



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102469991 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201180003129. 2  
 (22) 申请日 2011. 06. 03  
 (30) 优先权数据  
 2010-130439 2010. 06. 07 JP  
 2011-085718 2011. 04. 07 JP  
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日  
 2012. 02. 03  
 (86) PCT国际申请的申请数据  
 PCT/JP2011/003156 2011. 06. 03  
 (87) PCT国际申请的公布数据  
 W02011/155168 JA 2011. 12. 15  
 (73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社  
 地址 日本东京都  
 (72) 发明人 范树峰 陈英俊 张国成  
 (74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
 11105  
 代理人 李芳华

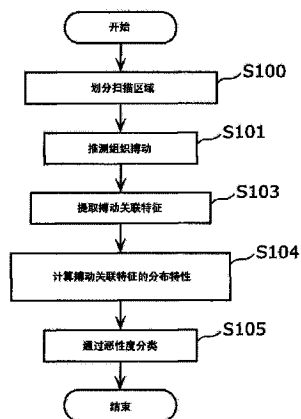
(51) Int. Cl.  
*A61B 8/08*(2006. 01)  
*A61B 8/02*(2006. 01)  
 (56) 对比文件  
 JP 特开 2003-116855 A, 2003. 04. 22,  
 CN 1720865 A, 2006. 01. 18,  
 US 2006/0052702 A1, 2006. 03. 09,  
 CN 101160099 A, 2008. 04. 09,  
 CN 101431942 A, 2009. 05. 13,  
 JP 特开 2009-183564 A, 2009. 08. 20,  
 审查员 齐蓓蓓

权利要求书4页 说明书26页 附图24页

(54) 发明名称  
 组织恶性肿瘤检测装置

(57) 摘要

为了通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征来更正确地判断恶性肿瘤,有关本发明的组织恶性肿瘤检测方法包括:块划分步骤(S100),将用超声波扫描组织的区域划分为多个块;组织搏动推测步骤(S101),按多个块中的每个块,基于扫描信号推测作为通过组织搏动而发生的组织的变位的时间变化的组织搏动;搏动关联特征提取步骤(S103),按多个块中的每个块,从组织搏动中提取作为关于组织的搏动的参数的多个搏动关联特征;分布特性计算步骤(S104),按多个块中的每个块,计算多个搏动关联特征的分布特性;恶性分类步骤(S105),基于分布特性对多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。



CN 102469991 B

1. 一种组织恶性肿瘤检测装置,通过用超声波扫描组织而得到的扫描信号检测包含在上述组织中的恶性肿瘤,其特征在于,包括:

块划分部,将对上述组织进行了扫描的区域划分为多个块;

组织搏动推测部,按上述多个块中的每个块,基于上述扫描信号推测组织搏动,该组织搏动是通过上述组织进行搏动而发生的上述组织的变位的时间变化;

搏动关联特征提取部,按上述多个块中的每个块,从上述组织搏动中提取作为关于上述组织的搏动的参数的多个搏动关联特征;

分布特性计算部,按上述多个块中的每个块,计算上述多个搏动关联特征的分布特性;以及

恶性分类部,基于上述分布特性,对上述多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。

2. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

还包括根据在上述恶性分类部中被分类为是上述恶性块的块来确定癌性肿瘤的位置的肿瘤位置确定部。

3. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述组织搏动推测部包括:

组织变位计算部,根据上述扫描信号计算作为组织的空间位置的变位的组织变位;

组织形变计算部,根据计算出的上述组织变位,计算作为上述组织变位的空间梯度的组织形变;以及

搏动波形生成部,生成上述组织搏动的波形即搏动波形,来作为相对于时间的上述组织变位或相对于时间的上述组织形变。

4. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

还包括提取所推测的上述组织搏动之中的、起因于心脏的搏动的心搏动所产生的成分的前处理部。

5. 如权利要求4所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述前处理部还包括:

心功率计算部,计算作为与所推测的上述组织搏动之中的心搏动相关联的功率的心功率;

心搏聚类部,基于上述心功率的大小对上述组织内的区域进行聚类;

极值识别部,识别聚类后的上述组织内的区域中的上述心搏动的振幅的极值;以及

心搏调整部,基于上述极值调整作为上述组织搏动的波形的搏动波形的振幅。

6. 如权利要求5所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述极值识别部还包括:

极值点识别部,识别上述搏动波形中的波峰和波谷;以及

异常值丢弃部,为了将与其他波峰的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波峰、以及与其他波谷的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波谷删除,将上述搏动波形的振幅的异常值丢弃。

7. 如权利要求5所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述前处理部还包括:

干扰删除部,从上述搏动波形中,将对应于与其他波峰的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波峰的部分、和对应于与其他波谷的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波谷的部分除去;以及

搏动调整部,调整上述搏动波形的振幅,以使上述搏动波形的波峰在时间方向上排列为一系列、并且上述搏动波形的波谷在时间方向上排列为一系列。

8. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述组织搏动推测部,对包含在上述多个块中的各块的全部扫描点推测上述组织搏动。

9. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述组织搏动推测部,以包含在上述多个块中的各块的1个或几个代表性搏动、或上述代表性搏动的组合,来推测上述组织搏动。

10. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述搏动关联特征是作为关于上述组织搏动的振幅的特征量的搏动振幅特征、作为关于上述组织搏动的波形的形状的特征量的搏动形状特征、以及作为关于上述组织搏动的波形的时间变化的特征量的搏动时间特征中的至少1个。

11. 如权利要求10所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述搏动形状特征是以下中的至少1个:

L1/L2,该L1/L2是作为心周期的收缩部分的期间的收缩期间L1与作为心周期的舒张部分的期间的舒张期间L2的比率;

L3/L4,该L3/L4是收缩中间点及舒张中间点之间的期间L3与心搏动的周期L4的比率,其中上述收缩中间点是在上述收缩期间中振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率的收缩曲线上的点,上述舒张中间点是在上述舒张期间中振幅相对于上述最大振幅等于预先定义的比率的舒张曲线上的点;

上述舒张曲线与连结收缩峰和舒张结束点的预先定义的曲线之间的偏差,其中上述收缩峰是上述收缩期间中的振幅的波峰,上述舒张结束点是上述舒张期间的结束点;

偏度,表示心搏动的非对称性;

峰度,表示上述收缩峰的尖锐度;和

上述舒张曲线中包含的极值的偏差。

12. 如权利要求10所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述搏动形状特征在形状特征计算部中计算,该形状特征计算部包括:

根据上述组织搏动计算心周期的心博期间计算部;

使用上述心周期识别临界点的临界点识别部;以及

基于上述心周期和上述临界点提取上述搏动形状特征的形状特征提取部。

13. 如权利要求12所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述心周期的上述临界点包括:

收缩开始点,该收缩开始点是心周期的收缩部分的开始点;

舒张结束点,该舒张结束点是心周期的舒张部分的结束点;

收缩峰,该收缩峰是上述收缩期间中的振幅的波峰;

收缩中间点,该收缩中间点是在心周期的收缩部分的期间中振幅相对于最大振幅等于

预先定义的比率的收缩曲线上的点;和

舒张中间点,该舒张中间点是在心周期的舒张部分的期间中振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率的舒张曲线上的点。

14. 如权利要求12所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述临界点识别部包括:

检索部,检索上述组织搏动中的极小点和极大点;

搏动方向识别部,基于上述极小点和极大点,识别表示上述组织搏动具有向上的收缩曲线、还是具有向下的收缩曲线的搏动方向;以及

临界点决定部,使用上述极大点、上述极小点、和上述搏动方向,求出上述搏动波形中的上述临界点。

15. 如权利要求11所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述预先定义的曲线是直线。

16. 如权利要求11所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

搏动关联特征提取部,在上述搏动具有向上的收缩曲线的情况下,计算上述舒张曲线与上述预先定义的曲线之间的正的差分,来作为上述偏差,在上述搏动具有向下的收缩曲线的情况下,计算上述舒张曲线与上述预先定义的曲线之间的负的差分,来作为上述偏差。

17. 如权利要求11所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述搏动时间特征是上述心周期的延迟、作为上述心搏动的波形的心波形的差异、和上述组织搏动的波形的自回归系数中的至少1个。

18. 如权利要求17所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述心周期的延迟在心周期延迟计算部中计算,该心周期延迟计算部包括:

决定基准心周期的基准心周期决定部,该基准心周期是作为基准的心周期;以及

计算对象心周期相对于上述基准心周期的延迟的延迟计算部。

19. 如权利要求18所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述基准心周期决定部,选择扫描数据之中的振幅最大的心周期,作为上述基准心周期。

20. 如权利要求18所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述基准心周期根据心电图检查ECG信号决定。

21. 如权利要求19所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述心波形的差异在延迟计算部中计算,该延迟计算部包括:

计算基准心波形的基准心波形计算部,该基准心波形是作为基准的心波形;

计算搏动产生的多个心波形中的各个心波形与上述基准心波形之间的差异的个别差异计算部;以及

根据计算出的多个上述差异,计算作为代表上述多个心波形与上述基准心波形之间的差异的值的整体心波形差异值的整体差异计算部。

22. 如权利要求21所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述整体心波形差异值是计算出的多个上述差异的标准偏差。

23. 如权利要求17所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,

上述自回归系数在自回归系数计算部中计算,该回归系数计算部包括:  
将多个上述搏动波形减缩以使上述心周期成为相同的期间的搏动再采样部;以及  
基于事前设定的自回归模型和减缩后的上述搏动波形求出作为上述自回归模型具有的系数的自回归系数的自回归式运算部。

24. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述分布特性是空间性分布参数和统计性分布参数中的至少1个。

25. 如权利要求24所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述空间性分布参数是上述搏动关联特征的能量、上述搏动关联特征的熵、上述搏动关联特征的对比度、上述搏动关联特征的均质性、和上述搏动关联特征的相关性中的至少1个。

26. 如权利要求24所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述统计性分布参数是上述搏动关联特征的平均值、上述搏动关联特征的中位数、上述搏动关联特征的最大值、上述搏动关联特征的最小值、上述搏动关联特征的标准偏差、上述搏动关联特征的峰度、和上述搏动关联特征的偏度中的至少1个。

27. 如权利要求1所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述搏动关联特征及其分布特性是以下中的至少1个:  
在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的搏动振幅的中位数、熵、标准偏差、平均值、及最大值;

在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的心波形差分的中位数、熵、标准偏差、平均值、及最大值;

在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的收缩期间与舒张期间的比率的中位数,其中上述收缩期间是心周期的收缩部分的期间,上述舒张期间是心周期的舒张部分的期间;

上述多个块中的各块的代表性搏动的上述收缩期间与上述舒张期间的比率;

在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的舒张曲线的偏差的最大值及标准偏差。

28. 如权利要求2所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述肿瘤位置确定部还包括:  
对象区域确定部,按照所扫描的上述组织的每个扫描点规定对象区域;  
肿瘤块划分部,确定上述多个块之中的、属于上述对象区域的块;以及  
癌概率计算部,根据属于上述对象区域的块的上述恶性分类部的分类结果,计算上述组织是癌的概率。

29. 如权利要求28所述的组织恶性肿瘤检测装置,其特征在于,  
上述肿瘤位置确定部还包括将所扫描的上述组织的扫描点的上述是癌的概率用2维或3维图像显示的图像化部。

## 组织恶性肿瘤检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及组织恶性肿瘤检测方法等,特别涉及基于超声波的组织恶性肿瘤检测方法等。

### 背景技术

[0002] 以往以来,开发了检测组织的癌性肿瘤的许多技术(例如,专利文献1~7)。作为用来对组织的灌注进行摄影的造影剂的例子,可以举出在计算机断层摄影法(CT)中使用的碘造影剂、在磁共振影像法(MRI)中使用的钆螯合剂、在正电子发射断层摄影法(PET)中使用的放射性医药品(参照专利文献4、5)。CT和MRI典型地讲,利用起因于肿瘤性血管的透过性提高而造成的造影剂迅速积存到血管外的空间的性质来检测癌性组织。PET利用因肿瘤性细胞的代谢需要增加而造成的葡萄糖分子的吸收增加的性质来检测肿瘤性组织。超声波造影剂能够利用更大的典型地是填充了气体的泡来进行肿瘤性的微小循环的摄影。

[0003] 但是,在这些方法中,需要造影剂的侵袭性注入。进而,这些方法仅依存于癌性肿瘤部位的微小循环的形态构造,而没有利用微小血管的功能性特征、例如血流及搏动。

[0004] 所以,作为不使用造影剂的侵袭性注入而根据癌性肿瘤自身的血液灌注来检测癌性肿瘤的别的方法,已知有利用超声波多普勒摄像的方法(另外,超声波多普勒摄像中的造影剂的使用也非常普遍)。

[0005] 在专利文献1中,公开了将组织密度与血流比较组合来检测初始的前列腺癌的系统。

[0006] 在专利文献2中,公开了使用能量多普勒摄像计算在肿瘤内新增殖的微小血管的程度、检测位置完全清楚的癌性肿瘤的恶性度和转移能力的方法。

[0007] 在专利文献3中,公开了基于向组织的血液灌注通过热而增加的前提、通过将组织内的血液灌注在安放热源前后进行比较来检测组织的异常的方法。

[0008] 专利文献1:美国专利申请公开第2003/0149358号说明书

[0009] 专利文献2:美国专利申请公开第2006/0241463号说明书

[0010] 专利文献3:美国专利第5,233,994号说明书

[0011] 专利文献4:美国专利第4,276,885号、国际公开第80/02365号

[0012] 专利文献5:国际公开第01/28594号

[0013] 专利文献6:美国专利申请公开第2004/0199077号说明书、美国专利第6,984,211号说明书

[0014] 专利文献7:美国专利申请公开第2005/0027188号说明书、美国专利第7,466,848号说明书

### 发明概要

[0015] 发明要解决的问题

[0016] 但是,这些方法都只是在血流速度的测量中利用多普勒摄像,而没有利用例如时

间域中的组织的搏动波形(以下也称作搏动曲线)的特征。即,仅利用了与血管新生相关联地从组织得到的信息中的一部分。

[0017] 通过肿瘤的血管新生,产生出具有与正常的组织的缺陷构造不同的构造的新的血管。与癌性肿瘤关联的这些新的血管具有血管周围的分离、血管扩张、及不规则的形状的特征。肿瘤性的血管不具有存在于正常的组织的血管中的平滑肌细胞,此外,没有充分形成到对全组织给与氧的程度。进而,肿瘤性血管还与正常的组织的血管相比为多孔质,容易渗出。

[0018] 但是,在以往技术中,尝试了仅根据通过基于多普勒摄像的血流速度的测量来检测癌性肿瘤的搏动,关于使用能够充分捕捉癌性肿瘤的搏动所具有的上述特征的特征量进行检测的方法没有公开。

## 发明内容

[0019] 所以,本发明的目的是提供一种通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动所具有的特征,从而更正确地判断恶性肿瘤的组织恶性肿瘤检测方法。

[0020] 解决问题的手段

[0021] 有关本发明的一技术方案的组织恶性肿瘤检测方法,通过用超声波扫描组织而得到的扫描信号检测包含在上述组织中的恶性肿瘤,包括:块划分步骤,将对上述组织进行了扫描的区域划分为多个块;组织搏动推测步骤,按上述多个块中的每个块,基于上述扫描信号推测组织搏动,该组织搏动是通过上述组织进行搏动而发生的上述组织的变位的时间变化;搏动关联特征提取步骤,按上述多个块中的每个块,从上述组织搏动中提取作为关于上述组织的搏动的参数的多个搏动关联特征;分布特性计算步骤,按上述多个块中的每个块,计算上述多个搏动关联特征的分布特性;以及恶性分类步骤,基于上述分布特性,对上述多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。

[0022] 由此,能够按照包含在扫描区域中的每个块,根据表示组织的变位的时间变化的信息,计算与因恶性肿瘤造成的血管新生给组织的搏动带来的多个影响分别对应的多个特征量。能够根据这样计算出的多个特征量将包含在扫描区域中的块分类为包含恶性肿瘤的准确度较高的恶性块、和除此以外的块。结果,通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征,能够更正确地判断恶性肿瘤。

[0023] 另外,本发明不仅能够作为这样的组织恶性肿瘤检测方法实现,还能够作为组织恶性肿瘤检测装置实现、或使计算机执行组织恶性肿瘤检测方法中的特征性的步骤的程序实现。并且,当然可以使这样的程序经由CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory)等的记录介质及因特网等的传送介质流通。

[0024] 进而,本发明可以作为实现这样的组织恶性肿瘤检测装置的功能的一部分或全部的半导体集成电路(LSI)实现、或作为包括这样的组织恶性肿瘤检测装置的组织恶性肿瘤检测系统实现。

[0025] 发明效果

[0026] 能够提供一种通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征,从而更正确地判断恶性肿瘤的组织恶性肿瘤检测方法。

## 附图说明

- [0027] 图1是表示有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置的功能块的图。
- [0028] 图2是表示有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置的处理的流程图。
- [0029] 图3是表示有关本发明的实施方式的组织搏动推测部的结构的一例的图。
- [0030] 图4是表示本发明的实施方式的超声波原RF数据的规格的一例的图。
- [0031] 图5是表示有关本发明的实施方式的前处理部的结构的一例的图。
- [0032] 图6是表示有关本发明的实施方式的主要成分提取部的结构的一例的图。
- [0033] 图7是表示有关本发明的实施方式的极值识别部及搏动调整部的处理结果的一例的图。
- [0034] 图8是表示有关本发明的实施方式的振幅特征计算部的结构的一例的图。
- [0035] 图9是表示有关本发明的实施方式的形状特征计算部的结构的一例的图。
- [0036] 图10是表示有关本发明的实施方式的心周期识别部的结构的一例的图。
- [0037] 图11是表示有关本发明的实施方式的临界点识别部进行的处理的一例的图。
- [0038] 图12是表示本发明的实施方式的心搏动的搏动形状特征的一例的图。
- [0039] 图13是表示肿瘤性组织的搏动与正常的组织的搏动的搏动形状特征的比较的图。
- [0040] 图14是表示有关本发明的实施方式的主要成分提取部的结构的一例的图。
- [0041] 图15是表示有关本发明的实施方式的主要成分提取部的信号的分段、减缩及代表提取的各处理的结果的一例的图。
- [0042] 图16是表示有关本发明的实施方式的空间分布计算部的结构的一例的图。
- [0043] 图17是表示本发明的实施方式的灰度级同时发生概率矩阵的计算处理的一例的图。
- [0044] 图18是表示本发明的实施方式的肿瘤位置确定部的结构的一例的图。
- [0045] 图19是说明本发明的实施方式的肿瘤位置确定部进行的处理的一例的图。
- [0046] 图20是表示本发明的实施方式的心周期延迟计算部的结构的一例的图。
- [0047] 图21是表示本发明的实施方式的延迟计算部的结构的一例的图。
- [0048] 图22是表示本发明的实施方式的自回归系数计算部的结构的一例的图。
- [0049] 图23是表示在组织中没有肿瘤的情况下的有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置的输出结果的一例的图。
- [0050] 图24是表示在组织中有肿瘤的情况下的有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置的输出结果的一例的图。
- [0051] 图25是表示实现有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置的计算机系统的硬件结构的块图。

## 具体实施方式

[0052] 有关本发明的一技术方案的组织恶性肿瘤检测方法,通过用超声波扫描组织而得到的扫描信号检测包含在上述组织中的恶性肿瘤,包括:块划分步骤,将对上述组织进行了扫描的区域划分为多个块;组织搏动推测步骤,按上述多个块中的每个块,基于上述扫描信

号推测组织搏动,该组织搏动是通过上述组织进行搏动而发生的上述组织的变位的时间变化;搏动关联特征提取步骤,按上述多个块中的每个块,从上述组织搏动中提取作为关于上述组织的搏动的参数的多个搏动关联特征;分布特性计算步骤,按上述多个块中的每个块,计算上述多个搏动关联特征的分布特性;以及恶性分类步骤,基于上述分布特性,对上述多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。

[0053] 由此,能够按照包含在扫描区域中的每个块,根据表示组织的变位的时间变化的信息,计算与因恶性肿瘤造成的血管新生给组织的搏动带来的多个影响分别对应的多个特征量。能够根据这样计算出的多个特征量将包含在扫描区域中的块分类为包含恶性肿瘤的准确度较高的恶性块、和除此以外的块。结果,通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征,能够更正确地判断恶性肿瘤。

[0054] 此外,也可以是,还包括根据在上述恶性分类步骤中被分类为是上述恶性块的块来确定癌性肿瘤的位置的肿瘤位置确定步骤。

[0055] 由此,通过将恶性块与组织的位置建立对应,能够正确地判断恶性肿瘤的位置。

[0056] 具体而言,也可以是,上述组织搏动推测步骤包括:组织变位计算步骤,根据上述扫描信号计算作为组织的空间位置的变位的组织变位;组织形变计算步骤,根据计算出的上述组织变位,计算作为上述组织变位的空间梯度的组织形变;以及搏动波形生成步骤,生成上述组织搏动的波形即搏动波形,来作为相对于时间的上述组织变位或相对于时间的上述组织形变。

[0057] 此外,也可以是,还包括提取所推测的上述组织搏动之中的、起因于心脏的搏动的心搏动所产生的的成分的前处理步骤。

[0058] 由此,能够将作为基于超声波的传感时的噪声的干扰成分除去,能够更正确地检测恶性肿瘤。

[0059] 具体而言,也可以是,上述前处理步骤还包括:心功率计算步骤,计算作为与所推测的上述组织搏动之中的心搏动相关联的功率的心功率;心搏聚类步骤,基于上述心功率的大小对上述组织内的区域进行聚类;极值识别步骤,识别聚类后的上述组织内的区域中的上述心搏动的振幅的极值;以及心搏调整步骤,基于上述极值调整作为上述组织搏动的波形的搏动波形的振幅。

