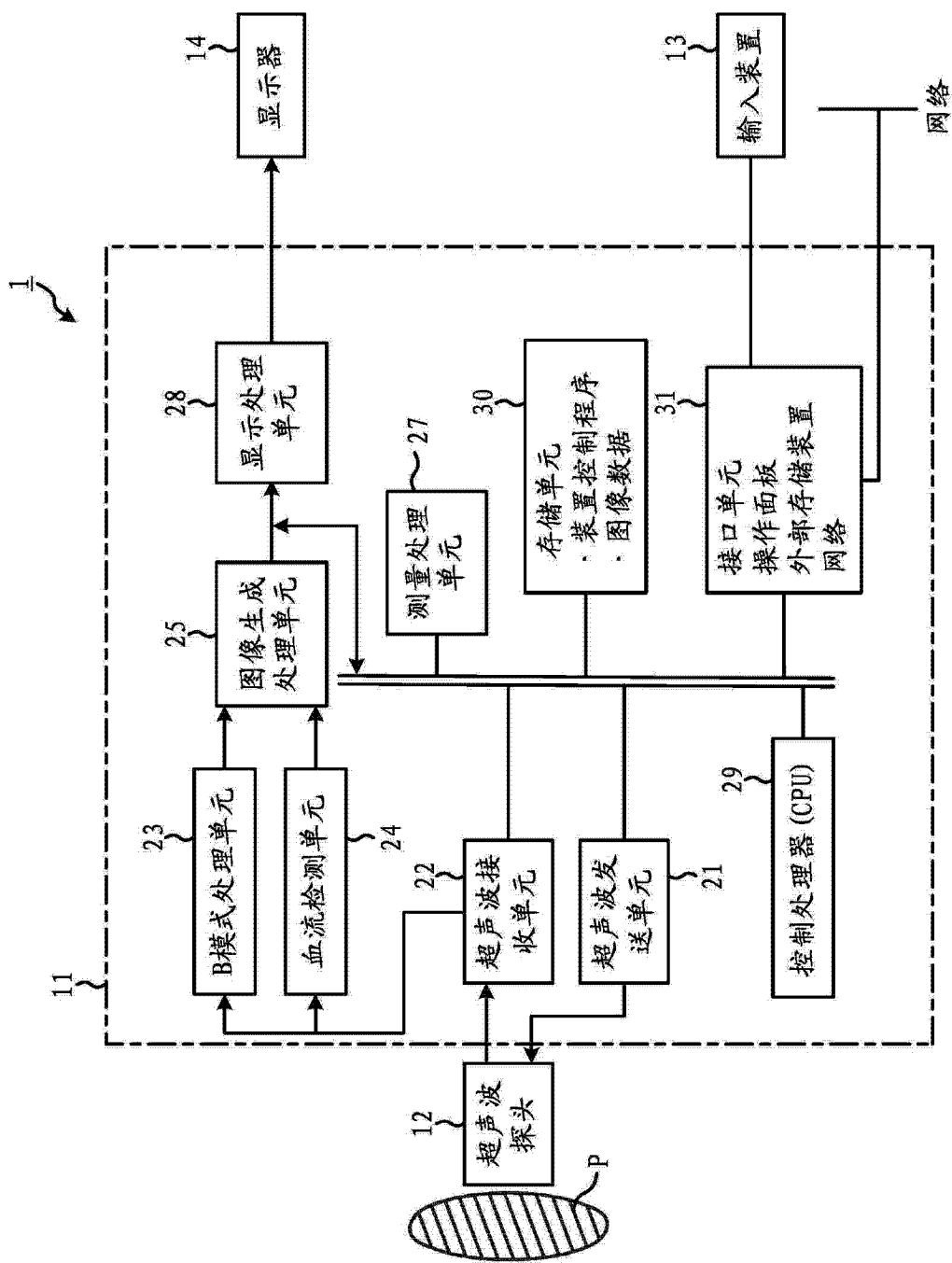


图 1

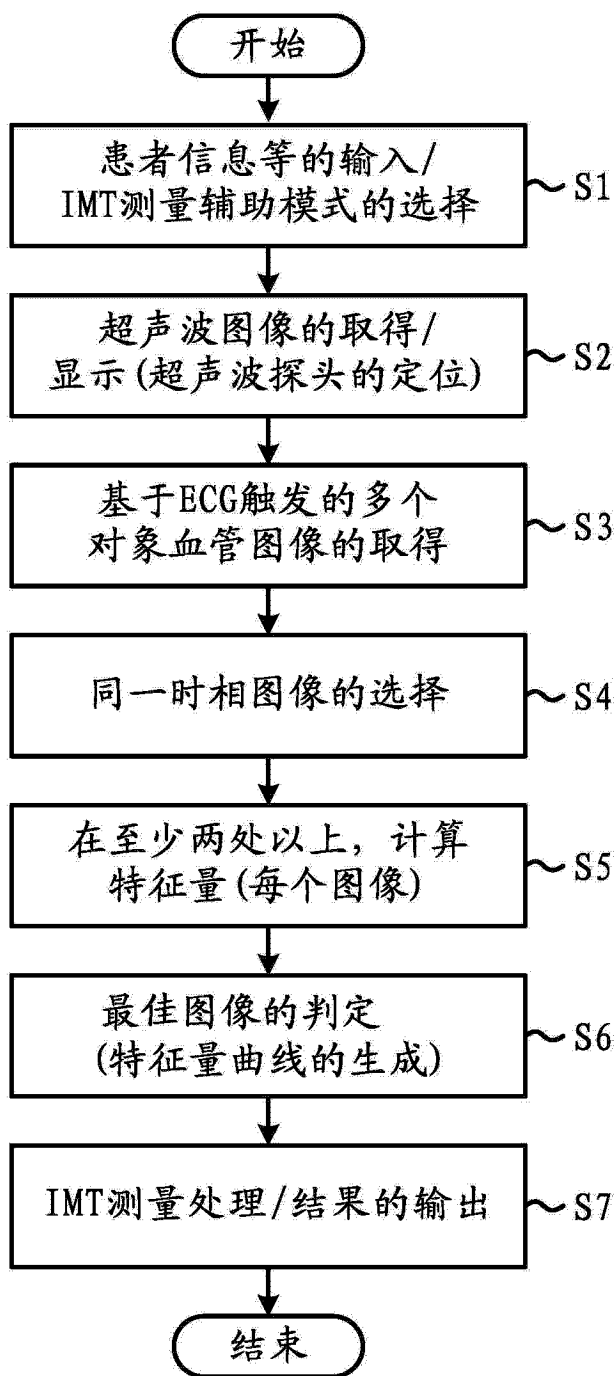


图 2

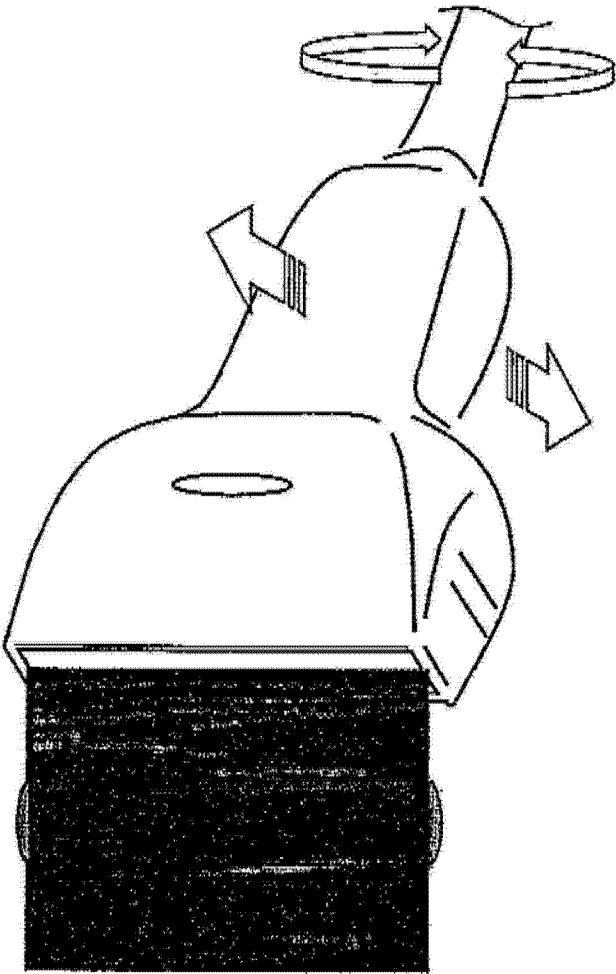


