



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101721201 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 200910179183. 7

(22) 申请日 2009. 09. 29

(30) 优先权数据

266351/2008 2008. 10. 15 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小林秀明 山形仁

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101011259 A , 2007. 08. 08,

JP 2003070781 A , 2003. 03. 11,

JP 2008173236 A , 2008. 07. 31,

WO 2007039838 A2 , 2007. 04. 12,

审查员 王金晶

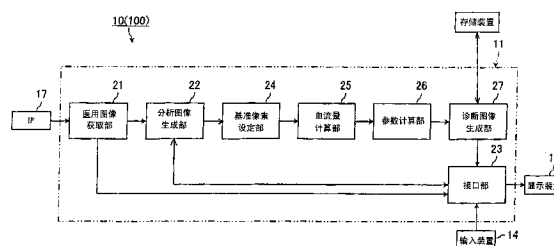
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

医用图像处理装置、X射线CT装置、MRI装置、
超声波图像诊断装置及医用图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种医用图像处理装置、X射线CT装置、MRI装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法。其中，工作站终端具有血流量计算部、存储部以及图像生成部。上述血流量计算部，对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析，计算上述营养血管的血流量。上述存储部，预先存储将上述营养血管的血流量与上述脏器的癌的发展程度建立了对应的表。上述图像生成部，参照上述表，获取与计算出的上述营养血管的血流量对应的上述癌的发展程度，生成将获取的上述癌的发展程度应用于各需要区域的图像。



1. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具有:

医用图像取得电路,取得包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据;

血流量计算电路,对由上述医用图像取得电路取得的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,计算上述营养血管的血流量;

存储电路,预先存储将上述营养血管的血流量与具有营养血管的脏器的癌发展程度建立了对应的表;

图像生成电路,参照上述存储电路所存储的表,获取与由上述血流量计算电路计算出的上述营养血管的血流量对应的上述脏器的癌发展程度,生成将获取的上述脏器的癌发展程度应用于各需要区域的图像。

2. 如权利要求 1 记载的医用图像处理装置,其中,

上述血流量计算电路对于包括作为上述脏器的肝脏的像在内的上述医用图像的数据进行分析,所述脏器具有作为上述功能血管的门静脉和作为上述营养血管的肝动脉。

3. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具有:

血流量计算电路,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;

血流量积计算电路,计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量的积;

存储电路,预先存储将由上述血流量积计算电路计算出的血流量的积与具有功能血管及营养血管的上述脏器的癌发展程度建立了对应的表;

图像生成电路,参照上述存储电路所存储的表,获取与由上述血流量积计算电路计算出的血流量的积对应的上述脏器的癌发展程度,生成将获取的上述脏器的癌发展程度应用于各需要区域的图像。

4. 如权利要求 3 记载的医用图像处理装置,其中,

上述血流量计算电路对于包括作为上述脏器的肝脏的像在内的上述医用图像的数据进行分析,所述脏器具有作为上述功能血管的门静脉和作为上述营养血管的肝动脉。

5. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具有:

医用图像取得电路,取得包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据;

分率图像生成电路,对由上述医用图像取得电路取得的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,生成表示上述营养血管的血流量的分率的分率图像;

基准区域设定电路,在上述分率图像上设定基准区域;

血流量计算电路,对于上述所设定的基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量,并且对于上述分率图像上的上述基准区域以外的非基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;

比较值计算电路,计算将上述基准区域的功能血管的血流量与上述非基准区域的功能血管的血流量进行比较的第一比较值,并且计算将上述基准区域的营养血管的血流量与上述非基准区域的营养血管的血流量进行比较的第二比较值;以及

图像生成电路,根据与上述第一比较值及上述第二比较值的组合对应的上述脏器的癌

发展程度生成图像。

6. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

上述分率图像生成电路对包括作为上述脏器的肝脏的像在内的上述医用图像的数据进行分析, 所述脏器具有作为上述功能血管的门静脉和作为上述营养血管的肝动脉。

7. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中, 还具有:

存储电路, 预先存储将上述第一比较值及上述第二比较值的组合与上述癌发展程度建立了对应的表;

上述图像生成电路参照上述表, 获取上述癌发展程度。

8. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

上述比较值计算电路计算作为上述基准区域的上述功能血管的血流量与上述非基准区域的上述功能血管的血流量之比的上述第一比较值, 并且计算作为上述基准区域的上述营养血管的血流量与上述非基准区域的上述营养血管的血流量之比的上述第二比较值。

9. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

上述比较值计算电路计算作为上述基准区域的上述功能血管的血流量与上述非基准区域的上述功能血管的血流量之差的上述第一比较值, 并且计算作为上述基准区域的上述营养血管的血流量与上述非基准区域的上述营养血管的血流量之差的上述第二比较值。

10. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

上述基准区域设定电路从构成上述图像的像素组之中, 设定作为上述基准区域的基准像素, 上述血流量计算电路对于上述基准像素, 计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量, 并且对于构成上述图像的像素组之中的作为上述非基准区域的非基准像素, 计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量。

11. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

上述基准区域设定电路对上述基准区域及上述非基准区域的设定, 通过将作为上述医用图像的 3D 图像或 MPR 图像上所选择的第一区域及第二区域分别置换到上述分率图像上来进行。

12. 如权利要求 5 记载的医用图像处理装置, 其中,

将上述医用图像的数据构成为 X 射线 CT 图像、MRI 图像或超声波图像的数据。

13. 一种 X 射线 CT 装置, 具备如权利要求 5 记载的上述医用图像处理装置。

14. 一种 MRI 装置, 具备如权利要求 5 记载的上述医用图像处理装置。

15. 一种超声波图像诊断装置, 具备如权利要求 5 记载的上述医用图像处理装置。

医用图像处理装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置、超声波图像 诊断装置及医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及在利用灌注(perfusion)法进行肝功能诊断时所使用的医用图像处理装置、X 射线 CT(计算机断层扫描:computerized tomography)装置、MRI(核磁共振成像:magnetic resonance imaging)装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 在 X 射线 CT 装置所进行的肝功能诊断中,存在以碘类造影剂作为示踪物对于肝组织的血流参数进行定量的 CT-perfusion(CT-灌注)法。

[0003] 图 3 记载了由 CT-perfusion 法所计算出的结果。

[0004] 如图 4 所示,肝细胞癌越发展,肝组织血流速度越降低,动脉分率(肝动脉血流量/(肝动脉血流量+门静脉血流量))上升。该动脉分率的上升表现出以下状态:门静脉血流量减少而总肝血流量减少,而为了对其进行弥补,肝细胞癌所诱发的营养动脉的肝动脉血流量增加。

[0005] 正常的肝细胞为门静脉血流量(8)、与此相对肝动脉血流量(2)的比例,即,以动脉分率 80%来供给营养。

[0006] 但是,报告了以下情况,即:在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的初期阶段,该部分的门静脉和肝动脉血流量减少(缺血性),如果级别(癌的发展度)进一步发展而接近富血性肝细胞癌,则该部分的动脉血流量增加,而门静脉血流量减少(例如参照下述文献 1)。

