



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101179998 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200680017585.1

(22) 申请日 2006.05.18

(30) 优先权数据

147485/2005 2005.05.20 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.11.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/309939 2006.05.18

(87) PCT申请的公布数据

W02006/123742 JA 2006.11.23

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 吉川秀树 东隆 川畑健一

佐佐木一昭 梅村晋一郎

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2005/023107 A1, 2005.03.17, 全文.

US 5495846 A, 1996.03.05, 说明书第2列第35行-第5列第14行.

JP 特开平 5-38340 A, 1993.02.19, 说明书第 [0003] 段, 图 6.

JP 特开平 11-262489 A, 1999.09.28, 全文.

审查员 李尹岑

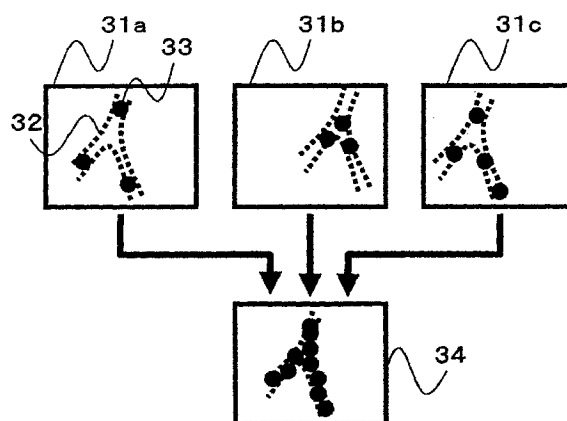
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 11 页

(54) 发明名称

图像诊断装置

(57) 摘要

一种图像诊断装置,其特征在于,具有:超声波探头(2),该超声波探头(2)由向着眼对象(1)发送超声波、取得来自所述着眼对象的反射信号的压电元件阵列状地排列;体动计测部(12),该体动计测部(12)使用所述超声波探头取得的反射信号,构成二维超声波图像,在该图像面内,设定多个进行所述着眼对象的体动计测使用的计测区域,计测所述计测区域内的体动及变形量;图像累计(减法)部,该图像累计(减法)部使用所述体动计测部计测的体动,对图像进行累计或减法处理;将随时变化的信息图像化后实时显示。



1. 一种图像诊断装置,其特征在于,具有:

计测区域设定部,该计测区域设定部在图像面内设定多个计测区域,用于着眼对象的体动计测;

体动计测部,该体动计测部检出由所述计测区域设定部所设定的计测区域内的活动及变形量;

图像累计部,该图像累计部根据由所述体动计测部计测的计测区域内的活动及变形量,对多个图像进行累计处理;

图像减法部,该图像减法部根据由所述体动计测部计测的计测区域内的活动及变形量,对多个图像进行减法处理;以及

图像显示部,该图像显示部显示用所述图像累计部和所述图像减法部处理后的图像,

由所述计测区域设定部把多个图像中的一个图像设定为背景图像,

由所述图像累计部对所述多个图像进行累计后构成累计图像,

由所述图像减法部从所述累计图像中减去在累计所述累计图像时的图像张数与所述背景图像的乘积,构成抽出随时变化的造影剂信号的图像,并将抽出该造影剂信号的图像输出到所述图像显示部。

2. 如权利要求1所述的图像诊断装置,其特征在于:所述图像,使用旨在向着眼对象发送超声波且取得来自所述着眼对象的反射信号的超声波探头、和由所述超声波探头取得的反射信号,构成二维超声波图像。

3. 如权利要求2所述的图像诊断装置,其特征在于:在有包含血管及组织轮廓特征性结构时,进行包含所述结构的计测区域设定,在由斑点成分构成的区域,进行所述斑点成分的大约2倍左右的计测区域设定,根据设定计测区域的部位,设定最佳的计测区域。

4. 如权利要求3所述的图像诊断装置,其特征在于:所述超声波探头,是多个压电元件分别按一维或二维的阵列状排列的超声波探头。

5. 如权利要求2所述的图像诊断装置,其特征在于:用二维阵列探头取得与进行体动计测的第1摄象面正交的第2摄象面,使第1摄象面伴随着第2摄象面内的着眼对象的活动而移动,稳定地取得同一摄象面。

6. 如权利要求2所述的图像诊断装置,其特征在于:在通过连续照射基本波和反相位的波并将双方的反射波相加后,以高S/N比取得高频成分的脉冲倒相模式中,通过减去所述反射波而获得的基本波成分来进行体动计测,使用高频成分进行图像累计或减法处理,构成显示图像。

7. 如权利要求1所述的图像诊断装置,其特征在于:所述计测区域设定部,按照着眼对象的构造,进行区域设定。

8. 如权利要求1所述的图像诊断装置,其特征在于:所述图像累计部,对于在时间上连续取得的所述多个图像,根据所述计测区域内的活动及变形量进行累计。

9. 如权利要求1所述的图像诊断装置,其特征在于:所述图像累计部及/或所述图像减法部,对于所述多个图像,构成至少由一部分所述图像构成的至少一个单元,在所述单元内,编制由关于所述图像的像素的每一个的亮度最大值构成的第1图像和亮度最小值构成的第2图像,根据所述第1图像,计算所述第2图像。

图像诊断装置

技术领域

[0001] 本申请要求 2005 年 5 月 20 日递交的日本专利申请特愿 2005-147485 号的优先权，参照其内容而编入本申请。

[0002] 本发明涉及使用超声波来计测着眼对象的变形，对进行了体动修正处理的多个图像实施加法或减法处理后，将随时变化的信息图像化后显示的图像诊断装置。

背景技术

[0003] 使用时相不同的图像，抽出着眼对象的形状及组织的随时的变化，将其图像化的技术，在判定治疗效果及鉴别病变等中，大有用处。例如正确地抽出投药前后的肿瘤的大小，并将其图像化后，能够早期判断药剂的治疗效果。另外，如果作为不能目测的治疗部位的低侵袭治疗用的监视工具使用，就能够高灵敏度地检出着眼区域的组织变化，进行不侵袭正常部位的治疗。通常，医生对图像加以对比，或者以骨骼等特征性的部位为基准，将比较的图像彼此重叠后，判断着眼对象的前后变化，

[0004] 使用时间系列的图像，还可以抽出追踪超声波造影剂的动向的血管结构。超声波造影剂，是直径为数 μm 左右的微小的气泡，被超声波照射后，产生强烈的非线性信号。由于从静脉投入的造影剂，和血流一起，浸润到细部的血管为止，所以可以获得强调血管结构的高对比度图像。可是，在末梢部的血管，由于造影剂浓度降低，所以不能以足够的 S/N 比（信号与噪声的比例）获得信号。另外，在深部区域，由于照射超声波束的声压下降及来自造影剂的非线性信号的衰减，所以 S/N 比下降，对比度降低。因此，医生就只好用眼睛追踪造影剂的流动，在大脑中判断血管结构。作为解决在深部区域 S/N 比下降这一问题的手段，有人提出了在深度方向上分割摄象区域的手法（JP 特开 2002-209989 号公报）。对于深度不同的各区域，用足以获得造影剂信号的声压，进行超声波照射，从而使深度方向中的照射声压的分散减少。将取得的各图像拼在一起后，在深部区域，也能取得维持很高的 S/N 比的图像。

[0005] 还有人公开了下列技术：如果采用脉冲倒相模式（U. S. Patent Number 6095980），即使造影剂信号的变化较大时，也能够通过使用 RF 数据的相互相关运算计测体动及图像的加法运算。所谓“脉冲倒相模式”，就是一种通过连续照射基本波和反相位的波，并将双方的反射波相加后，以高 S/N 比取得高频成分的手段。例如照射基本波 $f_0 = \text{re}^{i\theta}$ 及具有与之相反相位的波 $f_1 = \text{re}^{i(\theta-\pi)}$ 时，在各反射波中，包含基本频率成分的波—— $f_0^{\text{re}} = \text{re}^{i\theta}$ 和 $f_1^{\text{re}} = \text{re}^{i(\theta-\pi)}$ 的同时，还分别包含高频成分—— $f_0^{\text{re}2} = \text{re}^{i2\theta}$ 和 $f_1^{\text{re}2} = \text{re}^{i2(\theta-\pi)}$ 。对它们进行加法处理后，基本波成分消失，高频成分成为 2 倍。反之，进行减法处理后，只剩下基本波成分，高频成分消失。

[0006] 为了检出着眼对象的时间变化，必须比较不同的时相获得的图像。因此，不可缺少计测、修正着眼对象的位置偏移及变形（以下总称之为“体动”）的单元。专利文献 1 所述的技术，为了抽出具有数数 μm 左右的直径的血管结构，如果没有正确地进行计测、修正，那么即使是 1mm 左右的体动，也难以描绘出血管结构。

发明内容

[0007] 因此,本发明的目的,在于提供利用计测、修正着眼对象的体动的单元,从用不同的时相获得的时间系列图像中,抽出随时变化的信息并且将其图像化的图像诊断装置。

[0008] 为了达到上述目的,在本发明的图像诊断装置中,使用超声波图像,计测着眼对象的摄象面内的体动,一边对计测的体动部分进行修正处理,一边累计或减去时间系列图像,从而将着眼对象的形状及组织变性等随时变化的信息图像化后显示。

[0009] 下面,列举本发明的图像诊断装置的代表性的结构例。

[0010] (1) 具有:超声波探头,该超声波探头向着眼对象发送超声波,取得来自所述着眼对象的反射信号;体动计测部,该体动计测部使用所述超声波探头取得的反射信号,构成二维超声波图像,在该图像面内,设定多个进行所述着眼对象的体动计测的计测区域,计测所述计测区域内的体动;图像累计(减法)部,该图像累计(减法)部抽出随时变化的信息;图像显示部,该图像显示部显示所述图像累计(减法)部中获得的图像。