图 3

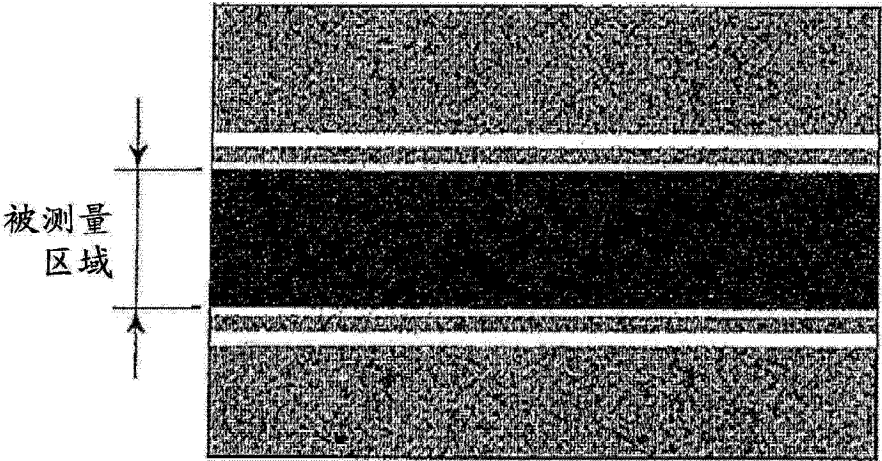


图 4

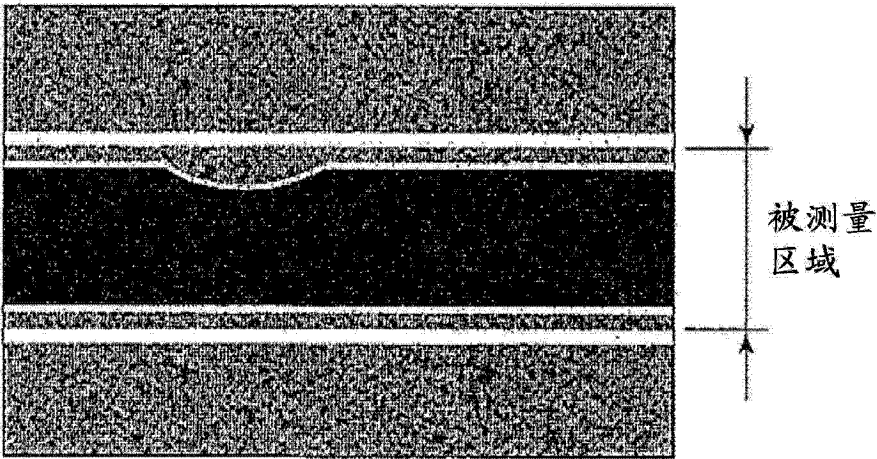


