

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410090311.8

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 100430025C

[22] 申请日 2004.9.3

[21] 申请号 200410090311.8

[30] 优先权

[32] 2003.9.5 [33] JP [31] 2003-314718

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 川岸哲也 神山直久

[56] 参考文献

US4932415A 1990.6.12

US5465721A 1995.11.14

US5285788A 1994.2.15

US5107838A 1992.4.28

US5456255A 1995.10.10

US6607490B2 2003.8.19

WO99/49899A2 1999.10.7

US5156152A 1992.10.20

审查员 刘明霞

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 李德山

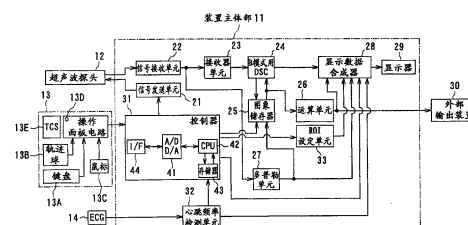
权利要求书 4 页 说明书 24 页 附图 16 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和图象处理装置

[57] 摘要

本发明涉及超声波诊断装置和图象处理装置，包括：通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描来对图象数据实施收集用的图象收集组件；在通过所述图象收集组件收集的、表示同一被检测体的同一部位的多幅图象间，使同一部位彼此对应用的同一部位对应组件；利用通过所述像素对应组件实施对应处理后的、在多幅图象间相互对应的像素的辉度，对与所述多幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算用的运算组件；以及对所述运算组件运算得到的结果实施显示用的显示组件。如果采用上述这种构成形式，则可以提供在对比回波信号中正确地、对血管扩张剂注入前后的图象进行比较的超声波诊断装置和图象处理装置。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描，来收集图象数据的图象收集组件；

在通过所述图象收集组件摄象得到的、有关同一被检测体的同一部位的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；

利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的相互对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和

显示由所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述运算组件具有将所述图象收集组件收集到的、实施过对数压缩的超声波信号变换为线性刻度的逆变换运算组件。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述运算组件还具有比较所述各图象的心脏部位的辉度来对各图象间的辉度进行校正的校正组件。

4、一种图象处理装置，其特征在于包括：

在对注入有超声波造影剂的同一被检测体的同一部位实施摄象得到的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；

利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和

显示所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

5、一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

使用预定的算法，对通过对注入有超声波造影剂的同一被检测体的同一部位实施摄象得到的、对心肌的负载不同的两幅图象的数据实施处理的处理组件；

在所述图象间使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；

利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间

的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和
显示所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

6、一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描，来收集图象数据的图象收集组件；

显示由所述图象收集组件收集的所述图象数据的第一显示组件；

在通过该第一显示组件显示出的图象上设定 ROI 关注区域的 ROI 设定组件；

对于由所述 ROI 设定组件设定的所述 ROI，在通过所述图象收集组件收集到的、有关同一被检测体的同一部位的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；

利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和

显示所述运算组件运算得到的结果的第二显示组件。

7、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述同一部位对应组件包括：

对分别设定在通过所述图象收集组件摄象得到的、有关同一被检测体的同一部位的、所述对心肌的负载不同的两幅图象上的 ROI 的整个长度实施检测的检测组件；

使由所述检测组件检测到的一方的 ROI 的整个长度伸缩为与另一方的 ROI 的整个长度相等的伸缩组件；

在所述 ROI 呈打开状态的 ROI 的情况下，将从一端部开始位于相同距离处的像素识别为位于相同位置上的像素的识别组件；

将所述伸缩处理后的 ROI 恢复至原来长度的恢复组件；和

对通过所述恢复组件恢复至原来长度的 ROI 的各像素和恢复前的 ROI 的对应的像素进行设定的设定组件。

8、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述 ROI 设定组件具有将通过所述 ROI 设定组件设定的、所述对心肌的负载不同的两幅图象上的各个 ROI 分割成在所述对心肌的负载不同的两幅图象间相互关联的多个扇形

部分的分割组件;

所述第一显示组件具有将通过所述分割组件分割后的扇形部分显示在所述 ROI 上的功能。

9、如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述分割组件将对所述被检测体摄象得到的心脏或心肌区域的轮廓,从左右瓣轮部起将心尖部分别分割成基部、中部、心尖部这三个扇形部分,并设定显示在所述 ROI 上。

10、如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述分割组件将摄象得到的所述被检测体的心脏或心肌区域的、从左瓣轮部起经过心尖部至右瓣轮部的轮廓分别分割成左基部、左中部、心尖部、右中部和右基部这五个扇形部分,并设定显示在所述 ROI 上。

11、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述 ROI 设定组件通过对选定的多个点自动地进行曲线拟合来设定 ROI。

12、如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:如果所述选定的多个点移动,则所述 ROI 设定组件使对应的曲线拟合自动地追从来再次设定 ROI。

13、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述第一显示组件可以并列显示多幅所述图象。

14、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述第二显示组件以彩色显示所述运算组件的运算结果,并使彩色图象和通过所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的运算结果对应来进行显示。

15、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述第二显示组件,对于所述运算组件运算得到的血液流动速度相对比较小的值,将预定的彩色条的颜色作为表示低速的颜色来进行显示,随着所述运算组件运算得到的血液流动速度相对地增大,将所述彩色条的颜色作为表示高速的颜色来进行显示。

16、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述运算组件对通过所述图象收集组件在血管扩张剂投放前和投放后摄象得到的、有关同一被检测体的同一部位的、所述对心肌的负载不同的两幅图象进行运算处理,利用对通过所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的各像素的冠储存能力进行检测的算法来进行运算。

17、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述运算组件对

通过所述图象收集组件在血管扩张剂投放后摄象得到的、有关同一被检测体的同一部位的、所述对心肌的负载不同的两幅图象进行运算处理，在不同间歇间隔的图象间进行运算，并利用用于求解由所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的各点的平均的血液供给速度的算法来进行运算。

18、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述同一部位对应组件包括：

对分别设定在通过所述图象收集组件摄象得到的、有关同一被检测体的同一部位的、所述对心肌的负载不同的两幅图象上的 ROI 的整个长度实施检测的检测组件；

使被设定一方的 ROI 的整个长度伸缩为与另一方的 ROI 的整个长度相等的伸缩组件；

在所述 ROI 呈闭合状态的 ROI 的情况下，将从特定点开始位于相同距离处的像素识别为位于相同位置上的像素的识别组件；

将所述伸缩处理后的 ROI 恢复至原来长度的恢复组件；和

对通过所述恢复组件恢复至原来长度的 ROI 的各像素和恢复前的 ROI 的对应的像素进行设定的设定组件。

超声波诊断装置和图象处理装置

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置和图象处理装置，特别涉及能够利用对比回波提供出反映心肌组织血液流动速度的信息的超声波诊断装置和图象处理装置。

背景技术

在超声波诊断装置所属的领域中，近年来能够在实施对诸如心脏和腹部处的内脏器官等等进行检查时，由静脉注入超声波造影剂并对血液流动状态进行评价的对比回波（コントラストエコー）法正在引起关注。由静脉注入造影剂的方法与由动脉实施注入的方法相比，可以降低其侵袭性，所以通过该评价法进行诊断的技术正在普及。超声波造影剂的主要成分是微小气泡（微型气泡），它们构成对超声波信号实施反射的反射源。增加造影剂的注入量和浓度越高造影效果越强，然而由于造影剂的气泡性质，将会出现由于超声波照射导致的造影效果时间缩短等问题。

在实施这种对比回波法的情况下，可以接连不断地通过血液流动向被检测体部位中的关注区域（ROI）供给造影剂。因此，通常假定即使进行一次超声波照射、气泡就消失，也可以在下一次的超声波照射时间点处使新的气泡流入至该关注区域以保持造影效果。然而在实际上，如果考虑到超声波信号的发送接收通常是在一秒钟里进行几千次，而且考虑到存在有血液流动速度比较迟缓的内脏器官和在比较细的血管中的血液流动状况时，在这些诊断图象上对通过造影剂产生的辉度增强效果进行确认之前，那些一次次产生的气泡将会消失，所以会使造影效果瞬时减弱。

使用造影剂的诊断方法中，最基本的诊断方法，是能够通过对使用造影剂产生的辉度增强效果的有无进行核查的方式，以获知诊断部位血液流动量的多少和有无的方法。

而且，利用通过上述的超声波照射使微小气泡消失的现象的、被称为快速回波成象（Flash Echo Imaging）法（也被称为瞬态响应成象法）的摄象方法已

经问世,据称采用这种方法可以改善辉度增强效果(例如,可以参见专利文献1)。这种成象法的原理是,由于代替在先的一秒钟期间进行数十帧的连续扫描,而是在数秒期间进行一帧的间歇信号发送,在该间歇时间的期间里使未分割的密集微小气泡暂时消失,从而得到比较高的回波信号的方法。

然而,在心肌对比回波信号中,由扇形探头产生的音场不均匀性,由生物构造引起的音场不均匀性,均会导致染色影象不均匀,而这种不均匀性会对心肌缺血和心肌梗塞部位的诊断造成妨碍。

由扇形探头产生的音场不均匀性包括下述情况。作为使用超声波诊断装置进行循环器官检查所常规使用的扇形探头,对于构成图象的各扫描线的信号发送条件是保持一定的,所以当波束的偏转角度增大时,1)形成在扫描线上的信号发送波束的音压将会下降,2)与信号发送波束未产生偏转的场合相比,波束宽度将会增大,从而会产生导致空间分解能力恶化等由扫描线产生的信号发送音场不同的现象。

现有技术中对于超声波束进行的B模式扫描,针对上述现象的解决方式是采用能够对由不均匀的信号发送音场给出的接收信号,按照各扫描线进行诸如信号接收增益等等的图象质量调整等技术,努力生成出均匀的图象。

然而,上述技术解决方案对于采用B模式成象的场合或许是有用的,对于在近年来正在崭露头角的、诸如组织谐波成象法(THI: Tissue Harmonic Imaging)和对比回波法等等的谐波成象法的场合中使用时,将存在下述问题。

在谐波成象法中,对信号发送音场、特别是音压的敏感度是一个重要因子,通过对信号接收实施的图象质量调整,对信号发送音场不均匀性进行的补偿作用是有限的,所以为了能够充分发挥这种方法的技术效果,必需使信号发送音场具有均匀性。谐波成分的强度与音压的两倍成比率,所以必须以和现有技术中的B模式相比其振幅增益为两倍的信号接收增益的实施校正,而这种信号接收增益的变化会引起噪音电位的变化,从而会使通过这种方式得到的图象是一种噪音电位不同且不均匀的图象。

而且,不论是否采用的是谐波成象法,通常情况下信号发送波束的偏转角增大时波束的宽度也会增大,这种现象会导致空间分解能力的不均匀性,特别是对于并列同时接收信号的场合,还有增大波束弯曲等等现象的可能性。

在另一方面,由生物构造产生的音场不均匀性,包括诸如在探头附近存在

有肋骨，而对超声波信号的发送接收产生妨碍所导致的不均匀性等等。特别是当定位在左心室中由左肺包绕着的一部分的位置处时，由于在探头与心肌之间存在有肺器官，所以容易出现通过超声波诊断得到的图象在该部分处呈比较暗淡的结果（参照图 1A）。

由扇形探头产生的音场不均匀性，理论上讲或许可以进行校正校正，然而由生物构造引起的音场不均匀性，将随着被检测体的不同而呈不同的生物构造，所以即使在理论上也不存在正确的解答方案，难以进行校正。因此，在临床实践中难以对诸如心肌缺血和心肌梗塞部位等的病变部位实施检测。

在对心脏缺血性疾病进行诊断时，还具有所谓的负载回波法。这种方法是一种将诸如 ATP（腺苷三磷酸）等等的血管扩张剂通过点滴等方式注入至心肌以使血管扩张后，再将血管扩张剂置换为造影剂的实施注入并得到超声波图象的方法。

采用这种方法时，健康部位由于血管被扩张，而会比以前更加明亮。在另一方面，病变部位由于血管难以被扩张，所以在周围的血管被扩张使流经后者的血液增加时，会出现反而变暗的盗血现象。血管没有完全闭合，而是变得细小，当进行剧烈运动时会产生胸痛，这样的场所就是被称作产生缺血现象的地方（参照图 1B）。然而即使采用这种方法，诸如在图 1B 中所示，可能会发现 I' 部和 II' 部均为缺血区域。换句话说就是，即使采用这种负载回波法，也非常难以通过一幅图象对缺血区域实施判定。