[0007] 因此,越接近富血性肝细胞癌,动脉分率越高,所以像早期肝癌或富血性肝细胞癌这样,如果发展到某种程度而成为动脉血流量增加的状态,则能够进行诊断。

[0008] 但是,在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的初期阶段,成为门静脉血流量与动脉血流量以与正常区域相同的比例减少的缺血性,所以容易判断为正常的动脉分率 80%。因此,肝肿瘤的早期发现和早期的级别判断变得困难。

[0009] 文献 1:Makiko Hayashi,Osamu Matsui,et al.“Correlation Between the Blood Supply and Grade of Malignancy of Hepatocellular Nodules Associated with Liver Cirrhosis:Evaluation by CT During Intraarterial Injection of Contrast Medium(供血与伴随肝硬化的肝细胞瘤的恶性等级之间的相关性:动脉内注射对比介质期间的 CT 评估)”AJR1999;172:969-976

发明内容

[0010] 本发明是考虑到上述情况而做成的,其目的在于,提供一种能够提高癌的发展程度的诊断精度的医用图像处理装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法。

[0011] 本发明所涉及的医用图像处理装置,为了解决上述课题,具有:血流量计算部,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进

行分析,计算上述营养血管的血流量;存储部,预先存储将上述营养血管的血流量与上述脏器的癌的发展程度建立了对应的表;以及图像生成部,参照上述表,获取与计算出的上述营养血管的血流量对应的上述癌的发展程度,生成将获取的上述癌的发展程度应用于各需要区域的图像。

[0012] 本发明所涉及的医用图像处理装置,为了解决上述课题,具有:血流量计算部,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;血流量积计算部,计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的流量的积;存储部,预先存储将上述功能血管的血流量及上述营养血管的流量的积与上述脏器的癌的发展程度建立了对应的表;以及图像生成部,参照上述表,获取与计算出的上述积对应的上述癌的发展程度,生成将获取的上述癌的发展程度应用于各需要区域的图像。

[0013] 本发明所涉及的医用图像处理装置,为了解决上述课题,具有:分率图像生成部,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,生成表示上述营养血管的流量的分率的分率图像;基准区域设定部,在上述分率图像上设定基准区域;血流量计算部,对于上述基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量,并且对于上述分率图像上的上述基准区域以外的非基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;比较值计算部,计算将上述基准区域的上述功能血管的血流量与上述非基准区域的上述功能血管的血流量进行比较的第一比较值,并且计算将上述基准区域的上述营养血管的血流量与上述非基准区域的上述营养血管的血流量进行比较的第二比较值;以及图像生成部,根据与上述第一比较值及上述第二比较值的组合对应的上述脏器的癌的发展程度生成图像。

[0014] 本发明所涉及的X射线CT装置为了解决上述课题,具备上述医用图像处理装置。

[0015] 本发明所涉及的MRI装置为了解决上述课题,具备上述医用图像处理装置。

[0016] 本发明所涉及的超声波图像诊断装置为了解决上述课题,具备上述医用图像处理装置。

[0017] 本发明所涉及的医用图像处理方法,为了解决上述课题,具有:血流量计算步骤,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,计算上述营养血管的血流量;存储步骤,预先存储将上述营养血管的血流量与上述脏器的癌的发展程度建立了对应的表;以及诊断用图像生成步骤,参照上述表,获取与计算出的上述营养血管的血流量对应的上述癌的发展程度,生成将获取的上述癌的发展程度应用于各需要区域的诊断用图像。

[0018] 本发明所涉及的医用图像处理方法,为了解决上述课题,具有:血流量计算步骤,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;血流量积计算步骤,计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的流量的积;存储步骤,预先存储将上述功能血管的血流量及上述营养血管的流量的积与上述脏器的癌的发展程度建立对应的表;以及诊断用图像生成步骤,参照上述表,获取与上述计算出的积对应的上述癌的发展程度,生成将上述获取的癌的发展程度应用于各需要区域的诊断用图像。

[0019] 本发明所涉及的医用图像处理方法,为了解决上述课题,具有:分率图像生成步

骤,对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析,生成表示上述营养血管的血液量的分率的分率图像;基准区域设定步骤,在上述分率图像上设定基准区域;血流量计算步骤,对于上述基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量,并且对于上述分率图像上的上述基准区域以外的非基准区域,分别计算上述功能血管的血流量及上述营养血管的血流量;比较值计算步骤,计算将上述基准区域的上述功能血管的血流量与上述非基准区域的上述功能血管的血流量进行比较的第一比较值,并且计算将上述基准区域的上述营养血管的血流量与上述非基准区域的上述营养血管的血流量进行比较的第二比较值;以及诊断用图像生成步骤,根据与上述第一比较值及上述第二比较值的组合对应的上述脏器的癌的发展程度生成诊断用图像。

附图说明

[0020] 在附图中:

[0021] 图 1 是表示本实施方式的医用图像处理装置的结构概略图。

[0022] 图 2 是表示本实施方式的医用图像处理装置的功能的框图。

[0023] 图 3 是表示功能图像的一个例子的图。

[0024] 图 4 是表示肝动脉血流量及门静脉血流量的推移(多阶段癌变过程)的图。

[0025] 图 5 是表示图 2 所示的本实施方式的医用图像处理装置的功能的第一变形例的框图。

[0026] 图 6 是表示图 2 所示的本实施方式的医用图像处理装置的功能的第二变形例的框图。

[0027] 图 7 是表示具备本实施方式的医用图像处理装置的医用图像诊断装置的结构概略图。

[0028] 图 8 是表示具备本实施方式的医用图像处理装置的 X 射线 CT 装置的功能的框图。

具体实施方式

[0029] 对于本发明涉及的医用图像处理装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法的实施方式,参照附图进行说明。

[0030] 图 1 是表示本实施方式的医用图像处理装置的结构概略图。

[0031] 图 1 表示本实施方式的医用图像处理装置 10、例如工作站终端 100。该工作站终端 100 大体由作为控制装置的 CPU(中央处理单元:central processing unit)11、存储器 12、HD(硬盘:hard disc)13、输入装置 14、显示装置 15、记录介质用驱动器 16 以及 IF(接口:interface)17 等基本硬件构成。CPU11 经由作为共同信号传输路径的总线 B,与分别构成工作站终端 100 的各构成要素相互连接。

[0032] CPU11 是具有由半导体构成的电子电路被封入到具有多个端子的封装的集成电路(LSI)的结构控制装置。CPU11 执行存储在存储器 12 中的程序。另外,CPU11 具有将 HD13 中存储的程序、从网络转发并由 IF17 接收而安装至 HD13 的程序等加载于存储器 12 并执行的功能。

[0033] 存储器 12 是具有兼具 ROM(只读存储器,read only memory)及 RAM(随机接入存储器,random access memory)等要素的结构的存储装置。存储器 12 具有存储 IPL(初始

程序加载 :initial program loading)、BIOS(基本输入 / 输出系统 :basic input/output system) 及数据,或用于 CPU11 的工作存储器或数据的暂时存储的功能。

[0034] HD13 是具有涂敷或蒸镀了磁性体的金属的盘不可装卸地内置于读取装置(未图示)中的结构的存储装置。HD13 具有存储工作站终端 100 中所安装的程序(应用程序之外,还包括 OS(操作系统 :operation system)等)的功能。另外,对于 OS,还可以使其提供 GUI(图形用户接口 :graphical user interface),该 GUI 在对于操作者的信息显示中多用图形,能够通过输入装置 14 进行基本的操作。