图 5

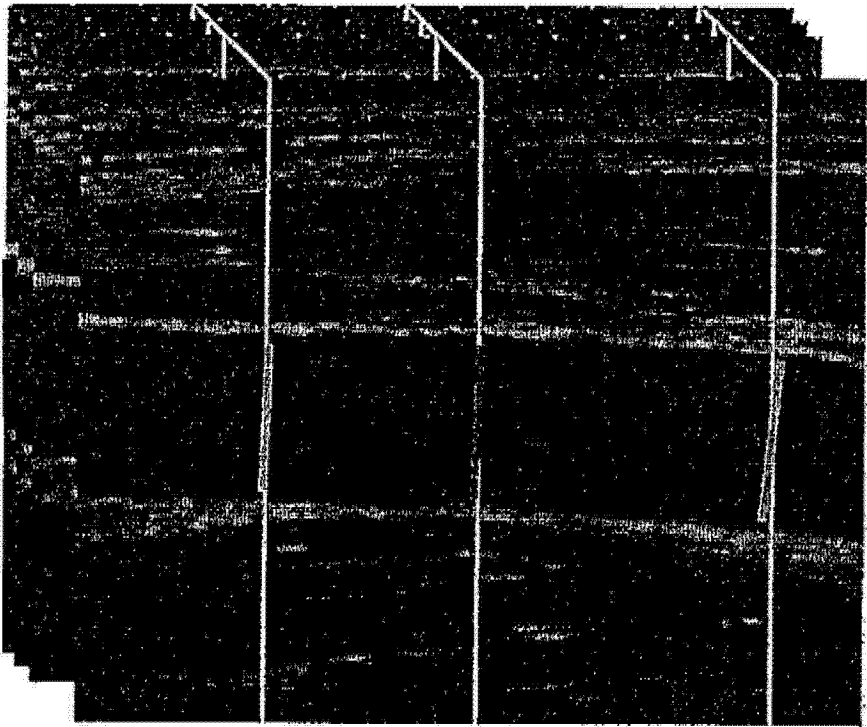


图 6

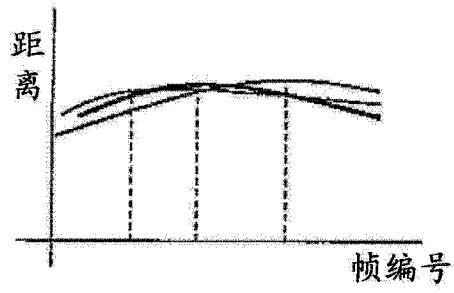


图 7