为了能够解决这一问题，可以采用对两帧以上的超声波图象实施摄象并进行比较分析的方法。因此，可以在注入造影剂得到第一幅图象之后，再注入血管扩张剂扩张血管以得到第二幅图象，进而对两者进行比较。然而即使采用这种方法，由于受到诊断医生肉眼分辨能力的限制，仍存在有会对是否为病变产生疑惑和难以确定的问题。因此，还需要有能够对两幅图象进行比较、运算的方法，以便能够通过对不同图象间进行的运算，得到清晰的信息。

针对这种需求，能够对两帧图象进行差分处理的数字式减法技术也已经问世（例如，参照日本特许第 3023290 号公报）。然而，这种方法被用于将两幅 B 模式图象间的时间差，在通常为数帧、即换算出的时间大约为 $1/20 \sim 1/10$ 秒左右的场合中使用，以便大致上不受到内脏器官的跳动和探头运动等等产生的影响。因此，在这种由两帧图象形成的差分图象中，可以仅仅显示出由造影剂引

起的回波。

与此相对应的是，特别是对于采用对负载施加前后进行比较的负载回波法的场合，由于仅有数拍心跳的时间间隔，与简单的快速回波的场合相比时间间隔比较大，所以将不能忽视诸如被检测体自身运动和探头抵接位置等所产生的心脏位置偏置。如果不对这些位置进行校正而实施运算，将会出现运动虚象，甚至会出现不能得到完全的运算结果的问题。

而且，还需要在两幅图象上分别实施 ROI（关注区域：Region Of Interest）的设定，对于所设定的两个 ROI 不正确、即不能充分对应的场合，也难以得到正确的运算结果。

发明内容

鉴于上述问题的存在，本发明的目的是：提供一种能够对负载施加前后的图象进行更正确地比较的超声波诊断装置和图象处理装置。

本发明的另一目的是：提供一种能够正确且容易地进行 ROI 设定的超声波诊断装置和图象处理装置。

本发明的又一目的是：提供一种能够使运算结果显而易见的超声波诊断装置和图象处理装置。

为了实现上述目的，本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于包括：通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描，来收集图象数据的图象收集组件；在通过所述图象收集组件摄像得到的、有关同一被检测体的同一部位的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的相互对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和显示由所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

本发明还提供一种图象处理装置，其特征在于包括：在对注入有超声波造影剂的同一被检测体的同一部位实施摄像得到的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实

施运算的运算组件；和显示所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

本发明还提供一种超声波诊断装置，其特征在于包括：使用预定的算法，对通过对注入有超声波造影剂的同一被检测体的同一部位实施摄影得到的、对心肌的负载不同的两幅图象的数据实施处理的处理组件；在所述图象间使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和显示所述运算组件运算得到的结果的显示组件。

本发明还提供一种超声波诊断装置，其特征在于包括：通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描，来收集图象数据的图象收集组件；显示由所述图象收集组件收集的所述图象数据的第一显示组件；在通过该第一显示组件显示出的图象上设定 ROI 关注区域的 ROI 设定组件；对于由所述 ROI 设定组件设定的所述 ROI，在通过所述图象收集组件收集到的、有关同一被检测体的同一部位的、对心肌的负载不同的两幅图象间，使同一部位彼此对应的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、所述对心肌的负载不同的两幅图象的对应的像素的辉度，来对与所述对心肌的负载不同的两幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算的运算组件；和显示所述运算组件运算得到的结果的第二显示组件。

下面参照图 1，首先对作为本发明一个侧面的运算的基本概念进行说明。本发明中的图象收集比如采用的是所谓被称为快速回波法的成象方法。如前所述，快速回波法是一种对超声波束实施间歇的信号发送，按照不对内脏器官进行分割的方式使密集的微小气泡（造影剂）暂时消失，以对高强度的回波信号实施收集的方法。即本实施方式采用的方法，是一种对造影剂产生的微小气泡按一定规律实施主动消除，以得到效率良好的诊断图象的方法。而且，超声波造影剂最好是通过诸如点滴等持续注入法进行下药，以实施与这种造影剂相应的对比回波法。

图 1A 表示的是通过实施造影剂注入的快速回波法得到的、在负载施加前、即血管扩张剂注入前的心脏图象的示意图。在该例中，心脏被分成由 I 至 VI 的六个部分，其中仅有部分 I 比较暗。然而仅仅由此尚难以知道该部分，是缺血部分还是受到肺器官等产生的衰减影响的部分。

另一方面，图 1B 表示的是在负载施加后即血管扩张剂注入后，再次注入

造影剂得到的心脏图象的示意图。当对图 1A 和图 1B 进行比较时可知, 由部分 III' 至部分 VI' 均比负载施加前更明亮, 可知这是由于血管扩张血液增加产生的。与此相对应的是, 部分 II' 比负载施加前暗淡, 可以认为这是由于注入血管扩张剂而使健康部位的血管扩张, 从而导致病变部位的血液流动状态恶化产生的盗血现象引起的。

对于诸如 I' 等的部位, 和负载施加前的 I 相比更为明亮, 和部分 III' 等相比又显暗淡, 所以尚难以对其是缺血部分还是受到肺器官等产生的超声波的衰减影响的部分进行区分。

然而, 关注到通过施加负载, 会使健康区域变得更明亮, 使缺血区域变得更暗淡, 因此如果举例来说, 由负载施加后的辉度减去负载施加前的辉度得到的差, 对于健康部位必然为正值, 对于缺血部位必然为负值, 由此可以对其实施明确识别。而且, 用负载施加后的辉度除以负载施加前的辉度得到的商, 对于健康部位必然为大于 1 的值, 对于缺血部位必然为小于 1 的值, 也可以由此对其实施明确识别。

图 1C 表示的是经过这种运算得到的结果。由该结果中可见, 健康部位即使为受到由于肺器官或者超声波衰减的影响的部分, 只要它是健康部位, 就能够得到与其他健康部位相同的、变得更明亮的运算结果。与此相对应的是, 如果为缺血部位, 无论是否受到这类影响, 得到的均是变得更暗淡的运算结果, 所以可以更为明确的表示出与健康部位间的差别。

上面对本发明最具特点的侧面进行了说明, 本发明的其他侧面、比如说对两幅图象的位置进行吻合用的组件、ROI 的设定组件等, 在本发明中均可以为了更正确且更容易的实现本基本概念的进行应用。

如果更具体的讲, 为了能够解决上述技术问题, 作为本发明一个方面的超声波诊断装置, 可以具有通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描的方式, 对图象数据实施收集用的图象收集组件; 在通过所述图象收集组件拍摄得到的、表示同一被检测体的同一部位的多幅图象间, 使同一部位彼此对应用的同一部位对应组件; 利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、在多幅图象间相互对应的像素像素的辉度, 对与所述多幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算用的运算组件; 以及对所述运算组件运算得到的结果实施显示用的显示组件。而且, 上述构成形式也可以用来构成相应的图

象处理装置。

在一种最佳实施方式中，所述运算组件还具有将所述图象收集组件收集到的、实施过对数压缩的超声波信号变换为线型刻度信号用的逆变换运算组件，而且，还可以进一步具有对所述各图象中的心脏部位的辉度进行比较并对各图象间的辉度进行校正用的校正组件。

而且，作为本发明另一个方面的超声波诊断装置，可以具有使用预定的算法，对注入有超声波造影剂的同一被检测体的同一部位实施摄影得到的多图象数据实施处理用的处理组件；在多幅图象间使同一部位彼此对应用的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、与多幅图象间相互对应的像素像素的辉度，对与所述多幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算用的运算组件；以及对所述运算组件运算得到的结果实施显示用的显示组件。

而且，作为本发明又一个方面的超声波诊断装置，可以具有通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描的方式，对图象数据实施收集的图象收集组件；对所述图象数据实施显示用的第一显示组件；在通过该第一显示组件显示出的图象上对 ROI（关注区域）实施设定用的 ROI 设定组件；通过该 ROI，在通过所述图象收集组件收集到的表示同一被检测体的同一部位的多幅图象间，使同一部位彼此对应用的同一部位对应组件；利用通过所述同一部位对应组件实施对应处理后的、在多幅图象间相互对应的像素像素的辉度，对与所述多幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算用的运算组件；以及对所述运算组件运算得到的结果实施显示用的第二显示组件。

在此在此的所述同一部位对应组件最好还具有对分别设置在通过所述图象收集组件摄影得到的、表示同一被检测体的同一部位的多幅图象上的 ROI 的整个长度实施检测的检测组件；使所述设定的一个 ROI 的整个长度，按照与另一 ROI 的整个长度相等的方式实施伸缩处理用的伸缩处理组件；对于所述 ROI 呈打开状态的 ROI 的场合由其一端部起、对于呈闭合状态的 ROI 的场合由特定点起，将具有相同距离的像素识别为处于相同位置的像素用的识别组件；将所述伸缩处理后的 ROI 恢复至原来长度用的恢复组件；以及对通过所述恢复组件恢复至原来长度的 ROI 上的各像素，和恢复前 ROI 上的对应的像素实施指定特别的指定组件。

而且,所述 ROI 设定组件最好还具有将通过所述 ROI 设定组件设定的多幅图象上的各个 ROI,分割成在多幅图象间相互关联着的多扇形部分的分割组件;所述第一显示组件具有将通过所述分割组件分割出的扇形部分显示在所述 ROI 上的功能。对于这种场合,所述分割组件最好还进一步将对所述被检测体摄象得到的心脏或心肌区域轮廓,由左右瓣轮部至心尖部分别分割成基部、中部、心尖部这三个扇形部分,并设定显示在所述 ROI 上;或是将对所述被检测体摄象得到的心脏或心肌区域的由左瓣轮部经过心尖部至右瓣轮部处的轮廓,分别分割成左基部、左中部、心尖部、右中部、右基部这五个扇形部分,并设定显示在所述 ROI 上。

或者,所述 ROI 设定组件最好还可以通过对选定的多点自动进行曲线拟合的方式实施 RIO 设定,而且可以按照在所述选定的多点移动时,使对应的曲线拟合自动的进行追随的方式实施 RIO 再次设定。

另一方面,所述第一显示组件最好还能够对多幅所述图象实施并列显示;所述第二显示组件最好还能够通过彩色对所述运算组件的运算结果实施显示,并且对彩色图象和通过所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的运算结果实施对应显示;和/或对所述运算组件运算得到的血液流动速度为相对比较小的值处的预定彩色条颜色用表示低速的颜色进行显示,对为相对比较大的值处的所述彩色条颜色用表示高速的颜色进行显示。

而且,所述运算组件可以是使用算法对通过所述图象收集组件、对血管扩张剂投放前和投放后摄象得到的表示同一被检测体的同一部位的多幅图象进行运算处理,利用对通过所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的各像素的冠储存能力冠储存能力实施检测用的算法进行运算用的组件;或是对通过所述图象收集组件、对血管扩张剂投放前和投放后摄象得到的表示同一被检测体的同一部位的多幅图象进行运算处理,在具有不同间歇间隔的图象间进行运算,并且利用对通过所述 ROI 设定组件设定的 ROI 内的各点平均后的血液供给速度实施求解用的算法进行运算用的组件。

如上所述,如果采用根据本发明的超声波诊断装置和图象处理装置,将可以更正确地对负载施加前后的图象进行比较。

而且,如果采用根据本发明的超声波诊断装置和图象处理装置,将可以正确且容易地进行 ROI 设定。

而且,本发明还具有能够得到使运算结果显而易见的超声波诊断装置和图象处理装置的技术效果。

附图说明

图 1A~C 是说明本发明的发明原理用的示意图,其中图 1A 表示的是血管扩张剂注入前的图象,图 1B 表示的是血管扩张剂注入后的图象,图 1C 是表示两者间的运算结果用的示意图。