[0060] 此外,也可以是,上述极值识别步骤还包括:极值点识别步骤,识别上述搏动波形中的波峰和波谷;以及异常值丢弃步骤,为了将与其他波峰的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波峰、以及与其他波谷的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波谷删除,将上述搏动波形的振幅的异常值丢弃。

[0061] 由此,能够根据不包含异常值的数据进行更正确的恶性肿瘤的检测。

[0062] 此外,也可以是,上述前处理步骤还包括:干扰删除步骤,从上述搏动波形中,将对应于与其他波峰的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波峰的部分、和对应于与其他波谷的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波谷的部分除去;以及搏动调整步骤,调整上述搏动波形的振幅,以使上述搏动波形的波峰在时间方向上排列为一列、并且上述搏动波形的波谷在时间方向上排列为一列。

[0063] 由此,通过将搏动波形的振幅对齐,能够更正确地进行特征量的计算。

[0064] 此外,也可以是,在上述组织搏动推测步骤中,对包含在上述多个块中的各块的全

部扫描点推测上述组织搏动。

[0065] 此外,也可以是,在上述组织搏动推测步骤中,以包含在上述多个块中的各块的1个或几个代表性搏动、或上述代表性搏动的组合,来推测上述组织搏动。

[0066] 由此,能够将从多个扫描点得到的数据综合判断,来判断恶性肿瘤的有无。

[0067] 此外,也可以是,上述搏动关联特征是作为关于上述组织搏动的振幅的特征量的搏动振幅特征、作为关于上述组织搏动的波形的形状的特征量的搏动形状特征、以及作为关于上述组织搏动的波形的时间变化的特征量的搏动时间特征中的至少1个。

[0068] 由此,能够根据搏动波形的振幅、形状、时间变化等多个特征量进行更正确的判断。

[0069] 更具体地讲,也可以是,上述搏动形状特征是以下中的至少1个: $L1/L2$ ,该 $L1/L2$ 是作为心周期的收缩部分的期间的收缩期间( $L1$ )与作为心周期的舒张部分的期间的舒张期间( $L2$ )的比率; $L3/L4$ ,该 $L3/L4$ 是收缩中间点及舒张中间点之间的期间( $L3$ )与心搏动的周期( $L4$ )的比率,其中上述收缩中间点是在上述收缩期间中振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率的收缩曲线上的点,上述舒张中间点是在上述舒张期间中振幅相对于上述最大振幅等于预先定义的比率的舒张曲线上的点;上述舒张曲线与连结收缩峰和舒张结束点的预先定义的曲线之间的偏差,其中上述收缩峰是上述收缩期间中的振幅的波峰,上述舒张结束点是上述舒张期间的结束点;偏度,表示心搏动的非对称性;峰度,表示上述收缩峰的尖锐度;和上述舒张曲线中包含的极值的偏差。

[0070] 此外,也可以是,上述搏动形状特征在形状特征计算步骤中计算,该形状特征计算步骤包括:根据上述组织搏动计算心周期的心博期间计算步骤;使用上述心周期识别临界点的临界点识别步骤;以及基于上述心周期和上述临界点提取上述搏动形状特征的形状特征提取步骤。

[0071] 此外,也可以是,上述心周期的上述临界点包括:收缩开始点,该收缩开始点是心周期的收缩部分的开始点;舒张结束点,该舒张结束点是心周期的舒张部分的结束点;收缩峰,该收缩峰是上述收缩期间中的振幅的波峰;收缩中间点,该收缩中间点是在心周期的收缩部分的期间中振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率的收缩曲线上的点;和舒张中间点,在心周期的舒张部分的期间中振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率的舒张曲线上的点。

[0072] 此外,也可以是,上述临界点识别步骤包括:检索步骤,检索上述组织搏动中的极小点和极大点;搏动方向识别步骤,基于上述极小点和极大点,识别表示上述组织搏动具有向上的收缩曲线、还是具有向下的收缩曲线的搏动方向;以及临界点决定步骤,使用上述极大点、上述极小点、和上述搏动方向,求出上述搏动波形中的上述临界点。

[0073] 此外,也可以是,上述预先定义的曲线是直线。

[0074] 此外,也可以是,在搏动关联特征提取步骤中,在上述搏动具有向上的收缩曲线的情况下,计算上述舒张曲线与上述预先定义的曲线之间的正的差分,来作为上述偏差,在上述搏动具有向下的收缩曲线的情况下,计算上述舒张曲线与上述预先定义的曲线之间的负的差分,来作为上述偏差。

[0075] 由此,通过根据搏动处于舒张期还是处于收缩期计算不同的特征量,能够进行更正确的判断。

[0076] 此外,也可以是,上述搏动时间特征是上述心周期的延迟、作为上述心搏动的波形的心波形的差异、和上述组织搏动的波形的自回归系数中的至少1个。

[0077] 具体而言,也可以是,上述心周期的延迟在心周期延迟计算步骤中计算,该心周期延迟计算步骤包括:决定基准心周期的基准心周期决定步骤,该基准心周期是作为基准的心周期;以及计算对象心周期相对于上述基准心周期的延迟的延迟计算步骤。

[0078] 更具体地讲,也可以是,在上述基准心周期决定步骤中,选择扫描数据之中的振幅最大的心周期,作为上述基准心周期。

[0079] 此外,也可以是,上述基准心周期根据心电图检查ECG信号决定。

[0080] 此外,也可以是,上述心波形的差异在延迟计算步骤中计算,该延迟计算步骤包括:计算基准心波形的基准心波形计算步骤,该基准心波形是作为基准的心波形;计算搏动产生的多个心波形中的各个心波形与上述基准心波形之间的差异的个别差异计算步骤;以及根据计算出的多个上述差异,计算作为代表上述多个心波形与上述基准心波形之间的差异的值的整体心波形差异值的整体差异计算步骤。

[0081] 此外,也可以是,上述整体心波形差异值是计算出的多个上述差异的标准偏差。

[0082] 此外,也可以是,上述自回归系数在自回归系数计算步骤中计算,该回归系数计算步骤包括:将多个上述搏动波形减缩以使上述心周期成为相同的期间的搏动再采样步骤;以及基于事前设定的自回归模型和减缩后的上述搏动波形求出作为上述自回归模型具有的系数的自回归系数的自回归式运算步骤。

[0083] 此外,也可以是,上述分布特性是空间性分布参数和统计性分布参数中的至少1个。

[0084] 由此,能够通过考虑到空间性的位置关系的分布、和考虑到统计性的特性的分布、进行更正确的判断。

[0085] 具体而言,也可以是,上述空间性分布参数是上述搏动关联特征的能量、上述搏动关联特征的熵、上述搏动关联特征的对比度、上述搏动关联特征的均质性、和上述搏动关联特征的相关性中的至少1个。

[0086] 此外,也可以是,上述统计性分布参数是上述搏动关联特征的平均值、上述搏动关联特征的中位数、上述搏动关联特征的最大值、上述搏动关联特征的最小值、上述搏动关联特征的标准偏差、上述搏动关联特征的峰度、和上述搏动关联特征的偏度中的至少1个。

[0087] 此外,也可以是,上述搏动关联特征及其分布特性是以下中的至少1个:在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的搏动振幅的中位数、熵、标准偏差、平均值、及最大值;在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的心波形差分的中位数、熵、标准偏差、平均值、及最大值;在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的收缩期间与舒张期间的比率的中位数,其中上述收缩期间是心周期的收缩部分的期间,上述舒张期间是心周期的舒张部分的期间;上述多个块中的各块的代表性搏动的上述收缩期间与上述舒张期间的比率;在上述多个块中的各块中包含的多个扫描点的舒张曲线的偏差的最大值及标准偏差。

[0088] 具体而言,也可以是,上述肿瘤位置确定步骤还包括:对象区域确定步骤,按照所扫描的上述组织的每个扫描点规定对象区域;肿瘤块划分步骤,确定上述多个块之中的、属于上述对象区域的块;以及癌概率计算步骤,根据属于上述对象区域的块的上述恶性分类步骤的分类结果,计算上述组织是癌的概率。

[0089] 此外,也可以是,上述肿瘤位置确定步骤还包括将所扫描的上述组织的扫描点的上述是癌的概率用2维或3维图像显示的图像化步骤。

[0090] 有关本发明的另一技术方案的组织恶性肿瘤检测装置,通过用超声波扫描组织而得到的扫描信号检测包含在上述组织中的恶性肿瘤,具备:块划分部,将对上述组织进行了扫描的区域划分为多个块;组织搏动推测部,按上述多个块中的每个块,基于上述扫描信号推测组织搏动,该组织搏动是通过上述组织进行搏动而发生的上述组织的变位的时间变化;搏动关联特征提取部,按上述多个块中的每个块,从上述组织搏动中提取作为关于上述组织的搏动的参数的多个搏动关联特征;分布特性计算部,按上述多个块中的每个块,计算上述多个搏动关联特征的分布特性;以及恶性分类部,基于上述分布特性,对上述多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。

[0091] 根据该结构,能够将癌性肿瘤的搏动具有的特征根据多个特征量更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征。结果,能够提供能够更正确地判断恶性肿瘤的组织恶性肿瘤检测装置。

[0092] 此外,也可以是,还具备根据在上述恶性分类部中被分类为是上述恶性块的块来确定癌性肿瘤的位置的肿瘤位置确定部。

[0093] 由此,能够简单且正确地确定恶性肿瘤的位置。

[0094] 作为以上所述的本发明的前提,首先,对由癌性肿瘤造成的血管新生、及由此发生的癌性肿瘤的搏动详细地说明。

[0095] 癌性肿瘤需要形成用来向自身供给营养和氧、并且将代谢作用的结果生成的排泄物除去的、新的血管。将这样的形成新的血管的过程称作血管新生(angiogenesis)。周知的是,在癌性肿瘤的初期阶段中,当直径超过约2~3毫米而成长时需要血管形成。这些新的血管在肿瘤的周围及内部成长,此外,随着血管的增加,癌细胞达到体内的主要的血管,结果通过这些新形成的血管转移的可能性也增加。通过检测血管新生,有可能有助于初期阶段的癌性肿瘤的检测,有可能有助于处置后的转移概率的预测。

[0096] 这里,癌性肿瘤(也称作恶性肿瘤)在许多方面与正常的组织或良性肿瘤不同。

[0097] 首先,在毛细血管床的级别发生血管新生。通过心脏将血液向身体的各种部分送出,产生组织内的搏动,结果,通过血液的灌注,组织搏动。随着向毛细血管的血液供给的增加,可以预想到与周围的正常的组织相比,癌性组织的搏动振幅会增加。同时,还可以预想到向癌性肿瘤的血液的出入也增加。

[0098] 除了振幅以外,与癌性肿瘤关联的这些新的血管还具有血管周围的分离、血管扩张、及不规则的形状的特征。肿瘤性的血管不具有存在于正常的组织的血管中的平滑肌细胞,此外,没有充分地形成到对全组织给与氧的程度。进而,肿瘤性血管还容易比正常的组织的血管更多孔质而容易渗出。

[0099] 通过这些全部的因素,癌性肿瘤的脉搏的到达时间、脉搏波形、因呼吸带来的脉搏振幅的变化、及因呼吸带来的基准值变化与正常的组织中的规则性的变化不同,有可能为不规则的。如果空间性的位置不同,则因为搏动样式(pattern)不同等的理由,预测癌性肿瘤的搏动波形具有比正常的组织的搏动更加扩张的形状。

[0100] 微小血管系统中的上述差异也成为搏动波形的出现定时的差异,表示时间变动的特性。此外,这也成为统计性且空间性表示的搏动的分布特性的差异。

[0101] 由此,通过识别随着血液灌注而从组织检测的搏动的差异,能够对癌性肿瘤组织和正常的组织进行分类。

[0102] 具体而言,在本发明的实施方式中,利用作为来自搏动的主要的参数 的(1)搏动振幅、(2)搏动形状、(3)搏动时间特征、以及(4)它们的分布特性作为特征量,以便能够判断扫描的组织恶性度。

[0103] 如果作为血管新生的结果而向毛细血管的血液供给和微小血管系统增加,则在癌性组织和正常的组织中有可能在搏动振幅中发生差别。

[0104] 肿瘤的血管构造比正常的血管构造更多孔质而容易渗出,在癌性微小血管中没有平滑肌,所以它们成为血管扩张状态。由此,有可能发生通过从波形提取的特征——即L1/L2、L3/L4、偏度、峰度、舒张曲线的偏差、及舒张曲线的极值的偏差测量出的关于搏动形状的差异。这些在实施方式中进一步说明。

[0105] 另外,L1/L2是搏动的收缩期间(L1)与舒张期间(L2)的比率,L1/L2及偏度表示收缩峰值以何种程度延迟。延迟越大,该搏动来源于癌性肿瘤的可能性越高。

[0106] L3/L4是例如一半的高度下的搏动幅度(L3)与全搏动期间(L4)的比率,L3/L4及峰度表示搏动波形以何种程度宽度扩大且扩张。越是扩张,则是癌性搏动的可能性越高。

[0107] 并且,舒张曲线的偏差及舒张曲线的极值的偏差表示搏动波形中的重复隆起的有无及舒张曲线的曲率。如果没有重复隆起,则表示有可能是癌性搏动。

[0108] 搏动时间特征是表示搏动怎样随着时间变化的关于搏动波形的时间变化的特征量。具体而言,是心周期(也称作心博期间)的延迟、心波形的差异、及自回归系数。

[0109] 进而,特定的组织区域中的上述特征的空间性且统计性的特性对于因微小血管构造的差异而表现基本的搏动分布是有效的,表示搏动在区域内怎样分布。

[0110] 能够选择利用这些特征而分类恶性组织和良性组织。

[0111] 并且,可以考虑将分类结果组合,计算被扫描的组织内部区域的恶性分数(score),通过这些分数将癌性肿瘤存在于扫描的组织中的概率表示给医生或患者等。

[0112] 对以上叙述的本发明的前提、及有关本发明的特征量的一例说明了概要。接着,参照附图对有关本发明的组织恶性肿瘤检测装置及组织恶性肿瘤检测方法的实施方式详细地说明。另外,以下的实施方式仅是说明各种发明步骤的原理的。应理解的是,这里说明的具体例的各种各样的变形对于本领域的技术人员而言是显而易见的。

[0113] 在本实施方式中说明的方法有时使用2维数据表示实施方式的步骤及效果。但是,这些数据单纯以例示为目的,这种方法的3维数据下的实施方式对于本领域的技术人员而言是显而易见的。3维数据下的这样的实施方式也还是本发明的范围内。

[0114] 医疗用图像设备也可以具备以下的组件的一些或全部。信号收发机、数据取得、数据处理、及显示器。本发明指示在医疗用图像设备的数据处理组件中实施的方法。这样的数据处理组件的输入是从数据取得组件取得的扫描信号,将输出通过显示器组件显示给用户。应理解的是,这样的医疗用图像设备的他的组件适合于使用本发明的应用例。

[0115] 本发明的主要的实施例在图1中表示。图1是表示有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置90的功能块的图。

[0116] 这里,scannedSig表示从在被扫描的组织中检测搏动而使用的诊断图像设备接收到的扫描数据。作为这样的设备的例子,可以举出scannedSig为高频(RF)数据或将该RF数

据解调而得到的表示正弦波的振幅及相位的变化的IQ数据的、医疗用超声波设备。超声波设备的动作以朝向被扫描的介质发送高频的超声波脉冲为基础,然后,脉冲一边反射及散射一边沿着进路与处于下层的构造相互影响,接收反射及散乱的信号。即,scannedSig是表示朝向作为扫描对象的组织发送的超声波脉冲的反射波的信号。使用这些信号,推测处于下层的构造的形态学的特征及功能性特征。作为医疗用图像技术而使用超声波的优点之一是具有生成高帧速率图像、并且能检测组织内的较小的运动的能力。

[0117] 根据图1所示的主要的实施方式,组织恶性肿瘤检测装置90是通过用超声波将组织扫描而得到的扫描信号检测包含在组织中的恶性肿瘤的组织恶性肿瘤检测装置,更详细地讲,具备块划分部100、组织搏动推测部101、前处理部102、搏动关联特征提取部103、分布特性计算部104、和恶性分类部105。另外,前处理部102是可选的,出于例示的目的而包含。无前处理部102的实施方式也是本发明的范围内。

[0118] 块划分部100根据应用例,表示将通过超声波将组织扫描的区域——即扫描区域划分为特定的形状及尺寸的组织块(以后,也称作块)的处理。块的形状可以选择方形、长方形、多边形、或者圆,但并不限定于这些。尺寸可以选择1毫米,但并不限定于此。

[0119] 组织搏动推测部101根据接收到的scannedSig推测基础性的已扫描组织的搏动(以后,也称作组织搏动)。即,组织搏动推测部101对多个块中的每个块,分别基于扫描信号推测作为通过组织搏动而发生的组织的变位的时间变化——即组织搏动。这里,假设在各块中包含1个以上的扫描信号。

[0120] 组织搏动推测部101的输出是作为表示未加工的组织搏动的信号的rawPulse。为了表示组织内的搏动而能够利用的参数包括组织变位和组织形变,但并不限定于这些。组织变位被按照零点时的原来的位置推测为组织的绝对运动。组织形变被推测为组织内的部分间的相对的变位。即,组织形变是组织变位的空间的梯度。可以选择特定的组织点(即,从扫描对象的组织的某个地点取得的扫描信号)的、相对于时间的组织变位或相对于时间的组织形变当中的某个作为表示该点的组织搏动的参数。即,所谓组织搏动,是组织的空间位置的变位的时间变化。另外,组织搏动也可以包括组织形变和组织变位的两者。

[0121] 前处理部102将推测的原搏动中的干扰(所谓的噪声)排除。未加工的组织搏动有包括各种各样的种类的组织的情况。这样的运动之一,是作为按照心脏的心周期在血管中流动的血流的结果而产生的心搏动。作为别的运动,有比心周期慢数倍的、通常振幅比心搏动大幅增大的患者的呼吸周期。该运动在本发明中是不重要的。还有发生其他环境的干扰或电子的干扰的情况。前处理部102输出抑制了干扰的纯粹的搏动、即procPulse。另外,在包含在从组织搏动推测部101输出的rawPulse中的干扰较少的情况下,即使不具备前处理部102,组织恶性肿瘤检测装置90也起到同样的效果。例如,在扫描对象者处于安静状态的情况下等,即使不具备前处理部102,搏动关联特征提取部103也能够进行特征提取。但是,具备前处理部102能够更正确地检测恶性肿瘤。

[0122] 搏动关联特征提取部103按多个块中的每个块,分别进行用来根据组织搏动提取关于时间域中的搏动波形的参数——即多种搏动关联特征的计算处理。该块的输出是pulseFeature,为向分布特性计算部104及恶性分类部105的输入信号。

[0123] 分布特性计算部104计算关于所提取的特征的、作为各块中的每个块的代表特性的分布特性的参数。该分布特性计算部104的输出是distributionFeature,它也为向恶性

分类部105的输入。

[0124] 恶性分类部105计算为了将组织内的区域分类为良性或恶性而需要的信息,按多个块中的每个块,进行是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块的分类。该恶性分类部105的输出是maligScores。

[0125] 参照图2说明以上叙述的组织恶性肿瘤检测装置90的处理的流程。

[0126] 图2是表示组织恶性肿瘤检测装置90的处理的流程的流程图。

[0127] 首先,如果从外部设备取得组织的扫描信号,则块划分部100将由扫描信号表示的扫描区域划分为块(S100)。

[0128] 接着,组织搏动推测部101按多个块中的每个块,分别推测组织搏动(S101)。

[0129] 接着,搏动关联特征提取部103根据推测的组织搏动提取表示时间域的组织搏动的特征的搏动关联特征(S103)。

[0130] 接着,分布特性计算部104在扫描区域中,按多个块中的每个块,计算表示搏动关联特征的值怎样分布的分布特性(S104)。

[0131] 最后,恶性分类部105判断位于与各块对应的组织内的区域中的肿瘤的恶性度,将肿瘤分类为良性或恶性(S105)。

[0132] 接着,再次参照图1,表示基于图1所示的主要的实施方式的一些具体的实施方式。

[0133] 图1的块划分部100将通过超声波将组织扫描的区域划分为更小的区域——即组织块。进一步的处理全部对该组织块进行。组织块的形状及尺寸根据实际的应用例决定。形状可以选择方形、长方形、或圆,但并不限于这些。尺寸可以选择1毫米。根据发明者的实验,约1~2毫米尺寸的长方形组织块是有效的。块划分的输出是作为表示组织块的结构的信息的blocks。

[0134] 图1的组织搏动推测部101由具备超声波换能器的图像装置将组织用超声波扫描,使用作为输出的扫描信号的超声波原RF数据,根据组织推测未处理(即,实施干扰的除去处理前)的搏动。

[0135] 作为组织搏动推测部101的一例,可以举出图3所示的结构,但并不限于此。在图3中,说明推测由使用超声波的组织形变表示的组织搏动的结构。

[0136] 如图3所示,有关本实施方式的组织搏动推测部101具有组织变位推测部200和组织形变推测部201。

[0137] 这里,参照图4,如果设想超声波换能器的扫描方向朝向组织(垂直于身体的表面的方向),则作为超声波换能器的输出的超声波原RF数据表示为scannedSig(d,l,f)。这里,d表示与扫描方向平行的深度方向,此外也称作快时间(fast-time),l表示与扫描方向正交的线(line)方向,f表示时间或帧,此外也称作慢时间(low-time)。