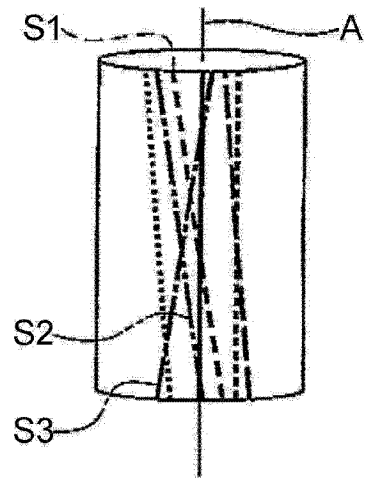


图 8



图 9

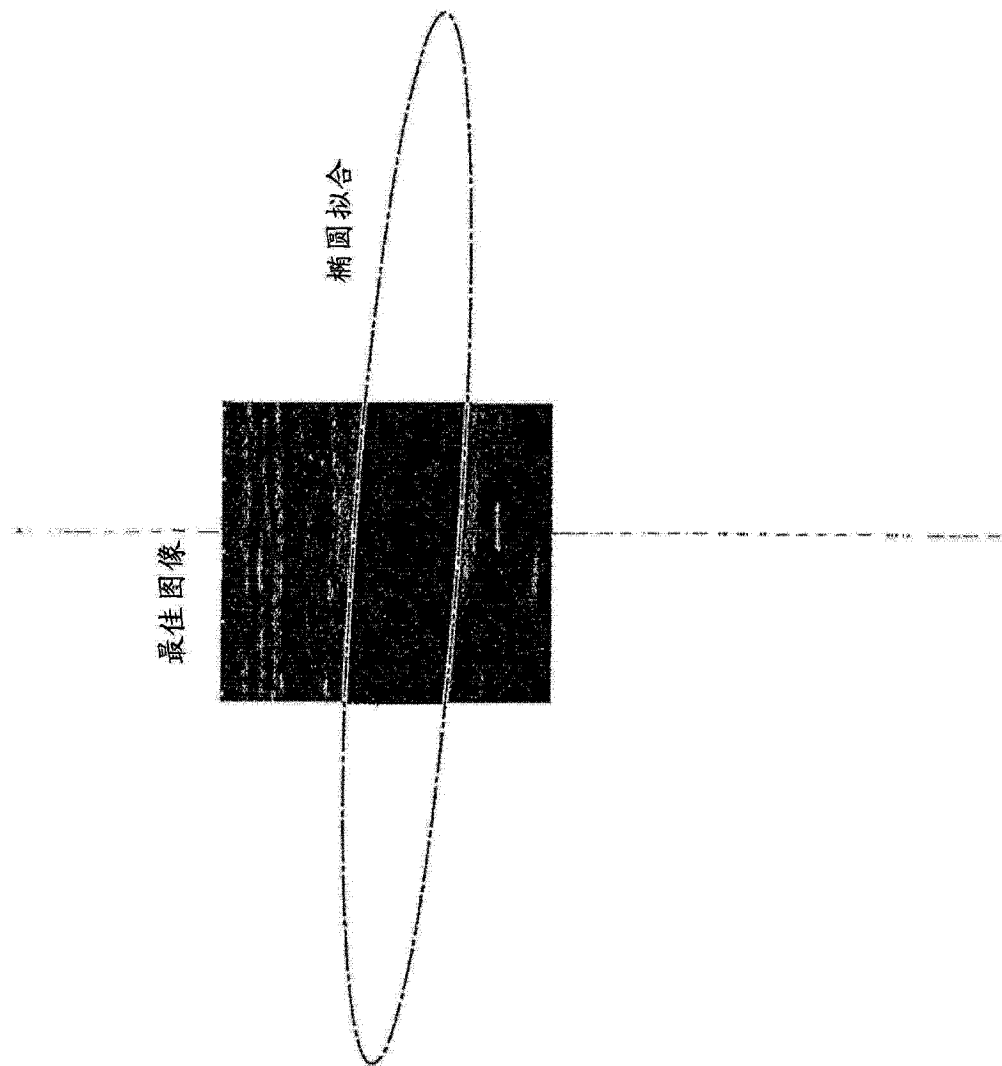


图 10

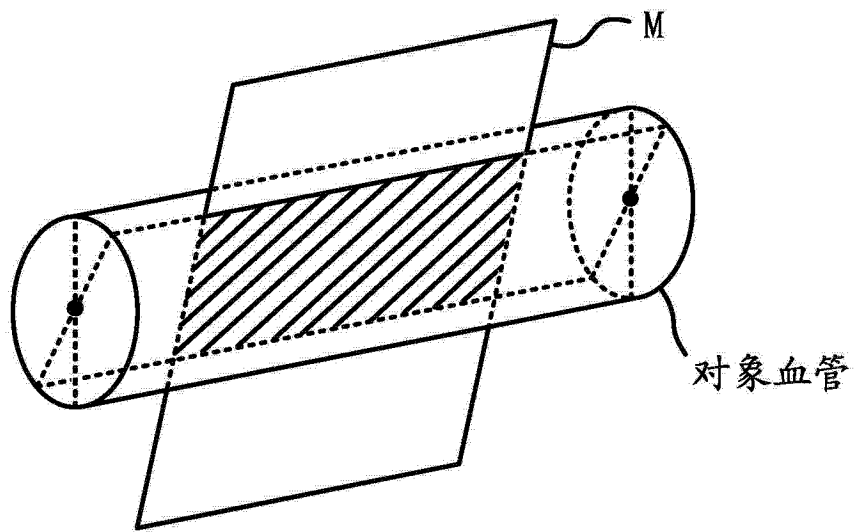