图 2 是表示作为本发明第一实施方式的超声波诊断装置用的示意性方框图。

图 3 是表示 ROI 的设定过程用的示意性流程图。

图 4 是表示 ROI 设定时使用的控制用窗口的示意图。

图 5 是表示并列显示在监视器上的负载施加前和负载施加后的图象用的示意图。

图 6 是说明 ROI 的设定和校正用的示意图。

图 7 是表示设定的 ROI 用的示意图。

图 8 是表示设定的计算范围用的示意图。

图 9 是表示使负载施加前和负载施加后的图象中的各像素(ピクセル)彼此相对应的过程用的示意性流程图。图 10 是对与负载施加前和负载施加后的图象中的各像素进行对应说明用的示意图。

图 11 是对由图象上的 XY 坐标至 ROI 曲线上的 UV 坐标的变换进行说明用的示意图。

图 12 是表示负载施加前和负载施加后的运算过程用的示意性流程图。

图 13 是说明涉及第一实施方式的运算实例的物理含义用的示意性曲线图。

图 14 是表示涉及第一实施方式的运算结果显示实例用的示意图。

图 15 是说明帧间隔和气泡密度间关系用的示意性曲线图。

图 16 是说明帧间隔和回波信号强度的定性的关系用的示意性曲线图。

图 17 是表示扇形部分的设定过程用的示意性流程图。

图 18 是说明扇形部分的设定和校正用的示意图。

图 19 是说明涉及第二实施方式的运算实例的物理含义用的示意性曲线图。

图 20 是表示涉及第二实施方式的运算结果显示实例用的示意图。

图 21 是表示涉及第二实施方式的变形实施方式的运算实例的物理含义用的示意性曲线图。

具体实施方式

下面参考附图，通过能够依据流入心脏肌肉处的造影剂的染色影象度所得到的血液流动状态数据，对异常部位实施鉴别用的超声波诊断装置，对本发明的第一实施方式进行说明。并且，根据本发明构造的超声波诊断装置对于向被检测体投放超声波造影剂，由染色影象度观察血液流动状态的场合，可以对所关注的全部部位、比如说腹部和诸如肝脏等等的其他内脏器官都进行诊断。

图 2 是表示作为本发明第一实施方式的超声波诊断装置整体构成用的示意图。如图 2 所示的超声波诊断装置具有装置主体部 11，连接在该装置主体部 11 上的超声波探头 12，操作面板 13，以及 ECG（心电图机）14。

操作面板 13 用于将由操作者给出的各种指示和信息施加至装置主体部 11，因此设置有键盘 13A、轨迹球 13B、鼠标 13C、开始如后所述的运算用的运算开始按钮 13D 和可以直接通过手指触摸操作的 TCS（Touch Command Screen）13E 等等。如果举例来说，轨迹球 13B 具有可以作为监视器画面上的指示组件使用的功能，可以用于在画面上进行 ROI（关注区域）设定等等操作。可以通过对诸如键盘 13A 等等的操作，给出将成象模式在“B 模式成象”和“CFM（Color Flow Mapping）模式成象”间切换的指令。CFM 模式成象是通过二维彩色图象表示血液流动状态用的成象模式，CFM 模式的图象呈与 B 模式的图象重叠的显示方式。

超声波探头 12 是承担与被检测体间的超声波信号接收发送工作的组件，具有作为电子/机械可逆变换元件的、诸如压电陶瓷元件等等的压电振动元件。在一种最佳实例中，可以在探头前端处呈阵列形式设置有多个压电振动元件的构成相控型探头 12。采用这种构成形式，探头 12 可以将由装置主体部 11 施加的脉冲驱动电压变换为超声波脉冲信号并沿所需要方向发送，并且可以将被检测体反射回的超声波回波信号变换成与其相对应的、呈电压形式的回波信号。

ECG14 主要用于与被检测体的体表相接触，以得到被检测体的心电波形数据。

装置主体部 11 可以如图所示，具有与探头 12 相连接的信号发送单元 21 和

信号接收单元 22, 设置在该信号接收单元 22 的输出侧处的接收器单元 23, B 模式用 DSC (数字·扫描·变换器) 24, 图象储存器 25, 运算单元 26, 多谱勒单元 27, 显示数据合成器 28, ROI (关注区域) 设定单元 33 和显示器 29。运算单元 26 还与设置在本诊断装置外部的的外部输出装置 30 相连接。这种外部输出装置 30 可以由诸如打印机、磁记录媒体、通过网络连接着的专用计算机等构成。而且, 装置主体部 11 还可以进一步设置有对信号发送单元 21 的超声波信号发送时间实施控制的控制器 31, 以及对 ECG14 检测出的 ECG (心电图) 信号实施接收的心跳频率检测单元 32。

下面, 对上述装置主体部 11 中各回路的构成形式和动作方式进行说明。

信号发送单元 21 具有图中未示出的脉冲信号发生器、信号发送延迟回路和脉冲发生器。脉冲信号发生器可以产生诸如 5KHz 的延迟频率 f_r (Hz) (周期为 $1/f_r$ [秒]) 的延迟脉冲。这种延迟脉冲将按照信号发送频道数进行分配, 并传送至信号发送延迟回路处。按照向每个信号发送频道供给确定延迟时间用的计时时间信号的方式, 将信号供给至信号发送延迟回路。采用这种构成形式, 信号发送延迟回路可以在延迟脉冲中将指令延迟时间施加至每个频道, 并且将附加有延迟时间的延迟脉冲供给至各个信号发送频道的脉冲发生器。脉冲发生器在接收到延迟脉冲的计时时间里, 向探头 12 的各个压电振动元件 (信号发送频道) 施加电压脉冲信号。通过这种方式, 由探头 12 发射出超声波信号。由超声波探头 12 发送出的超声波信号在被检测体内集束成波束状, 信号发送指向性用指令的扫描方向实施设定。

采用这种构成形式, 超声波脉冲信号可以在信号发送单元 21 的驱动下, 通过探头 12 实施信号发送, 其发送计时时间由信号发送控制器 31 实施控制。

在被检测体内, 根据前述延迟时间进行波束成形。所发送出的超声波脉冲信号会由于被检测体内的声音阻抗不连续的面产生反射。这种反射后的超声波信号再由超声波探头 12 实施信号接收, 并变换成作为与其相对应的电压量的回波信号。这种回波信号可通过探头 12 在各个信号接收频道的信号接收单元 22 处读取。

信号接收单元 22 由其输入侧起, 依次设置有前置放大器、信号接收延迟回路和加法器。前置放大器和信号接收延迟回路分别内装在各信号接收频道的放大回路或延迟回路处。信号接收延迟回路的延迟时间, 是作为与所希望的信号

接收指向性相吻合的延迟时间图信号的方式实施施加的。因此，回波信号可以在由各信号接收频道处的前置放大器实施放大、由信号接收延迟回路施加上延迟时间之后，再由加法器进行运算。通过实施这种加法运算，可以对与所需要的信号接收指向性相对应方向上的反射信号成分实施亮度增强。通过对信号发送指向性和信号接收指向性实施综合设置的方式，可以得到所需要的实施信号发送接收的超声波束的综合性能。

信号接收单元 22 的加法器上的输出端，依次经过接收器单元 23 和 B 模式用 DSC24 到达显示数据合成器 28。

接收器单元 23 具有图中未示出的对数压缩器、包络线检波器、A/D 变换器。对于实施谐波成象法的装置，在这种接收器单元 27 处还可以进一步设置有仅使超声波脉冲信号的信号发送频率为、比如说两倍的高频成分通过的带通型滤波器。采用这种接收器组件，可以将信号接收指向性的施加方向的回波数据形成数字数据，并发送至 B 模式用 DSC24 处。

B 模式用 DSC24 用于将回波数据由超声波扫描得到的光栅信号列变换至视频格式的光栅信号列，并将其传送至显示数据合成器 28。

图象储存器 25 与 B 模式用 DSC24 相连接，具有对该 DSC 的处理信号（超声波扫描的光栅信号列或视频格式的光栅信号列中的一个）实施记录的存储元件，和相应的写入、读取控制回路。记录在这种储存元件处的回波数据以帧为单位，在成象过程中或成象过程后实施读取。这种读取出的数据经过 B 模式用 DSC24 和显示数据合成器 28，传送到显示器 29 处。

图象储存器 25 的读取输出端还与运算单元 26 相连接，以便能够将由存储器读取出的数据传送到运算单元 26。运算单元 26 具有诸如运算存储器（ワ—クメモリ）和 CPU 等等的运算回路，并且对由运算存储器读取出的回波数据实施如后所述的运算，这种运算数据将输出至显示数据合成器 28，而且根据需要还可以输出至外部输出装置 30。采用这种构成形式，可以由显示器 29 和外部输出装置 30 对运算结果实施显示或输出。多谱勒单元 27 对由信号接收组件 22 处理过的叠加回波信号实施信号接收。这种多谱勒单元 27 具有图中未示出的正交检波器、A/D 变换器、杂乱信号去除用滤波器、多谱勒偏离频率解析器、平均速度等的运算器、DSC 和彩色处理回路等，从而可以将多谱勒偏离频率、即血液流动速度信息和相应的功率信息等等，作为彩色血液流动图数据（CFM 数据）

实施获取。这种彩色血液流动图数据在由内装有多谱勒单元 27 处的 DSC 进行诸如噪音消除等等的处理的同时,对其扫描方式实施变换并传送至显示数据合成器 28 处。这种彩色血液流动图数据还传送并储存在图象储存器 25 处。

ROI 设定单元 33 对由轨迹球 13B 等等的操作面板 13 给出的 ROI 设定信息 (ROI 的位置、大小、形状) 实施接收,将与其相对应的 ROI 设定信号 (包含 ROI 的图示数据) 输出至显示数据合成器 28 处。因此,观察者可以通过对显示器 29 上的画面进行观察、对操作面板 13 进行操作的方式,在画面上所希望的位置处设定出具有所希望形状和大小的 ROI (关注区域)。

向心跳频率检测单元 32 输入由 ECG14 供给出的 ECG 信号,将其 ECG 波形数据作为显示数据传送至显示数据合成器 28 处,并且制作出与心电同步用的 R 波相同步的心跳频率信号,将该心跳频率信号传送至信号发送控制器 31 处。

显示数据合成器 28 将由 B 模式用 DSC24 传送出的 B 模式图象数据 (灰阶图象)、由多谱勒单元 27 传送出的 CFM 模式图象数据 (彩色血液流动图象)、由心跳频率检测单元 32 传送出的心电图波形图象、由运算单元 26 给出的运算数据、由 ROI 设定单元 33 传送出的 ROI 图示数据和/或所希望的设定参数,一并通过诸如重叠等等的处理再构造出呈一帧形式的图象数据。由显示器 29 对该帧图象数据依次实施读取。显示器 29 通过内装的 D/A 变换器将图象数据变换为模拟量,从而将表示被检测体组织形状的切面图象,表示在诸如 TV 监视器等等的显示器上。

而且,控制器 31 除了具有接收由操作面板 13 给出的操作信号用的 A/D 变换器 41 和 CPU (中央处理装置) 42,还具有与该 CPU42 相连接的存储器 43。在存储器 43 处预先储存有对依据快速回波成象法构造的间歇信号传送法使用的通信协议 (在此被称为信号传送计时时间序列) 实施设定用的通信协议,以及依据该通信协议确定扫描时序用的程序。CPU42 通过 A/D·D/A 变换器 41 和接口组件 44,与操作面板 13、心跳频率检测单元 32、信号发送单元 21、ROI 设定单元 33 和图象储存器 25 相连接,以进行如后所述的处理。

下面,对通过这种超声波诊断装置 11 进行图象数据收集的场合,即作为常规超声波成象装置运行的场合的运行动作进行说明。

首先,依据由 CPU42 给出的延迟时间控制信号,由信号发送单元 21 对探

头12实施驱动,通过超声波束进行诸如电子扇形扫描。通过这种扫描得到的、由被检测体内部给出的回波信号,再通过探头12作为电子信号输入至信号接收单元22。信号接收单元22在利用CPU42给出的延迟时间控制信号,对回波信号进行信号接收的对焦之后,传送至B模式用DSC24和/或多谱勒单元27处。

B模式用DSC24由于具有前述的构成形式和功能,所以能生成出超声波散射强度的B模式切面图象数据,对于为CFM模式的场合可生成出扫描切面处的血液流动二维分布图象数据。