[0035] 输入装置 14 通过可由诊断者等操作者操作的键盘及鼠标等指示设备构成。

[0036] 显示装置 15 由 CRT(阴极射线管 :cathode ray tube)或液晶显示器等构成。

[0037] 记录介质用驱动器 16 具有可进行可移动型记录介质(媒体)的装卸的结构。记录介质用驱动器 16 具有读出被记录在记录介质中的数据(包括程序)并输出至总线 B 上、另外将经由总线 B 提供的数据写入记录介质的功能。

[0038] 作为记录介质,例如可以举出 FD(软盘 :flexible disk)、CD-ROM(光盘 - 只读存储器 :compact disc-read only memory)、CD-R(可记录光盘 :compact disc recordable)、CD-RW(可擦写光盘 :compact disc rewritable)、MO(磁光 :magneto optical)盘、DVD(数字多功能盘 :digital versatile disc)、DVD-R(可记录数字多功能盘 :digital versatile disc-recordable)及磁盘等。

[0039] IF17 由对应于并行连接方式或串行连接方式的连接器构成。IF17 具有进行与各标准相应的通信控制的功能。由此,将工作站 100 连接至网络 N。

[0040] 图 2 是表示本实施方式的医用图像处理装置 10 的功能的框图。

[0041] 图 1 所示的 CPU11 执行程序,从而作为医用图像处理装置 10 的工作站终端 100 作为医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、基准像素设定部 24、血流量计算部 25、参数计算部 26 及诊断用图像生成部 27 执行功能。另外,工作站终端 100 也可以作为电路具备医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、基准像素设定部 24、血流量计算部 25、参数计算部 26 及诊断用图像生成部 27。

[0042] 医用图像获取部 21 具有以下功能:将患者信息(患者 ID 等)或部位等作为关键词,从构成 PACS(图像档案和通信系统 :picture archiving and communication Systems)等的图像服务器(未图示),经由 IF17,在时间序列上获取多个医用图像的数据。例如,对于某患者选择了肝脏作为具有功能血管及营养血管的脏器时,医用图像获取部 21 获取包括肝脏的像在内的时间序列上的多个医用图像的数据。以下,说明医用图像获取部 21 获取包括具有作为功能血管的门静脉和作为营养血管的肝动脉的肝脏的像在内的时间序列上的多个 CT 图像的数据的情况。另外,作为具有功能血管及营养血管的脏器,除了肝脏,还可以举出肺野。

[0043] 分析图像生成部 22 具有以下功能:分析由医用图像获取部 21 获取时间序列上的多个 CT 图像的数据,生成作为功能图像的肝组织血流速度(HBF :hepatic blood flow)图像、肝组织血流量(HBV :hepatic blood volume)图像、平均通过时间(MTT :mean transit time)图像及动脉分率(HAF :hepatic arterial function)图像。由医用图像获取部 21 获取的 CT 图像、或由分析图像生成部 22 生成的功能图像经由接口部 23,显示在显示装置 15 上。

[0044] 图 3 是表示由分析图像生成部 22 生成的功能图像的一个例子的图。

[0045] 图 3 所示的功能图像为：对于每个像素，将一维参数适用于图 4 所示的表现多阶段癌变过程的 256 级的颜色等级（蓝 $\longleftrightarrow$ 红）G，在全部像素中分别配置颜色。HAF 图像通过按 CT 图像的每个像素将求出的动脉分率（肝动脉血流量 /（肝动脉血流量 + 门静脉血流量））适用于颜色等级 G 而生成。

[0046] 图 4 是表示多阶段癌变过程与表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 之间的关系的图。

[0047] 如图 4 所示，在 HAF 图像的动脉分率为 80% 的像素中，适用于表现多阶段癌变过程中的正常肝细胞的、颜色等级 G 的蓝色。另一方面，如图 4 所示，在 HAF 图像的动脉分率大致为 100% 的像素中，适用于表现多阶段癌变过程中的正常肝细胞的、颜色等级 G 的红色。另外，多阶段癌变过程中的动脉分率的推移为如图 4 所示的虚线曲线，所以可以将细小的动脉分率适用于颜色等级 G。

[0048] 图 2 所示的接口部 23 是 GUI（图形用户接口：graphical user interface）等接口。GUI 在向面对用户的显示装置 15 的显示中多用图形，能够通过输入装置 14 进行基本的操作。

[0049] 基准像素设定部 24 具有以下功能：从构成由分析图像生成部 22 生成的 HAF 图像的像素组之中，设定基准像素（或表示基准像素组的区域）。基准像素的设定根据使用输入装置 14 的操作者一边观察显示装置 15 上所显示的 CT 图像及功能图像等一边经由接口部 23 进行的、对显示的 HAF 图像上的输入（点击）来进行。操作者一般从构成 HAF 图像的像素组之中，将判断为包括多阶段癌变过程中的正常肝细胞的像素设定为基准像素。基准像素设定部 24 所进行的基准像素的设定也可以通过把在医用图像获取部 21 所获取的 3D 图像或 MPR（multi planer reconstruction）图像上选择的像素置换到 HAF 图像上来进行。

[0050] 血流量计算部 25 具有以下功能：对于由基准像素设定部 24 设定的基准像素，计算肝动脉血流量及门静脉血流量。另外，血流量计算部 25 具有以下功能：对于由基准像素设定部 24 设定的基准像素以外的全部非基准像素组（或表示非基准像素组的区域），按每个非基准像素，分别计算肝动脉血流量及门静脉血流量。

[0051] 参数计算部 26 具有以下功能：按每个非基准像素，分别比较由血流量计算部 25 计算的基准像素的肝动脉血流量和各非基准像素的肝动脉血流量，并计算肝动脉血流量比较值（肝动脉血流量比或肝动脉血流量差）。例如，参数计算部 26 按每个非基准像素，分别计算各非基准像素的肝动脉血流量相对于基准像素的肝动脉血流量的比即肝动脉血流量比。

[0052] 另外，参数计算部 26 具有以下功能：按每个非基准像素，分别比较由血流量计算部 25 计算的基准像素的门静脉血流量和各非基准像素的门静脉血流量，并计算门静脉血流量比较值（门静脉血流量比或门静脉血流量差）。例如，参数计算部 26 按每个非基准像素，分别计算各非基准像素的门静脉血流量相对于基准像素的门静脉血流量的比即门静脉血流量比。另外，参数计算部 26 虽然设为计算肝动脉血流量比或门静脉血流量比，但也可以计算基准像素的肝动脉血流量与各非基准像素的肝动脉血流量之差即肝动脉血流量差、或基准像素的门静脉血流量与各非基准像素的门静脉血流量之差即门静脉血流量差。

[0053] 存储器 12 等存储装置预先存储使肝动脉血流量比及门静脉血流量比的二维参数与图 4 所示的表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 相对应的表。例如，对于门静脉血流量比