图 11

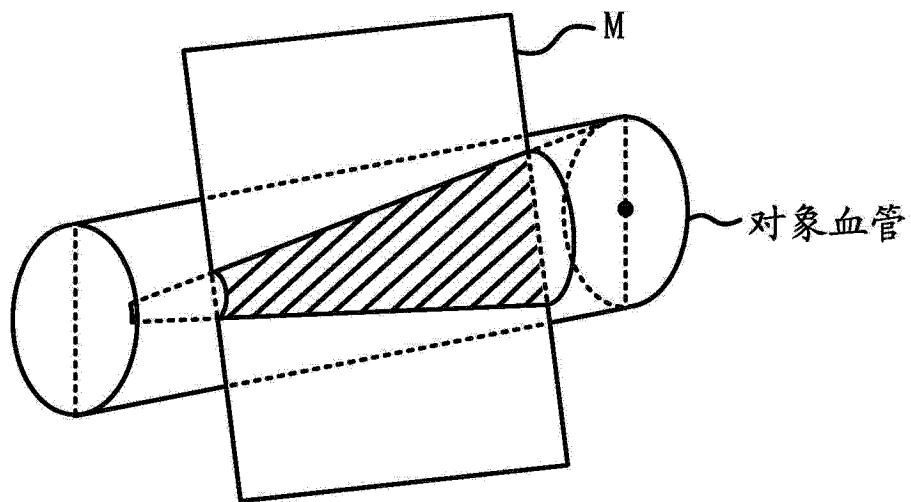


图 12

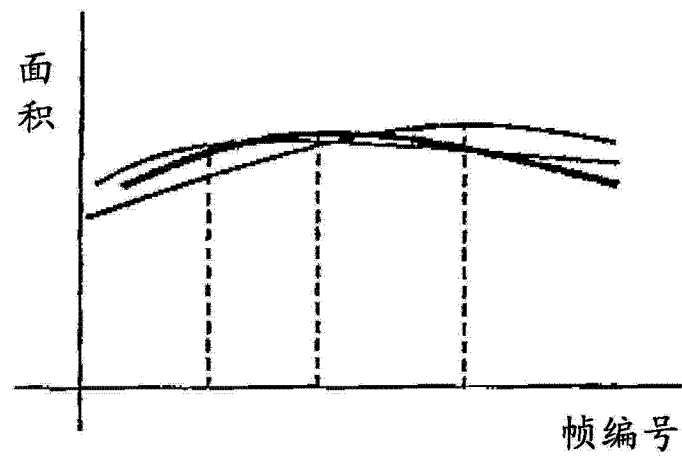


图 13