[0011] (2) 在所述(1)的图像诊断装置中,其特征在于:所述体动计测部体,在收发超声波后获得的二维超声波图像的面内,设定多个进行体动计测的计测区域,在所述计测区域内计测体动。

[0012] (3) 在所述(1)的图像诊断装置中,其特征在于:旨在收送超声波的超声波探头,一维或二维阵列状地排列多个压电元件。

[0013] (4) 在所述(1)的图像诊断装置中,其特征在于:对时相不同的多枚图像,进行累计或减法处理,从而将着眼对象的形状及组织变性等随时变化的信息图像化。

[0014] (5) 在所述(4)的图像诊断装置中,其特征在于:累计或减法处理使用的图像,是超声波图像、MRI 图像或 X 射线图像之类形态图像及 PET 图像或超声波造影剂图像之类功能图像。

[0015] (6) 其特征在于,具有:超声波探头,该超声波探头向着眼对象收发超声波;根据所述超声波探头取得的超声波图像,计测所述着眼对象的体动的单元;修正计测的体动,对时间系列的图像进行累计或减法处理的单元;图像显示部,该图像显示部显示所述累计或减法处理后获得的图像。

[0016] 采用本发明后,可以将只根据组织的形状变化及造影剂的流动等多枚时间系列图像能够知道的信息图像化,能够在医生彼此之间或医生和患者之间,将迄今为止抽象的定性的信息,具体地显示可以共享的图像。

[0017] 本发明的其它目的、特征以优点,从以下的有关附图的本发明的实施方式的讲述中,得到阐述。

附图说明

[0018] 图 1 是表示本发明的一种实施方式的图像诊断装置的结构方框图。

[0019] 图 2 是讲述在实施方式的图像诊断装置中,从取得 RF 数据到对图像进行累计或减法处理的动作的流程图。

[0020] 图 3A 是表示在实施方式的图像诊断装置中,设定多个计测区域的图形。

[0021] 图 3B 是表示在实施方式的图像诊断装置中,设定多个计测区域的图形。

[0022] 图 4 是讲述在实施方式的图像诊断装置中,从设定计测区域到体动向量的评价为止的流程图。

[0023] 图 5 是表示在实施方式的图像诊断装置中,根据造影剂信号抽出血管构造的方法的图形。

[0024] 图 6 是表示在实施方式的图像诊断装置中,除去血管构造以外的信号的方法的图形。

[0025] 图 7A 是表示在实施方式的图像诊断装置中,减法处理导致的组织的形状变化的图像化的图形。

[0026] 图 7B 是表示在实施方式的图像诊断装置中,减法处理导致的组织的形状变化的图像化的图形。

[0027] 图 8 是表示在实施方式的图像诊断装置中,根据来自扫描变换器的数据,进行体动计测及图像累计(减法)处理时的方框图。

[0028] 图 9 是表示在实施方式的图像诊断装置中,根据 RF 数据进行体动计测,根据来自扫描变换器的数据,进行图像累计(减法)处理时的方框图。

[0029] 图 10 是表示超声波探头及超声波波束的空间性的广度的图形。

[0030] 图 11 是二维阵列探头和朝着切片方向的摄像面扫描。

[0031] 图 12 是表示在实施方式的图像诊断装置中,使用对来自扫描变换器的数据进行了高频成分除去处理的图像,进行体动计测,根据来自扫描变换器的图像进行图像累计(减法)处理时的方框图。

[0032] 图 13 是表示在实施方式的图像诊断装置中,使用对 RF 数据进行了高频成分除去处理的图像,进行体动计测,根据来自扫描变换器的图像进行图像累计(减法)处理时的方框图。

具体实施方式

[0033] 下面,参照附图,讲述本发明涉及的实施方式。

[0034] 图 1 是表示本发明的一种实施方式的图像诊断装置的结构方框图。在本实施方式的图像诊断装置中,向着眼对象发送超声波,取得二维断层像(B 模式像),将所述二维断层像分割成多个计测区域,在所述计测区域中计测体动。对多枚图像进行累计或减法处理,显示使用分割的所述计测区域再构成的二维图像。

[0035] 首先,使用图 1 的方框图,讲述从取得着眼对象的超声波图像到显示进行了体动修正的累计或减法的图像为止的装置结构。超声波探头(以下称作“探头”)2,具有多个压电元件排列的结构。从发送波束整形器 3 经由 D/A 变换器 4,向各压电元件发送模拟发送波信号,向着眼对象 1 照射超声波。各压电元件发送的超声波,被发送波束整形器 3 电子性地滞后,在规定的深度聚焦。发送波信号,在着眼对象 1 内被反射,再次被探头的各压电元件接收。各压电元件接收的反射回波,被用 TGC(Time GainControl)部 5 修正发送波的随着到达深度而变化的衰减部分后,被用 A/D 变换器 6 变换成数字信号,发送给接收波束整形器 7。

[0036] 在接收波束整形器 7 中,施加与从焦点位置到各压电元件的距离对应的滞后时间,输出加法运算结果。二维扫描该聚焦超声波,可以获得着眼对象 1 的二维性的反射回波

分布。接收波束整形器 7 输出实部和虚部分开的信号,发送给包络线检波部 8 和计测区域设定部 11。发送给包络线检波部 8 的信号,被转换成视频信号后,用扫描变换器进行扫描线间的插补,再构成二维图像数据后,被图像显示部 10 显示。在计测区域设定部 11 中,旨在计测体动的计测区域,如后文所述,被设定成与结构对应的最佳的大小,发送给体动计测部 12。在体动计测部 12 中,计测所述计测区域内的体动。体动的计测手法,是相互相关运算或最小平方法。在图像累计(减法)部 13 中,一边根据所述体动计测部计测的体动的速度成分向量进行修正,一边在所述计测区域中进行图像的累计或减法处理,在显示部 10 显示。

[0037] 接着,按照图 2 的流程图,详细讲述从取得 RF 数据到显示为止的工序。首先,在工序 1 中,取得 RF 数据。旨在取得图像的超声波探头,是一维阵列型和二维阵列型。二维阵列型时,能够拍摄任意断面的摄象,使用取得与着眼的摄象面正交的方向的图像数据,计测所述图像数据内的体动,求出着眼对象的三维体动。按照该计测结果,改变着眼的摄象面,从而能够始终拍摄相同的区域,不被着眼对象的活动情况左右,进行累计或减法处理。

[0038] 接着,使用图 3A、图 3B,讲述工序 2 的计测区域的设定手法。在本发明中,在超声波图像 21 中,设置多个计测区域 24,在各计测区域中,采用相互相关运算或最小平方法,从下一个帧中,抽出能够取得最佳整合的区域。将在一个个计测区域内的活动,看作不伴随变形的刚体运动,组合在各计测区域中求出的各个活动,计测着眼对象整体的变形。

[0039] 作为计测使用的信号成分,可以考虑着眼对象的轮廓及组织间的交界等轮廓成分和由分散在着眼对象的内外部的组织中的微小散乱体造成的散乱的超声波互相干涉后形成的斑点成分。在本发明中,对这两者不加区别,在整个图像中设定计测区域,计算移动量。使用斑点成分后,可以计测不能获得组织的轮廓之类有特征的亮度信息的区域的体动。计测区域的大小,随着区域内的结构而变。在图 3A、图 3B 中,作为例子,示出肝脏组织 22、肝脏组织内的血管结构 23。由于没有特征性的结构物的部分,是用斑点成分构成的,所以将计测区域设定成具有斑点成分的大约 2 倍左右的大小。典型的例子是在探头的口径约 40mm、频率 10MHz、F 编号 1 的条件下,方位方向为 2.5mm、深度方向为 1mm 左右。在有血管结构的部位,设定具有完全包含该结构的左右的大小的区域。

[0040] 再接着,讲述工序 3 的计测体动的手法。图 4 表示出在各计测区域中旨在计测体动的流程图。首先,取得成为基础的超声波图像帧(N)(工序 11),在该图像上,设定任意个数的计测区域(工序 12)。接着,取得在时间上连续的下一个帧($M = N+1$)(工序 13)。采用相互相关运算或最小平方法,抽出帧 M 上能够和帧 N 上设定的计测区域取得最佳整合的区域,作为体动,计测其位置偏移(工序 14)。接着,返回工序 13,取得再下一个帧($M = N+2$)(工序 13)。使用帧 N 和帧 M($M = N+2$),采用和前面相同的手法,进行体动计测。反复进行工序 13 和工序 14,计测从帧 N 到所需的帧枚数为止的着眼对象的体动。

[0041] 在体动计测中,使用相互相关运算或最小平方法。但是最佳的手法,随着进行体动计测的信号成分的不同而不同。一般来说,相互相关运算的计测灵敏度,高于最小平方法。因此,在进行体动计测的帧间,着眼的信号成分变化较大时,不能够正确计测。例如使用超声波造影剂时,由于造影剂在计测区域内活动激烈,信号成分变化较大,所以宜于采用不被细小的信号成分的变化左右的最小平方法。这里,用以下的公式讲述。为使说明简洁,假定采用一维模式,使进行体动计测的两个图像分别为 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$,用以下的公式表示。

[0042] (公式 1)

$$[0043] \quad f_1(x) = f(x) + n_1(x)$$

$$[0044] \quad f_2(x) = f(x - \alpha_0) + n_2(x) + n_c(x)$$

[0045] $n_1(x)$ 、 $n_2(x)$ 表示图像上的噪声, $n_c(x)$ 表示造影剂信号, α_0 表示体动导致的位置变化。首先, 假设将采用相关运算的计算作为 $C_1(\alpha)$, 则成为以下公式所示。