检查者可以通过CPU42向B模式用DSC24发送出希望进行观察的扫描模式的指令。通过这种方式,B模式用DSC24可以对扫描模式实施识别,在将该模式的图象数据扫描方式由超声波方式变换至标准TV方式的同时,由显示数据合成器28进行与扫描模式相吻合的图象合成操作。将这种图象显示在显示器29的监视器上。因此,可以对B模式的单独图象,或是以B模式切面图象作为背景图象的血液流动分布图象进行显示。

在另一方面,返回上述处理,对由检查者给出的操作信息进行判断的动作模式=“测量模式”的场合,将该超声波诊断装置作为图象处理装置运行。

下面参照图3,对利用该超声波诊断装置11对图象数据实施测量的场合,即作为图象处理装置运行的场合的运行方式进行说明。

CPU42首先依据由操作面板13给出的检查者的指令(步骤S1),获取出储存在图象储存器25处的第一图象(对于这种场合,为负载施加前、即血管扩张剂注入前摄影得到的图象),并显示在显示器29上(步骤S2)。对于这种场合,当负载施加前摄影得到的图象为多幅时,可通过操作面板13由检查者对适当的图象实施选择。在这种场合下由操作面板13给出的指令,可以通过使用鼠标13C对位于诸如图4所示的控制窗口上的“右侧图象”按钮实施的点击的方式进行。

当显示出负载施加前的图象时,CPU42随后依据由操作面板13给出的检查者的指令(步骤S3),获取出储存在图象储存器25处的第二图象(对于这种场合,为负载施加后、即血管扩张剂注入后摄影得到的图象),并显示在显示器25上(步骤S4)。对于这种场合,当负载施加后摄影得到的图象为多幅时,可通过操作面板13由检查者对适当的图象实施选择。采用这种方式,将可以在显示器29的监视器画面上,并列显示出分别为负载施加前和负载施加后的图象(参

见图 5)。

随后, CPU42 对操作面板 13 给出的检查者的操作信号实施读取, 将与操作信号相对应的 ROI 设定信号传送至 ROI 设定单元 33 和运算单元 26 处 (步骤 S5)。

下面参照图 6, 对 ROI 的设定操作进行说明。操作者首先利用显示在显示器 29 的监视器上的图象, 通过对控制窗口中的“右侧 ROI 按钮”实施的点击进入 ROI 设定模式。可以通过将操作面板 13 上的轨迹球等等进行移动的达到左瓣轮部或右瓣轮部处的的心脏壁内部的明确点处, 再压下设定按钮的方式, 对 ROI 的开始点 (P1) 实施设定。随后, 依次由瓣轮部至心尖部通过轨迹球的移动对心脏壁内侧的明确点处进行设定 (P2 ~ P5), 当到达心尖部时, 朝向相反侧的瓣轮部继续进行这种作业 (P6 ~ P9)。当到达相反侧的瓣轮部的最后点 (P10) 处时, 通过对设定按钮进行双击等方式对最后点实施确定。对于这种 ROI 曲线为闭合曲线的场合, 将返回至最初点, 并通过点击的方式实施确定。而且, 这种 ROI 还可以按照图象的灰度实施自动设定。

可以在 CPU42 的控制下, 利用保存在 ROI 设定单元 33 处的已知算法, 进行已经设定的各点间的曲线拟合连接。设定的各点在 ROI 设定后进行显示, 而且这些设定点可以通过使用轨迹球等等进行拖曳的方式实施移动。随着这种设定点的移动, 对设定 ROI 用的曲线实施再次计算和校正 (步骤 S6)。当设定出满足要求的 ROI 时, 对控制窗口处的“保存”按钮实施点击, 对与该图象相关联的 ROI 实施保存。随后, 通过对控制窗口处的“左侧 ROI”按钮实施点击, 可以对左侧的图象实施 ROI 设定。

采用这种方式, 可以在显示器 29 的监视器画面上, 显示出诸如图 7 所示的、具有所希望的位置、大小和形状的 ROI。同时, 还可以将该 ROI 的位置、大小和形状信息传送至运算单元 26 处。

CPU42 还将依据由操作面板 13 给出的检查者的指令, 对运算单元 26 发送出设定心肌组织血液流动速度的计算范围用的指令 (步骤 S9)。该范围可以按照与 ROI 设定时类似的方式实施设定, 也可以如图 8 所示, 按照由设定的 ROI 朝向相距预定距离 (5mm 至 1cm 左右) 的外侧抽取的方式进行设定。

采用这种方式, 将可以正确且容易地对 ROI 和计算范围的设定, 而且即使在设定过程中产生有误差而不能进行直接设定时, 也可以容易地对其进行校正。

而且, 由于可以容易地仅对运算所需要的部分实施抽取, 所以还可以节省对不需要部分进行计算所花费的时间。

随后, CPU42 向运算单元 26 发出指令, 作为进行如后所述运算的准备作业的、包含在负载施加前的图象上设定的计算范围内的全部像素相对应的方式, 对在负载施加后的图象上设定的计算范围内的相应像素实施定义处理。这种对应处理成为本发明的特征之一, 下面将参考图 9 和图 10 进行说明。

首先, 运算单元 26 在 CPU42 的控制下, 将设定在两个图象处的各 ROI 进行直线延伸处理 (步骤 S11), 对两个图象的计算范围内的全部长度进行比较 (步骤 S12)。而且, 负载施加后的图象的计算范围在比负载施加前的图象的计算范围短时, 对其进行伸长处理, 在比后者长时进行缩短处理, 以使两者的全部长度相同 (步骤 S13)。对该直线进行的延伸处理可以如图 11 所示, 将图象上由 XY 坐标表示的位置, 按照朝向 ROI 曲线的切线方向为 U、法线方向为 V 的坐标系实施几何学坐标变换, 在 UV 坐标系中进行处理, 这可以容易地使两个 ROI 的长度相同, 或是使两个 ROI 上的像素彼此相对应。

图 10 (a) 表示的是负载施加前的计算范围沿直线延伸 (下面也称为“负载施加前直线”) 时的示意图。ROI 设定在该 u 轴上, 左端与 ROI 设定用的开始点位置相当, 右端与 ROI 设定用的最后点位置相当。而且沿 v 轴方向, 由设定的 ROI 至相距预定距离 (比如说为 5mm) 的外侧表示的是计算范围。

在另一方面, 图 10 (b) 表示的是负载施加后的计算范围沿直线延伸 (下面也称为“负载施加后直线”) 时的示意图。负载回波由于为施加负载而注入有血管扩张剂, 所以需要等待展现注入作业和施加负载的效果所需要的时间。因此, 当被检测体移动或是检查者的手移动了探头的偏离等, 而使心脏位置移动时, 即使对同一点实施跟踪, ROI 的整体长度也将不同。对于这种场合, 两者上的像素数目将不同, 表示相同位置的像素也不相对应。

然而, 可以如图 10 (c) 所示, 对施加负载后直线的整体长度按照与负载施加前直线的整体长度相同的方式实施伸长或缩短 (步骤 S13)。采用这种方式, 可以在图 10 (c) 上, 对与图 10 (a) 上的点 (u_0, v_0) 为同一位置的点 (u_1, v_1) 实施定义。换句话说就是, 可以使图 10 (a) 上的全部像素与图 10 (c) 上的全部像素——相互对应 (步骤 S14)。

在此, 伸长或缩短的负载施加后的直线即使返回为原来长度 (步骤 S15),

通过应用相位几何学进行内插、外插的方式(步骤 S16), 仍可以保持对应关系。对于这种场合, 图 10 (c) 上的点 (u_1, v_1) 成为图 10 (b) 上的点 (u_1', v_1) 。与上述的说明相反, 当然也可以对负载施加前的直线实施伸长、缩短操作, 使其与负载施加后的直线长度相同。

当这些准备作业结束时, CPU42 向运算单元 26 发送出进行图象间辉度数据比较运算处理的指令。下面参照图 12, 对这种运算处理的流程进行说明。

运算单元 26 在 CPU42 的控制下, 在检查者压下操作面板 13 上的运算开始按钮 13D 时, 开始进行运算。对于这种场合, 当运算算法为一个时, 简单的在检查者按压下运算开始按钮 13D 时即开始进行运算, 当运算算法为多个时, 在检查者指定了其中的一个运算算法时开始该运算(步骤 S21)。

随后, 运算单元 26 由图象储存单元 17 处, 对各个图象的计算范围内的辉度数据实施读取(步骤 S22)。

在此, CPU42 向运算组件 26 发送出对负载施加前和负载施加后的两幅图象的辉度实施校正处理用的指令(步骤 S23)。在负载回波过程中, 注入造影剂后暂时中止造影剂的注入, 注入血管扩张剂。当实施这种血管注入达一定长的时间(比如说 10 分钟左右)时, 在该时间里气泡将形成分割, 使气泡浓度变薄。因此, 如果改而注入造影剂, 负载施加前后的造影剂浓度会产生变化, 所以会产生难以直接进行比较的问题。而且, 可以按照与心脏最明亮处的辉度相同的辉度实施辉度校正。当然, 对于未产生这类问题的场合, 可以省略该校正作业。

当进行辉度校正时, 对两个计算范围内的各个像素进行运算(步骤 S24)。这种运算可以为减法运算, 也可以为除法运算, 并不仅限于数字相减方法。而且, 这种运算还可以采用对数压缩处理得到的图象辉度数据(即超声波散射强度), 按照下述的方式实施校正和运算。

【公式 1】

$$y = \exp(\alpha x) \quad \dots\dots (1)$$

在此, α 为常数 $\log(10)/10$ (\log 表示的是自然对数), y 为散射强度, x 为采用图象辉度公式将对数压缩数据进行返回至原始的逆变换处理的结果。

下面为这种运算的一个实例。

【公式2】

$$power1 = a \cdot bubbleDensity1 = \int_0^T v_1(t) dt = V_1 T \dots (2)$$

$$power2 = a \cdot bubbleDensity2 = \int_0^T v_2(t) dt = V_2 T \dots (3)$$

$$\frac{power2}{power1} = \frac{V_2 T}{V_1 T} = \frac{V_2}{V_1} \dots (4)$$

在此, v_1 、 v_2 为气泡密度 (bubbleDensity), V_1 、 V_2 为血液流动速度, T 为心跳频率。而且, 在公式 (2)、(3) 中的 a 为衰减等等的声音因子, 随场所的不同而不同。这种运算结果如图 13 的示意图所示, 在健康的正常部位处, 负载施加前的血液流动速度 V_1 比负载施加后的血液流动速度 V_2 小, 所以 V_2/V_1 大于 1。换句话说就是, V_2/V_1 表示的在某血压作用下使冠血管扩张至最大限度时的增加血量 (冠储存能力) 的近似值。在另一方面, 病变部位处的负载施加前的血液流动速度 V_1 比负载施加后的血液流动速度 V_2 大, 所以 V_2/V_1 小于 1。

对所有的像素重复进行这种运算 (步骤 S25)。当运算结束时, 将该结果发送至帧合成器, 在实施图象合成之后显示在显示器 32 的监视器上 (步骤 S26)。

图 14 表示的是这种运算结果的显示实例。各点的运算结果 (V_2/V_1) 显示在左侧、即负载施加后的图象上。这种运算结果如果使相对于接近 1 或更小的值的彩色条颜色呈表示低速的颜色 (比如说为兰色), 使相对于比 1 大的彩色条颜色呈表示高速的颜色 (比如说为红色), 则可以对健康部位和病变部位的颜色给予明显的区分, 从而可以使病变部位区别容易, 提高诊断能力。对于这种场合, 还可以通过操作面板 13 上的 TCS13E 等等, 对彩色比例和最大值的图象等实施设定。

而且, 本发明并不仅限于上述实施方式给出的构成形式, 还可以采用下述的种种形式实施。

在一种变形实例中, 还可以在 B 模式用 DSC24 内设置空间滤波器, 将图象信号读入至空间滤波器, 进而取相邻的多个光栅为对象, 由同一深度的空间像素值变化中去除高频成分, 进行空间滤波处理 (平滑处理), 并且对该空间中使用滤波处理后的图象信号进行运算。