大致为 1、肝动脉血流量比大致为 1 的二维参数,与颜色等级 G 的蓝色(级别:正常肝细胞)建立对应。另外,例如,对于门静脉血流量比大致为 2、肝动脉血流量比大致为 0 的二维参数,与颜色等级 G 的红色(级别:富血性肝细胞癌)建立对应。

[0054] 图 2 所示的诊断用图像生成部 27 具有以下功能:在存储装置所存储的表中参照由参数计算部 26 计算的各非基准像素的肝动脉血流量比及门静脉血流量比的二维参数,获取与各非基准像素的二维参数对应的颜色等级 G 的颜色,以该颜色为基础,生成诊断图像。诊断用图像生成部 27 在全部非基准像素组中分别配置颜色,来生成诊断图像。另外,对于基准像素,将各血流比分别设为 1(蓝色)即可。由诊断用图像生成部 27 生成的诊断图像经由接口部 23 显示在显示装置 15 上。

[0055] 正常的肝细胞为:以门静脉血流量(8)、与此相对、肝动脉血流量(2)的比例来供给营养。但是,在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的初期阶段,该部分的门静脉和肝动脉血流量减少(缺血性),如果级别进一步发展而接近富血性肝细胞癌,则该部分的动脉血流量增加,而门静脉血流量减少。在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的初期阶段,成为门静脉血流量与动脉血流量以与正常区域相同的比例减少的缺血性,所以容易判断为正常的动脉分率 80%。因此,在将动脉分率适用于表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 的 HAF 图像中,肝肿瘤的早期发现和早期的级别判断变得困难。

[0056] 如果对正常阶段的肝细胞的肝动脉血流量与其他阶段的肝动脉血流量、或者正常阶段的肝细胞的门静脉血流量与其他阶段的门静脉血流量分别进行比较,则在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的初期阶段,可知其他阶段的各血流量相对于正常肝细胞的阶段的各血流量减少。因此,医用图像处理装置 10 对于与正常肝细胞的阶段对应的 HAF 图像上的非基准像素的肝细胞血流量,以与基准图像的肝动脉血流量之比来表现,另外对于非基准像素的门静脉血流量,以与基准像素的门静脉血流量之比来表现,并生成/显示将这些比的二维参数适用于表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 的诊断图像。因此,通过医用图像处理装置 10,利用诊断图像,能够进行肝肿瘤的早期发现、或在再生结节或腺肿瘤化的形成这样的多阶段癌变过程的初期阶段中的级别判断。

[0057] 图 5 是表示图 2 所示的本实施方式的医用图像处理装置 10 的功能的第一变形例的框图。

[0058] 图 1 所示的 CPU11 执行程序,从而作为医用图像处理装置 10 的工作站终端 100 作为医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、血流量计算部 25A、参数计算部 26A 及诊断用图像生成部 27A 执行功能。另外,工作站终端 100 也可以作为电路具备医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、血流量计算部 25A、参数计算部 26A 及诊断用图像生成部 27A。

[0059] 血流量计算部 25A 具有以下功能:对于构成由分析图像生成部 22 生成的功能图像的全部像素组(或表示像素组的区域),按每个像素分别计算肝动脉血流量及门静脉血流量。

[0060] 参数计算部 26A 具有以下功能:按每个像素,计算由血流量计算部 25A 计算的肝动脉血流量及门静脉血流量的积。

[0061] 在此,存储器 12 等存储装置预先存储使肝动脉血流量及门静脉血流量的积的一维参数与图 4 所示的表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 相对应的表。

[0062] 诊断用图像生成部 27A 具有以下功能：在存储装置所存储的表中参照由参数计算部 26A 计算的各像素的肝动脉血流量及门静脉血流量的积的一维参数，获取分别与各像素的肝动脉血流量及门静脉血流量的积对应的颜色等级 G 的颜色，以该颜色为基础，生成诊断图像。诊断用图像生成部 27A 在全部像素组中分别配置颜色，来生成诊断图像。由诊断用图像生成部 27A 生成的诊断图像经由接口部 23 显示在显示装置 15 上。

[0063] 图 6 是表示图 2 所示的本实施方式的医用图像处理装置 10 的功能的第二变形例的框图。

[0064] 图 1 所示的 CPU11 执行程序，从而作为医用图像处理装置 10 的工作站终端 100 作为医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、参数计算部 26B 及诊断用图像生成部 27B 执行功能。另外，工作站终端 100 也可以作为电路具备医用图像获取部 21、分析图像生成部 22、接口部 23、参数计算部 26B 及诊断用图像生成部 27B。

[0065] 参数计算部 26B 具有以下功能：对于构成由分析图像生成部 22 生成的功能图像的全部像素组（或表示像素组的区域），按每个像素分别计算肝动脉血流量。

[0066] 存储器 12 等存储装置预先存储使肝动脉血流量的一维参数与图 4 所示的表现多阶段癌变过程的颜色等级 G 相对应的表。

[0067] 诊断用图像生成部 27B 具有以下功能：在存储装置所存储的表中参照由参数计算部 26B 计算的各像素的肝动脉血流量的一维参数，获取分别与各像素的肝动脉血流量对应的颜色等级 G 的颜色，以该颜色为基础，生成诊断图像。诊断用图像生成部 27B 在全部像素组中分别配置颜色，来生成诊断图像。由诊断用图像生成部 27B 生成的诊断图像经由接口部 23 显示在显示装置 15 上。

[0068] 根据作为本实施方式的医用图像处理装置 10 的工作站终端 100，通过生成并显示能够视觉辨认再生结节或腺肿瘤化的形成这样的多阶段癌变过程的初期阶段的诊断图像，从而能够提高肝细胞癌的诊断精度。

[0069] 图 7 是表示具备本实施方式的医用图像处理装置的医用图像诊断装置的结构的概念图。

[0070] 图 7 表示具备本实施方式的医用图像处理装置 10 的医用图像诊断装置、例如 X 射线 CT 装置 30。该 X 射线 CT 装置 30 由医用图像处理装置 10 及摄像系统 31 构成。X 射线 CT 装置 30 的摄像系统 31 构成为用于生成投影数据，该投影数据用于生成与患者（被检验体）O 的摄像部位相关的时间序列上的多个 CT 图像的数据。另外，医用图像诊断装置不限于 X 射线 CT 装置 30，也可以是能够利用 perfusion（灌注）法的 MRI 装置及超声波图像诊断装置等。

[0071] 摄像系统 31 设有 X 射线管 41、X 射线检测器 42、光圈 43、数据收集装置 44、高电压发生装置 45、光圈驱动装置 46、旋转驱动装置 47、主控制器 48、IF（接口：Interface）49、顶板 50 及顶板驱动装置 51。

[0072] 另外，X 射线管 41、X 射线检测器 42、光圈 43 以及数据收集装置 44 设置在摄像系统 31 的架台装置（未图示）的旋转部 R。旋转部 R 构成为能够在使 X 射线管 41 与 X 射线检测器 42 相对的状态下，使 X 射线管 41 与 X 射线检测器 42 在患者 O 的周围旋转。

[0073] X 射线管 41 按照从高电压发生装置 45 供给的管电压，产生 X 射线。

[0074] X 射线检测器 42 是 2 维阵列型检测器（也称为多片型检测器）。X 射线检测元件

例如具有 $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 的正方的检测面。在 X 射线检测器 42 中,例如在通道(channel)方向上排列 916 个 X 射线检测元件,该列沿着片(slice)方向(检测器的列方向)例如并列设置 64 列以上。