[0046] (公式 2)

$$[0047] \quad C_1(\alpha) = \int f_1(x - \alpha) f_2(x) dx = \int [f(x - \alpha) + n_1(x - \alpha)] [f(x - \alpha_0) + n_2(x) + n_c(x)] dx$$

$$[0048] \quad = \int f(x - \alpha) f(x - \alpha_0) dx + \int f(x - \alpha) n_c(x) dx$$

[0049] 接着, 假设将采用最小平方方法的计算作为 $C_2(\alpha)$, 则成为以下公式所示。

[0050] (公式 3)

[0051]

$$C_2(\alpha) = \left\{ \int [f_1(x - \alpha) - f_2(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}} = \left\{ \int [f(x - \alpha) + n_1(x - \alpha) - f(x - \alpha_0) - n_2(x) - n_c(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}}$$

$$[0052] \quad = \left\{ \int [f(x - \alpha)^2 + f(x - \alpha_0)^2 + n_1(x - \alpha)^2 + n_2(x)^2 + n_c(x)^2 - 2f(x - \alpha)f(x - \alpha_0) \right.$$

$$[0053] \quad \left. - 2f(x - \alpha)n_c(x) + 2f(x - \alpha_0)n_c(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}}$$

[0054] 对于 $C_1(\alpha)$ 和 $C_2(\alpha)$ 的每一个, 取 $\alpha \rightarrow \alpha_0$ 的极限后, $C_1(\alpha)$ 的第一项稳定后成为最大值, 但是第二项未必成为最大值。另一方面, 对于 $C_2(\alpha)$, 取 $\alpha \rightarrow \alpha_0$ 的极限后, 除了第三项~第五项外, 收敛于 0, 第三项~第五项与 α 无关, 稳定, 所以作为 $C_2(\alpha)$ 的值, 成为最小值。就是说, 这意味着造影剂信号对于 $f(x)$ 而言, 同等或较大时, 采用最小平方方法进行的体动计测, 能够实现高精度。

[0055] 设置与进行体动计测的摄象面 (第 1 摄象面) 正交的第 2 超声波探头后, 可以进行更正确的体动计测及图像累计 (减法) 处理。在所述第 1 摄象面内进行体动计测时, 如果着眼对象主要在与第 1 摄象面正交的第 2 摄象面内活动, 那么着眼的信号成分的亮度变化就大, 所述第 1 摄象面中的计测精度就要下降。该计测精度, 与所述第 1 摄象面的切片 (slice) 方向宽度息息相关。如图 10 所示, 一维阵列超声波探头 60 照射的超声波束 61, 具有与超声波探头的口径宽度、波长、深度息息相关的空间上的广度。在这里, 将切片方向的波束广度, 称作“切片方宽度”。利用该切片方宽度, 即使着眼对象在一定范围内向切片方向活动, 计测也能获得足够的灵敏度, 可以进行所述第 1 摄象面中的体动计测。根据使用模拟机的人体模型进行的实验, 在进行体动计测的图像之间的第 2 摄象面内的移动量, 如果大约是第 1 摄象面的切片方向宽度的 20% 左右, 那么第 1 摄象面中的体动计测的精度, 就可能是进行体动计测的面的像素尺寸 (10 ~ 100 μ m) 的程度。作为代表性的例子, 在探头的短轴口径为 10mm、频率 10MHz、F 编号 1 的条件下, 成为 0.4mm。另外, 如果在检查前, 观察着眼对象的活动, 将超声波探头固定在向切片方向的活动成为切片方向宽度的 20% 左右的位置上, 就不需要特别设定第 2 摄象面。

[0056] 接着, 讲述工序 4 的累计或减法处理。在抽出着眼对象的随时变化之际, 根据抽出的信息, 决定对图像进行累计处理, 还是进行减法处理, 或者进行累计处理和减法处理两者的组合。下面, 讲述几个例子。

[0057] 作为累计图像有效的一个例子,有使用超声波造影剂的血管抽出技术。超声波造影剂,是直径为数 μm 左右的微小的气泡。这样,造影剂就断续进入具有和超声波造影剂同等程度的直径的微细血管中。图 5 的 31a、31b、31c,是在时间上连续取得的超声波图像。在各图像上,表示出实际上未被图像化的血管构造 32 和沿着所述血管构造进入的造影剂 33。各图像中的血管构造 32 的空间上的位置关系,因为着眼对象的体动而互相错开。通过修正该体动、累计超声波图像 31a、31b、31c,可以抽出超声波造影剂 33 的通过路线,构成能够判断血管构造的累计图像。该累计处理虽然可以使用 B 模式图像,但是强调造影剂信号的对比模式特别有效。进而,利用朝着切片方向的体动,还可以获得描绘血管的立体构造的效果。由于在朝着切片方向的体动的作用小,摄象面变化,所以在取得的图像数据中,包含着眼对象的三维信息。对这些图像进行累计处理后,可以获得朝着切片方向具有宽度的透视图像,血管的立体构造被图像化。特别是拍摄在切片方向上蠕动的血管时,虽然在图像上作为虚线描绘,但是进行图像累计处理后,利用上述的透视图像的效果,能够在图像上描绘作为血管的线结构。

[0058] 另外,除去着眼对象的血管构造以外的信号成分(组织成分)后,可以描绘出更鲜明的血管构造。除去组织成分的方法,可以考虑多种。第一方法,是在累计图像的过程中,一边取得图像,一边依次构成由数枚或数十枚构成的单元,在各单元中除去背景的方法。这里,使用图 6,讲述构成单元的图像枚数为 4 枚时的例子。将取得图像的顺序,作为 41a、41b、41c、41d。在各图像中,包含不随着时间变化的结构成分 44。接着,将最初取得的图像 41a 作为背景图像。在这里,将单元的最初取得的图像 41a 作为背景图像,但也可以选择 41b、41c、41d 中的某一个。再接着,累计构成单元的图像 41a、41b、41c、41d,构成累计图像 42,从背景图像 41a 中,只减去构成单元的枚数。

[0059] 其结果,能够构成只抽出随时变化的造影剂信号的图像 43。第二方法,是着眼于构成图像的一个像素的方法。在与血管构造对应的一个像素中,在造影剂通过的前后,产生较大的亮度的高低差。另一方面,因为组织成分几乎不随时变化,所以没有上述那种亮度的高低差。利用该性质,能够除去组织成分。和第一方法同样,构成由多枚图像构成的单元。接着,在同一个部位的像素中,依次比较取得的单元内的图像,描绘出用各像素中的最大值及最小值构成的图像。最大值图像,与造影剂信号对应;最小值图像,则与组织成分对应。这样,从所述最大值图像减去所述最小值图像,能够除去组织成分。

[0060] 用 B 模式图像进行同样的累计处理后,与不进行累计处理的图像相比,能够取得对比分辨率高的图像。其原理主要有两个。一个是降低电气噪声。在为了构成 B 模式图像而接收的信号中,除了组织回波之类能够稳定地获得的信号外,还包含随机发生的电气噪声。进行了体动修正的累计处理,强调从特定的场所稳定地接收的信号,所以提高了图像的动态范围。因此,与场所无关地随机发生的信号,在图像上成为低亮度,提高了对比分辨率。另外,着眼对象是血管时,在除去来自在血管内流动的反射源的随机信号的同时,还用高对比度描绘稳定存在的构造物。因此,在诊断血栓等导致的血管堵塞部位的用途上,也有效。另一个是切片方向中的紧凑效果。该效果是在讲述使用超声波造影剂描绘出血管的技术中说过朝着切片方向的体动导致的结果。在朝着切片方向的体动的作用下,实际上朝着切片方向进行多级的超声波照射,能够获得强调组织轮廓及除去斑点成分的效果。

[0061] 在以上讲述的图像累计技术中,切片方向的体动,不是使累计的图像面内的计测

体动灵敏度下降的要素,带来构思图效果及紧凑效果等有效的作用。为了充分利用该效果,需要朝着切片方向扩大超声波的发送波束,或者使摄象面机械性地或电子性地活动。由于前者不仅使旨在累计的各个的图像的空间分辨率劣化,而且能够成为计测体动的灵敏度下降的原因,所以后者的实用的手法。图 11 表示出为了使摄象面朝着切片方向电子性地倾斜的二维阵列超声波探头 70 的例子。各摄象面 71,在超声波探头具备的影响透镜的作用下,切片方向的波束被聚焦。由于朝着切片方向的摄象面的倾斜是数 mm 左右,所以切片方向的频道数,可以比方位方向少。这时,需要进行考虑影响透镜的影响的相位滞后处理。切片方向的频道数具备可以获得和影响透镜同等程度的效果时,不需要影响透镜。这样,在朝着切片方向的体动较少的对象中,也能够获得透视图像的效果及紧凑效果。

[0062] 接着,作为对图像进行减法运算的例子,有肿瘤的形状及低侵袭治疗的组织变性等的形状变化的图像化。使用图 7A、7B 进行讲述。从取得图像到对图像进行减法处理的工序,如图 2 所示,和上述使用超声波造影剂描绘血管构造的情况同样。按照时间系列顺序,将体动计测以后的图像,作为图 7A 的 51a、51b、51c。着眼的组织,在各图像上作为 52a、52b、52c 表示。对各图像进行减法处理后,能够将在图像之间产生的组织的形状变化的图像化(图 7B,减法处理图像 53)。进而,用颜色的浓淡法表示该变化(图 7A,浓淡法处理图像 54)后,能够作为正确而且具有客观性的图像进行显示。另外,还考虑了象等高线那样表示表示形状变化、用向量 90 表示变化的过程的显示方式。这样,不仅能够显示整体性的大小,而且还能够显示局部的形状变化的过程。

[0063] 如图 1 的方框图所示,体动计测及图像的累计(减法)处理,使用 RF 数据,但除此以外,也可以如图 8 所示,使用来自扫描变换器 9 的图像数据,进行体动计测及图像的累计(减法)处理。另外,还可以如图 9 所示,体动计测使用 RF 数据,累计(减法)处理,使用来自扫描变换器 9 的图像数据。