[0138] 组织变位推测部200作为输入而取得scannedSig(d,l,f),计算表示组织变位的disp(d,l,f)。在根据未加工的超声波原RF数据计算变位的各种方法中,包括自相关及互相关,但并不限于这些。

[0139] 组织形变推测部201作为输入而取得表示组织变位的disp(d,l,f),计算组织形变。作为计算组织形变的方法的一例,可以举出计算沿着深度方向的变位的空间的梯度、即disp(d,l,f)相对于d的导数。

[0140] 在对时间标绘的特定的深度d和特定的线l中计算出的组织形变表示某个组织点

的组织搏动 $\text{rawPulse}(d, l, f)$ 。各组织点由对应的深度及行记述。由此,它通过 $\text{rawPulse}(d, l, f)$ 的特定的搏动波形记述。该搏动波形也包含在组织中可能发生的任何种类的运动及干扰。

[0141] 图1的前处理部102通过对未处理的搏动 $\text{rawPulse}$ 实施进一步的处理,能够将干扰除去、使重要的搏动的提取变得容易。前处理部102是可选的,不包含该块的实施方式也还是包含在本发明的范围中。前处理的输出是 $\text{procPulse}$ 。

[0142] 在图5中表示这样的前处理部102的结构。

[0143] 如图5所示,前处理部102具有噪声滤波部400、和主要成分提取部401。

[0144] 另外,前处理部102的结构并不限于这些。这是单纯以例示为目的的,这些结构部执行的步骤及其子步骤以任何顺序或组合执行都可以,这些步骤都能够不给其他步骤带来影响而可以省略,这些步骤都能够包含在图1的其他块的任何之中,这样的实施方式还是本发明的范围内。

[0145] 噪声滤波部400是有可能被实施的前处理部102具有的构成单元之一。心搏动的频率是1~2Hz,呼吸周期的频率是不到0.5Hz。由此,通过将噪声滤波部400构成为仅使心搏动的频率1~2Hz通过的带通滤波器,能够将环境的高频的振动噪声、及低频的呼吸运动的两者高效率地除去而不会给心搏动的特征带来影响。

[0146] 主要成分提取部401是另一有可能被实施的前处理部102具有的构成单元的例子,提取所选择的重要的区域中的主要搏动成分(component)(即,包含在组织搏动中的搏动成分当中的主要的成分)。这在噪声滤波部400不能完全抑制干扰、特别是身体的运动那样的不规则的干扰的情况下是有效的。该块的输入也可以是未加工的搏动、或已经实施了其他前处理步骤的搏动。同样,该块的输出既可以为向其他前处理步骤的输入,也可以作为向搏动关联特征提取部103、及分布特性计算部104的输入而原样使用。

[0147] 在1实施方式中,主要成分提取部401通过使用主成分分析(PCA;)或独立成分分析(ICA;)能够执行主要成分的提取,但并不限于这些。这里,设想所谓主要成分,是心搏动和呼吸运动,其他全部的成分是干扰。PCA或ICA取得预先定义的区域中的搏动,在对于其他成分(即干扰)不相关(PCA的情况)或独立(ICA的情况)的搏动中取得最有力的成分。这伴随着削减空间分辨率的代价而执行。这样,能够选择重要的主要成分。

[0148] 图6是表示主要成分提取部401的另一例的块图。这里,假设重要的搏动仅包含心搏动。即,主要成分提取部401从组织搏动中提取心搏动。进而,在图6中,主要成分提取部401具有心功率计算部500、心搏聚类部501、极值识别部502、和搏动调整部503。

[0149] 心功率计算部500根据作为未处理的搏动的 $\text{rawPulse}(d, l, f)$ ,计算与心搏动关联的信号功率、即 $\text{cardiacPow}(d, l)$ 。另外,假设心搏动的频率是已知的(用 $f_c$ 表示,在人的情况下通常是1~2Hz)。在实施方式的一例中,计算 $\text{cardiacPow}(d, l)$ 作为与 $f_c$ 关联的未加工的搏动的功率谱成分的值。在实施方式的另一例,作为 $\text{cardiacPow}(d, l)$ ,作为与用全成分的功率的整体和或部分和进行归一化的 $f_c$ 关联的未加工的搏动的功率谱成分的值计算。

[0150] 心搏聚类(cluster)部501识别振幅或心搏动的存在较高的组织内的区域、即 $\text{cardiacCluster}(d, l)$ 。在实施方式的一例中,将 $\text{cardiacCluster}(d, l)$ 作为具有包含在预先定义的范围中的的大小的心功率的组织内的区域而被识别。在实施方式的另一例中,将 $\text{cardiacCluster}(d, l)$ 确定为在组织内包含心功率更高的区域,以使其相对于组织整体占

预先定义的比例。

[0151] 极值识别部502决定由cardiacCluster(d,l)确定的组织内的区域中的搏动波形的波峰及波谷(即极值点),输出属于心搏动的这样的波峰及波谷、即cardiacExtrema(d,l)。即,极值识别部502识别聚类后的组织内的区域中的心搏动的振幅的极值。

[0152] 在图7中表示极值识别部502的处理。

[0153] 求出波峰及波谷的实施方式的一例是推测搏动波形的相对于时间的一次导数和二次导数。表示为pulsePeaks(d,l)的波峰被在一次导数是零、二次导数是负的时间实例中被识别,此外,表示为pulseTroughs(d,l)的波谷被在一次导数是零、二次导数是正的时间实例中被识别。波峰的例子参照图7(A),是点603、点604、点605、点606,波谷的例子是用点600、点607、点601、点602表示的点。

[0154] 设想属于心搏动的波峰及波谷比干扰或其他运动的波峰及波谷更规则,所以作为执行该任务的方法,可以使用异常值丢弃,但并不限于此。将异常值丢弃的情况下的心搏的波峰和波谷的例子是点603、点607、点605、点606,干扰的波峰和干扰的波谷的例子是点600、点604、点601、点602。即,极值识别部502也可以具有识别搏动波形中的波峰和波谷的极值点识别部(未图示)、和为了将与其他波峰的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波峰、以及与其他波谷的偏差的大小比事前设定的阈值大的干扰波谷删除而将搏动波形的振幅的异常值丢弃的异常值丢弃部(未图示)。

[0155] 另外,所谓干扰的波峰(也称作干扰峰),是指波峰的大小与其他波峰的大小相比,大得超过事前设定的阈值的波峰。此外,所谓干扰的波谷(也称作干扰谷),是指波谷的大小与其他波谷的大小相比,大得超过事前设定的阈值的波谷。

[0156] 搏动调整部503作为用来调整rawPulse(d,l,f)以使其仅具有心搏动的信息而取得cardiacCluster(d,l)及cardiacExtrema(d,l)。该块的输出是procPulse(d,l)。搏动调整部503的处理的效果在图7中表示。

[0157] 在搏动调整部503的实施方式中,如图7(B)的曲线608所示,根据心脏的波峰及波谷识别仅对应于心搏动的时间的长度。将对应于干扰的期间从搏动中除外。

[0158] 在搏动调整部503的另一实施方式中,参照图7(C),还调整搏动波形的振幅,以使心搏动的波峰及波谷的振幅分别在时间方向上排列为一系列(曲线611)。即,搏动调整部503调整搏动波形的振幅的大小,以使搏动波形的极小值及极大值的大小分别一致。此时,在使振幅一致时使用的峰振幅和谷振幅例如是用图7(B)的虚线609及虚线610表示的波峰及波谷的平均振幅,但并不限于此。将不是波峰及波谷的其他全部的点通过线性映射的方法调整,但并不限于此。

[0159] 在搏动调整的另一实施方式中,如曲线608及曲线611那样,将片断化的心博时间组合。将结果得到的搏动参照图7(D)表示为曲线612。通过这样的处理方法,保证片断化的心博期间的终点必须是与下个片断化的心博期间的起点相同的种类(即都是波峰或都是波谷)。

[0160] 在主要成分提取部401的其他实施方式中,使用分段、减缩、及平均化,取得组织块的代表性的搏动。这在图14中表示。

[0161] 在图14所示的主要成分提取部401的实施方式的另一例中,主要成分提取部401具有心搏动选择部1300、搏动减缩部1301、和代表性搏动提取部1302。

[0162] 心搏动选择部1300以搏动 $\text{rawPulse}(d, l, f)$ 为输入,基于一定的基准选择心搏动。作为选择基准的一例,可以考虑心频率区域的信号能量比其他区域高的基准。作为选择基准的另一例,可以考虑心频率区域的信号波谱平坦度比阈值低的基准。在没有选择心搏动、即输入的搏动不满足选择基准的情况下,也可以将心搏动设为零。心搏动选择部1300的输出是 $\text{cardiacPulse}(d, l, f)$ 。

[0163] 搏动减缩(日语:テーパリング)部1301以 $\text{cardiacPulse}(d, l, f)$ 为输入,使各心周期逐渐变小,使这些心周期成为相同的期间以便能够正确地比较。该块的输出是 $\text{taperedCardiacPulse}(d, l, f)$ 。

[0164] 代表性搏动提取部1302以 $\text{taperedCardiacPulse}(d, l, f)$ 为输入,根据搏动波形的减缩后的心脉冲,计算该组织点的代表性的搏动。作为这样的计算的一例,可以举出将减缩后的心脉冲遍及几个周期进行平均化的计算。作为这样的计算的另一例,可以举出使用PCA或ICA的计算。

[0165] 将信号的分段、减缩、及代表提取的例子表示在图15中。首先,调整心脉冲以使波形振幅为全部是正或全部是负。并且,根据作为基准的搏动(基准搏动)的起点及终点,将不同的组织点的心脉冲划分为连续的心周期。将其结果表示为图15(A)的曲线1400。作为基准搏动的一例,可以举出扫描面内的较强的心脉冲,作为基准搏动的另一例,可以举出ECG信号。

[0166] 在分段后,通过由窗函数使各心周期逐渐变小(减缩)而使其成为相同的期间。将其结果表示为图15(C)的曲线1402。作为该窗函数的一例,可以举出图15(B)所示的定制Hann窗(customized hann window)1401。另外,窗函数也可以使用汉明窗等其他任意的函数。

[0167] 最后,通过将这些减缩后的心脉冲遍及几个周期进行平均化,得到代表性的搏动。将得到的代表性的搏动表示为图15(D)的曲线1403。

[0168] 将关于上述主要成分提取的3个实施方式分别使用或组合使用均可,这样的实施方式还是本发明的范围内。

[0169] 作为块划分部100、组织搏动推测部101、及前处理部102的输出,已加工搏动既可以是在包含在各组织块中的全扫描点(即,计测部位)计算的,也可以是各组织块的1个或几个代表性搏动。此外,也可以是这样的代表性搏动的组合。

[0170] 再次参照图1,图1的搏动关联特征提取部103以 $\text{procPulse}(d, l)$ 为输入,从那里取得作为关于时间域的搏动波形的参数(即,特征量)的搏动关联特征。这样的搏动关联特征也可以是搏动振幅特征、搏动形状特征、及搏动时间特征的全部、或它们的子集。将它们汇总称作 $\text{pulseFeature}$ 。

[0171] 例如,搏动关联特征提取部103也可以计算作为关于搏动波形的振幅的特征量的搏动振幅特征。恶性肿瘤需要形成用来供给营养和氧的新的血管。随着其在微小血管系统中的增加,通过血液的灌注,组织周边的搏动振幅及其分布(统计性且空间性的分布)有可能比正常的组织高。

[0172] 在图8中表示计算搏动的振幅特征的振幅特征计算部710的结构的一例。

[0173] 图8表示计算搏动振幅特征的搏动关联特征提取部103具备的振幅特征计算部710的功能块。如图8所示,振幅特征计算部710具有搏动振幅计算部700和振幅直方图计算部

701。

[0174] 在搏动振幅计算部700中,计算通过d及l指定的各组织点处的心搏动振幅、即cardiacAmplitude(d,l)。

[0175] 作为计算cardiacAmplitude(d,l)的方法,有使用搏动的平均峰振幅与平均谷振幅的差的方法,但并不限于于此。

[0176] 在振幅直方图计算部701的一实施方式中,将在全部的组织点或组织块内计算出的cardiacAmplitude(d,l)分组为各种各样的预先定义的bin。振幅直方图计算部701在该搏动振幅属于bin的组织点或组织块的情况下输出“1”、否则输出“0”。各bin的振幅范围可以分别设定,1个bin的范围不影响到其他bin的范围。可以使用cardiacAmplitude(d,l)的值和聚类结果的值的两者作为振幅特征计算部710的输出。

[0177] 这样的bin的一例是[0.5,1],这在假定上与关于组织形变的肿瘤性搏动振幅对应。另一例是[0.1,0.5],这在假定上与关于组织形变的通常组织的搏动振幅对应。也可以基于关于搏动振幅的特定的假定来定义其他bin,这样的实施方式还是本发明的范围内。

[0178] 在振幅直方图计算部701的另一实施方式中,振幅直方图计算部701也可以将被扫描的组织整体划分为小区域,对各小区域计算振幅直方图,输出该直方图遵循预先定义的样式的小区域。组织的划分的一例是长方形的格子。作为振幅直方图的一例,可以举出遍及预先定义的bin的集合整体的搏动振幅的概率分布。各直方图bin的范围可以分别设定,1个bin的范围不影响到其他bin的范围。作为预先定义的样式的一例,可以举出概率分布比[0.5,1]的范围偏斜。

[0179] 另外,作为振幅特征计算部710的输出pulseAmpFeatures,也可以选择搏动的绝对值cardiacAmplitude(d,l)、或基于直方图的聚类结果ampHist(d,l)。

[0180] 此外,搏动关联特征提取部103也可以计算作为关于组织搏动的波形的形状的特征量的搏动形状特征。在与癌性组织关联的新的血管中,有血管周围的分离、血管扩张、及不规则的形状。肿瘤性的血管不具有存在于正常的组织的血管中的平滑肌细胞,此外,没有充分成为对整个癌性组织带来氧及营养的程度。进而,肿瘤性血管还比正常的组织的血管更多孔质而容易渗出。通过这些原因,肿瘤性的搏动具有比正常的组织的搏动更加扩张的形状。

[0181] 图9表示计算搏动形状特征的搏动关联特征提取部103具备的形状特征计算部711的功能块。如图9所示,形状特征计算部711具有心周期识别部800和形状特征提取部801。

[0182] 心周期识别部800根据procPulse(d,l,f)识别各心周期。能够从该块提取各心周期的临界点、即criticalPoints(d,l)。在图10中表示心周期识别方法的1实施方式。该实施方式的心周期识别部800具有心博期间计算部900和临界点识别部901。

[0183] 心博期间计算部900根据procPulse(d,l,f)计算输入搏动的平均心博期间。另外,心博期间计算部900也可以计算各输入搏动的心周期。

[0184] 作为该计算的一例,可以举出将输入搏动变换为频率域、检索基础性的频率成分、选择它作为平均心博期间。

[0185] 另外,作为该运算的另一例,也可以在搏动调整部503中计算两个邻接的波峰或两个邻接的波谷之间的平均距离、选择该平均距离作为平均心周期(即,平均心博期间)。

[0186] 心博期间计算部900的输出是cardiacPeriod(d,l),这里,d表示深度,l表示线。

[0187] 临界点识别部901识别各测量点的心周期的临界点。在临界点中,可以考虑例如收缩开始点、舒张结束点、收缩峰、收缩中间点、及舒张中间点等,但并不仅限于这些。该块的输入包括procPulse(d,l,f)及cardiacPeriod(d,l),该块的输出是criticalPoints(d,l)。这里,d表示深度,l表示线。

[0188] 参照图11说明临界点识别部901进行的处理的例子。

[0189] 临界点识别部901进行的处理的第1步骤是检索procPulse(d,l)中的极大点及极小点。该步骤的一例是以下的次序。(1)从时间0秒起在心周期内检索第1极大点1000,(2)从对应于第1极大点1000的时间起在心周期内检索第1极小点1001,(3)从第1极小点1001起在心周期内检索第2极大点1002,接着,(4)反复处理上述(1)~(3),直到检索到希望数量的极大点和极小点。

[0190] 心博期间计算部900进行的处理的第2步骤是决定搏动的方向。搏动的方向可能有1个心周期整体的上方向(在朝上的收缩曲线后具有朝下的舒张曲线)、或下方向(在朝下的收缩曲线后具有朝上的舒张曲线)的两种。设想心搏动的收缩部分的期间比舒张部分的期间短。另外,所谓收缩曲线,是心脏的收缩期间中的搏动的波形,所谓舒张曲线,是心脏的舒张期间中的搏动的波形。

[0191] 作为决定搏动的方向的方法的一例,可以举出将图11的线ab与线bc的梯度比较。点a及点c是两个连续的局部最大点,点b是点a与点c之间的局部最小点。线ab和线bc的梯度也可以取预先定义的数量的心周期的平均。如果线ab的梯度比线bc的梯度大,则搏动的方向是朝下的,点a是该心周期的起点。如果小,则搏动的方向是朝上的,点b是1心周期的起点。

[0192] 作为决定搏动的方向的方法的另一例,可以举出将D1与D2的长度比较。D1是从第1极大点1000到与第1极大点1000邻接的第1极小点1001的期间。D2是从上述第1极小点1001到第2极大点1002的期间。D1及D2也可以取预先定义的数量的心周期的平均。如果D2比D1大,则搏动的方向是朝下的,如果小,则搏动的方向是朝上的。

[0193] 临界点识别部901进行的处理的最终步骤是识别各心周期中的临界点。所谓临界点,包括收缩开始点、舒张结束点、收缩峰、收缩中间点、及舒张中间点,但并不仅限于这些。收缩中间点及舒张中间点是搏动的振幅相对于最大搏动振幅等于预先定义的比率时的收缩曲线及舒张曲线上的两点。作为该比率的例子,可以举出最高搏动振幅的2分之1。在图11中,如果设想搏动方向是朝下的,则收缩开始点是第1极大点1000。舒张结束点是下个第2极大点1002。收缩峰是第1极小点1001。收缩中间点1004及舒张中间点1005是与bf/bg为事前设定的值时的振幅f相对应的、收缩曲线及舒张曲线上的两点d及e。

[0194] 形状特征提取部801提取与搏动的波形形状关联的有用的特征。参照图12说明该特征。

[0195] 在与搏动的波形形状关联的特征中,有L1/L2、L3/L4、搏动偏度、搏动峰度、舒张曲线bc相对于直线bc的偏差、及舒张曲线bc中的极值的偏差等,但并不仅限于这些。另外,直线bc也可以是事前设定的曲线。

[0196] L2(d,l)是心周期的舒张部分的期间。即,在朝上心周期的情况下,参照图12(A),是从极大点1100到舒张结束点1101的期间,在朝下心周期的情况下,参照图12(B),是从极小点1102到舒张结束点1103的期间。

[0197]  $L1(d,1)$ 是心周期的收缩部分的期间。即,在朝上心周期的情况下,参照图12(A),是从收缩开始点1104到极大点1100的期间,在朝下心周期的情况下,参照图12(B),是从收缩开始点1105到极小点1102的期间。

[0198] 通过癌性组织中的微小血管系统的不规则的构造,肿瘤性的搏动的收缩峰延迟、或收缩期间变长的可能性较高。如果 $L1/L2$ 更高,则收缩期间变得更长。这意味着对应的搏动为肿瘤性搏动的概率更高。

[0199]  $L3(d,1)$ 被定义为搏动的振幅是最高振幅的预先设定的比率时、即从收缩中间点到舒张中间点的期间的振幅。另外,所谓收缩中间点,是在收缩期间中、收缩曲线的振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率时的收缩曲线上的点。此外,所谓舒张中间点,是在舒张期间中、舒张曲线的振幅相对于最大振幅等于预先定义的比率时的舒张曲线上的点。

[0200]  $L4(d,1)$ 是1脉冲的期间。比率 $L3/L4$ 用于测量脉冲的尖锐度。肿瘤性的搏动比正常的搏动幅度要宽、即具有更扩张的形狀的可能性较高。如果 $L3/L4$ 更高,则意味着搏动形状更加扩张。这意味着对应的搏动是肿瘤性搏动的概率更高。

[0201] 偏度是心搏动的非对称性的尺度,表示为 $pulseSkewness(d,1)$ 。作为计算 $pulseSkewness(d,1)$ 的方法的一例,可以举出使用以下的数式1的方法。

[0202] [数式1]

$$[0203] \quad pulseSkewness(d,1) = \frac{1}{N} \sum_{f=1}^N \left( \frac{procPulse(d,1,f) - \mu}{\sigma} \right)^3 \quad (\text{数式1})$$

[0204] 这里, $N$ 是心周期中的帧数, $\mu$ 及 $\sigma$ 是某个心周期内的搏动振幅的平均及标准偏差。与 $L1/L2$ 同样,如果收缩期间更短、舒张期间更长,则该搏动是正常的搏动的可能性较高。如果正的偏度更大,则表示心周期的舒张期间比心周期的收缩期间长,表示是肿瘤性搏动的概率更低。

[0205] 正的峰度是收缩峰相对于正态分布的尖锐度的尺度,表示为 $pulseKurtosis(d,1)$ 。作为计算 $pulseKurtosis(d,1)$ 的方法的一例,可以举出使用以下的数式2的方法。