[0075] 光圈 43 通过光圈驱动装置 46 的控制,调整对患者 0 照射的 X 射线的片方向的照射范围。即,通过光圈驱动装置 46 来调整光圈 43 的开口,从而能够改变片方向的 X 射线照射范围。

[0076] 数据收集装置 44 一般被称为 DAS(数据获取系统:data acquisitionsystem),放大从 X 射线检测器 42 输出至每个通道的信号,进而转换为数字信号。转换后的原始数据(RAW 数据)经由摄像系统 31 的 IF49 供给至外部的医用图像处理装置 10。

[0077] 主控制器 48 根据从医用图像处理装置 10 经由 IF49 输入的控制信号,进行数据收集装置 44、高电压发生装置 45、光圈驱动装置 46、旋转驱动装置 47 及顶板驱动装置 51 等的控制。

[0078] 顶板 50 载放患者 0。

[0079] 顶板驱动装置 51 使顶板 50 沿着片方向移动。旋转部 R 的中央部分具有开口,在该开口部的顶板 50 上载放的患者 0 被插入。另外,将与旋转部 R 的旋转中心轴平行的方向定义为 Z 轴方向(片方向),将与 Z 轴方向垂直的平面定义为 X 轴方向、Y 轴方向。

[0080] 另外,在图 7 所示的 X 射线 CT 装置 30 的医用图像处理装置 10 中,对于与图 1 所示的医用图像处理装置 10 相同的结构要素附加相同符号并省略说明。另外,图 7 所示的 IF17 与摄像系统 31 也进行通信,连接至摄像系统 31 的 IF49。

[0081] 图 8 是表示具备本实施方式的医用图像处理装置 10 的 X 射线 CT 装置 30 的功能的框图。

[0082] 图 7 所示的 CPU11 执行程序,从而 X 射线 CT 装置 30 作为 CT 图像生成部 51、以及图 2 所示的分析图像生成部 52、接口部 23、基准像素设定部 24、血流量计算部 25、参数计算部 26 及诊断用图像生成部 27 执行功能。另外,工作站终端 100A 也可以作为电路具备 CT 图像生成部 51、分析图像生成部 52、接口部 23、基准像素设定部 24、血流量计算部 25、参数计算部 26 及诊断用图像生成部 27。

[0083] CT 图像生成部 51 具有以下功能:为了利用 CT-perfusion 法,控制摄像系统 31,对于作为被投放了造影剂的患者 0 的摄像部位的肝脏执行摄像,生成与患者 0 的肝脏有关的时间序列上的多个 CT 图像的数据。

[0084] 分析图像生成部 52 具有以下功能:分析由 CT 图像生成部 51 生成的时间序列上的多个 CT 图像的数据,生成作为功能图像的肝组织血流速度图像、肝组织血流量图像、平均通过时间图像及动脉分率图像。由 CT 图像生成部 51 生成的 CT 图像、或由分析图像生成部 52 生成的功能图像经由接口部 23,显示在显示装置 15 上。

[0085] 另外,在图 8 所示的 X 射线 CT 装置 30 中,对于与图 2 所示的医用图像处理装置 10 相同的功能附加相同符号并省略说明。

[0086] 另外,图 7 所示的 CPU11 执行程序,从而 X 射线 CT 装置 30 作为 CT 图像生成部 51、以及图 5 所示的分析图像生成部 22、接口部 23、血流量计算部 25A、参数计算部 26A 及诊断用图像生成部 27A 执行功能。另外,图 7 所示的 CPU11 执行程序,从而 X 射线 CT 装置 30 作为 CT 图像生成部 51、以及图 6 所示的分析图像生成部 22、接口部 23、参数计算部 26B 及诊

断用图像生成部 27B 执行功能。

[0087] 根据具备本实施方式的医用图像处理装置 10 的 X 射线 CT 装置 30, 通过生成并显示能够视觉辨认再生结节或腺肿瘤化的形成这样的多阶段癌变过程的初期阶段的诊断图像, 从而能够提高肝细胞癌的诊断精度。