[0064] 本发明在脉冲倒相模式中也能够使用。所谓“脉冲倒相模式”,如在背景技术中所讲述的那样,是一种连续照射和基本波反相位的波,将双方的反射波相加后,以高 S/N 比取得高频成分的手段。进行加法处理后,基本波成分消失,高频成分成为 2 倍。反之,进行减法处理后,只剩下基本波成分,高频成分消失。这样,经过上述的加法处理后,能够构成强调高频成分——造影剂信号的图像(造影剂图像);反之,进行减法处理后,能够获得除去了高频成分的只有组织成分的图像(组织图像)。因此,利用信号的变化缓慢的组织图像进行体动计测,利用造影剂图像进行累计(减法)处理后,能够实现经过高精度的体动修正后的图像累计,能够显示抽出血管构造的图像。

[0065] 另外,还可以采用使用通过滤波处理除去了电气噪声及造影剂信号等高频成分的图像,进行体动计测,累计(减法)处理使用不进行滤波处理的图像进行的手法。例如在图 12 的方框图中,由扫描变换器 9 将图像数据发送给高频成分除去部 80 及图像累计(减法)部 13。或者如图 13 的方框图所示,将 RF 数据发送给高频成分除去部 80,进行体动计测。然后,根据体动计测的结果的图像累计(减法处理),使用来自扫描变换器 9 的图像的手法。

[0066] 下面,讲述本发明的实施方式。图像显示需要的时间,主要由两个要素决定:一个是取得累计的图像的时间,另一个是累计处理需要的时间。关于取得图像的时间,由取得的枚数和设定的帧速率决定,需要 2~3 秒。因此,最初显示的累计图像,是数秒前的图像。关于接着显示的累计图像,每当取得一帧时,从已经取得的图像数据中,读出除了最初的帧以

外的图像,在取得的图像的基础上,进行累计处理后,可以实时地显示图像。因此,可以是医生用 B 模式显示着眼对象,在所需的位置使探头缓慢移动,从而自动进行累计处理的形态。

[0067] 以上讲述了实施方式,但是本发明并不局限于此,在本发明的宗旨和添附的《权利要求书》的范围内,能够进行各种变更及修正。这对本领域技术人员来说,是不言而喻的。