空间滤波器 7 可以由 FIR 型或 IIR 型的数字滤波器构成, 将系数列叠置在

作为滤波对象的象素列处,对这些值实施加法运算并输出,通过采用目前公知的、可以根据需要改变该系数列的方式,还可以根据需要改变作为空间滤波对象的光栅数目和截止频率。

采用这种构成形式,可以生成出能够降低斑点噪音的图象数据。

而且如果采用上述的实施方式,可以采用在运算阶段进行辉度校正的构成形式,也可以采用在图象显示之后、ROI设定之前进行的构成形式。

下面参照附图,以对心肌组织血液流动速度进行诊断的场合为例,对作为本发明的超声波诊断装置的第二实施方式进行说明。

作为本实施方式的超声波诊断装置在结构构成方面,与如图2所示的、作为第一实施方式的超声波诊断装置的构成相同或类似,所以相同部分用相同的参考标号表示,并省略了相应的详细说明。

本实施方式与第一实施方式间的不同点在于,进行运算用的两个图象采用均是负载施加后的图象。

作为第一实施方式的超声波诊断装置,帧速率(信号传送的时间间隔)在观测过程中是控制为一定的。当然,对于视野深度和扫描线密度发生变化的场合,即使帧速率出现变化,通常也是在一定的扫描条件下保持为一定间隔的。与此相对应的是,作为本实施方式的超声波诊断装置,控制器31即使在一定的扫描条件下,也使帧速率产生诸如图15所示的变化。如果举例来说,可以使得得到一帧图象数据的时间间隔按照为“0.1秒、0.2秒、0.3秒、...1.0秒”的、随经过的时间增大的方式,通过CPU42中的运行程序实施预先设定。

而且,也可以按照使帧间隔随经过的时间缩短的方式实施控制。对于通过持续注入法对超声波造影剂实施下药的场合,也可以重复实施如图15所示的时间序列。

下面,对通过帧间隔的变化得到表示血流量多少的图象的原理进行说明。正如图15所示,在由于超声波照射产生的、横断血管的有效声场部分处的气泡消失之后,造影剂(气泡)将立刻开始流入至声场内。对于在比较短的时间里进行下一超声波照射的场合,流入至声场的气泡量将比较少。对于在这种气泡状态下实施快速回波法的场合,由于气泡比较少,所以回波信号的强度也相对比较小。然而,当延长超声波照射的时间间隔时,正如该图所示,在进行照射之前流入的气泡量将会增加,所以可以增大回波信号的强度。

因此, 当在由于超声波照射而使气泡消失的有效声场(有效音场)内, 将气泡充满一杯所需要的时间取为饱和时间 T_{full} 时, 按照比该饱和时间 T_{full} 更长的时间间隔进行扫描, 所得到的回波信号强度将保持一定。

如果举例来说, 这种关系可以如横轴表示帧间隔、纵轴表示回波信号强度的图 16 所示。在该图中通过两个血管 1、2 (data 1、data 2) 给出比较实例。血管 1 的饱和时间 $T_{\text{full}}=0.2$ 秒, 血管 2 的饱和时间 $T_{\text{full}}=0.4$ 秒。由图中可见, 血管 1 的血流供给速度比血管 2 快, 信号强度也高, 所以其血流量比较多。

依据这一原理, 控制器 31 按照诸如图 15 所示的时间序列改变帧间隔。按照该时间序列得到的多个帧图象数据储存在图象储存器 25 处。本实施方式依据按照这种方式得到的图象数据进行运算。

进入该运算模式之后的 CPU42 的运行方式, 除了运算使用的公式外均与第一实施方式相同。下面, 对 ROI 设定后将该 ROI 分割为多扇形区域的方式进行说明。

相应的流程如图 17 所示, 直至 ROI 设定结束(步骤 S7)之前, 均与如图 3 所示的第一实施方式的场合相同, 所以用相同的参考标号表示并省略了相应的详细说明。

当 ROI 的设定、校正结束时(步骤 S6), 将该 ROI 分割为多扇形区域(步骤 S7), 在根据需要进行校正(步骤 S8)之后, 与第一实施方式相同, 进行计算范围的设定(步骤 S9)。

ROI 如第一实施方式中所说明过的那样, 对于每次超声波照射的长度彼此不同, 而且除了心脏壁产生整体伸长或缩短的场合之外, 还存在其一部分产生伸长、另一部分产生缩短的场合。因此, 与对 ROI 实施整体长度比较, 将其分割成扇形区域的场合相比, 对各个扇形区域进行长度比较将可以实现更高精度的进行像素的对应处理。如果使各扇形区域的显示颜色产生变化, 将能够使识别更加容易。

对于这种场合的扇形区域, 可以由按照诸如 ASE (American Society of Echocardiography) 等学会规定的、进行壁运动评价用的六个扇形区域或五个扇形区域进行分割后的区域构成。或者, 还可以由按照不具有这种医学意义的等分区域构成。即使按照等分方式实施分割, 也比整体构成成为一个 ROI 的角度看, 也可以更容易地使各点位于相应位置处。

下面参照图 18, 对这种扇形区域的设定方法进行说明。首先, 操作者可以在显示在显示器 29 的监视器上的图象上, 移动操作面板 13 上的轨迹球 13B 等等, 对将点作为边界的对扇形区域进行分割的特征点, 通过对设定按钮实施按压的方式, 设定为扇形区域的分割点。在这时, 将显示出由这些特征点相对 ROI 垂直延伸的线, 并且在其延长线上将显示出进行扇形区域校正用的点 (Q1)。这些点可以与未显示在 ROI 上的点, 即在 ROI 设定时进行设定的、实施 ROI 校正时剩下的点明确区分开。随后, 按照类似方式设定 Q2~Q4 的扇形区域分割点。

对扇形区域进行的校正, 可以通过使用诸如轨迹球等等对这些扇形区域分割点实施拖曳的方式进行。

采用这种构成形式, 可以在显示器 29 的监视器画面上的所希望位置处, 设定出扇形区域分割点。同时, 还可以将这种扇形区域的位置信息等传送至运算单元 26 处。

而且, 对于对 ROI 实施等分分割的扇形区域设定的场合, 也可以通过指定分割数目的方式自动进行。这种扇形区域的设定还可以使用在如第一实施方式所示的场合中。

本实施方式中进行的运算与第一实施方式相类似, 可以为减法运算, 也可以为除法运算, 并不仅限于数字相减方法。而且, 这种运算还可以对采用对数压缩处理得到的图象辉度数据 (即超声波散射强度) 进行, 按照逆变换校正并进行运算。

下面为这种运算的一个实例。

【公式 3】

$$power1 = a \cdot bubbleDensity1 = \int_0^{T_1} v_1(t) dt = VT_1 \cdots (5)$$

$$power2 = a \cdot bubbleDensity2 = \int_0^{T_2} v_2(t) dt = VT_2 \cdots (6)$$

$$power2 - power1 = V(T_2 - T_1) \cdots (7)$$

$$\frac{power2 - power1}{T_2 - T_1} = V(meanVelocity) \cdots (8)$$

在此, v_1 、 v_2 为气泡密度, V 为血液流动速度, T_1 、 T_2 为间歇时间间隔。

这种运算结果如图 19 的示意图所示,可以由比较长的间歇时间间隔后得到的辉度和比较短的间歇时间间隔后得到的辉度间的差,计算出该点的血液流动平均速度 V (meanVelocity),如果将其在 ROI 的整体中进行比较,还可以通过能够明显区别开血液流动速度大和小的部位的方式进行显示。

图 20 表示的是这种运算结果的一个显示实例。作为各点运算结果的平均速度 V ,显示在左侧的图象上。如果使运算结果为在预先设定的值附近比其更小的值处的彩色条颜色呈表示低速的颜色(比如说为兰色),使在该值附近比其大的值处的彩色条颜色呈表示高速的颜色(比如说为红色),可以对健康部位和病变部位的颜色给予明显的区分,从而可以使病变部位区别容易,提高诊断能力。对于这种场合,还可以通过操作面板 13 上的 TCS13E 等等,对彩色梯度和最大值的图象等实施指定。

下面,对该第二实施方式的一种变形实例进行说明。相对于第二实施方式的一般场合,本变形实例中对于第二次超声波照射,是在血管内的造影剂达到饱和之后进行的,即采用超声波照射的时间间隔长于某一程度的场合时的辉度进行计算的。

图 21 是表示本变形实例中的血液流动能力与时间之间的关系用的示意图,图中给出了两个健康部位处的血液流动能力 $power1$ 、 $power2$,以及病变部位处的血液流动能力 $power0$ 。

由于病变部位处的血液流动速度未增大,所以在前次超声波照射之后经过比较长的时间 (T_1) 后,其血液流动能力也不增高(参见图中的 $power0(T_1)$)。在另一方面,即使在健康部位中也存在经过时间 T_1 后血液流动率未增大的部位(参见图中的 $power1(T_1)$)。这是由于肋骨和肺部等等部位的存在,会对反射波产生衰减造成的。因此,仅仅在时间 T_1 进行测定,难以对这些部位是健康部位还是病变部位作出判断。

而且,在前次超声波照射之后经过比较长的时间 (T_2) 后,即在血管内的造影剂达到饱和后进行测定,即使是健康部位也存在比病变部位的血液流动能力低的部位,这种关系与经过时间 T_1 时进行的测定没有不同。由此可见,仅仅进行一次测定,难以将病变部位检测出来。

随后,对经过时间 T_1 后的血液流动能力和经过时间 T_2 后的血液流动能力间的关系进行分析。如果举例来说,当对两者的比率实施求解时,有下述关系

式成立。

【公式4】

$$\frac{\text{power}(T_1)}{\text{power}(T_2)} = \frac{a \cdot V \cdot T_1 \cdot \text{bubbleDensity}}{a \cdot V \cdot T_2 \cdot \text{bubbleDensity}} = \frac{a \cdot V \cdot T_1 \cdot \text{bubbleDensity}}{a \cdot A \cdot \text{bubbleDensity}} = \frac{V \cdot T_1}{A} \dots (9)$$

在此，A 为在血管内的造影剂达到饱和后时的辉度，其与这种场所的血液流动速度成比率的同时，受到血管内造影剂达到饱和的限制，在这种场所将保持为一定。因此，由于场所不同而产生的衰减等声场因子 a、气泡密度 (bubbleDensity) 均可以由关系式中消去，从而求解出经过同一时间 T_1 之后的心肌各部位处的血液流动速度比率。

下面再次参照图 21 进行说明，健康部位中的血液流动能力 $\text{power1}(T_1)$ ，仅是由于肋骨和肺部等等部位的存在而呈现比 $\text{power2}(T_1)$ 低的现象，所以与两者的 $V \cdot T_1 / A$ 是相同的情况相对的，病变部位的 $V \cdot T_1 / A$ 将变小，所以下述关系式成立。

【公式5】

$$\frac{\text{power1}(T_1)}{\text{power1}(T_2)} = \frac{\text{power2}(T_1)}{\text{power2}(T_2)} > \frac{\text{power0}(T_1)}{\text{power0}(T_2)} \dots (10)$$

如上所述，利用图 1 说明的本发明的基本原理，对于这种变形实例也是成立的。换句话说就是，本变形实例中 T_1 时的图象与如图 1A 所示的“负载施加前”的图象相当，本变形实例中 T_2 时的图象与如图 1B 所示的“负载施加后”的图象相当。这种运算结果与如图 1C 所示的相类似，所以可以将健康部位和病变部位间的差异明确地显示在图象上。

而且，由本变形实例运算求解出的 $V \cdot T_1 / A$ ，还可以进行除以 T_1 的运算，可以求解出 V/A ，从而还可以得到对规格化的心肌血液供给速度实施直接表示的图象。

这些实施方式还可以呈各种各样的变形实施方式。如果举例来说，运算结果除了可以由图象进行表示之外，还可以由数值进行表示。当将光标放置在显示器 29 的监视器上的运算结果区域处时，还可以通过这种方式对该部分的运算结果进行表示。

而且在上述实施方式中,是以对图象辉度数据进行运算的实例进行说明的,然而还可以采用诸如 RF 数据、IQ 数据、Raw 数据等各种数据进行运算。

而且在上述实施方式中,是以二维图象为例进行说明的,然而本发明还适用于三维图象。而且,还可以对三幅以上的图象进行运算。

而且在上述的各实施方式中,是以呈超声波诊断装置的形式对本发明进行说明的,然而还可以对其实施各种变形。如果举例来说,还可以使其与其它的处理装置(モダリティ)组合成一体,或是作为对暂时收集到的图象数据实施再处理用的、诸如工作站等等的专用装置使用。