[0206] [数式2]

$$[0207] \quad pulseKurtosis(d,1) = \left[ \frac{1}{N} \sum_{f=1}^N \left( \frac{procPulse(d,1,f) - \mu}{\sigma} \right)^4 \right] - 3 \quad (\text{数式2})$$

[0208] 与 $L3/L4$ 同样,如果搏动更窄、即更尖锐,则是正常的搏动的可能性更高。如果正的峰度更大,则表示收缩峰周边的心搏动的部分更尖锐,暗示是肿瘤性搏动的可能性更低。

[0209] 参照图12,作为舒张曲线bc相对于直线bc的偏差,计算舒张曲线bc的振幅间的差异、与直线bc的振幅间的差异的和。这考虑称作 $pulseCurveDeviation(d,1)$ 的心博方向,通过以下的数式3计算(式中的“if cardiac direction is upward”意为若搏动方向为朝上,“if cardiac direction is downward”表示若搏动方向为朝下)。

[0210] [数式3]

$$[0211] \quad pulseCurveDeviation(d,1) = \begin{cases} \sum_{bc} (procPulse(d,1,f) - straightLine_{bc}(d,1,f)) & \text{if cardiac direction is upward} \\ \sum_{bc} (straightLine_{bc}(d,1,f) - procPulse(d,1,f)) & \text{if cardiac direction is downward} \end{cases}$$

[0212] (数式3)

[0213] 将其结果用于测量曲线以何种程度弯曲。如果pulseCurveDeviation(d,l)是正,则意味着搏动曲线的幅度更宽,如果是负则意味着相反。根据该计算,如果搏动曲线1106具有正的pulseCurveDeviation(d,l),则可知幅度更宽,如果搏动1107具有负的pulseCurveDeviation(d,l),则可知幅度不怎么宽。越是幅度更宽的搏动,则是肿瘤性搏动的概率越高。

[0214] 作为舒张曲线bc中的极值的偏差,计算舒张曲线bc内的极大值与极小值之间的搏动振幅的差异,称作pulseExtremaDeviation(d,l)。在舒张曲线bc中没有极值的情况下,极值的偏差是零。一般而言,通过癌性组织中的微小血管系的血管扩张状态,在搏动中不再存在重复隆起。因而,如果pulseExtremaDeviation(d,l)更高,则表示存在重复隆起的可能性更高、是肿瘤性搏动的概率更低。

[0215] 在图13中表示肿瘤性搏动的特征与正常组织的搏动的特征的比较的例子。

[0216] 如图13(A)所示,更高的L1/L2、更高的L3/L4、更低的偏度、更低的峰度、正的搏动曲线的偏差、以及舒张曲线中的更低的极值的偏差意味着波形的宽度较大(曲线1200),表示是肿瘤性搏动波形的概率更高。另一方面,如图13(B)所示,更低的L1/L2、更低的L3/L4、更高的偏度、更高的峰度、负的搏动曲线的偏差、以及舒张曲线中的更高的极值的偏差意味着波形的宽度不宽(曲线1201),是肿瘤性搏动波形的概率更低。

[0217] 在形状特征提取部801的另一实施方式中,也可以将某个特征量(例如,L1/L2、L3/L4、pulseSkewness(d,l)、pulseKurtosis(d,l)、pulseCurveDeviation(d,l)、pulseExtremaDeviation(d,l)中的至少1个)的值用预先定义的值(例如,从知道是正常组织的区域取得的值)归一化(normalization),也可以归一化为预先定义的范围(例如、[0, 1])。

[0218] 在形状特征提取部801的再另一实施方式中,也可以使得如果任意的特征量的值或将其归一化后的值,值更高时则是肿瘤性搏动的概率更高,此外也可以相反使得如果值更低则是肿瘤性搏动的概率更低。也可以更具体地,取倒数。这与pulseSkewness(d,l)、pulseKurtosis(d,l)、及pulseExtremaDeviation(d,l)符合。

[0219] 将原始的搏动关联特征的值(即,归一化之前的搏动关联特征的值)、归一化后的搏动关联特征的值、及与搏动关联特征的倒数对应的值在以后的段落中也统称作“特征的值”。

[0220] 特征的值,用于关于肿瘤性搏动的概率的高低将组织的扫描对象区域分段。该分段的实施方式是对各特征设定阈值、和基于这些阈值根据肿瘤性搏动的概率的高低将区域分类,但并不限于这些。作为阈值选择的一例,可以举出使用特征的值值的平均值。

[0221] 作为形状特征提取部801的输出pulseShapeFeatures,可以选择特征的值、或基于特征的值值的聚类结果。

[0222] 再次参照图1,搏动关联特征提取部103还可以计算作为关于组织搏动的波形的时间轴的特征量的搏动时间特征。如果搏动的振幅及形状不同,则癌性肿瘤的搏动波形整体与正常的组织不同。进而,如果因微小血管系构造而对于血流的阻力不同,则搏动的到达时间对癌性组织和正常组织来说是不同的。

[0223] 该搏动时间特征例如是心周期的延迟、心波形的差异、及心波形的自回归系数中的至少1个。将它们统称作pulseTemporalFeatures。

[0224] 图20表示计算心周期的延迟量的搏动关联特征提取部103具备的心周期延迟计算部731的功能块的一例。如图20所示,心周期延迟计算部731具有基准心周期决定部1900和延迟计算部1901。

[0225] 向心周期延迟计算部731的输入是搏动、即 $\text{procPulse}(d, l, f)$ 。并且,输出是相对于基准搏动(或基准心周期)、即 $\text{carDelay}(d, l)$ 的(由心周期构成的)各搏动的延迟。所谓心周期的延迟,意味着对于血流的血管阻力。

[0226] 基准心周期决定部1900检测进行与全部搏动的比较的基准的搏动、或心周期的基准点。作为这样的基准的一例,可以举出心电图检查(ECG)信号。它表现心周期的正确的起点和收缩峰。在不能利用ECG信号的情况下,作为这样的基准的另一例,有扫描的组织中的最强的搏动。基准心周期决定部1900的输出是 $\text{refCarCycle}(f)$ 。

[0227] 延迟计算部1901计算相对于作为基准的 $\text{refCarCycle}(f)$ 的、 $\text{procPulse}(d, l, f)$ 中的心周期的起点或收缩峰的延迟。另外,在计算前,也可以进行用来将心周期的长度标准化的再采样,以便能够与 $\text{refCarCycle}(f)$ 比较。

[0228] 在图21中表示进行心波形的差异的计算的延迟计算部1901的功能块的一例。向延迟计算部1901的输入是搏动 $\text{procPulse}(d, l, f)$ 和 $\text{carDelay}(d, l)$ ,输出是搏动中的心周期的差值、即 $\text{carDiff}(d, l)$ 。通过这样的值,决定心周期以何种程度相互类似或不同。

[0229] 如图21所示,延迟计算部1901具有个别差异计算部2001和整体差异计算部2002。

[0230] 另外,基准心波形计算部2000计算与所取得的全部的心波形进行比较的基准心波形。在一实施方式中,将这样的基准心波形作为所取得的全部的心波形的平均来计算。在另一实施方式中,将这样的基准心波形作为所取得的全部的心波形中的最强的心波形计算。在再另一实施方式中,也可以将这样的基准心波形不考虑所取得的心波形而定义为例如从文献引用的周知的心波形等。该块的输出是 $\text{refCarWaveform}(f)$ 。

[0231] 按照各搏动 $\text{procPulse}(d, l, f)$ 的每个心波形,个别差异计算部2001计算心波形与基准心波形 $\text{refCarWaveform}(f)$ 的差异。在进行该计算之前,也可以使这些心波形逐渐变小到相同的长度。作为由个别差异计算部2001计算的差异的一例,可以举出各搏动 $\text{procPulse}(d, l, f)$ 与 $\text{refCarWaveform}(f)$ 的差的绝对值的和(或积分值)。作为这样的差异的另一例,可以举出均方根的差。

[0232] 整体差异计算部2002根据由个别差异计算部2001计算出的全部的个别差异的值,按每个搏动决定1个整体差异的值。作为这样的整体差异的值的一例,可以举出使用个别差异的值的标准偏差。

[0233] 图22示出用于计算表示心搏动的波形的自回归系数的、搏动关联特征提取部103所具备的自回归系数计算部732的功能块的一例。如图22所示,自回归系数计算部732具有搏动再采样部2100和自回归式运算部2101。

[0234] 一般而言,可以使用自回归系数将任何波形都记述为自回归过程。即,现在的样本是过去的样本的线性结合。因而,也可以使用这些自回归系数来记述搏动。向自回归系数计算部732的输入是搏动 $\text{procPulse}(d, l, f)$ ,输出是模型的系数、即 $\text{arCoeffs}(d, l)$ 。

[0235] 搏动再采样部2100对搏动进行再采样,以使各心周期包含标准数量的样本。例如,在每1秒40帧的帧速率(即,时间域的采样速率是40Hz)、每1秒1搏动的心博数的情况下,在1个心周期中包含40个样本。但是,例如在超声波换能器的结构不同、并且生理条件不同的情

况下,该数量有可能变动。在成为与40个样本不同的数量那样的情况下,对搏动进行再采样,以使1个心周期中包含40样本。该块的输出是resampPulse(d,l,f)。

[0236] 自回归式运算部2101求出自回归式的解(即,自回归系数)。将其用到搏动中。

[0237] 一般而言,自回归式如以下的数式4那样记述。

[0238] [数式4]

$$[0239] \quad X_t = \sum_{i=1}^p \phi_i X_{t-i} + \varepsilon_t \quad (\text{数式4})$$

[0240] 这里, $X_t$ 是当前的样本, $X_{t-i}$ 是过去的样本, $p$ 是模型阶次, $\phi_i$ 是模型系数, $\varepsilon_t$ 是白噪声。根据发明者的实验,在各心周期由40个样本构成的情况下,如果阶次是5,则对于减小误差(即,均方误差的根不到1%)而记述搏动是足够的。

[0241] 对所取得的搏动采用该式。在文献中,提出了这样的问题的解法,作为一例,可以举出尤尔-沃克的方程式(Yule-Walker equation)。这是本发明的范围外,所以其详细情况不说明。

[0242] 模型系数的解是输出的特征、即arCoeffs(d,l)。

[0243] 将上述的全部特征(carDelay(d,l)、carDiff(d,l)、arCoeffs(d,l))统称作pulseTemporalFeatures。

[0244] 搏动关联特征提取部103,作为其输出,pulseFeature也可以输出pulseAmpFeatures、pulseShapeFeatures、及pulseTemporalFeatures的全部或它们的子集。

[0245] 再次参照图1,在计算出搏动关联特征后,图1的分布特性计算部104计算各组织块的或遍及多个组织块的这些特征的分布特性。

[0246] 癌性肿瘤中的微小血管系统的不规则的形状可以通过B模式灰度或根据搏动关联特征计算的这样的分布特性而数值化。在B模式分辨率没有高到能够使微小血管群可视化的程度的应用例的情况下(在几乎全部的临床应用中,分辨率都没有高到对于该目的所足够的程度),更优选的是根据来源于微小血管的搏动的、所计算出的搏动关联特征来计算分布特性。该输出是分布特征、即distributionFeature。

[0247] 分布特征可以考虑使用统计性分布参数及空间性分布参数的至少其一。

[0248] 统计性分布参数例如是特征的值(即,搏动关联特征)的平均值、特征的值的中位数、特征的值的最大值、特征的值的最小值、特征的值的标准偏差、特征的值的标准偏差、及特征的值的标准偏差中的至少1个。

[0249] 空间性分布参数例如是特征的值能量、特征的值熵、特征的值对比度、特征的值均质性、特征的值相关性中的至少1个。在图16中表示对于这些参数全部的计算。

[0250] 图16表示计算空间性分布参数的分布特性计算部104具备的空间分布计算部740的功能块。

[0251] 如图16所示,空间分布计算部740具有灰度级同时发生概率矩阵计算部1500及空间特征计算部1501。

[0252] 灰度级同时发生概率矩阵计算部1500在块内的相对于值j的特征的特定空间关系中,计算值i的特征以怎样的频度发生。这样的特定空间关系,是各种方向及距离,称作偏移

(offset)。作为偏移的一例,可以举出后述的图17所示那样的、特定的4方向(水平、垂直、2对角方向)、及对于各方向的距离。

[0253] 空间的特征计算部1501根据同时发生概率矩阵导出平均统计特征。在该特征中包含以下中的至少1个,但并不限定于这些。

[0254] • 能量(Energy;如果设为同时发生概率矩阵中的元素的平方和,则也作为一致性或角二阶距周知)。它是关于纹理(texture)的一致性、即特征的值是否在空间上重复的测度。更大的值意味着特征更一致(即,有重复构造)。

[0255] • 对比度(Contrast;测量同时发生概率矩阵中的局部变动)。它是局部变动的测度。如果特征的值在空间上更大且剧烈地变化,则对比度变得更高。在这样的情况下,均质性变得更低。

[0256] • 均质性(Homogeneity;同时发生概率矩阵的对角元素)。如果特征的值范围更小,则均质性更高。在这样的情况下,均质性变得更高。

[0257] • 相关性(Correlation;测量特定的特征的组发生的同时概率)。如果特征的值在空间上更接近于线性构造,则相关性更高。

[0258] • 熵(Entropy;特征的随机性的统计的测度)。它是特征的同时发生概率矩阵的均质性的测度。如果矩阵元素相等,则熵为最大,意味着是变化的程度更大的特征值。

[0259] 计算以上所述的空间的特征的式子表示为以下的数式5~数式9。

[0260] [数式5]

$$[0261] \quad Energy = \sum_i \sum_j P_d^2(i, j) \quad (\text{数式5})$$

[0262] [数式6]

$$[0263] \quad Entropy = -\sum_i \sum_j P_d(i, j) \log P_d(i, j) \quad (\text{数式6})$$

[0264] [数式7]

$$[0265] \quad Contrast = \sum_i \sum_j (i-j)^2 P_d(i, j) \quad (\text{数式7})$$

[0266] [数式8]

$$[0267] \quad Homogeneity = \sum_i \sum_j \frac{P_d(i, j)}{1+|i-j|} \quad (\text{数式8})$$

[0268] [数式9]

$$[0269] \quad Correlation = \frac{\sum_i \sum_j (i-\mu_x)(j-\mu_y)P_d(i, j)}{\sigma_x \sigma_y} \quad (\text{数式9})$$

[0270] 这里,  $P_d$  是灰度级同时发生概率矩阵,  $P_d$  的条目  $(i, j)$  是离开了距离  $d$  的  $i$  和  $j$  的灰度级的组的发生数。 $\sigma_x$  及  $\sigma_y$  分别是  $P_d(x)$  及  $P_d(y)$  的标准偏差,  $\mu_x$  及  $\mu_y$  分别是  $P_d(x)$  及  $P_d(y)$  的平均值。另外,  $P_d(x)$  及  $P_d(y)$  分别是以下的数式10及数式11。

[0271] [数式10]

$$[0272] \quad P_d(x) = \sum_j P_d(x, j) \quad (\text{数式10})$$

[0273] [数式11]

$$[0274] \quad P_d(y) = \sum_i P_d(i, y) \quad (\text{数式11})$$

[0275] 在图17中表示灰度级同时发生概率矩阵计算部1500进行的灰度级同时发生概率矩阵(也称作GLCM)的计算处理的一例。

[0276] 这里,将全部的特征值归一化为某个灰度级,看作图17(B)所示的输入图像。由于图17(A)所示的原因、偏移是[01](向右方向为1的距离),所以在图17(C)所示的GLCM的输出中,在元素(1,1)中包含有值1。这是因为,在水平方向上邻接的两个像素的值分别为1和1的实例(instance)在图17(B)所示的输入图像中只有1个。此外,在图17(C)所示的GLCM的输出中,在元素(1,2)中包含有值2。这是因为,在水平方向上邻接的两个像素的值分别为1和2的实例在图17(B)所示的输入图像中存在两个。进而,在图17(C)所示的GLCM的输出中,在元素(1,3)中包含有值0。这是因为,在水平方向上邻接的两个像素的值分别为1和3的实例在图17(B)所示的输入图像中不存在。同样,灰度级同时发生概率矩阵计算部1500继续输入图像的处理,对其他像素的组(i, j)扫描输入图像,将合计记录到GLCM的对应的元素中。

[0277] 接着,对在恶性分类部105的分类前进行的、特征排名(ranking)及特征选择进行说明。这是可选项,包括该块的实施方式和不包括该块的实施方式都还是包含在本发明的范围中。

[0278] 使用这里记载的方法计算出的特征的数量根据应用例及特定的实施方式,从不到一百到几百是各种各样的。在许多应用例中,在要求实时操作的情况下,有可能不希望有这样的许多特征。

[0279] 可以使用特征排名算法对特征进行排名,可以为以后的分类任务用而选择高位的特征。将特征排名的基准也可以是类(class)分离基准,它记述有将特征怎样适当地分为癌性的数据群和正常的数据群。特征越是被适当地划分,则其排名越高。作为将特征排名的其他方法,也可以使用评价性能的分类算法、将特征直观地分组、选择最好的结构。

[0280] 根据发明者的动物实验,为了使分类精度与运算效率的权衡关系更好,10~50个的高位排名特征是足够的。需要在分类任务中包括被排名为高位的特征。

[0281] 根据发明者的固有实验这样的高位的特征是以下这样的。

[0282] • 各块的、包含在块中的多个计测点的搏动振幅的中位数、熵、标准偏差、平均值、最大值。

[0283] • 各块的、包含在块中的多个计测点的心波形差分的中位数、熵、标准偏差、平均值、最大值。

[0284] • 各块的、包含在块中的多个计测点的L1/L2的中位数。

[0285] • 各块的、来自代表性的搏动的L1/L2

[0286] • 各块的、包含在块中的多个计测点的扩张偏差的最大值及标准偏差

[0287] 当然,这些特征是在发明者的动物实验中固有的。

[0288] 图1的恶性分类部105将搏动关联特征提取部103的输出与分布特性计算部104的输出组合,计算扫描的组织恶性信息、即maligScores。这使用分类算法进行。

[0289] 作为分类算法的例子,可以举出Adaboost及支持向量机(Support vector machine,SVM),但并不限于这些。也可以在恶性分类之前将特征排名而进行选择。这样的实施方式还是本发明的范围内。

[0290] 分类算法将计算出的特征作为按每个块的输入(pulseFeature, distributionFeature),基于预先决定的设定,输出表示该块是正常还是恶性的恶性分数。根据实际使用的分类算法,预先决定的设定的例子既可以选择在分类时使用的特征,也可以是算法为了根据特征值计算中间输出值而使用的参数,也可以是算法为了根据中间输出值决定恶性分数而使用的阈值。这样的预先决定的设定经过进行收集具有已知的特性的实际数据(即,关于正常组织及恶性组织的信息是已知的)的实验的训练过程取得,将分类算法使用该数据及特性进行训练。预先决定的设定例如可以通过将事前带有恶性肿瘤及良性肿瘤、或正常组织的至少其一的标签的特征量作为教师数据的学习算法来决定。其详细情况是本发明的范围外,所以详细情况不说明。另外,恶性分类部105也可以不使用学习算法,例如也可以使用四分位数等将具有偏差值的块分类为恶性块,也可以将距平均值、中位数等的记述统计量的差是阈值以上或不到阈值的块分类为恶性块。

[0291] 在恶性分类部105的另一实施方式中,也可以将分类结果进一步处理,取得扫描的区域的癌概率,确定癌肿瘤的位置。在图18中表示确定肿瘤的位置的恶性分类部105具备的肿瘤位置确定部的功能块的一例。

[0292] 如图18所示,肿瘤位置确定部750具有肿瘤块划分部1700、癌概率计算部1701、和阈值化部1702。在图19中还表示它们进行的处理。

[0293] 肿瘤块划分部1700定义用来按照扫描的组织每个组织点计算癌概率的对象区域,寻找属于该对象区域的组织块。例如,在2维的情况下,对象区域的形状也可以是正方形,其尺寸也可以是5毫米×5毫米(参照图19(A)的对象区域1800及1801)。在3维的情况下,对象区域的形状也可以是立方体,其尺寸也可以是5毫米×5毫米×5毫米。为了进一步的计算而选择包含在定义的对象区域中的组织块。

[0294] 在一实施方式中,癌概率计算部1701在所选择的组织块中(作为分类结果)计数恶性块的数量,决定癌概率。也可以将癌概率设为恶性块的绝对数量(例如,在图19(A)的对象区域1800的情况下是6)、或者将恶性块的数量除以对象区域内的块的总数而得到的值(例如,在图19(A)的对象区域1800的情况下是 $6/25=0.04$ )。

[0295] 在另一实施方式中,癌概率计算部1701考虑恶性块的分布。例如,也可以是,恶性块连续的聚类与随机分布的聚类相比,癌的概率计算得更高。

[0296] 该癌概率可以看作肿瘤位置确定部750的输出,为了使检查变得容易,也可以将概率值显示为彩色图像。在另一实施方式中,阈值化部1702通过选择阈值、将由癌概率计算部1701计算出的概率与阈值比较,决定哪个组织点是癌性、哪个组织点是正常。肿瘤位置基于该结果定义为癌性组织点的集合体。

[0297] 图23及图24表示为了评价有关本发明的组织恶性肿瘤检测装置90的性能而进行的动物实验的结果。在各图中,表示1mm间隔的6连续超声波扫描面。按照每个扫描面,显示计算出的癌概率、阈值结果、及对应的B模式图像。

[0298] 图23表示没有肿瘤的情况下的结果。图23(A)所示的图像2200表示使用有关本发明的实施方式的方法计算出的癌概率,白色表示更高的癌概率,黑色表示更低的癌概率。图