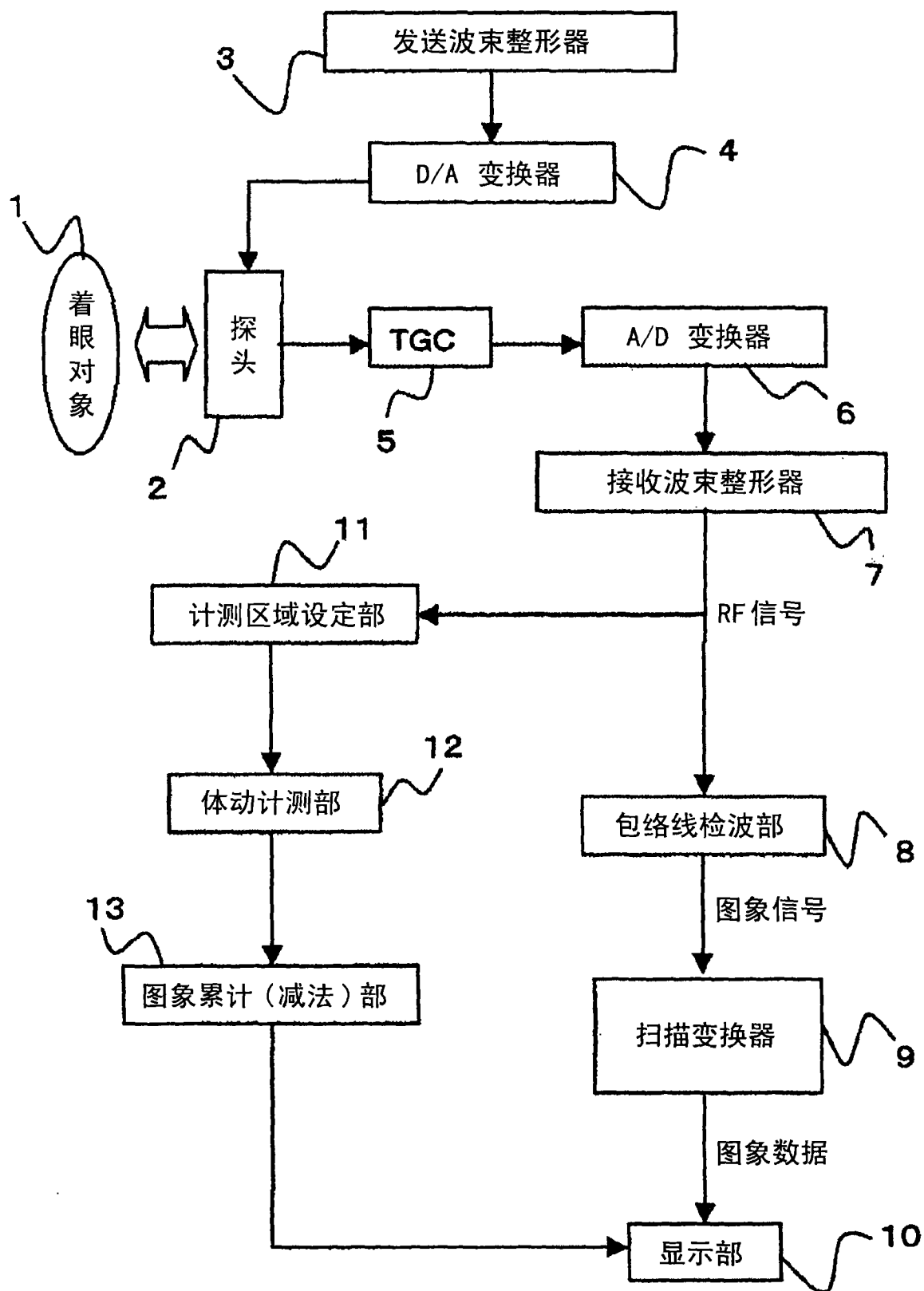


图 1

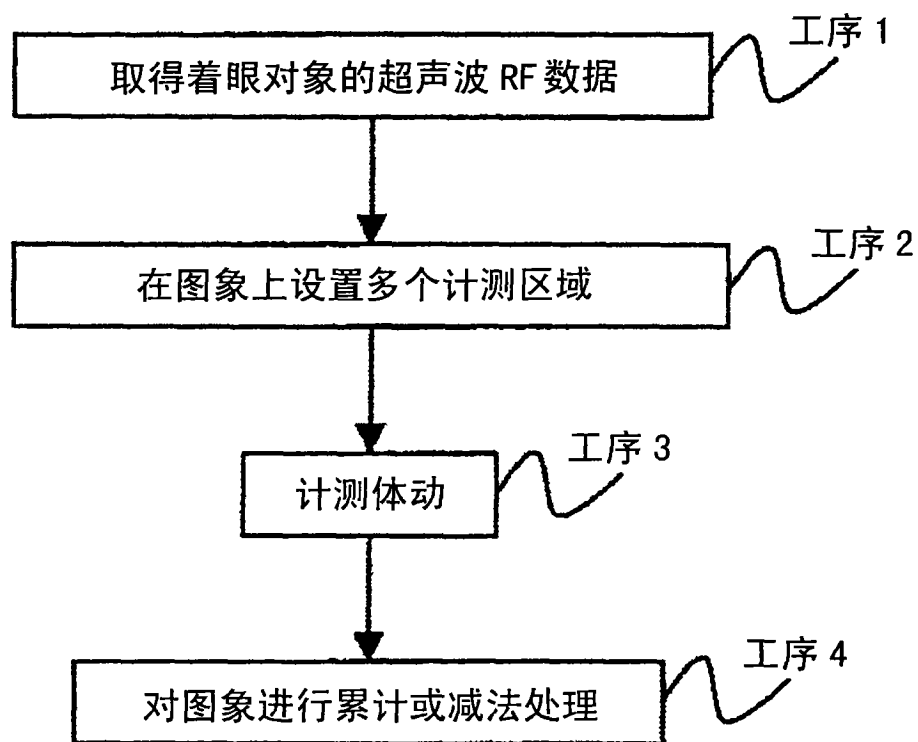


图 2

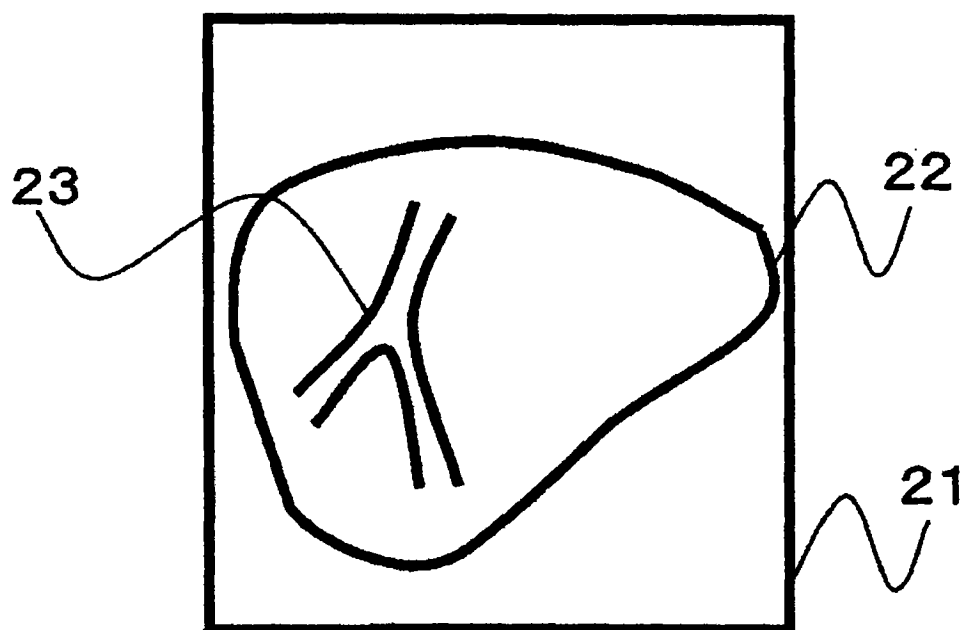


图 3A

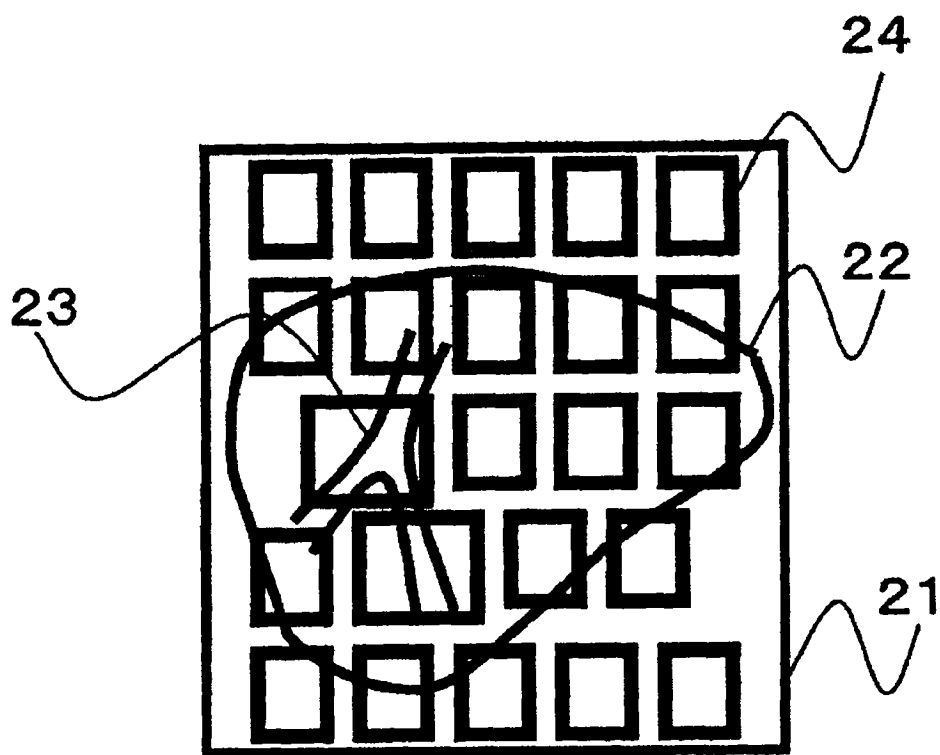


图 3B

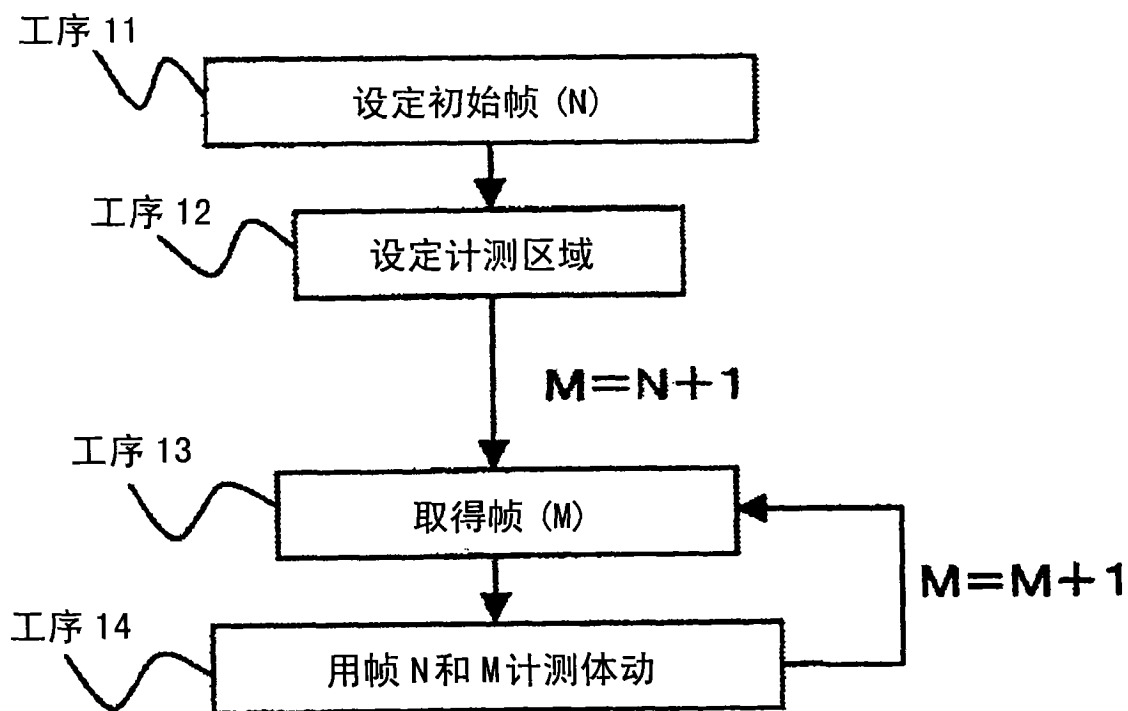


图 4

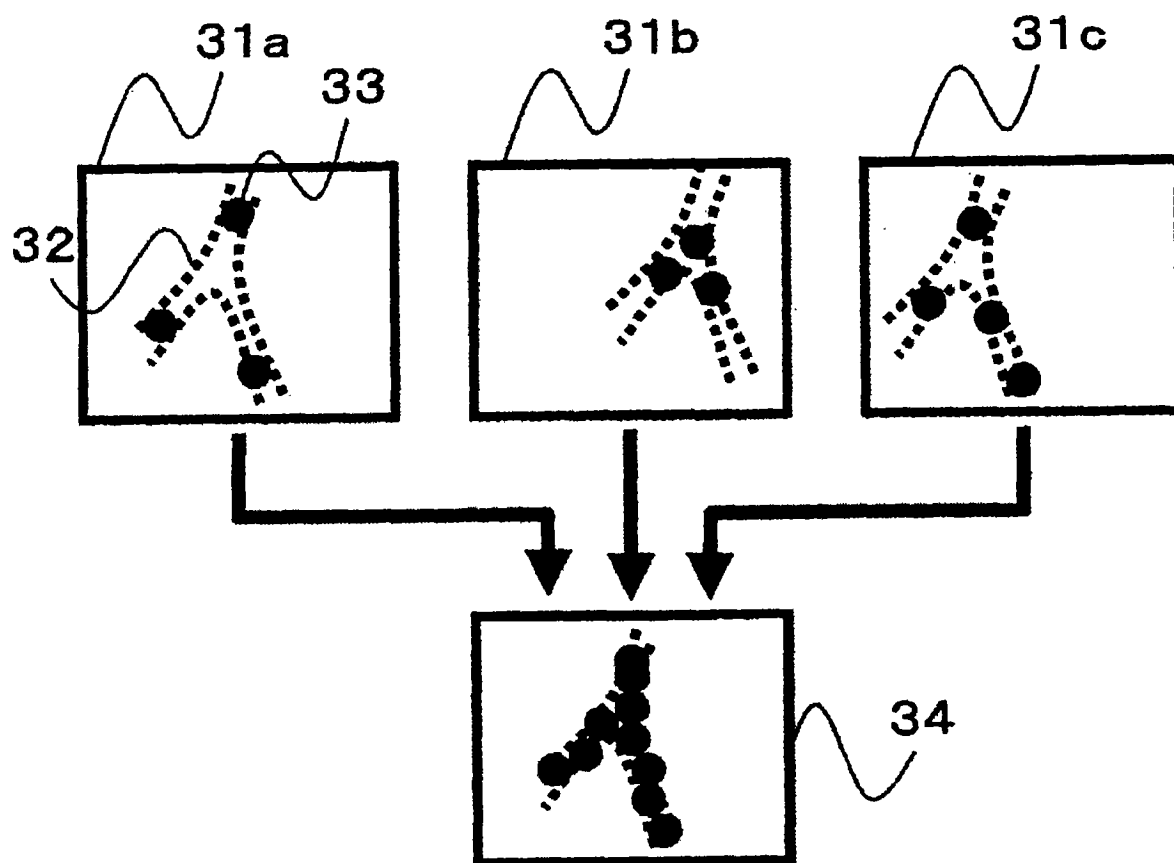


图 5

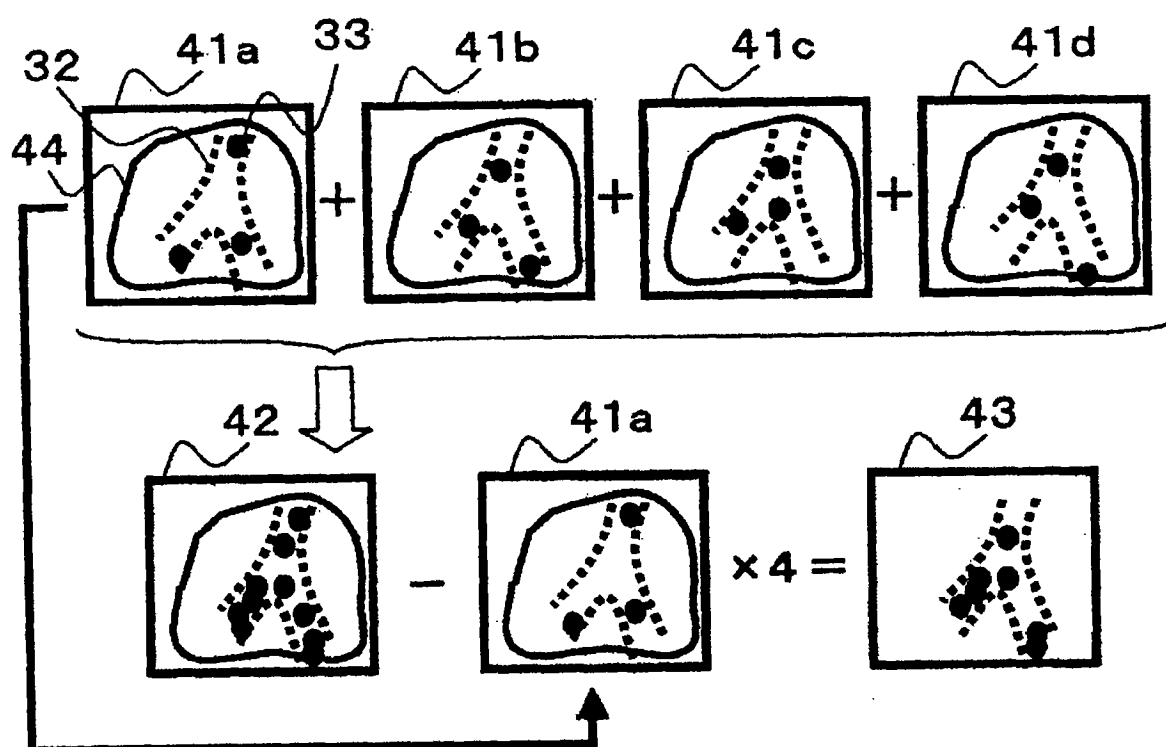


图 6

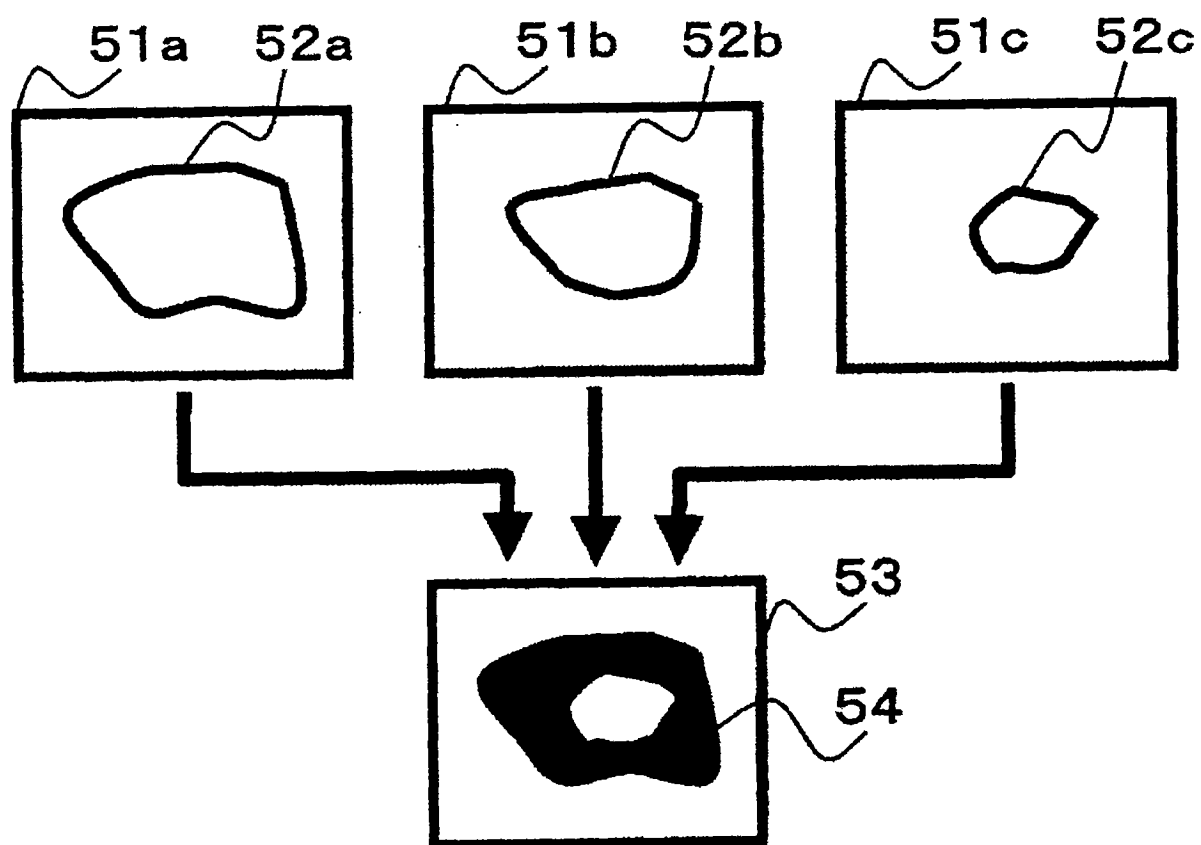