而且,以上所说明的是本发明的实施方式,并不是对本发明保护范围的限制。因此,本领域技术人员可以采用使用等价要素对上述各要素或全部要素实施替换后的实施方式,因此这些实施方式也包含在本发明的保护范围之内。

图1A

负载施加前

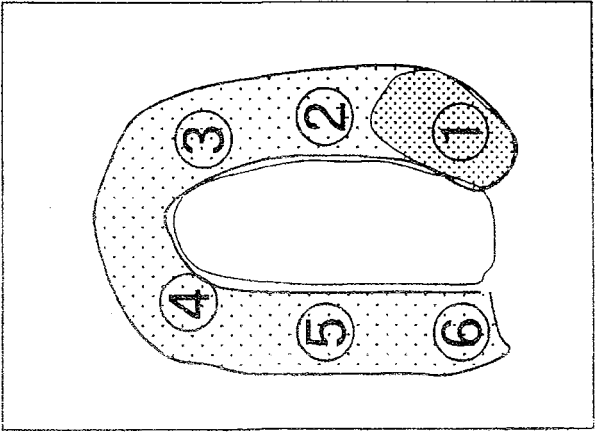


图1B

负载施加后

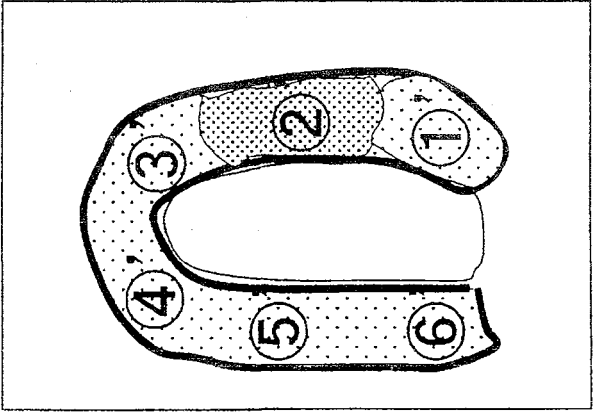
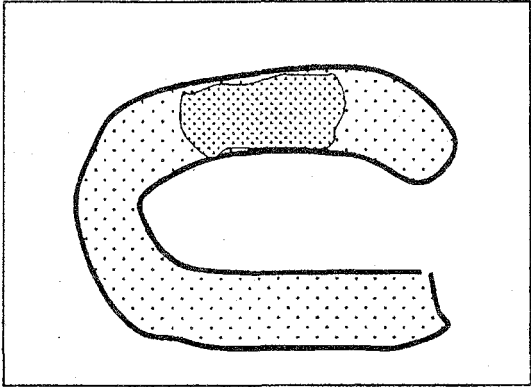