23(B)所示的图像2201表示阈值化后的肿瘤的位置,白色表示癌性肿瘤的位置。图23(C)所示的图像2202表示实际的B模式图像。根据图像2200及图像2201可知,通过有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置90,能够正确地表示在组织上没有肿瘤。

[0299] 图24表示有肿瘤的情况下的结果,实际的位置用白色的圆表示在图24(C)所示的图像2302中。同样,图24(C)所示的图像2300表示计算出的癌概率,图24(C)所示的图像2301表示阈值化后的肿瘤的位置。根据这两个图像可知,通过有关本发明的实施方式的组织恶性肿瘤检测装置90正确地表示了存在于组织中的肿瘤的位置。

[0300] 以上,在本说明书中说明的发明的步骤是用来判断被扫描的组织的恶性度的。作为这样的信息的使用法,可以考虑没有关于被扫描的组织的事前知识而对在组织内肿瘤存在的概率较高的位置进行判断、或者对所选择的组织区域的恶性度进行判断,但并不限定于这些。这样的信息可以与也在这样的使用法中使用的其他方法并行进行、或者受其引导而使用,或者为了引导其他方法而使用。作为这样的其他方法,有超声波B模式图像、超声波多普勒摄像、弹性率计测法、计算机断层摄影法(CT)、磁共振影像法(MRI)、正电子发射断层摄影法(PET)、及声光断层摄影法(PAT)。将在本说明书中说明的发明的步骤与其他方法组合而判断被扫描的组织的恶性度那样的实施方式还是在本发明的范围内。

[0301] 作为这样的实施方式的一例,可以举出通过其他方法识别扫描的组织的肿瘤、并使用本发明决定所识别的肿瘤的恶性度的情况。

[0302] 另外,在本实施方式中,搏动关联特征是搏动振幅特征、搏动形状特征、及搏动时间特征中的至少1个。搏动关联特征优选的是至少包括搏动形状特征或搏动时间特征。如上所述,这是因为通过考虑恶性肿瘤的起因于组织搏动的不规则性的特征能够更正确地检测恶性肿瘤。

[0303] 另外,在本实施方式中说明的组织恶性肿瘤检测装置90也可以通过计算机实现。图25是表示实现组织恶性肿瘤检测装置90的计算机系统的硬件结构的块图。

[0304] 组织恶性肿瘤检测装置90包括计算机34、用来对计算机34发出指示的键盘36及鼠标38、用来提示计算机34的运算结果等的信息的显示器32、和用来读取由计算机34执行的程序的CD-ROM(Compact Disc-Read Only Memory)装置40及通信调制解调器(未图示)。

[0305] 作为组织恶性肿瘤检测装置90进行的处理的程序存储在作为能够由计算机读取的介质的CD-ROM42中,用CD-ROM装置40读取。或者通过计算机网络用通信调制解调器52读取。

[0306] 计算机34包括CPU(Central Processing Unit)44、ROM(Read Only Memory)46、RAM(Random Access Memory)48、硬盘50、通信调制解调器52、和总线54。

[0307] CPU44执行经由CD-ROM装置40或通信调制解调器52读取的程序。ROM46存储计算机34的动作所需要的程序及数据。RAM48存储程序执行时的参数等的的数据。硬盘50存储程序及数据等。通信调制解调器52经由计算机网络进行与其他计算机的通信。总线54将CPU44、ROM46、RAM48、硬盘50、通信调制解调器52、显示器32、键盘36、鼠标38及CD-ROM装置40相互连接。

[0308] 进而,构成上述各装置的构成单元的一部分或全部也可以由1个系统LSI(Large Scale Integrated Circuit:大规模集成电路)构成。系统LSI是将多个构成部分集成在1个芯片上而制造的超多功能LSI,具体而言,是包括微处理器、ROM、RAM等而构成的计算机系

统。在RAM中存储有计算机程序。通过微处理器按照计算机程序动作，系统LSI实现其功能。

[0309] 进而，构成上述各装置的构成单元的一部分或全部也可以由相对于各装置能够拆装的IC卡或单体的模块构成。IC卡或模块是由微处理器、ROM、RAM等构成的计算机系统。IC卡或模块也可以包括上述超多功能LSI。通过微处理器按照计算机程序动作，IC卡或模块实现其功能。该IC卡或该模块也可以具有耐篡改性。

[0310] 此外，本发明也可以是上述所示的方法。此外，也可以是将这些方法通过计算机实现的计算机程序，也可以是由上述计算机程序构成的数字信号。

[0311] 进而，本发明也可以是将上述计算机程序或上述数字信号记录到计算机能够读取的记录介质、例如软盘、硬盘、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD(Blu-ray Disc(注册商标))、USB存储器、SD卡等的存储卡、半导体存储器等中的产品。此外，也可以是记录在这些记录介质中的上述数字信号。

[0312] 此外，本发明也可以是将上述计算机程序或上述数字信号经由电通信线路、无线或有线通信线路、以因特网为代表的网络、数据广播等传送的系统。

[0313] 此外，本发明也可以是具备微处理器和存储器的计算机系统，上述存储器存储有上述计算机程序，上述微处理器按照上述计算机程序动作。

[0314] 此外，也可以通过将上述程序或上述数字信号记录到上述记录介质中并移送、或者通过将上述程序经由上述网络等移送，由独立的其他计算机系统实施。

[0315] 进而，也可以将上述实施方式及上述变形例分别组合。

[0316] 这里公开的实施方式在所有的方面都是例示，不应被认为是限制性的。本发明的范围不是由上述说明、而是由权利要求书表示，意味着包含与权利要求书等价的语义及范围内的全部的变更。

[0317] 产业上的可利用性

[0318] 本发明能够应用到组织恶性肿瘤检测方法等中，特别能够应用到通过超声波进行的组织恶性肿瘤检测方法等中。

[0319] 标号说明

[0320] 32 显示器

[0321] 34 计算机

[0322] 36 键盘

[0323] 38 鼠标

[0324] 40 CD-ROM装置

[0325] 42 CD-ROM

[0326] 44 CPU

[0327] 46 ROM

[0328] 48 RAM

[0329] 50 硬盘

[0330] 52 通信调制解调器

[0331] 54 总线

[0332] 90 组织恶性肿瘤检测装置

[0333] 100 块划分部

- [0334] 101 组织搏动推测部
- [0335] 102 前处理部
- [0336] 103 搏动关联特征提取部
- [0337] 104 分布特性计算部
- [0338] 105 恶性分类部
- [0339] 200 组织变位推测部
- [0340] 201 组织形变推测部
- [0341] 400 噪声滤波部
- [0342] 401 主要成分提取部
- [0343] 500 心功率计算部
- [0344] 501 心博聚类部
- [0345] 502 极值识别部
- [0346] 503 搏动调整部
- [0347] 700 搏动振幅计算部
- [0348] 701 振幅直方图计算部
- [0349] 710 振幅特征计算部
- [0350] 711 形状特征计算部
- [0351] 731 心周期延迟计算部
- [0352] 732 自回归系数计算部
- [0353] 740 空间分布计算部
- [0354] 750 肿瘤位置确定部
- [0355] 800 心周期识别部
- [0356] 801 形状特征提取部
- [0357] 900 心博期间计算部
- [0358] 901 临界点识别部
- [0359] 1300 心搏动选择部
- [0360] 1301 搏动减缩部
- [0361] 1302 代表性搏动提取部
- [0362] 1500 灰度级同时发生概率矩阵计算部
- [0363] 1501 时间特征计算部
- [0364] 1700 肿瘤块划分部
- [0365] 1701 癌概率计算部
- [0366] 1702 阈值化部
- [0367] 1900 基准心周期决定部
- [0368] 1901 延迟计算部
- [0369] 2000 基准心波形计算部
- [0370] 2001 个别差异计算部
- [0371] 2002 整体差异计算部
- [0372] 2100 搏动再采样部