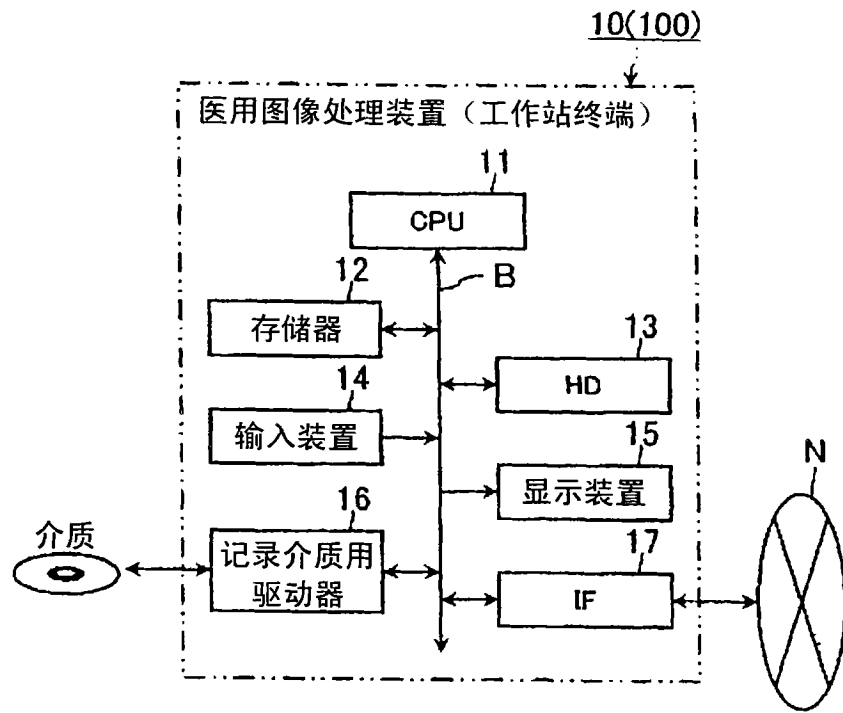


图 1

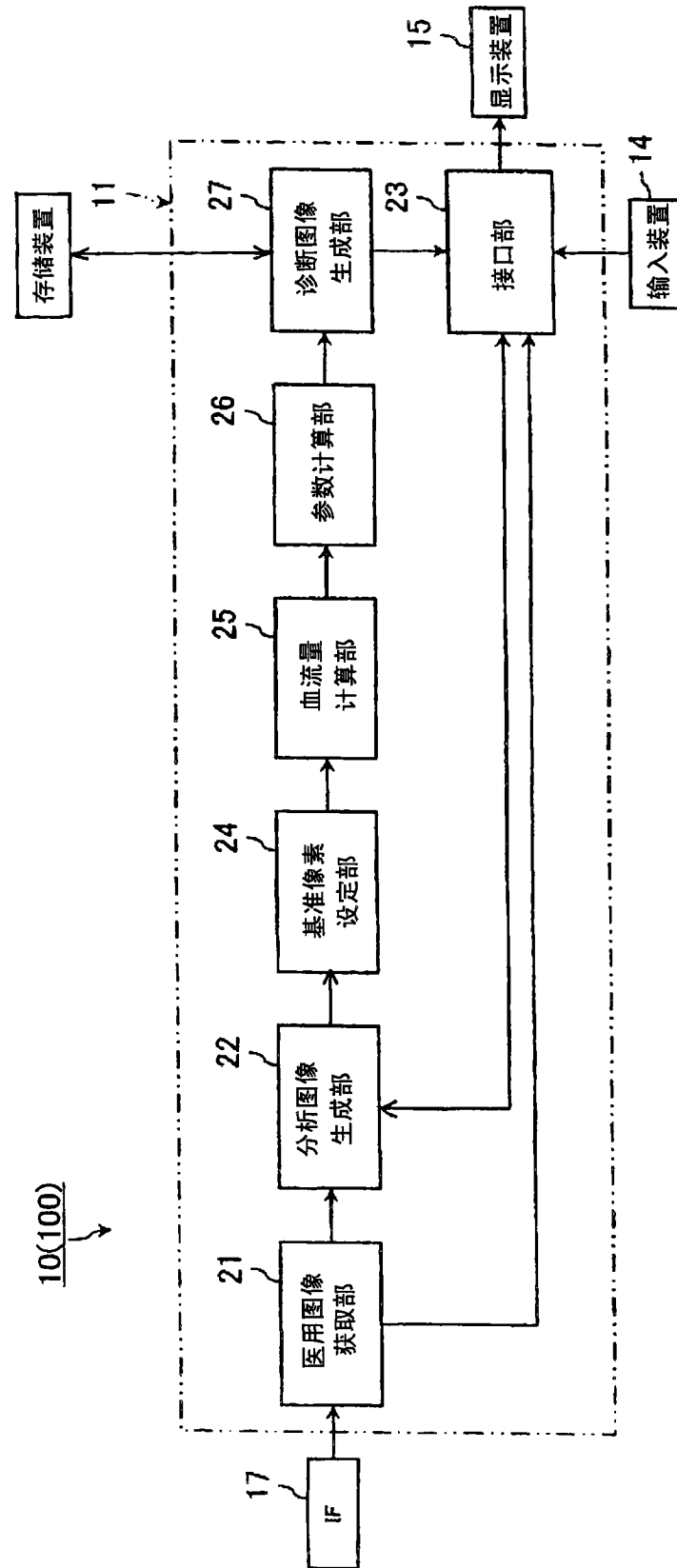


图 2

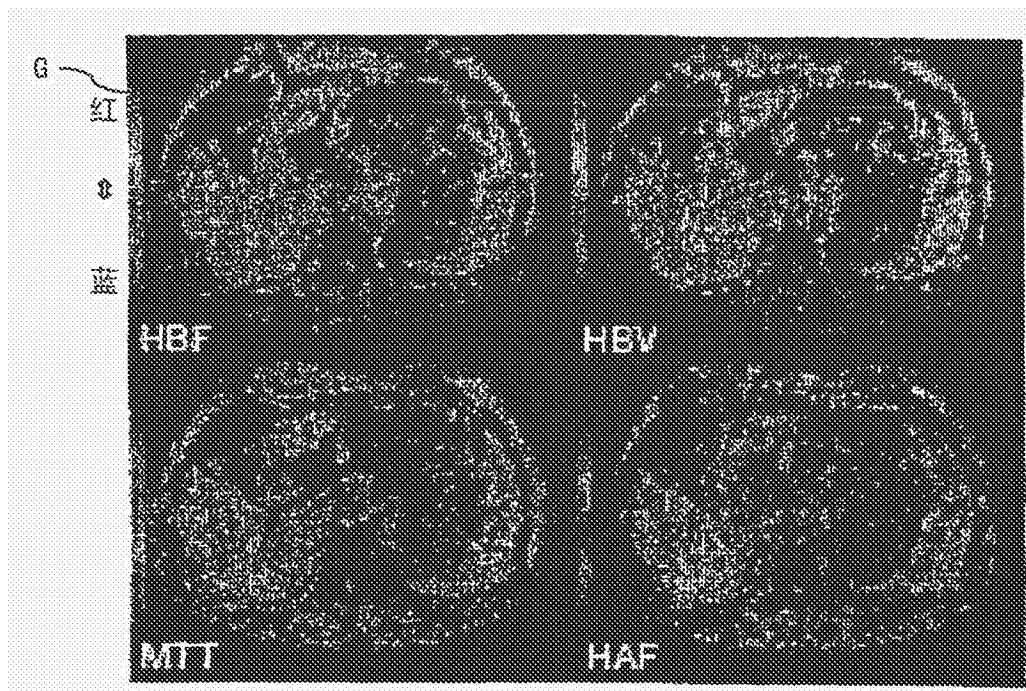


图 3

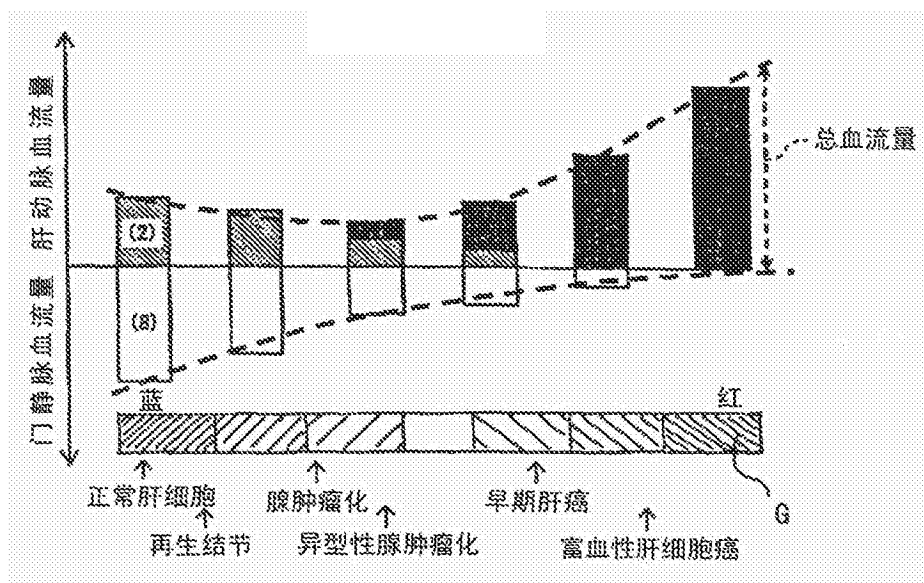


图 4

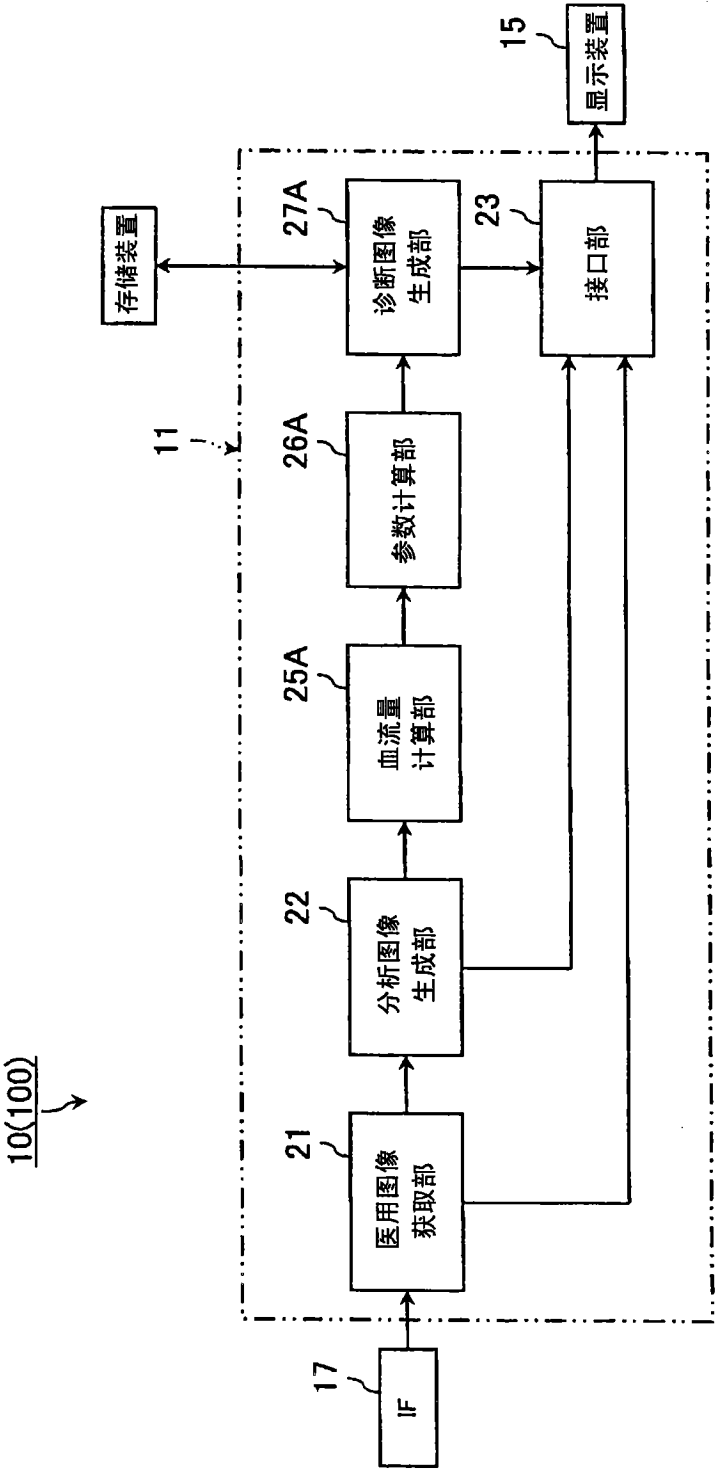


图 5

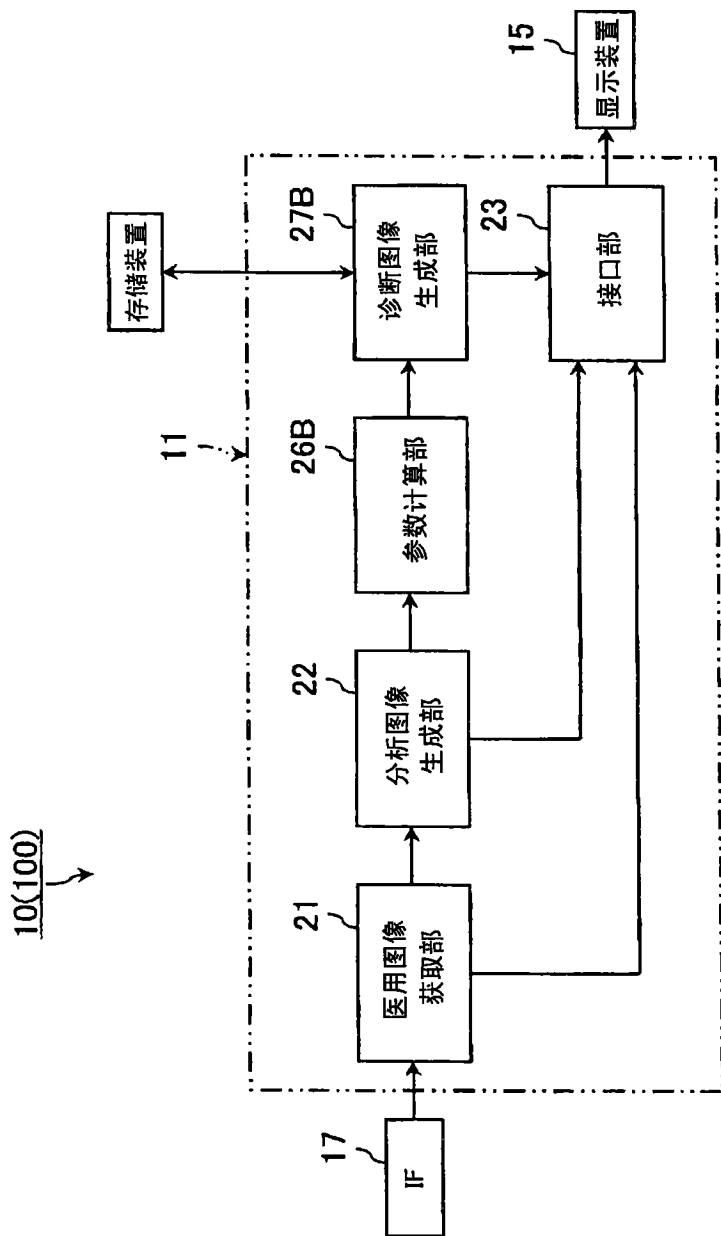


图 6

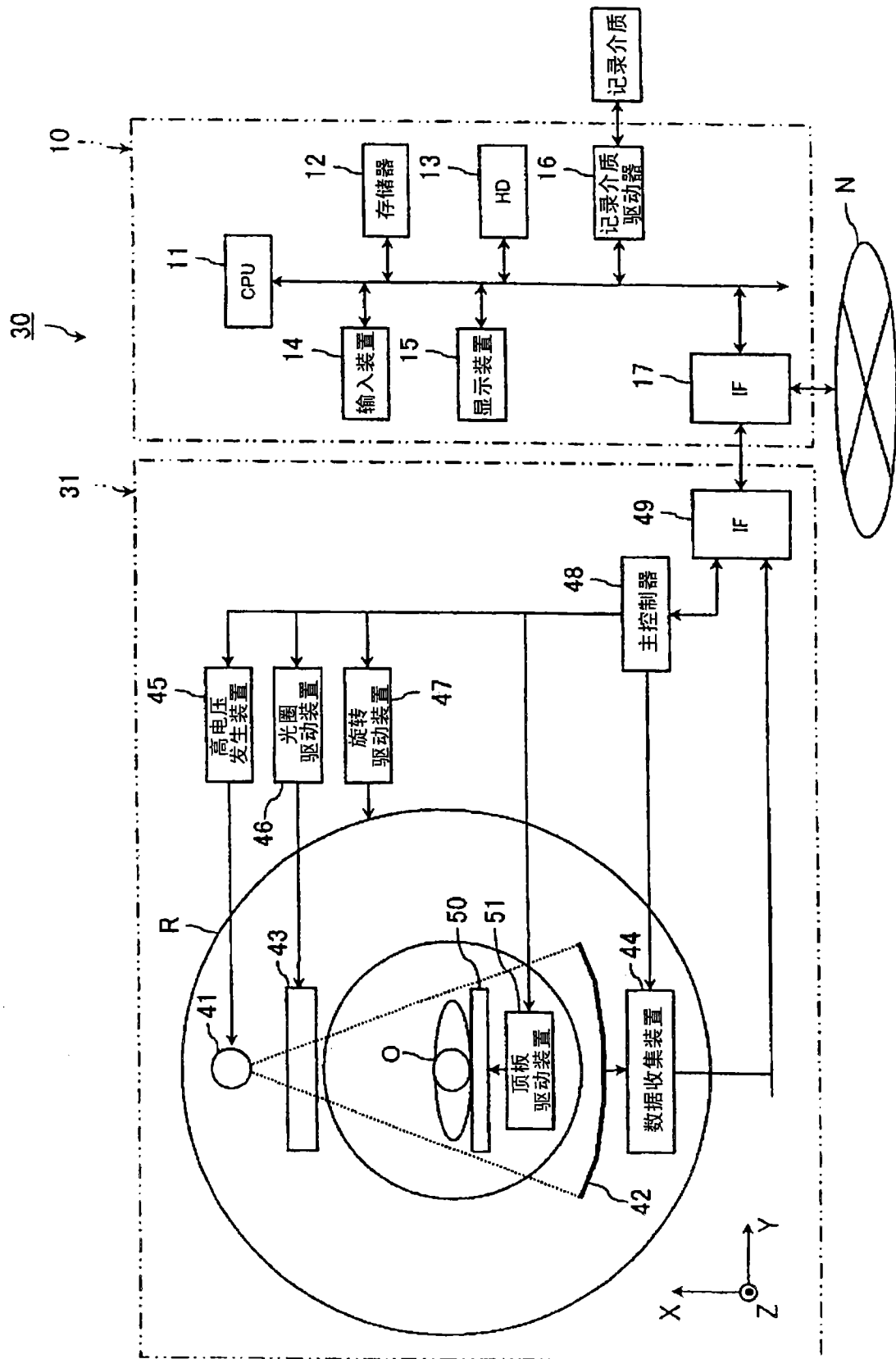


图 7

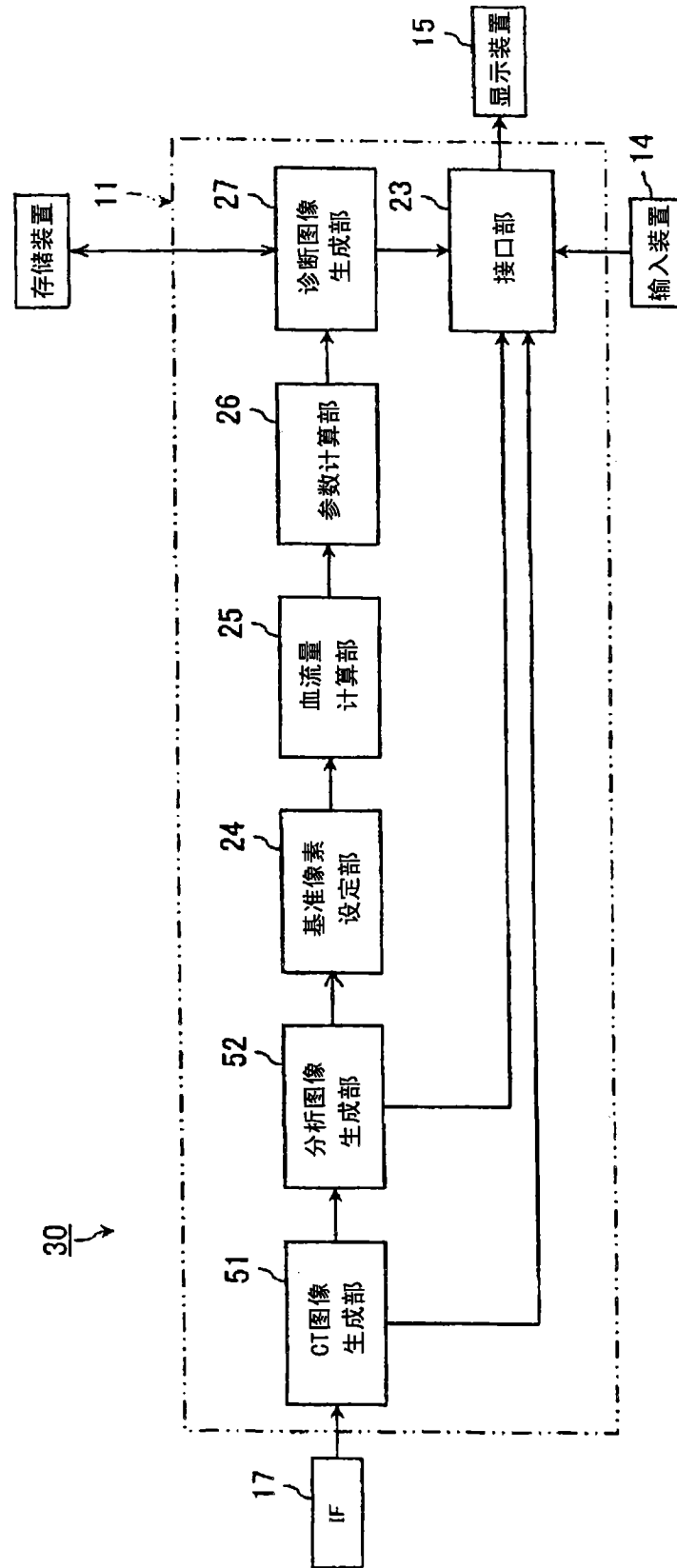


图 8

专利名称(译)	医用图像处理装置、X射线CT装置、MRI装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN101721201B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN200910179183.7	申请日	2009-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	小林秀明 山形仁		
发明人	小林秀明 山形仁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/026 A61B5/055 A61B5/4244 A61B6/03 A61B6/481 A61B6/504 A61B6/507 A61B8/06 A61B8/13 G01R33/5608 G06F19/321 G06T7/0012 G06T2207/10072 G06T2207/30056 G16H30/20 G16H30/40 G16H50/20		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	王金晶		
优先权	2008266351 2008-10-15 JP		
其他公开文献	CN101721201A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医用图像处理装置、X射线CT装置、MRI装置、超声波图像诊断装置及医用图像处理方法。其中，工作站终端具有血流量计算部、存储部以及图像生成部。上述血流量计算部，对包括具有功能血管及营养血管的脏器的像在内的时间序列上的多个医用图像组的数据进行分析，计算上述营养血管的血流量。上述存储部，预先存储将上述营养血管的血流量与上述脏器的癌的发展程度建立了对应的表。上述图像生成部，参照上述表，获取与计算出的上述营养血管的血流量对应的上述癌的发展程度，生成将获取的上述癌的发展程度应用于各需要区域的图像。