图 7A

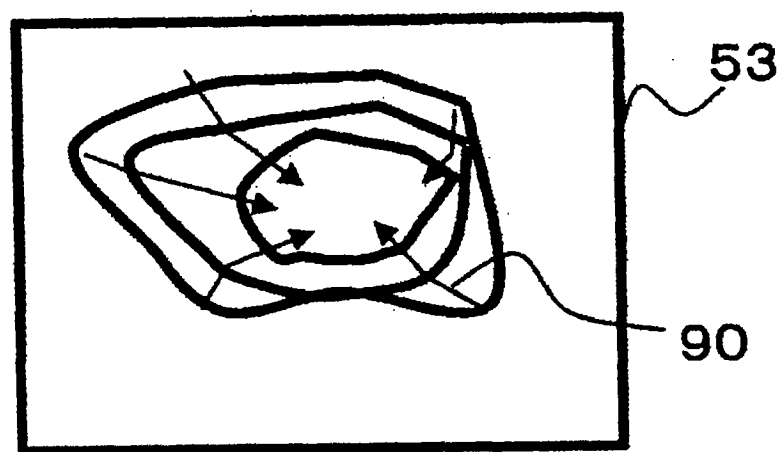


图 7B

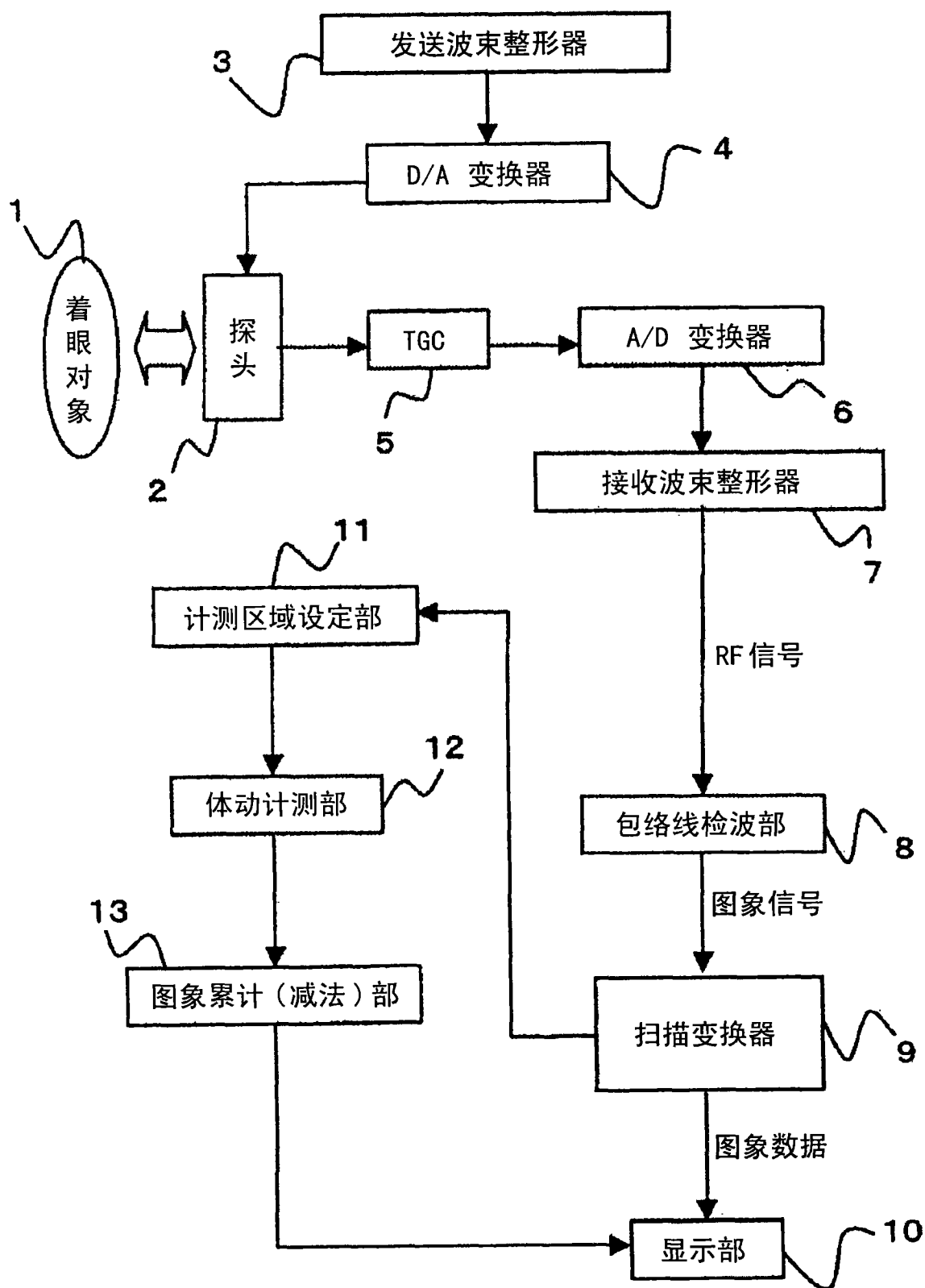


图 8

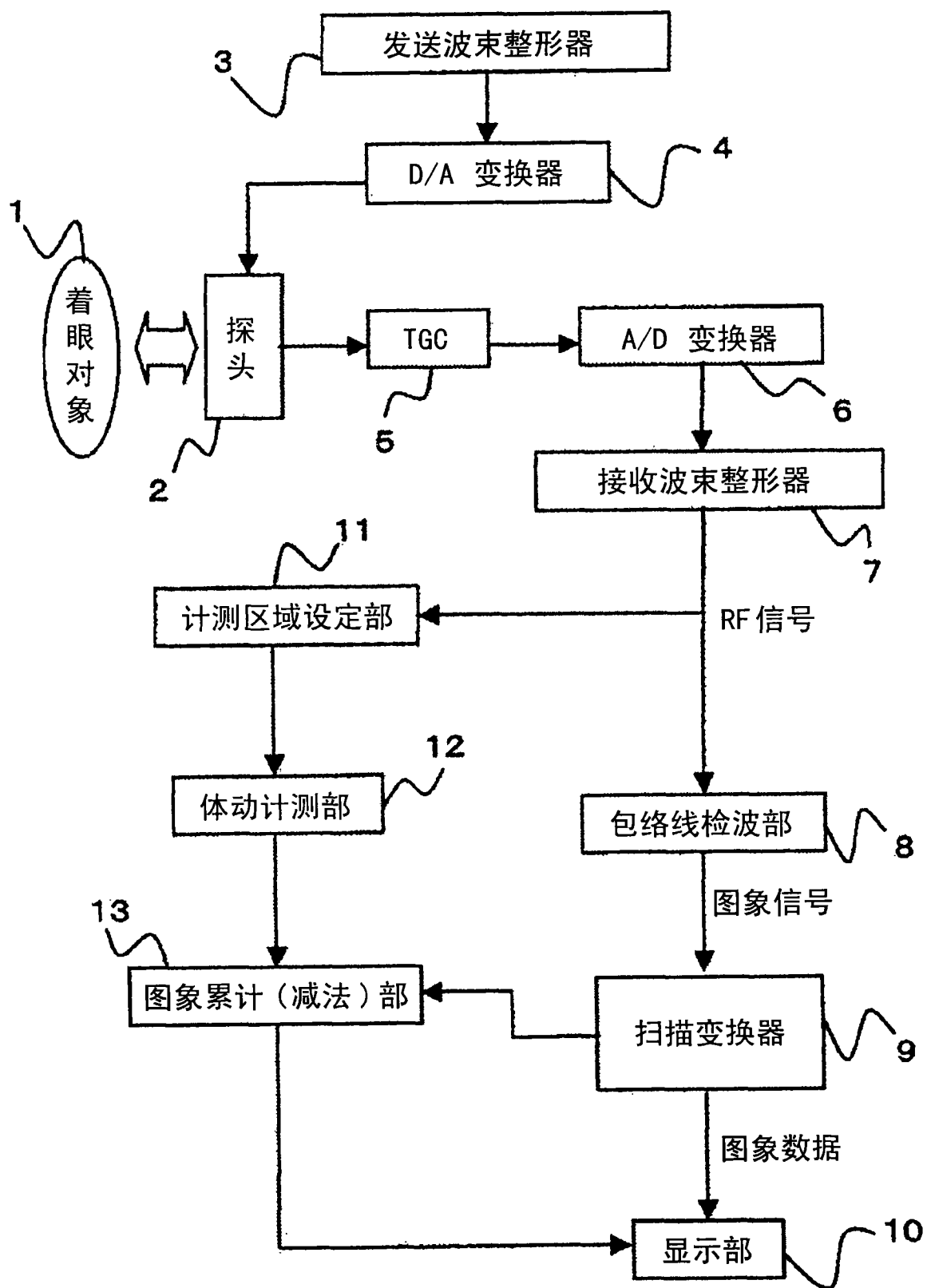


图 9

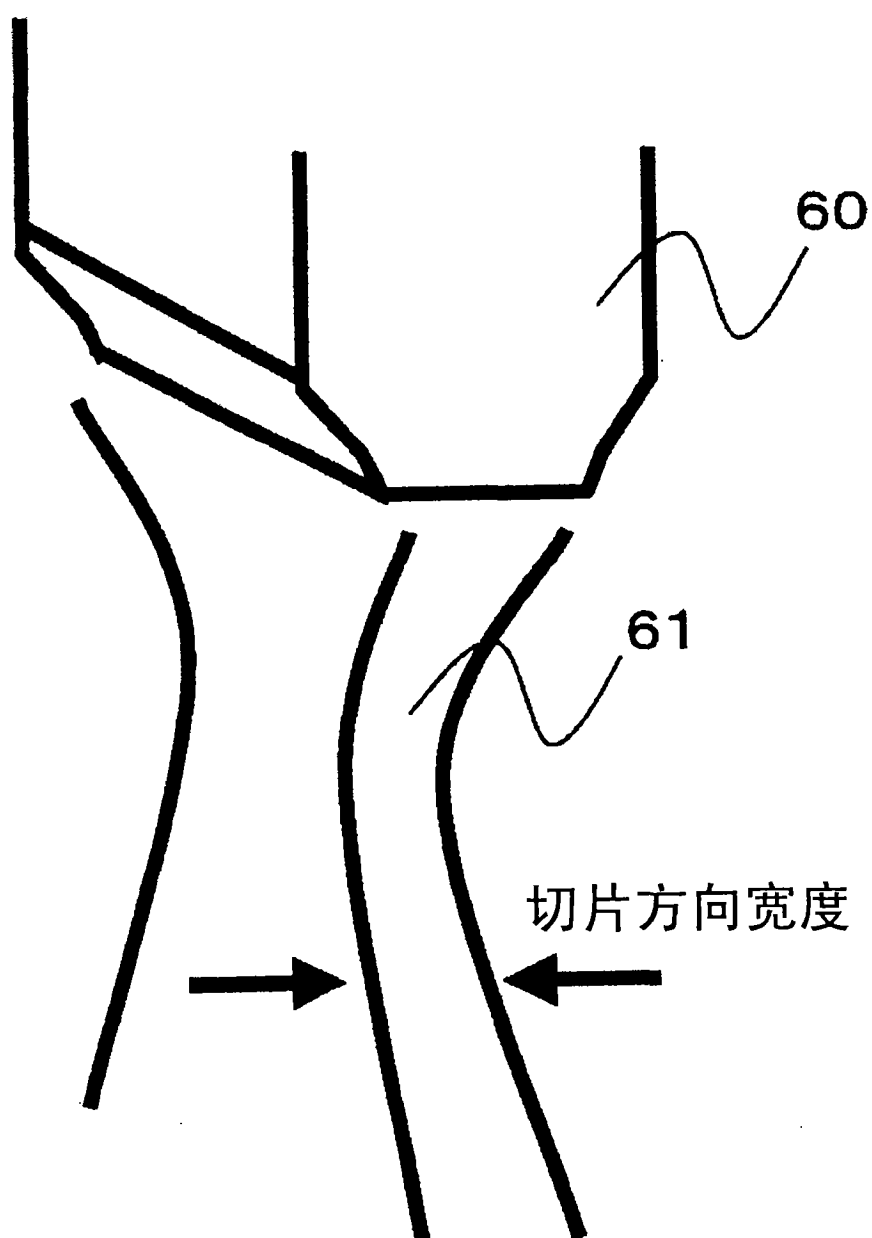


图 10

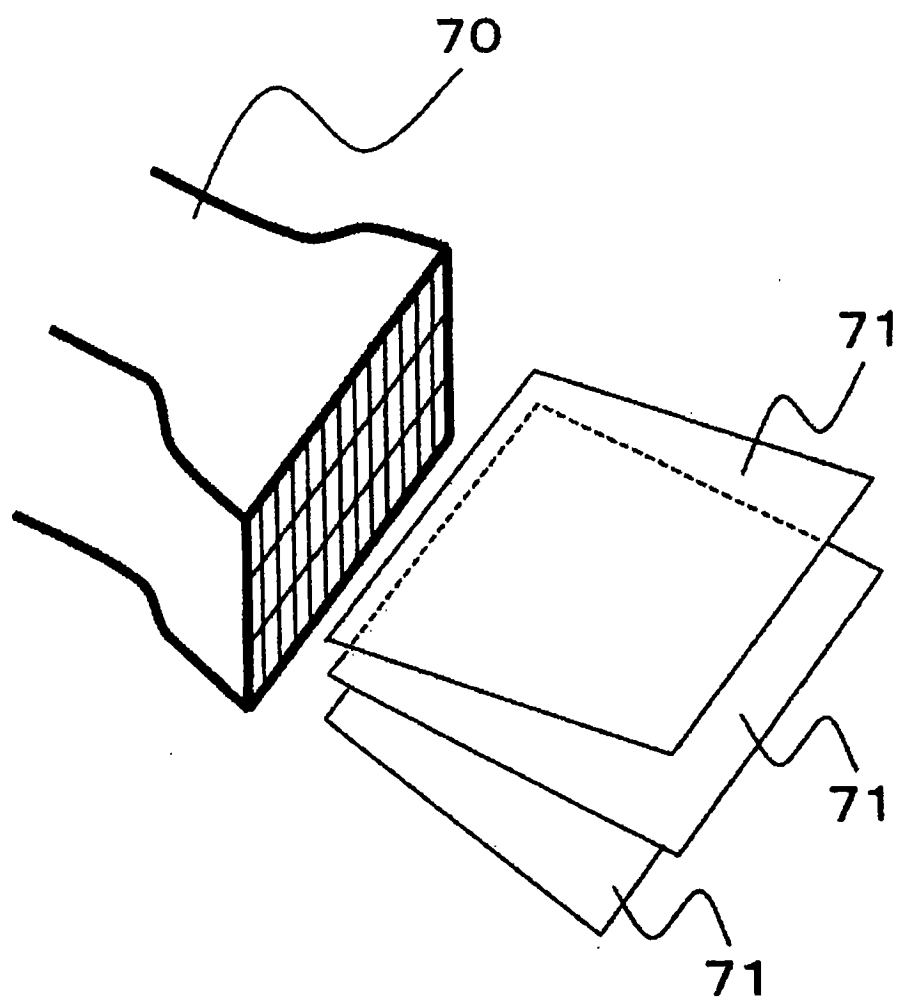


图 11

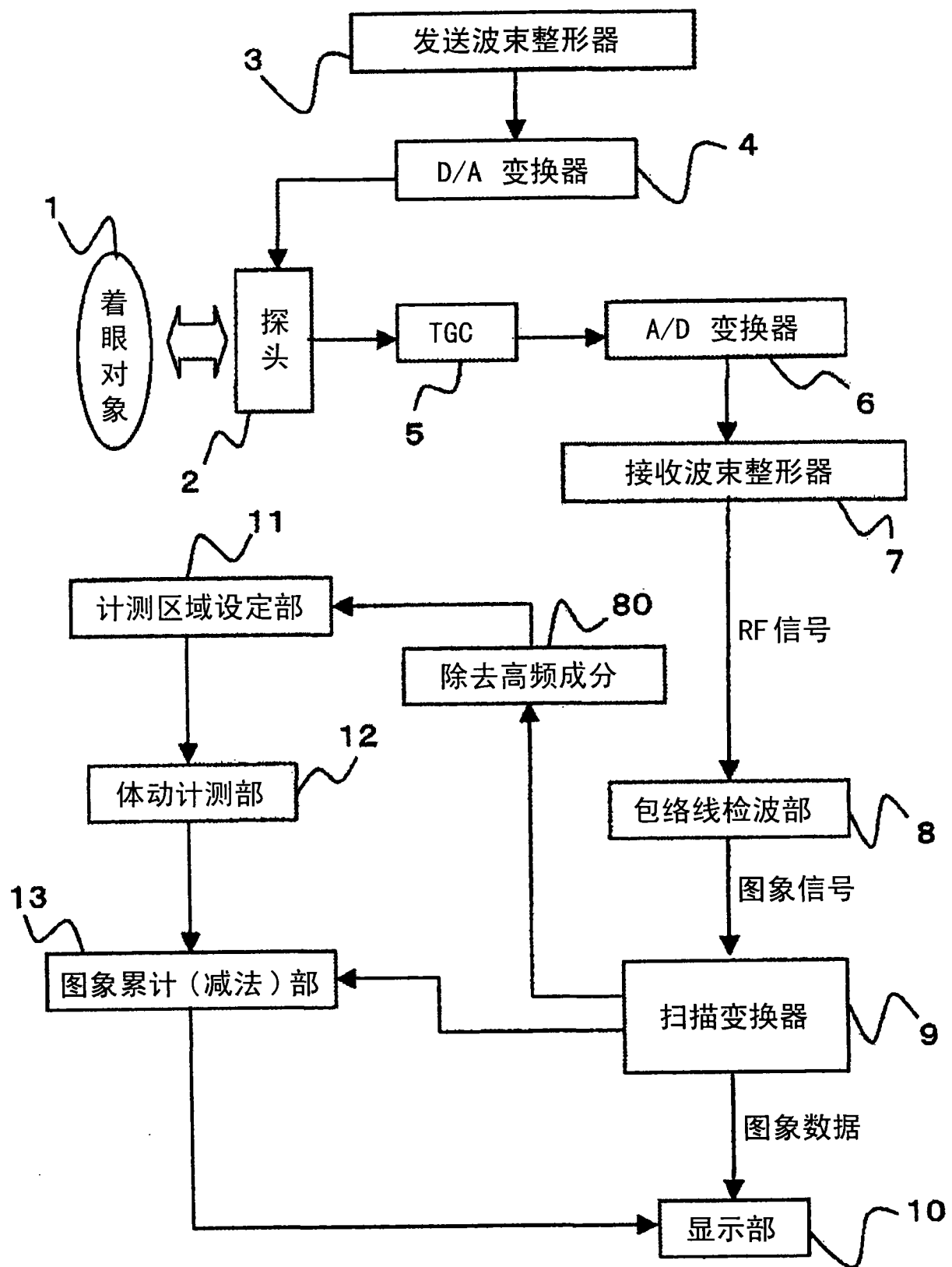


图 12

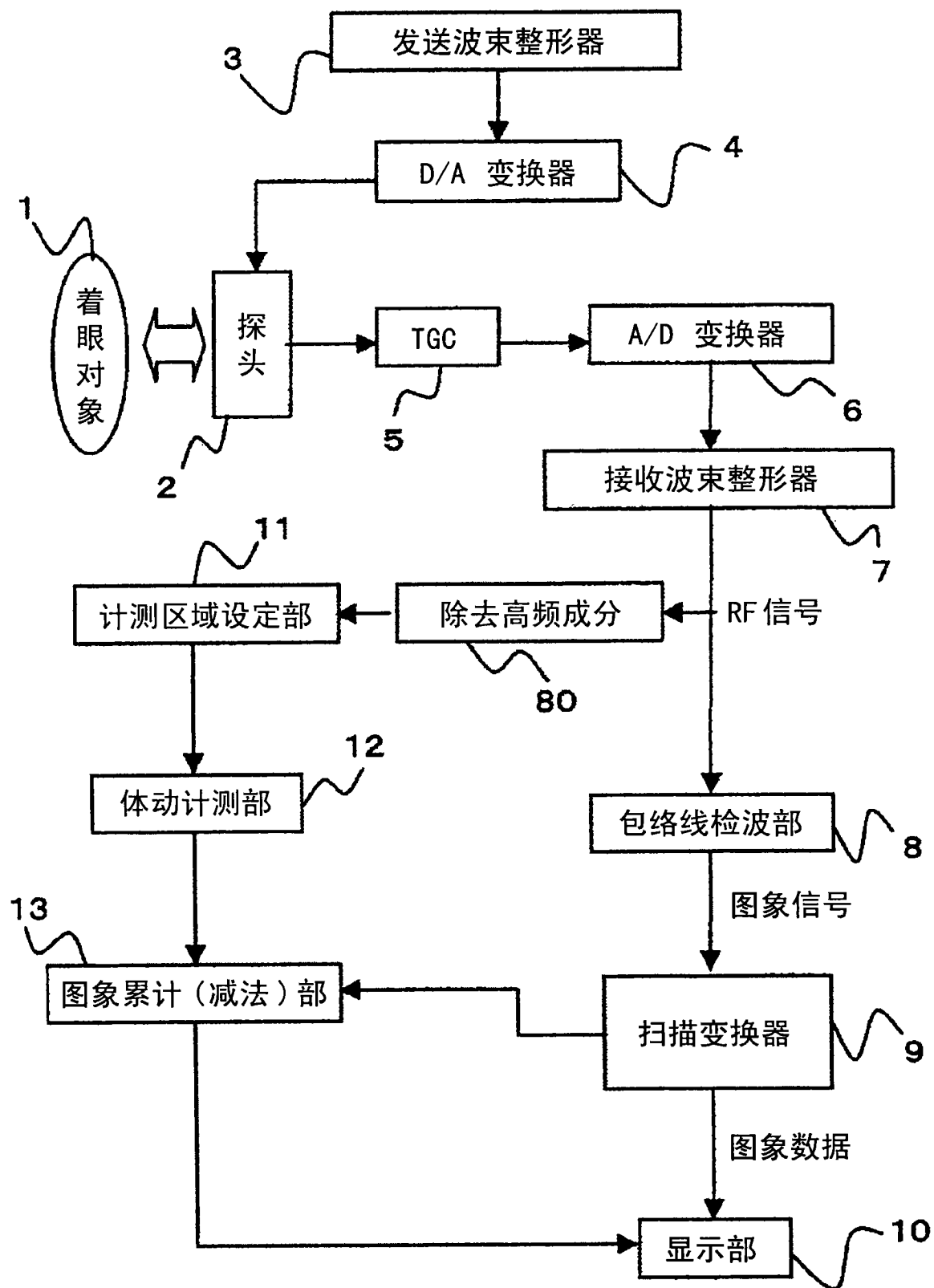


图 13

专利名称(译)	图像诊断装置		
公开(公告)号	CN101179998B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200680017585.1	申请日	2006-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	吉川秀树 东隆 川畑健一 佐佐木一昭 梅村晋一郎		
发明人	吉川秀树 东隆 川畑健一 佐佐木一昭 梅村晋一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T2207/10132 A61B8/08 G06T2207/30101 A61B8/461 A61B8/5207 G06T5/50 A61B5/11 G06T7/2013 A61B8/463 G06T7/223		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2005147485 2005-05-20 JP		
其他公开文献	CN101179998A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种图像诊断装置，其特征在于，具有：超声波探头(2)，该超声波探头(2)由向着眼对象(1)发送超声波、取得来自所述着眼对象的反射信号的压电元件阵列状地排列；体动计测部体(12)，该体动计测部(12)使用所述超声波探头取得的反射信号，构成二维超声波图像，在该图像面内，设定多个进行所述着眼对象的体动计测使用的计测区域，计测所述计测区域内的体动及变形量；图像累计(减法)部，该图像累计(减法)部使用所述体动计测部计测的体动，对图像进行累计或减法处理；将随时变化的信息图像化后实时显示。