[0373] 2101 自回归式运算部

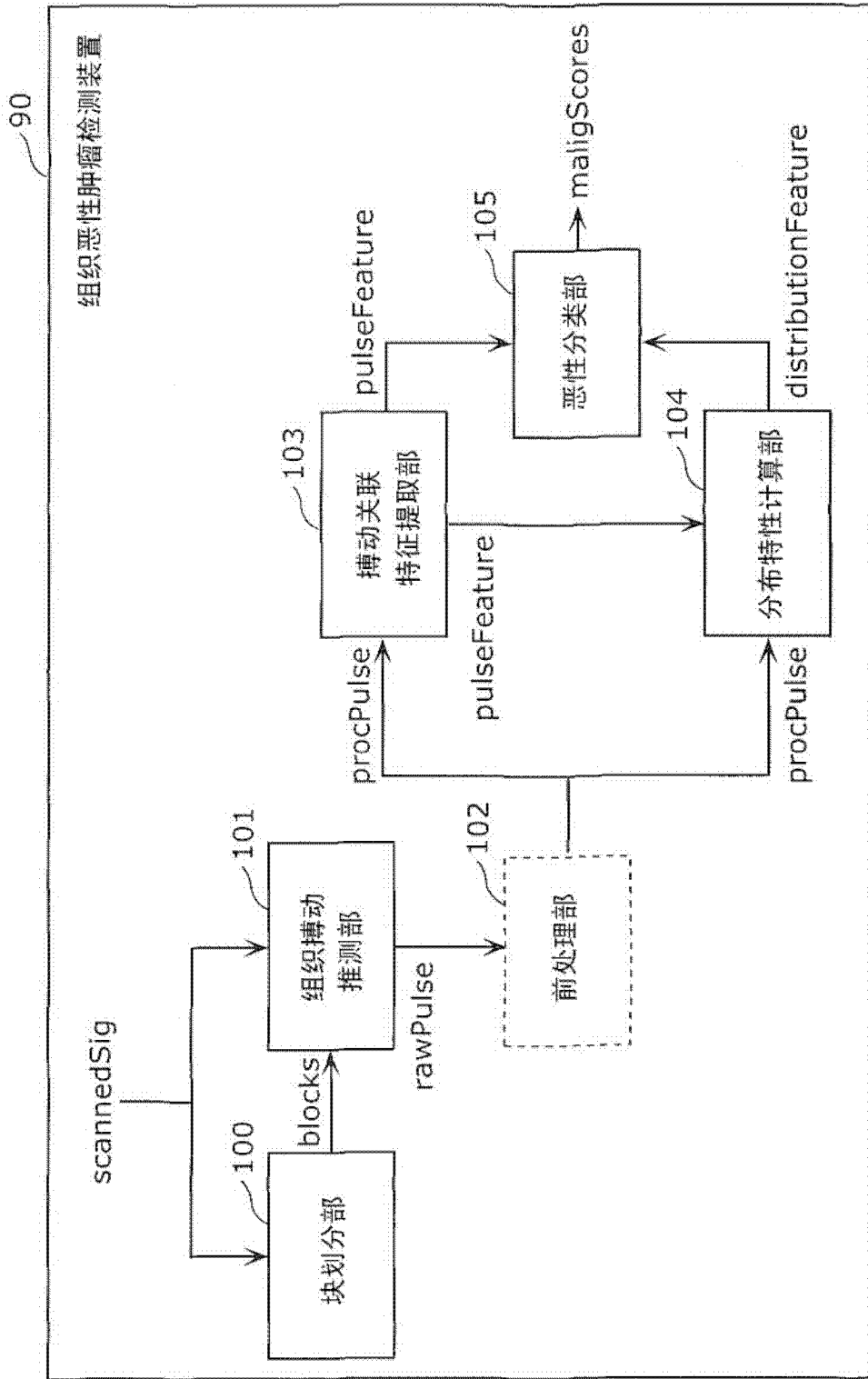


图1

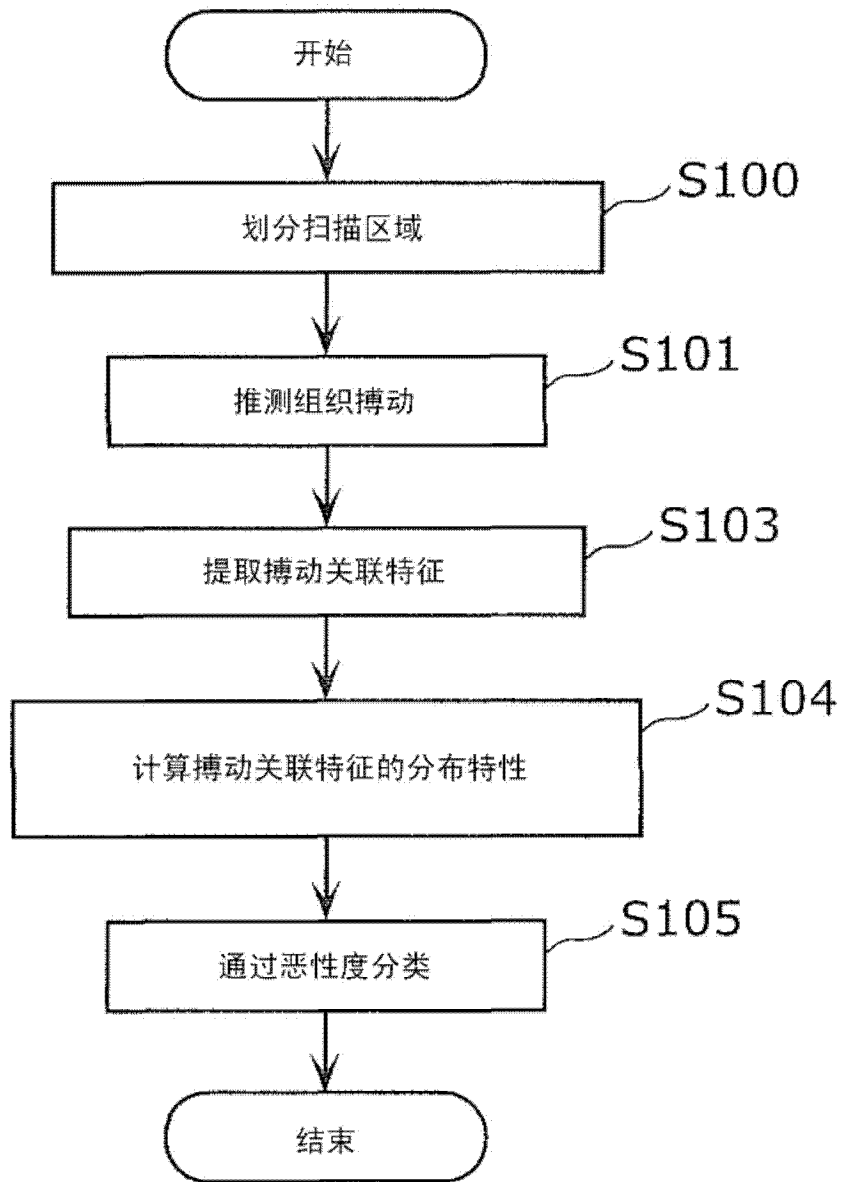


图2

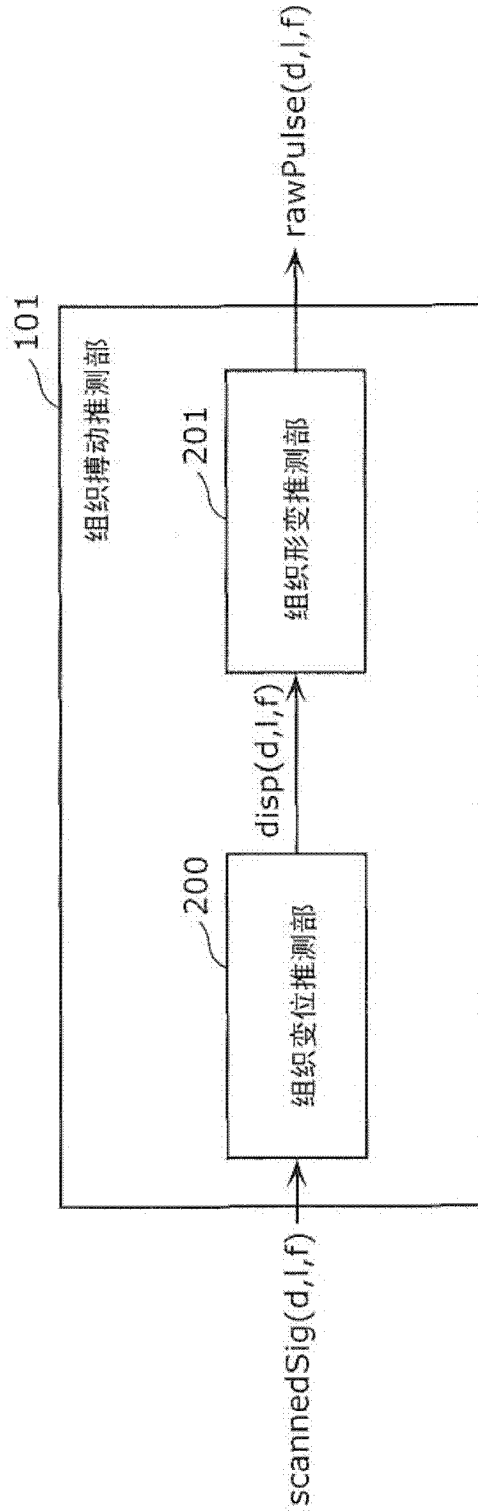


图3

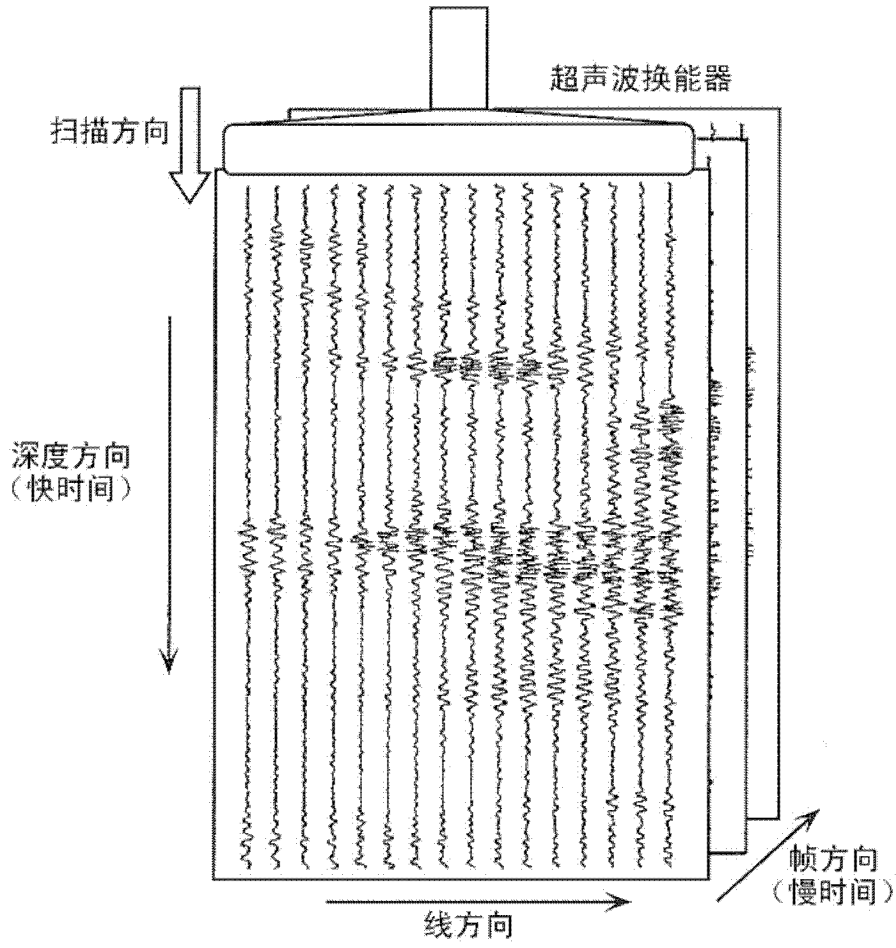


图4

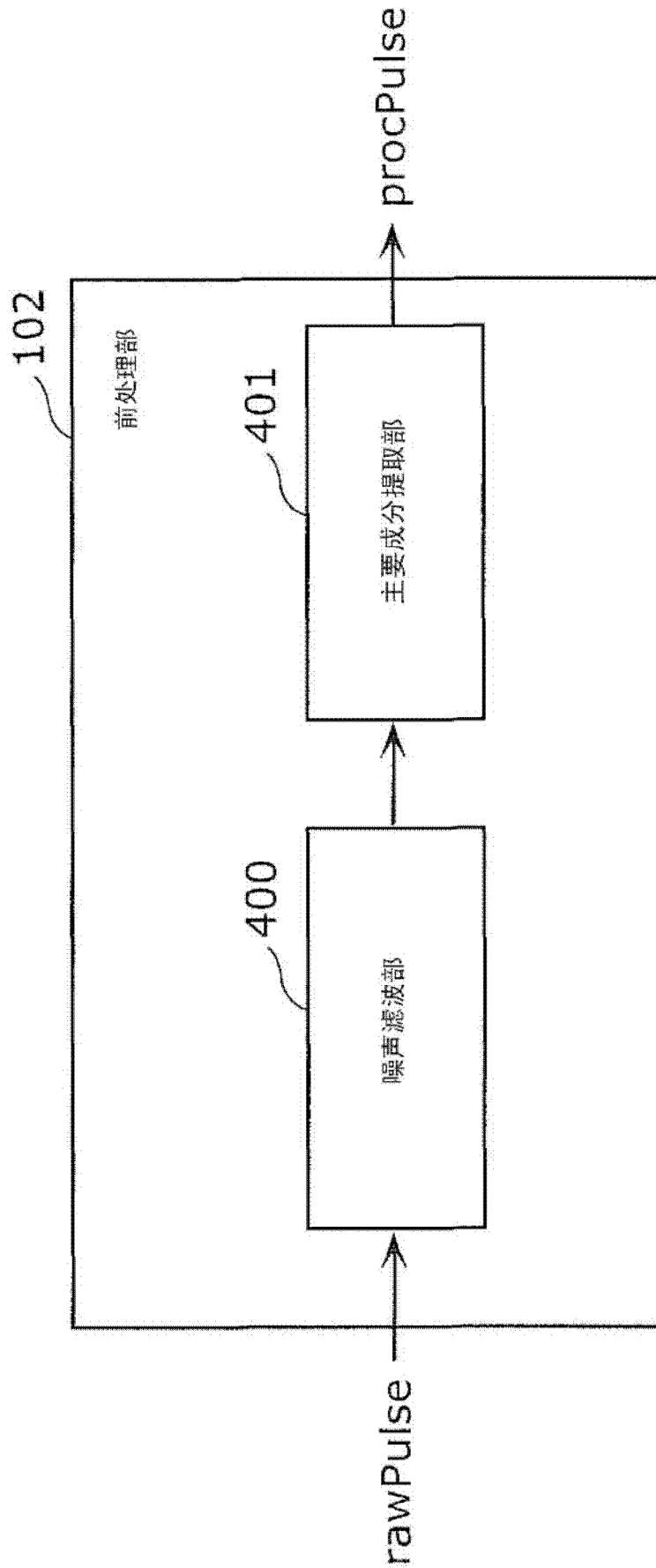


图5

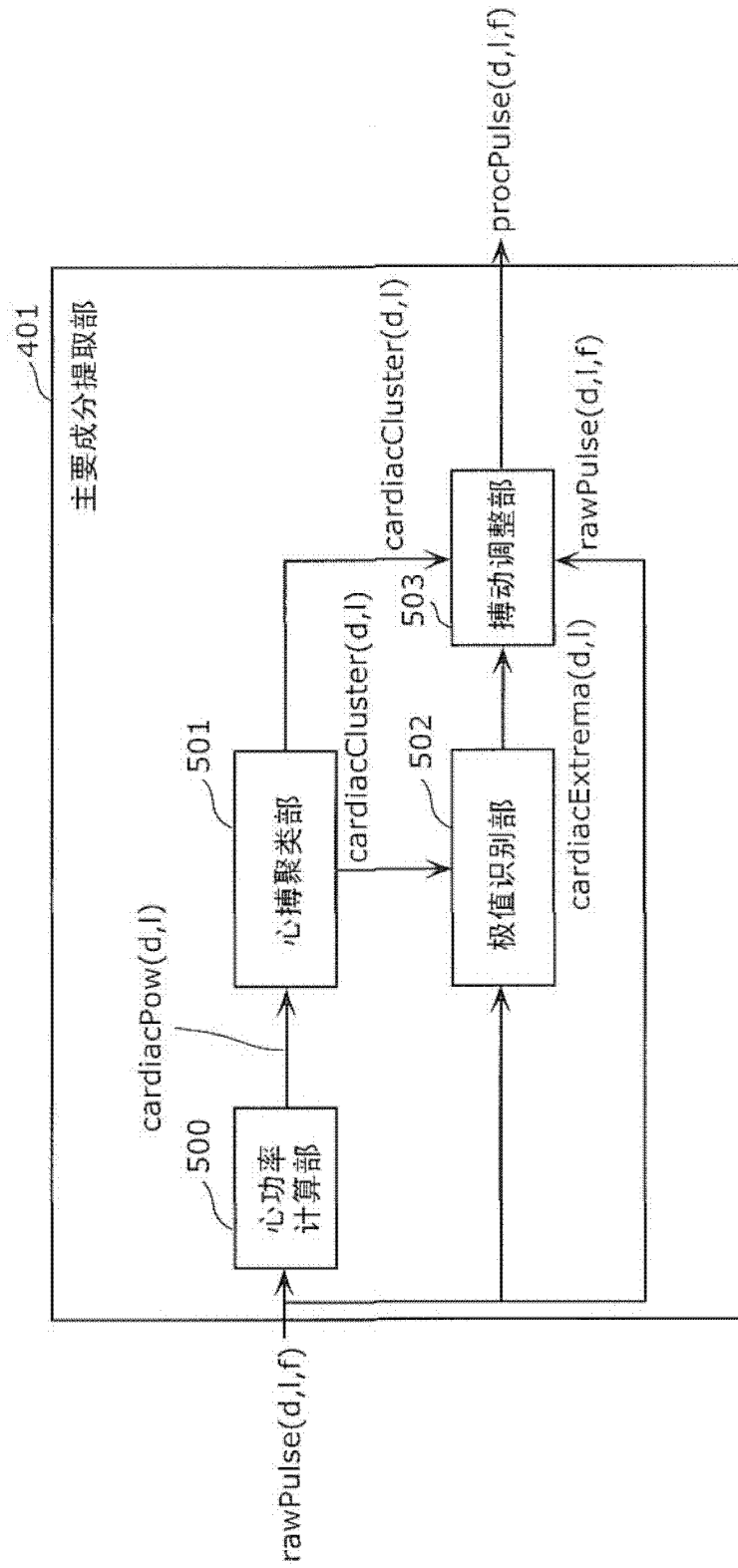


图6

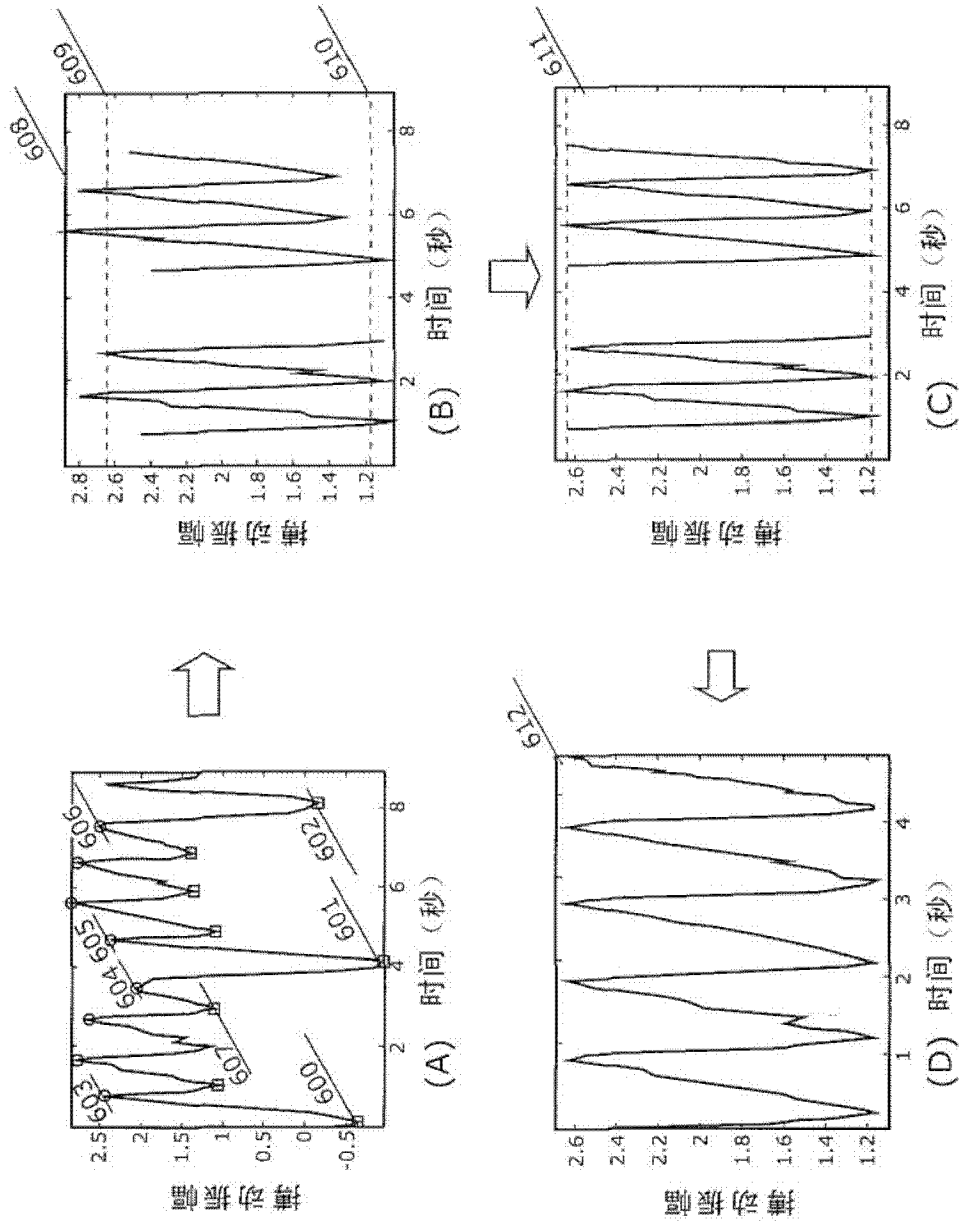


图7

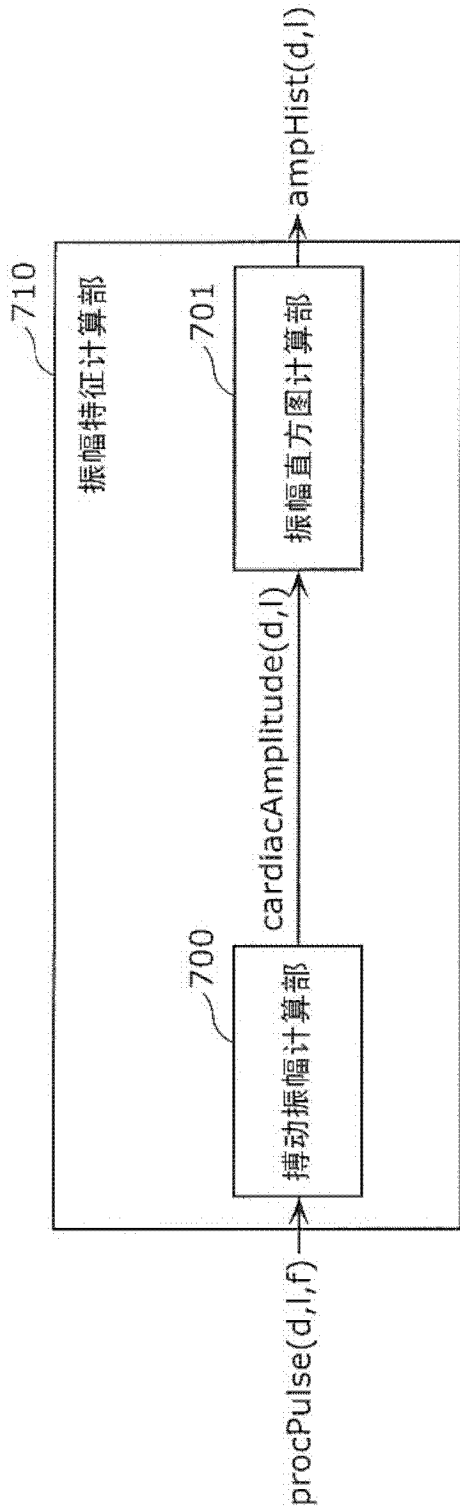


图8

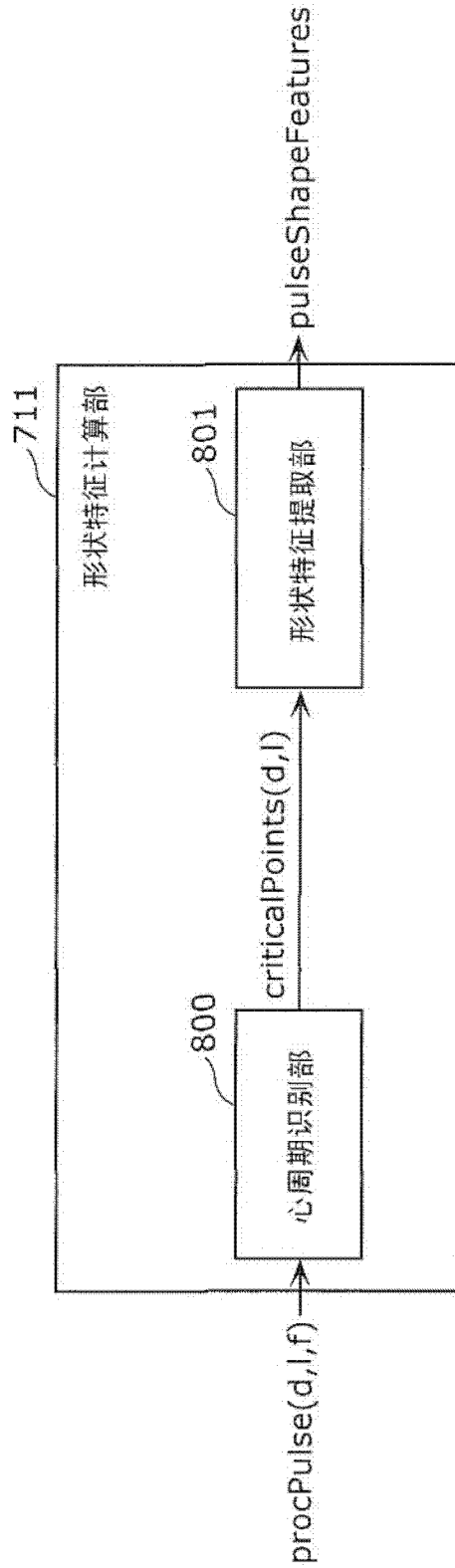


图9

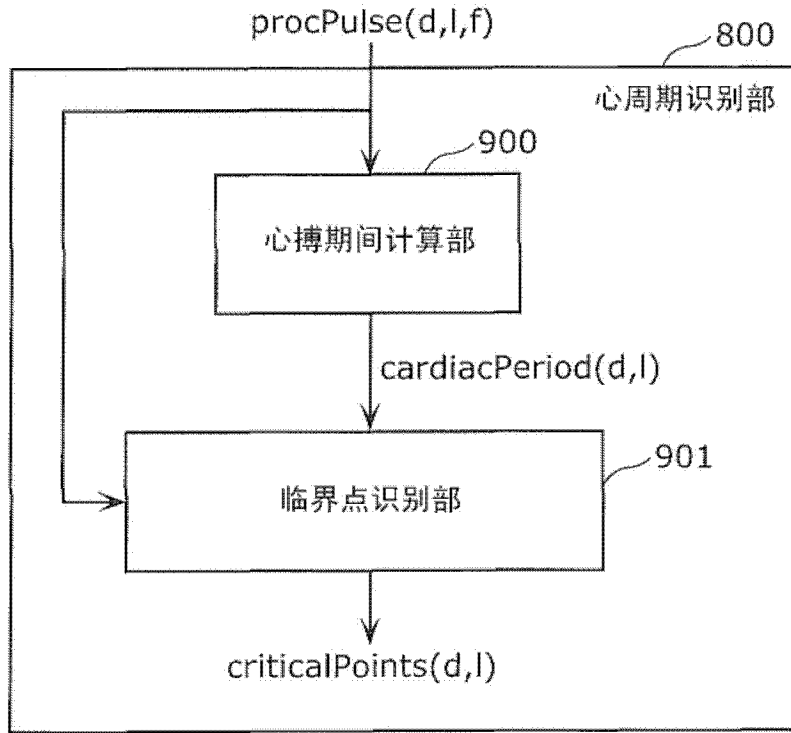


图10

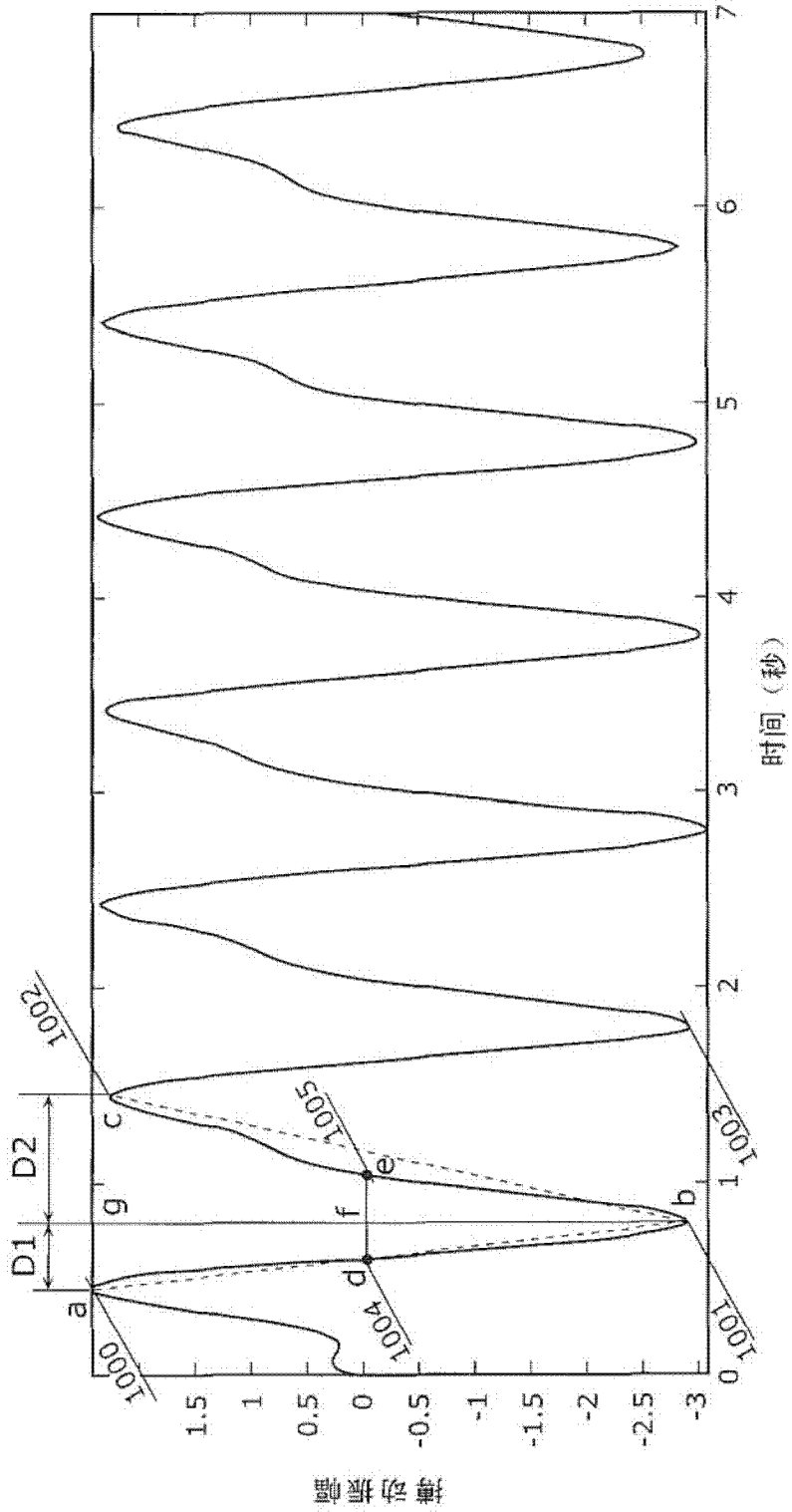


图11

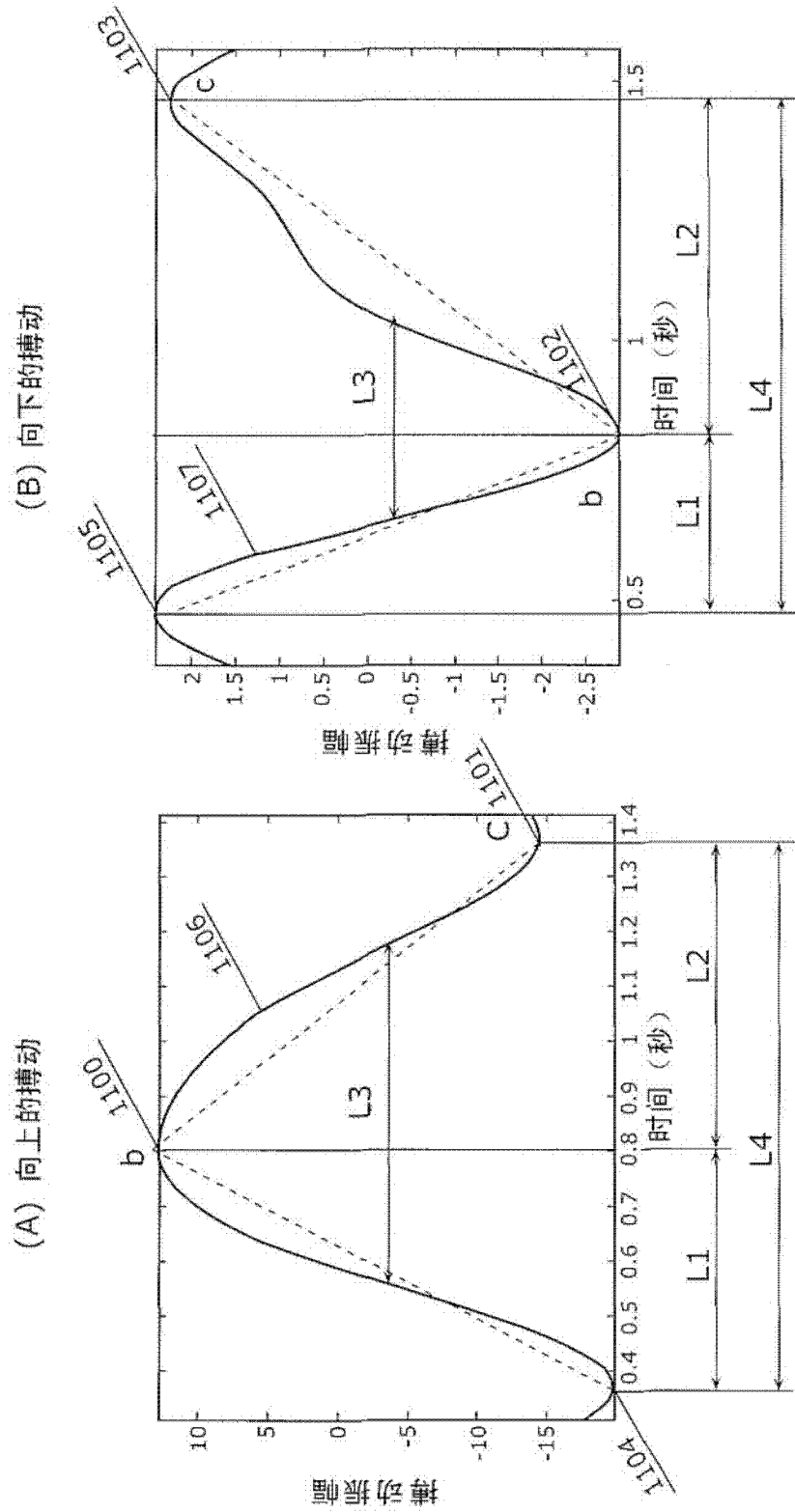


图12

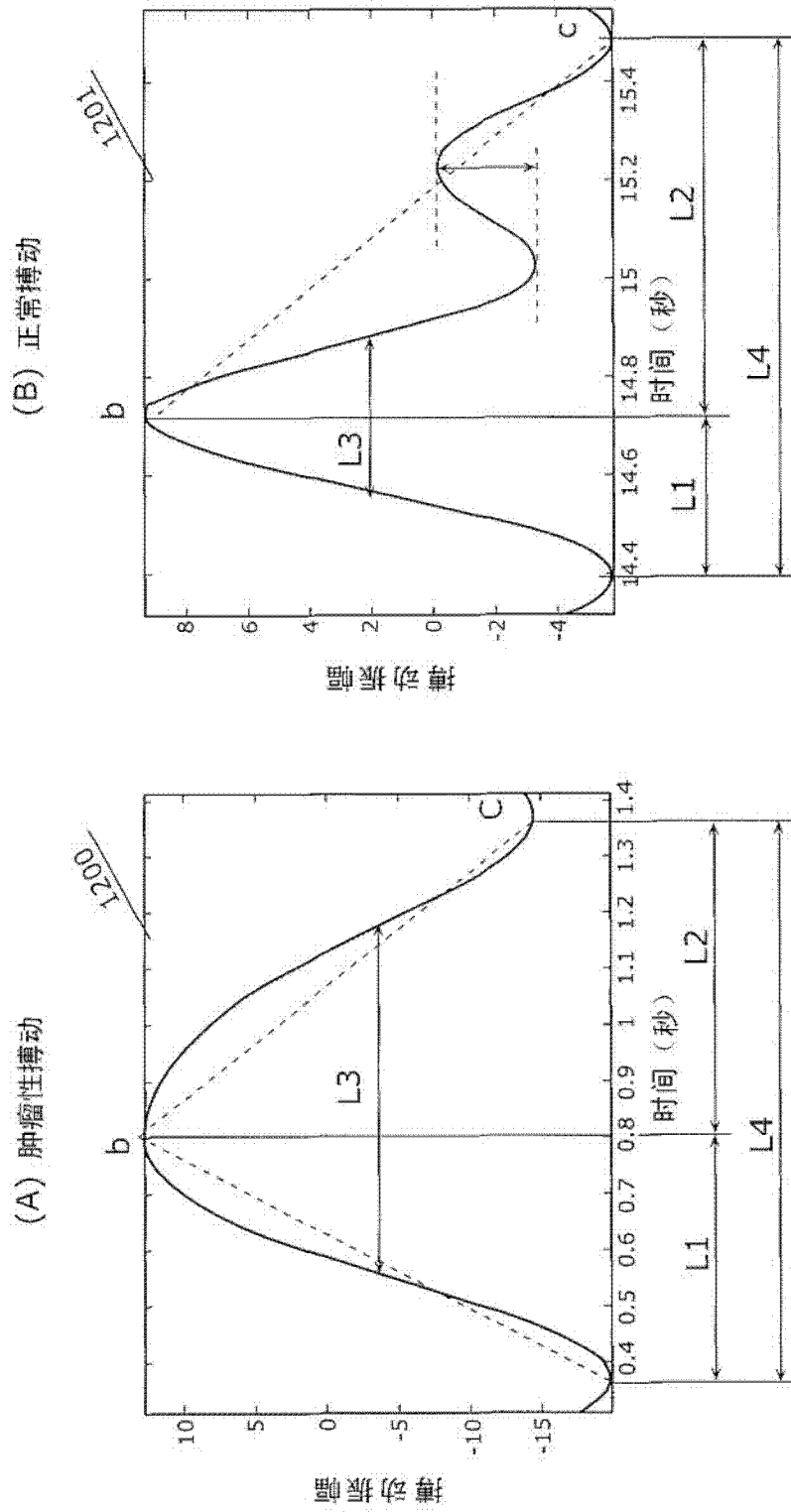


图13

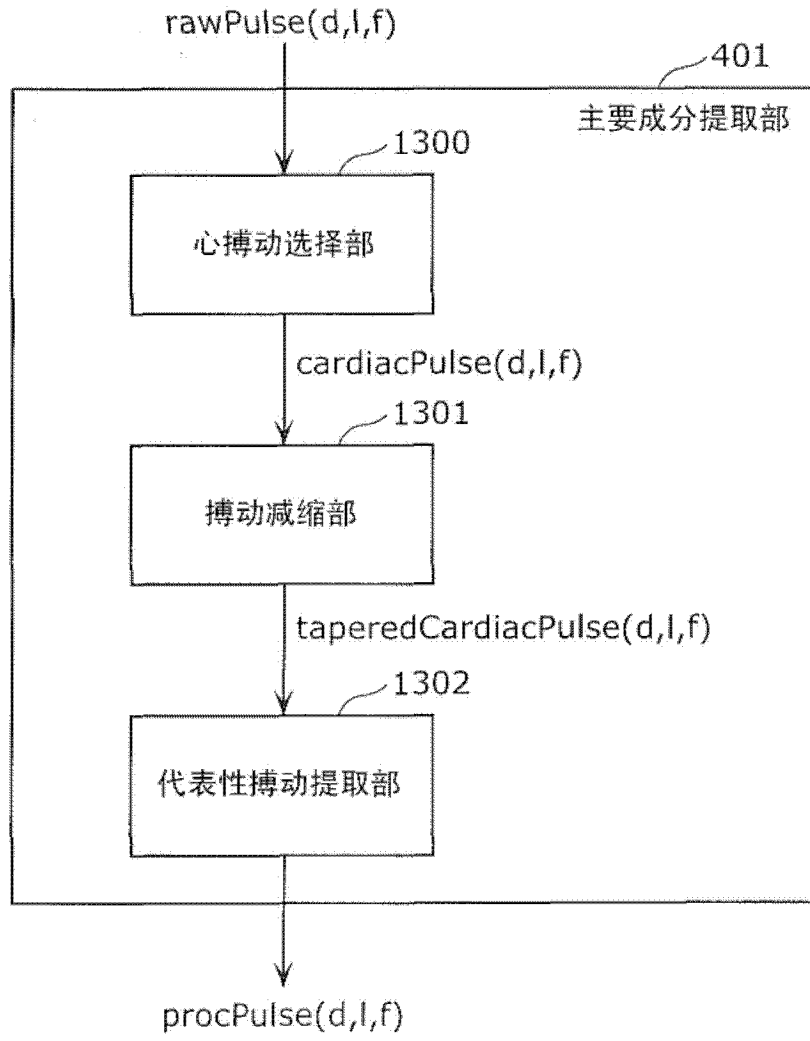