图1C

运算结果实例



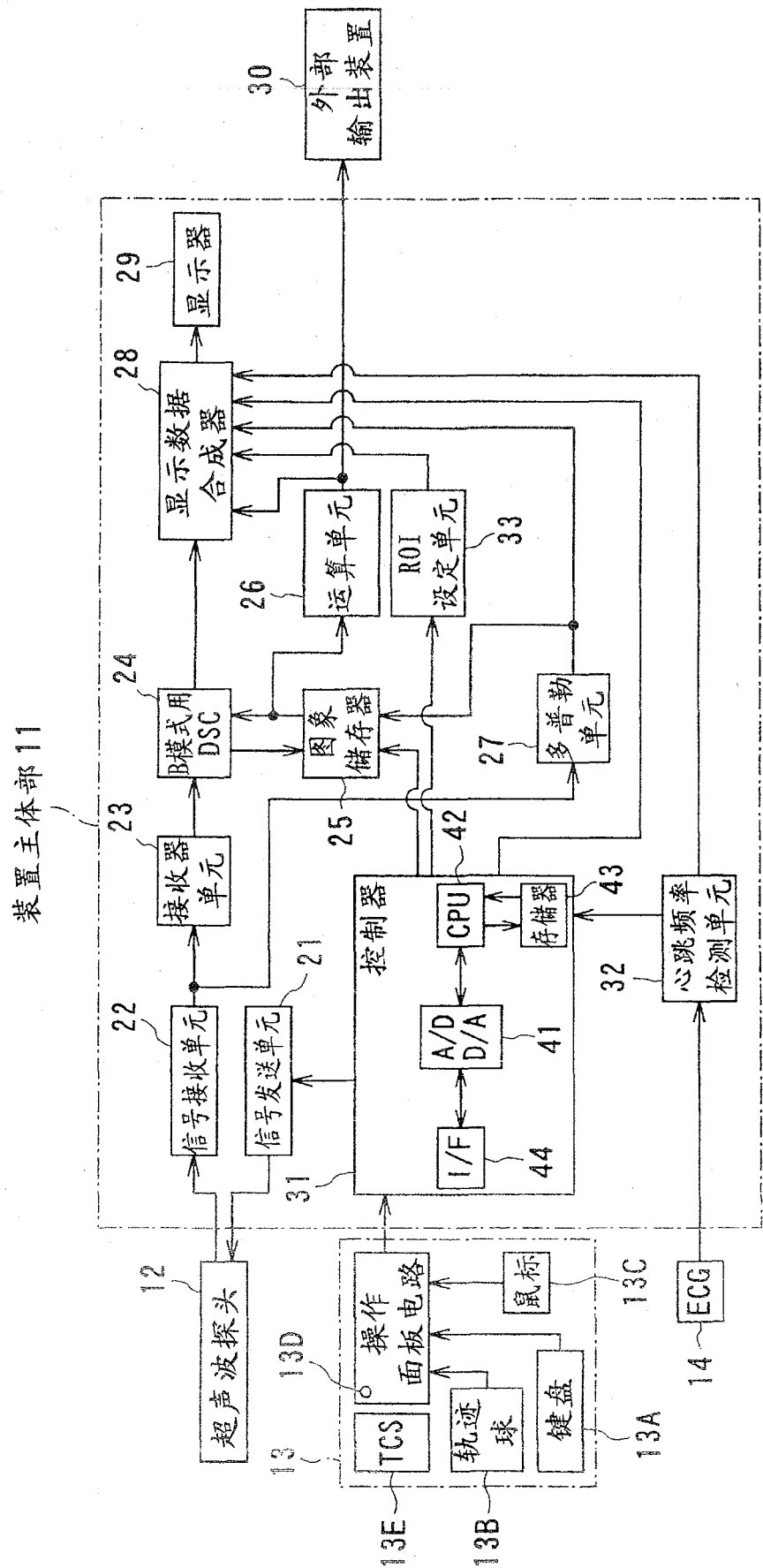


图 2

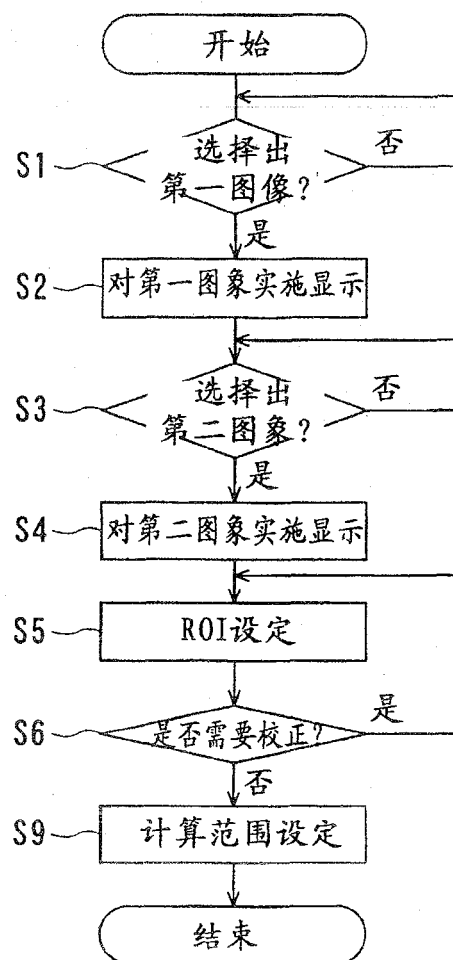


图 3

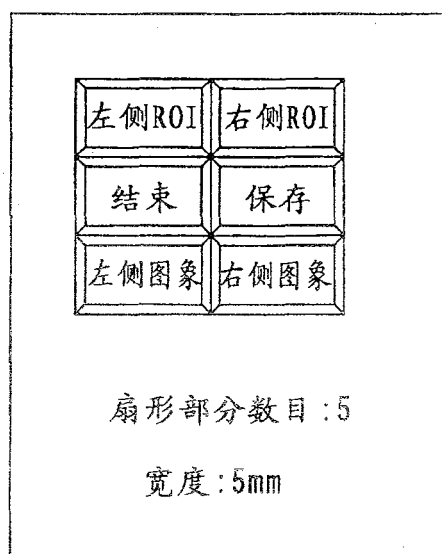


图 4

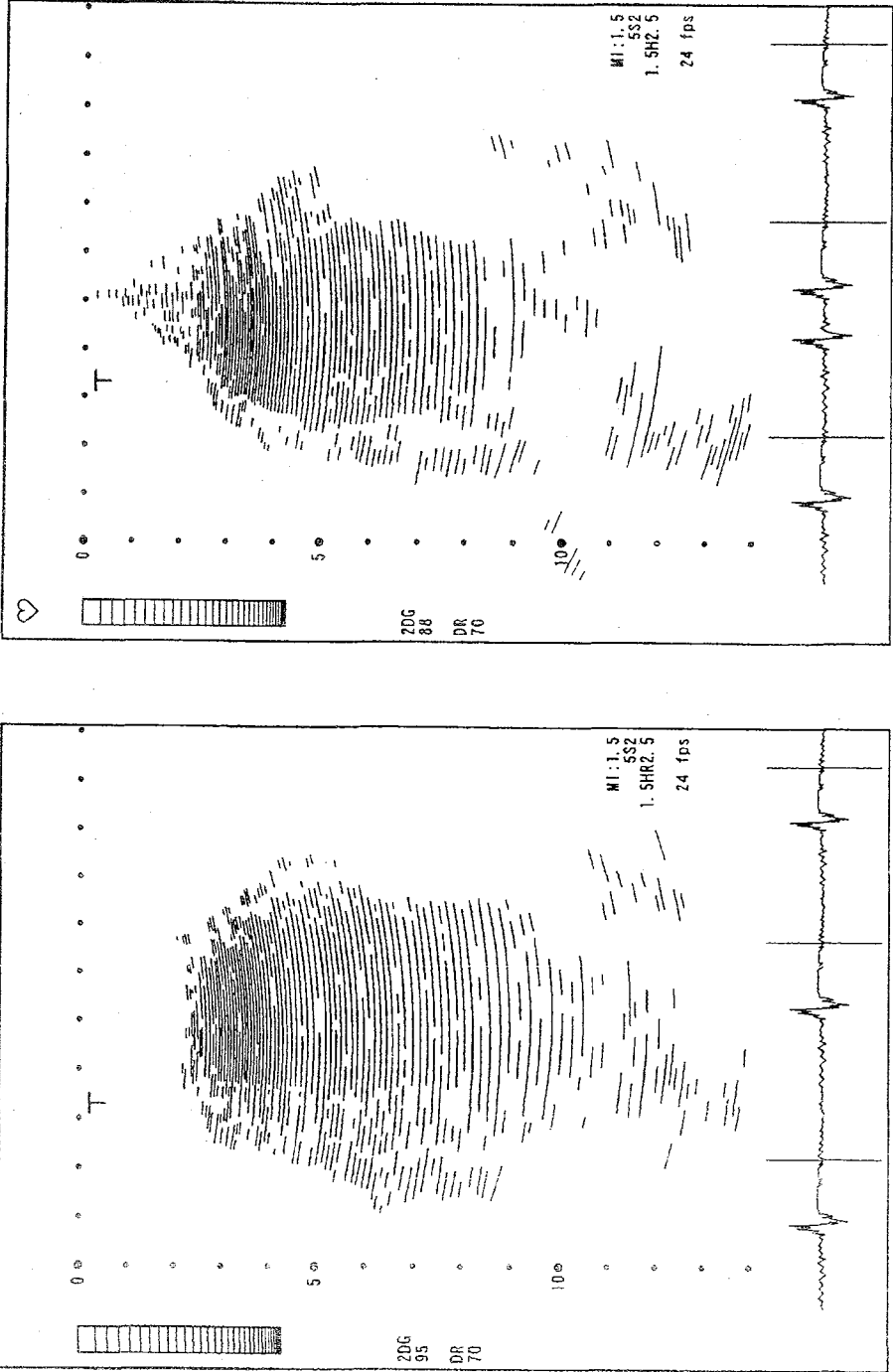


图 5

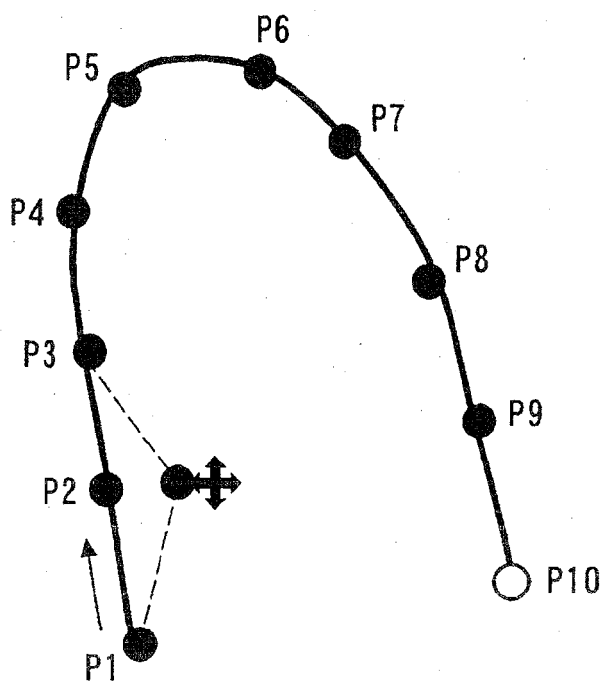


图 6

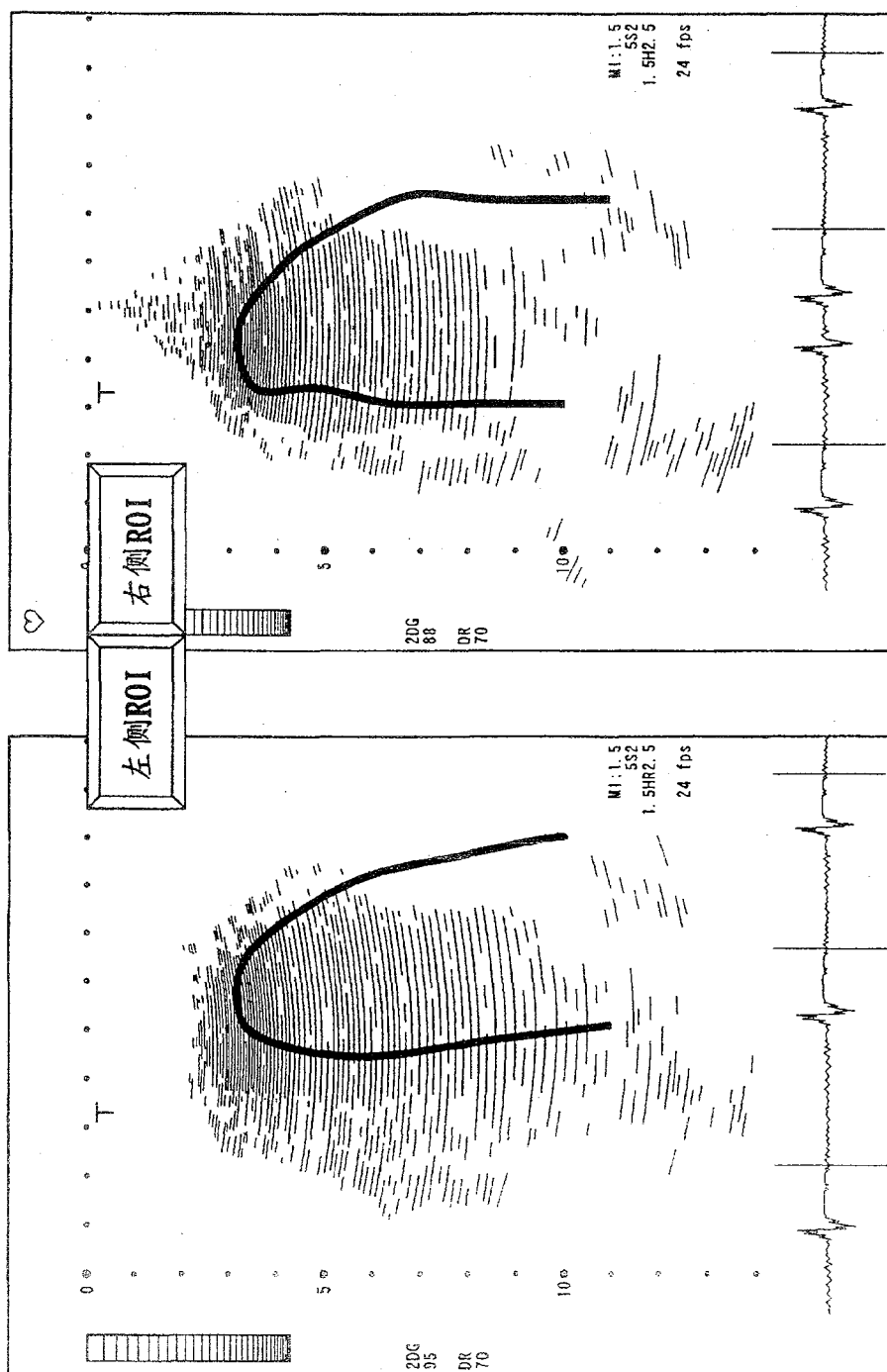


图 7

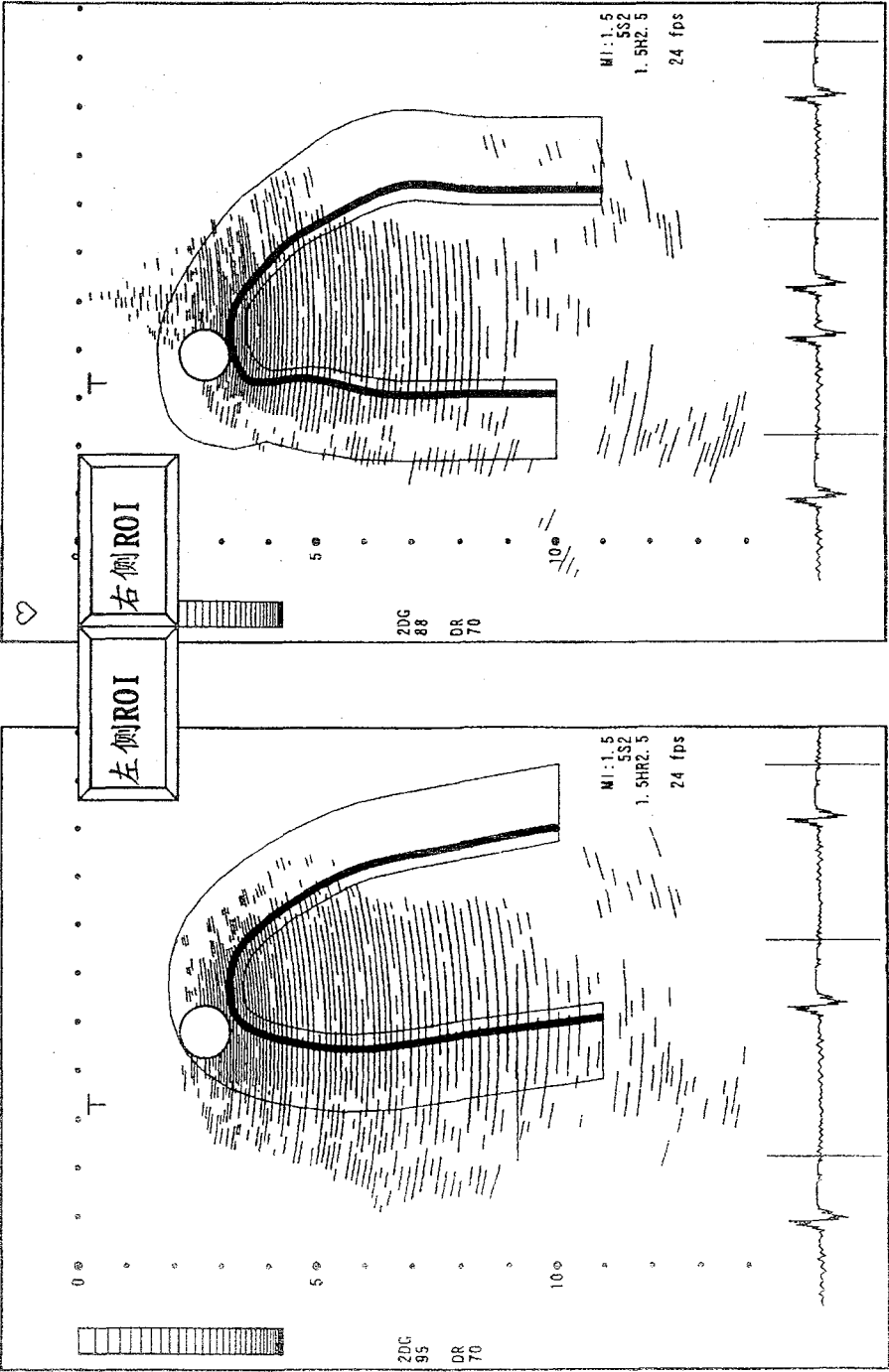


图 8

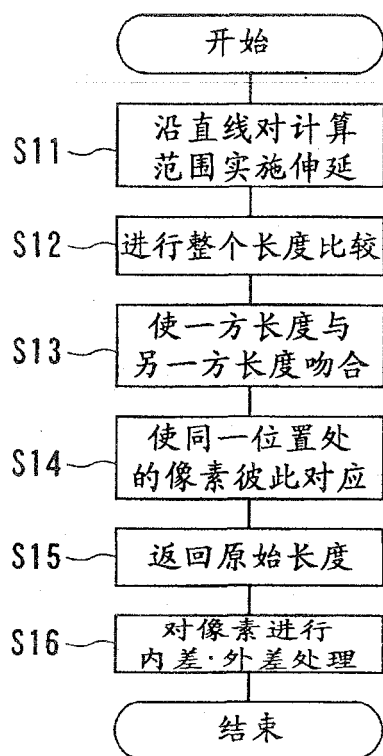