图14

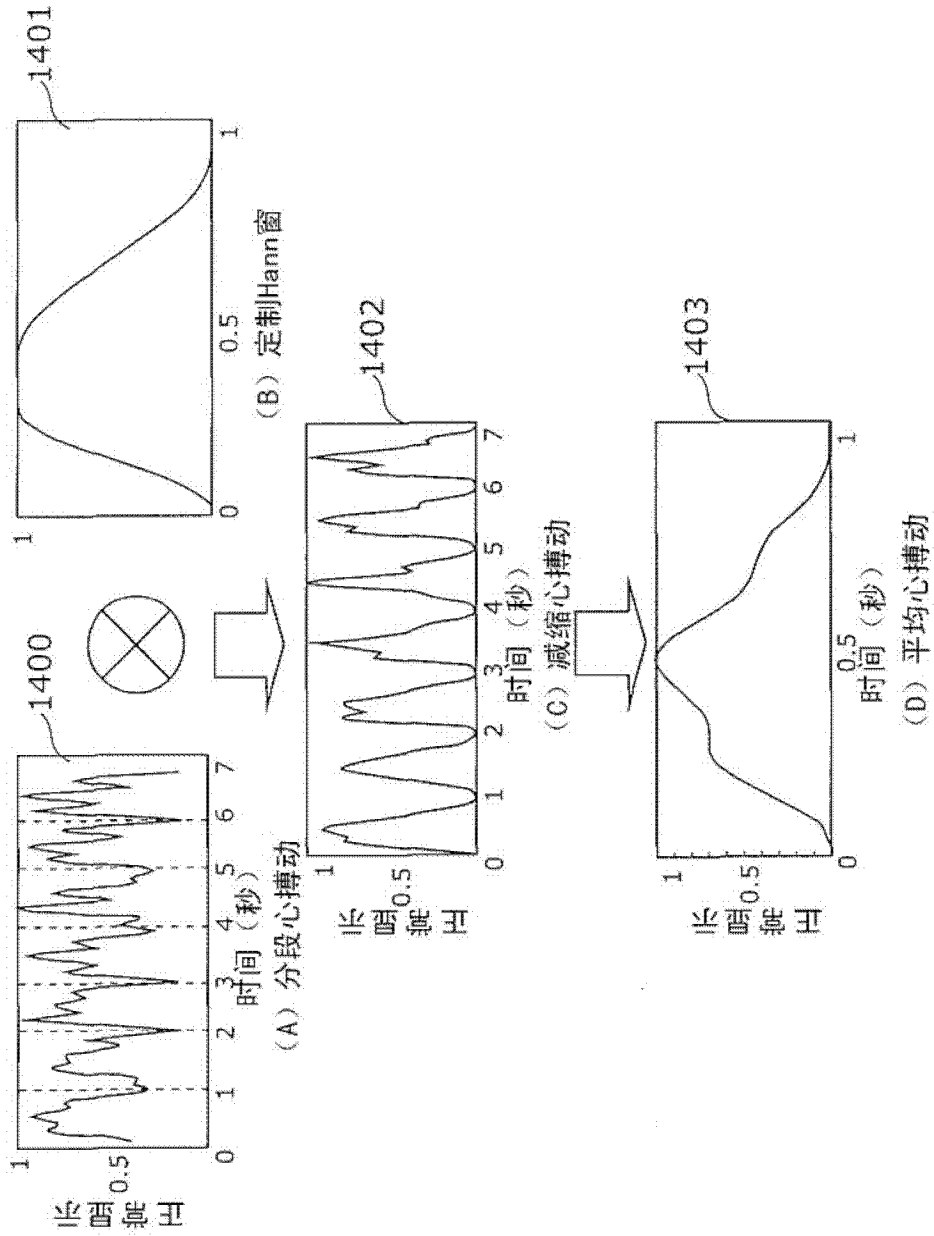


图15

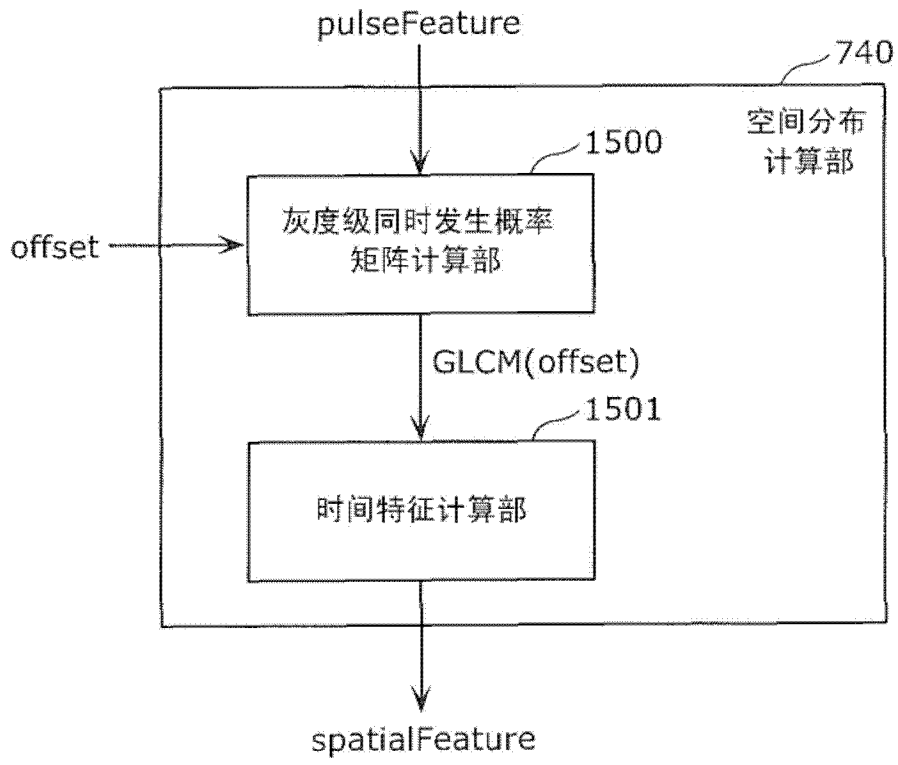


图16

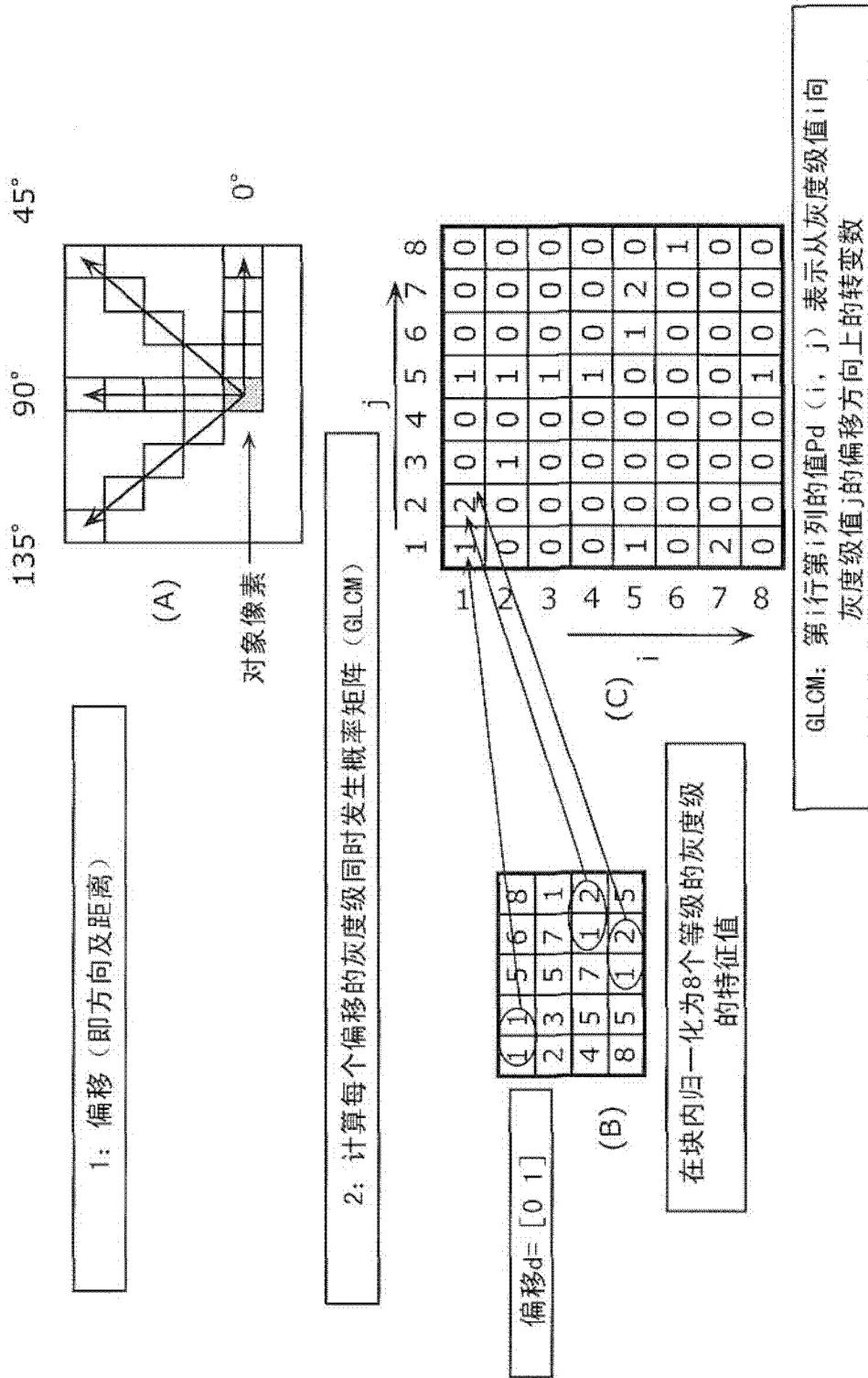


图17

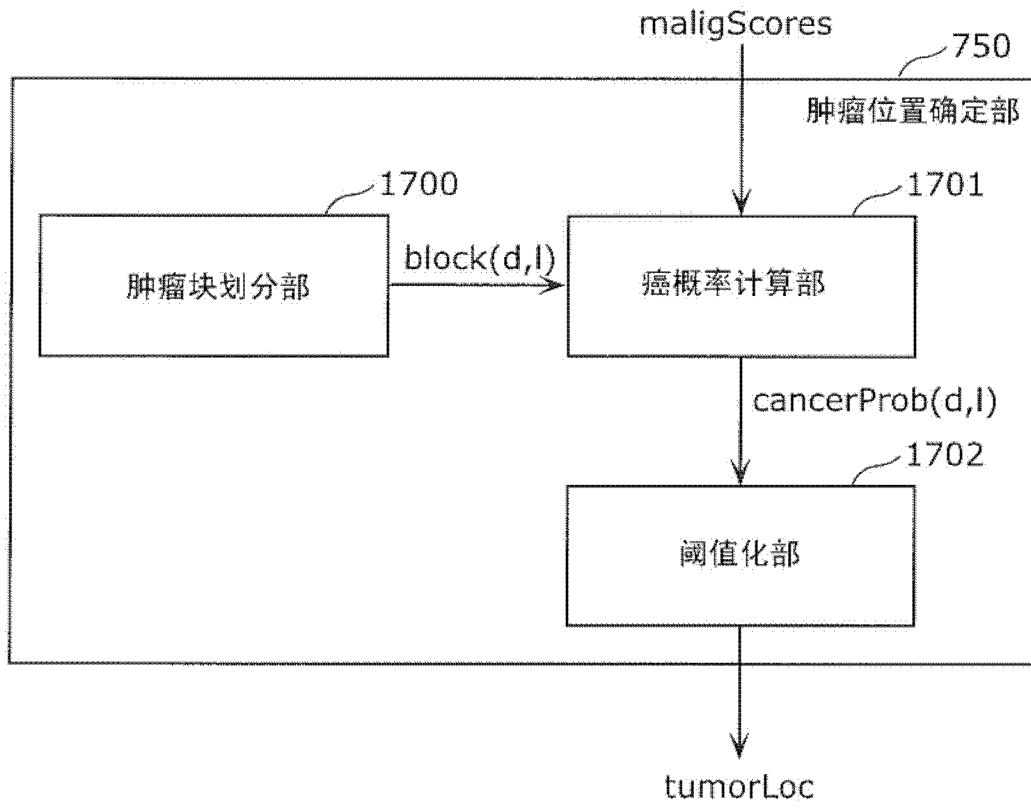


图18

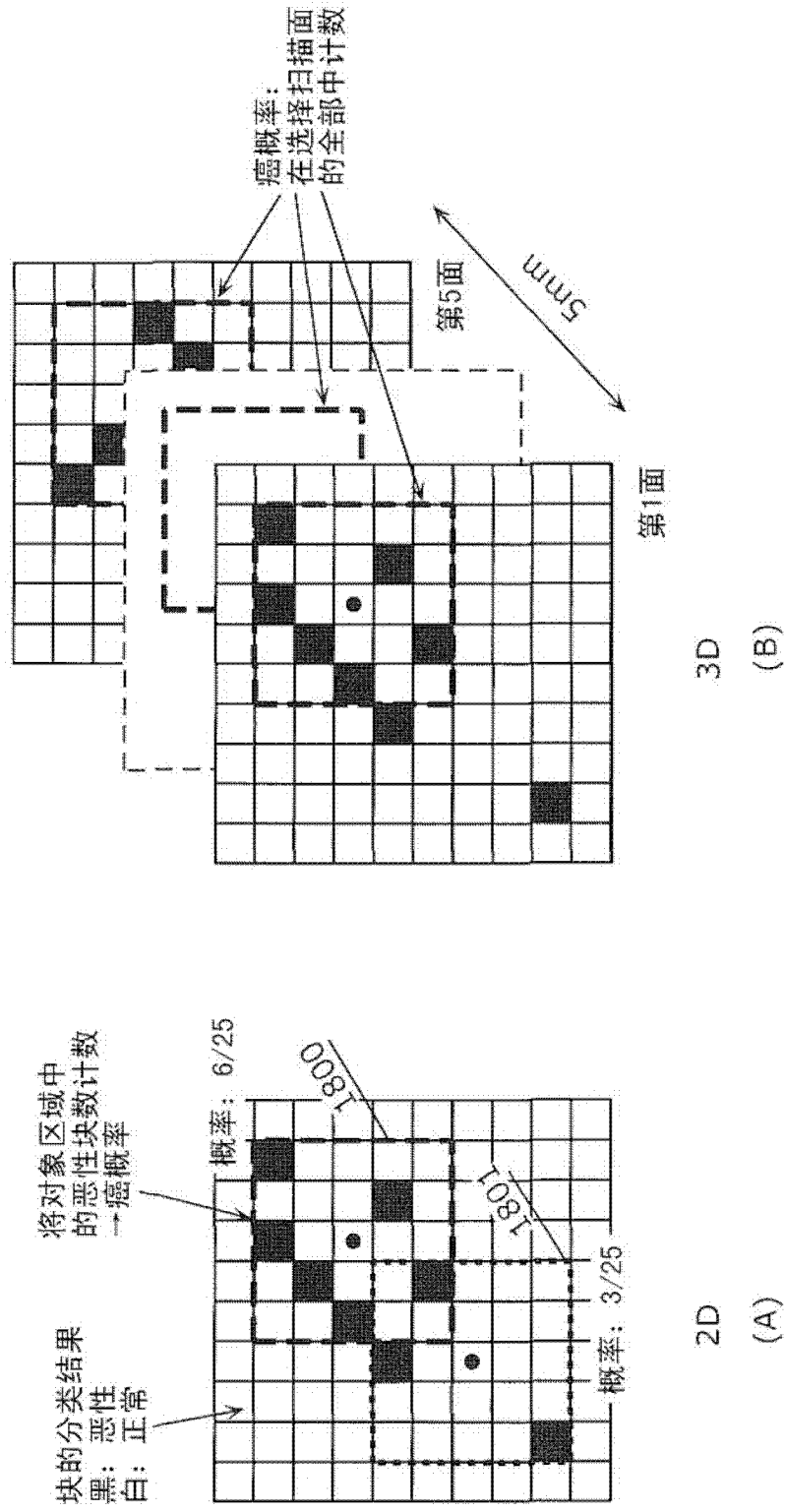


图19

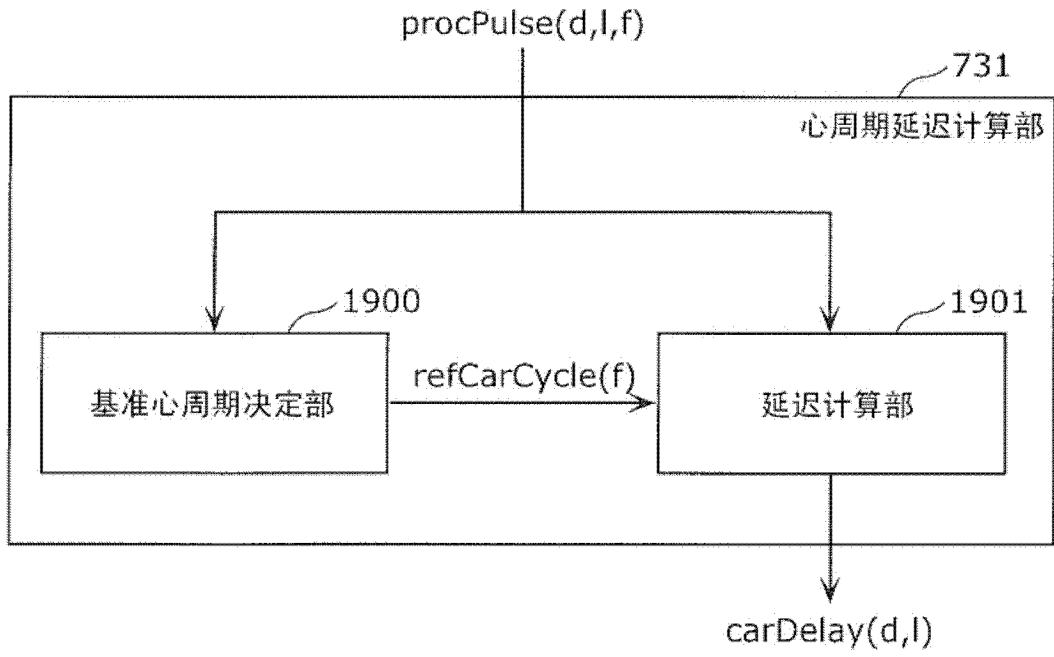


图20

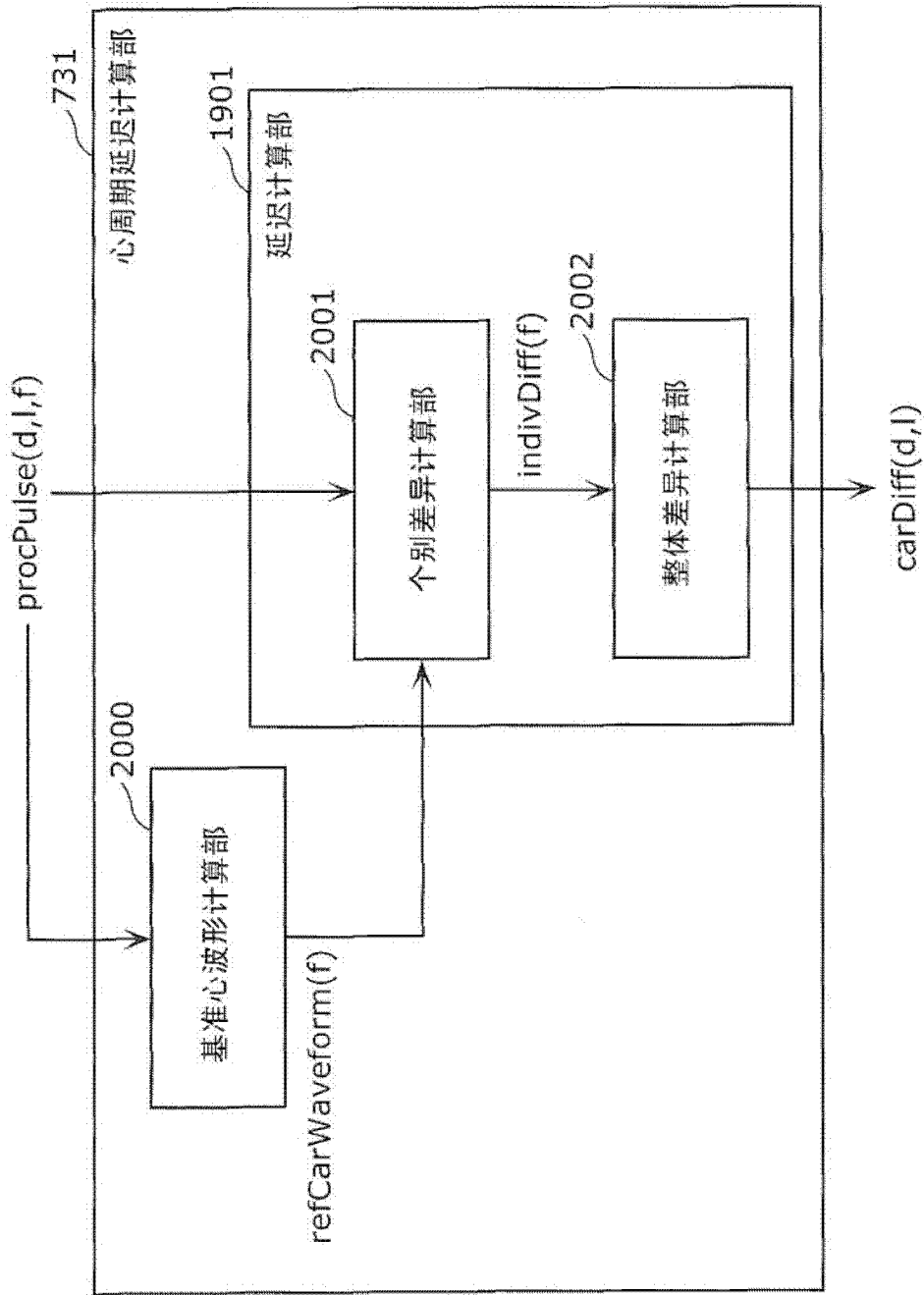


图21

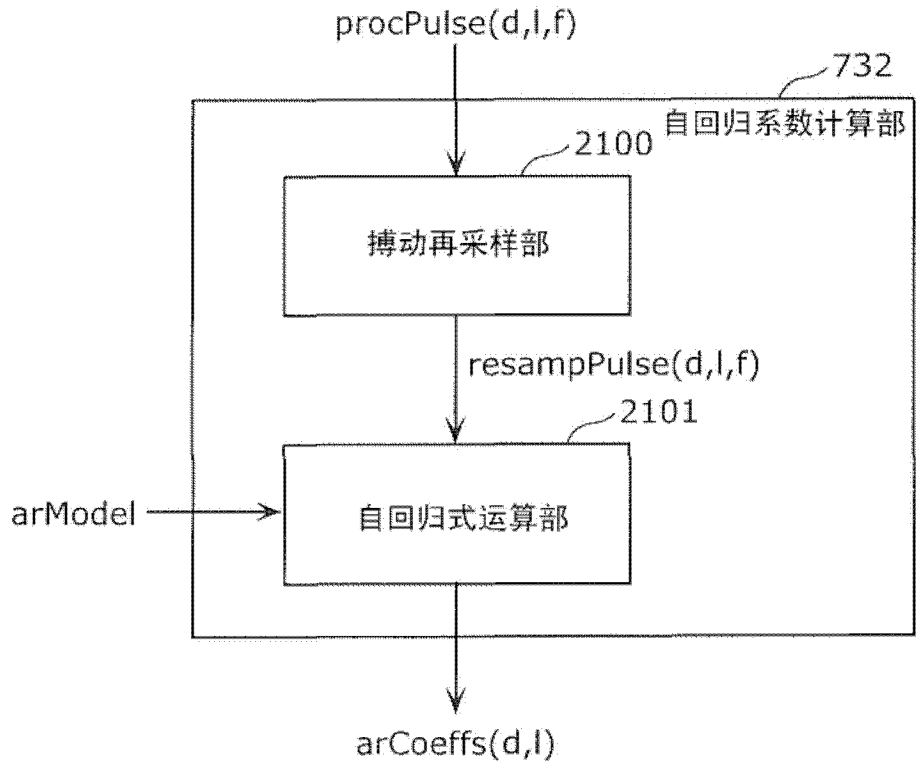


图22

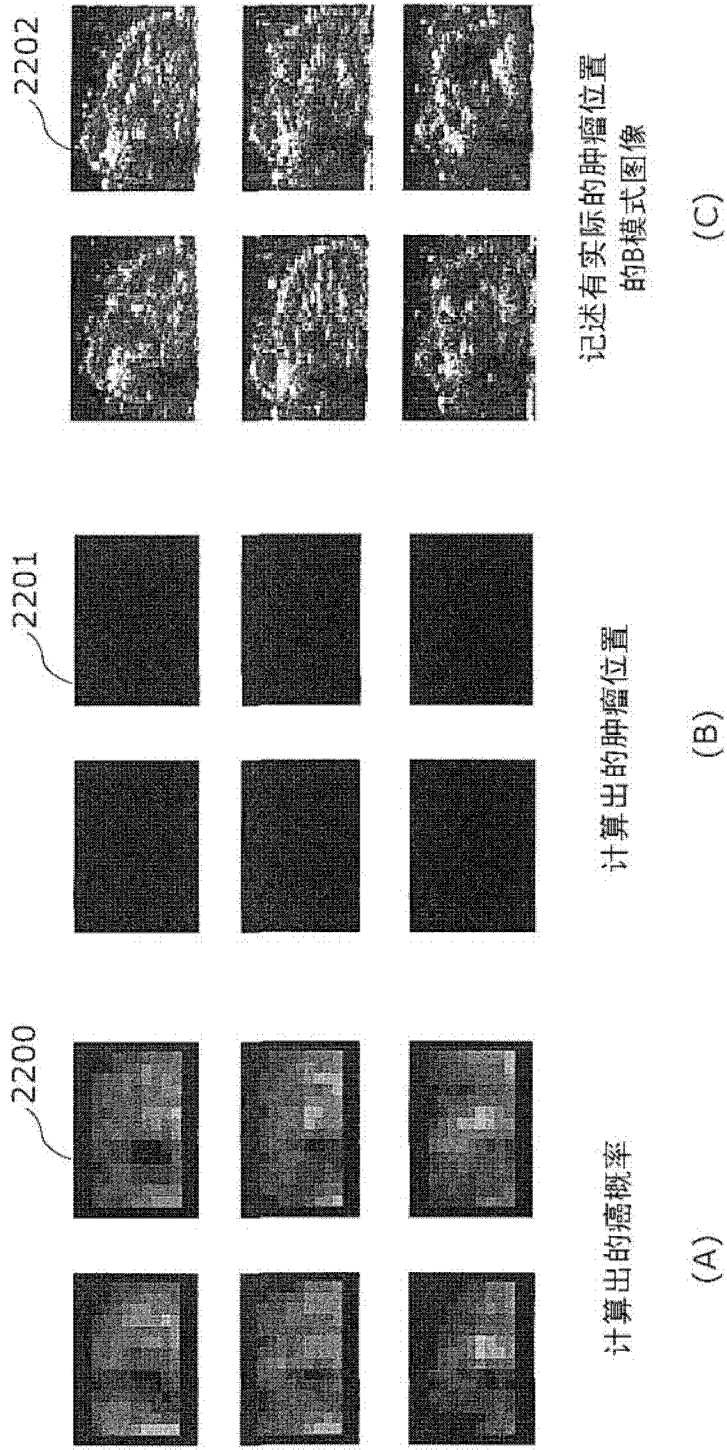


图23

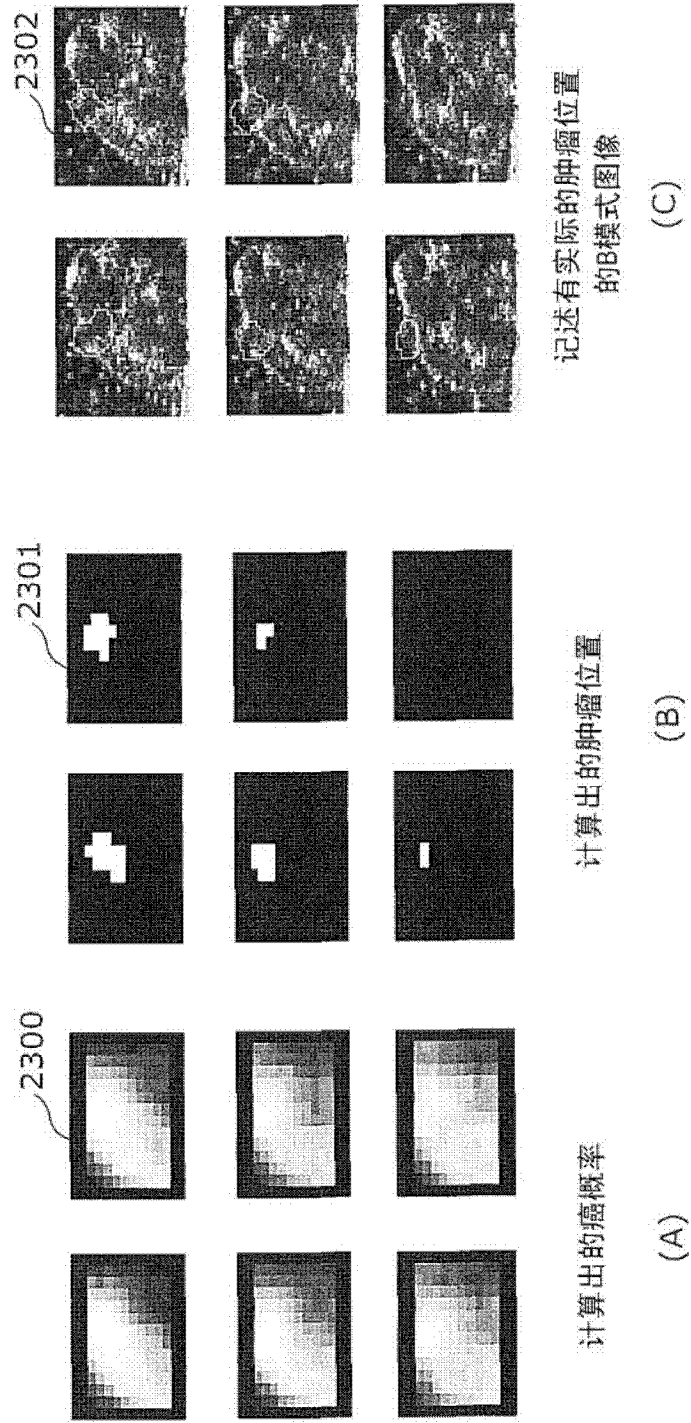


图24

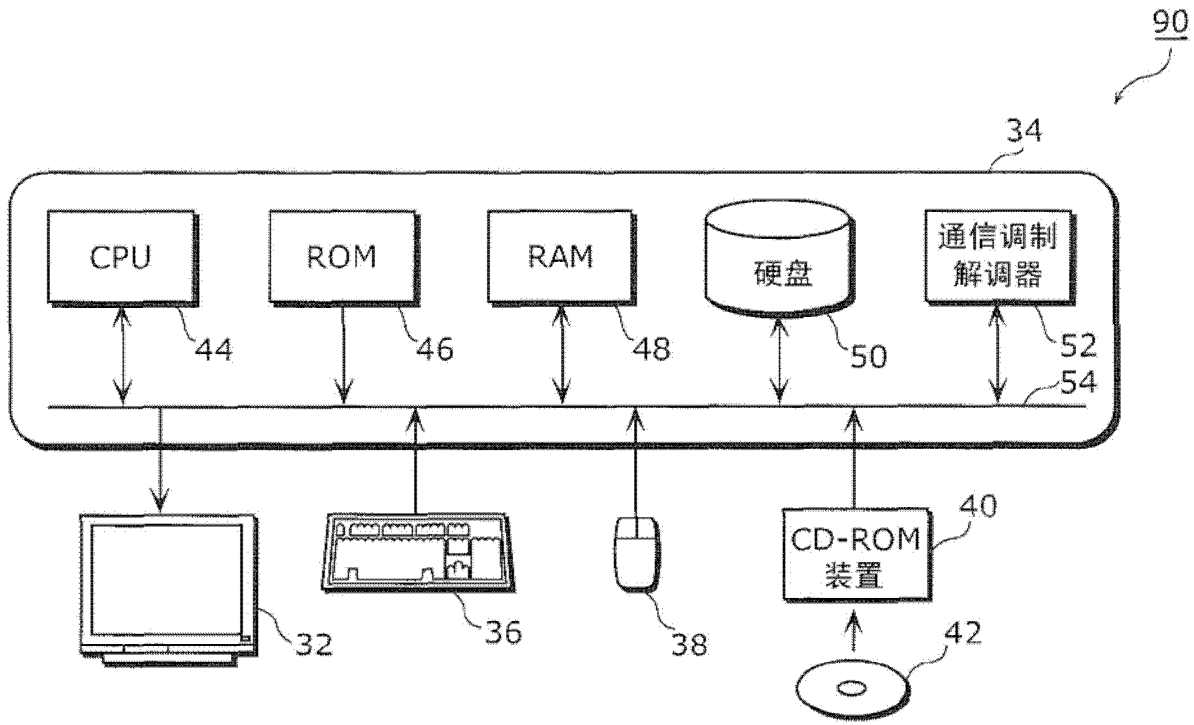


图25

专利名称(译)	组织恶性肿瘤检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102469991B</a>	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201180003129.2	申请日	2011-06-03
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	范树峰 陈英俊 张国成		
发明人	范树峰 陈英俊 张国成		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/02 A61B8/485 A61B8/5269		
代理人(译)	李芳华		
优先权	2010130439 2010-06-07 JP 2011085718 2011-04-07 JP		
其他公开文献	CN102469991A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

为了通过更适当地检测癌性肿瘤的搏动具有的特征来更正确地判断恶性肿瘤，有关本发明的组织恶性肿瘤检测方法包括：块划分步骤(S100)，将用超声波扫描组织的区域划分为多个块；组织搏动推测步骤(S101)，按多个块中的每个块，基于扫描信号推测作为通过组织搏动而发生的组织的变位的时间变化的组织搏动；搏动关联特征提取步骤(S103)，按多个块中的每个块，从组织搏动中提取作为关于组织的搏动的参数的多个搏动关联特征；分布特性计算步骤(S104)，按多个块中的每个块，计算多个搏动关联特征的分布特性；恶性分类步骤(S105)，基于分布特性对多个块中的各个块是否是作为包含恶性肿瘤的块的恶性块进行分类。