图 9

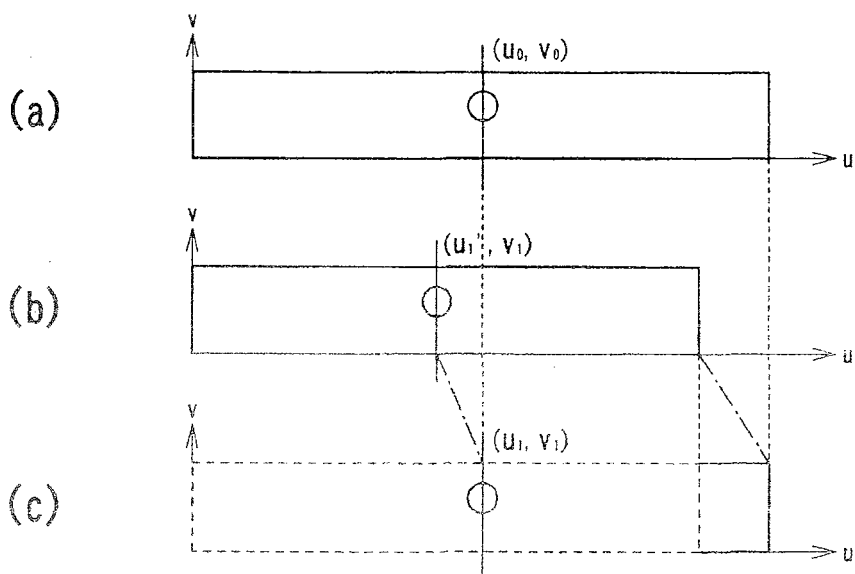


图 10

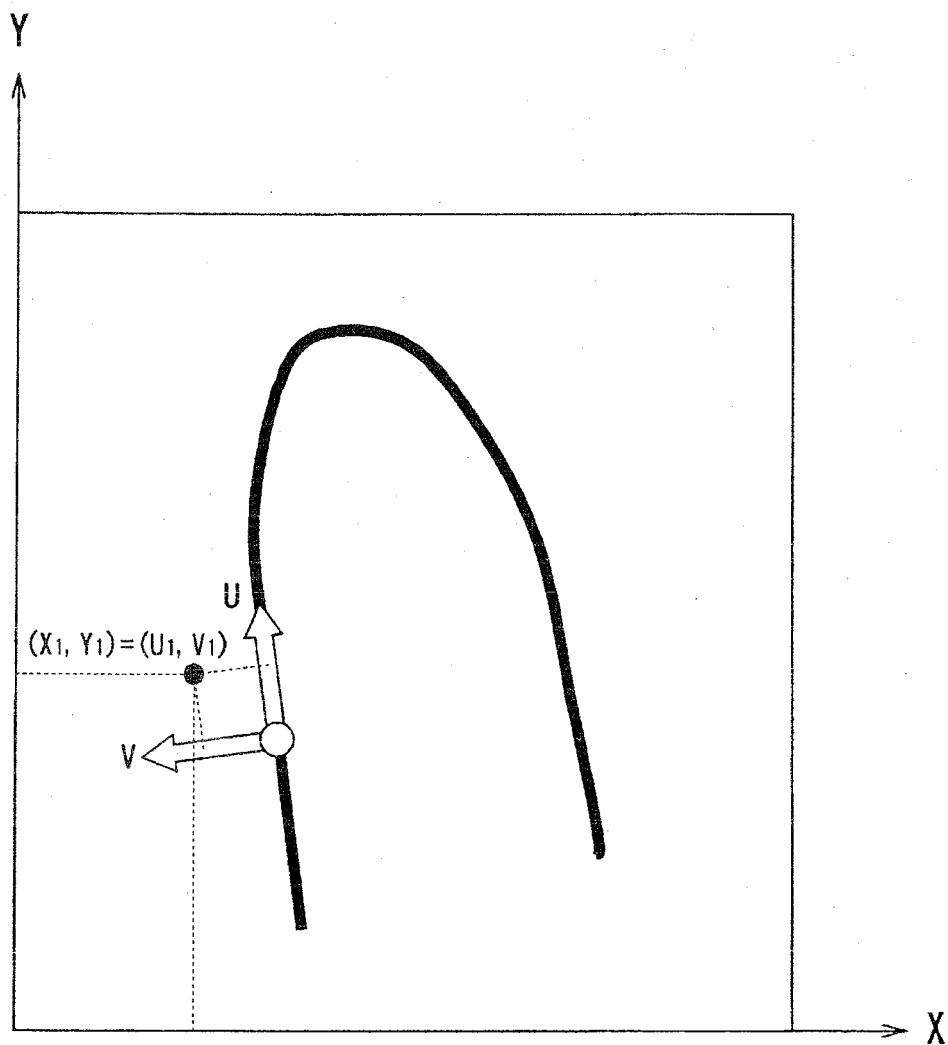


图 11

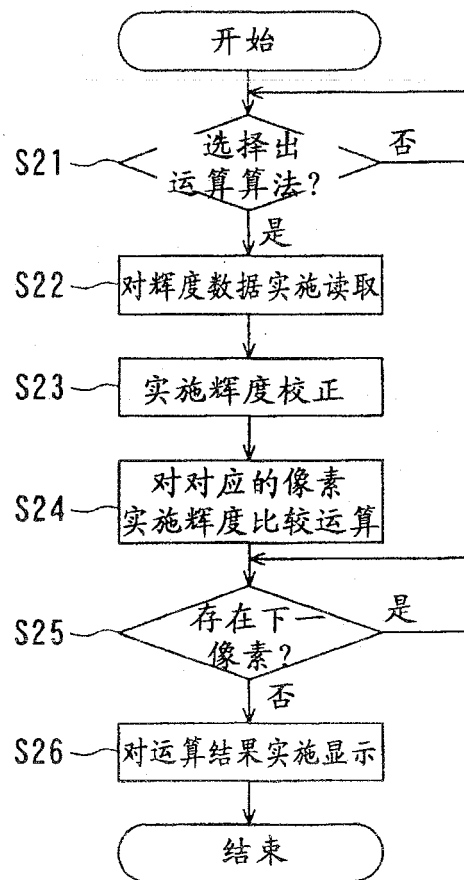


图 12

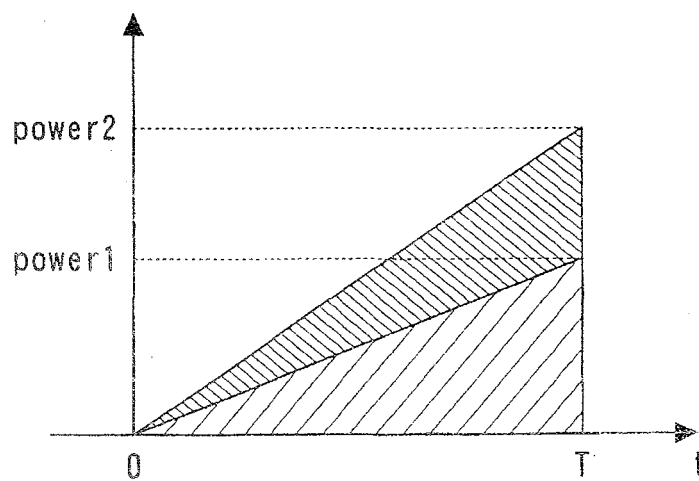


图 13

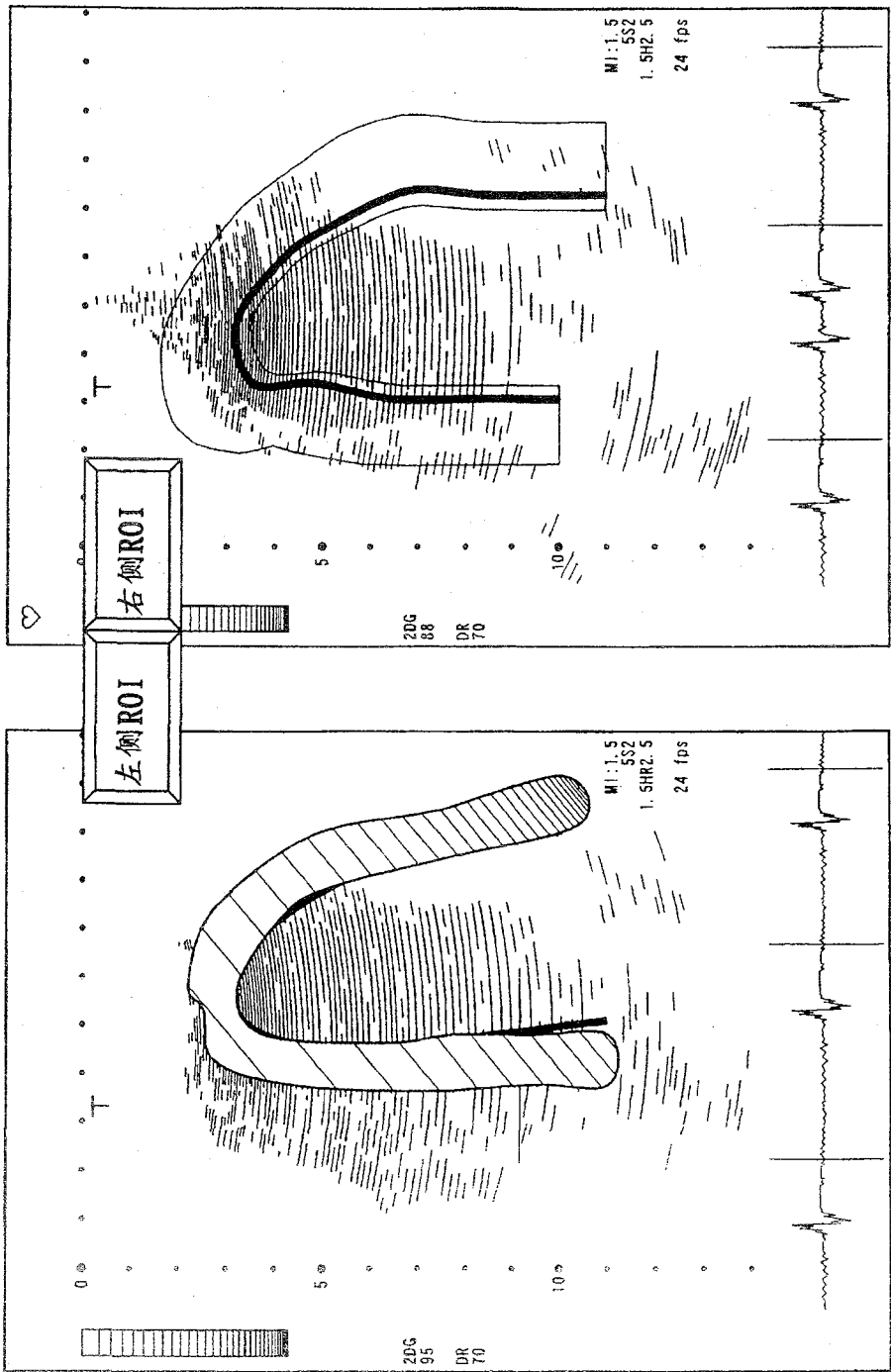
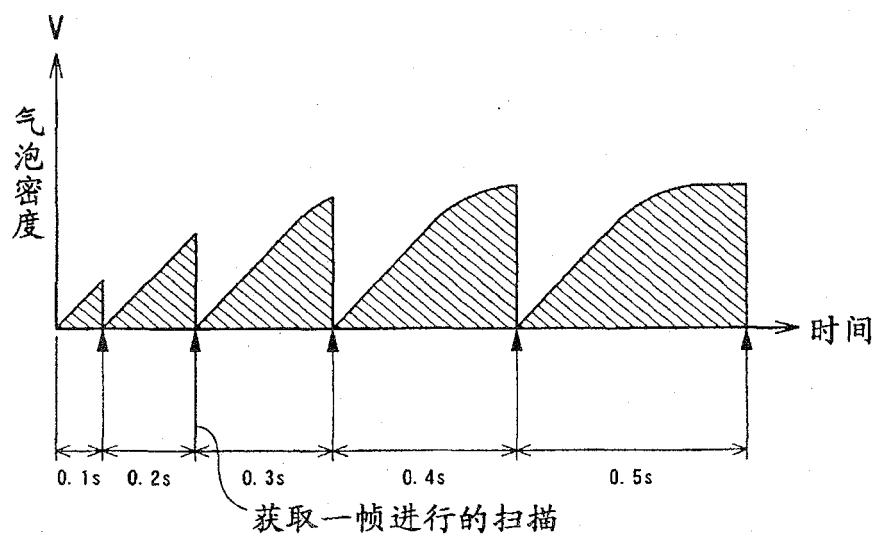
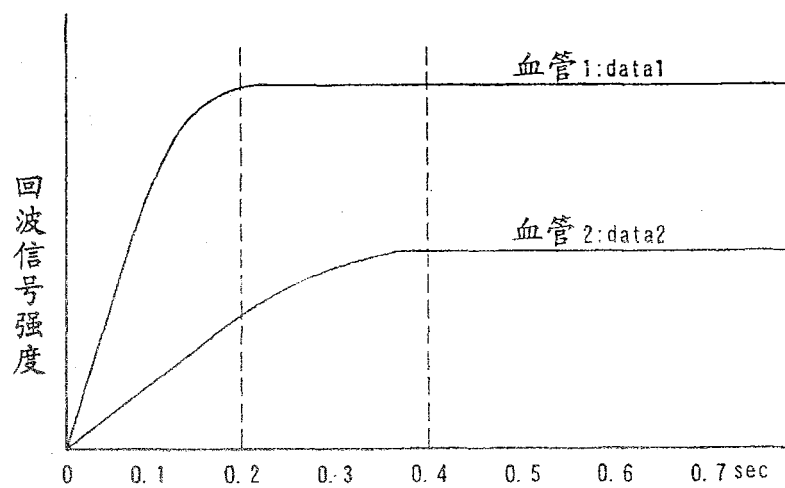


图 14



帧间隔

图 15



帧间隔

图 16

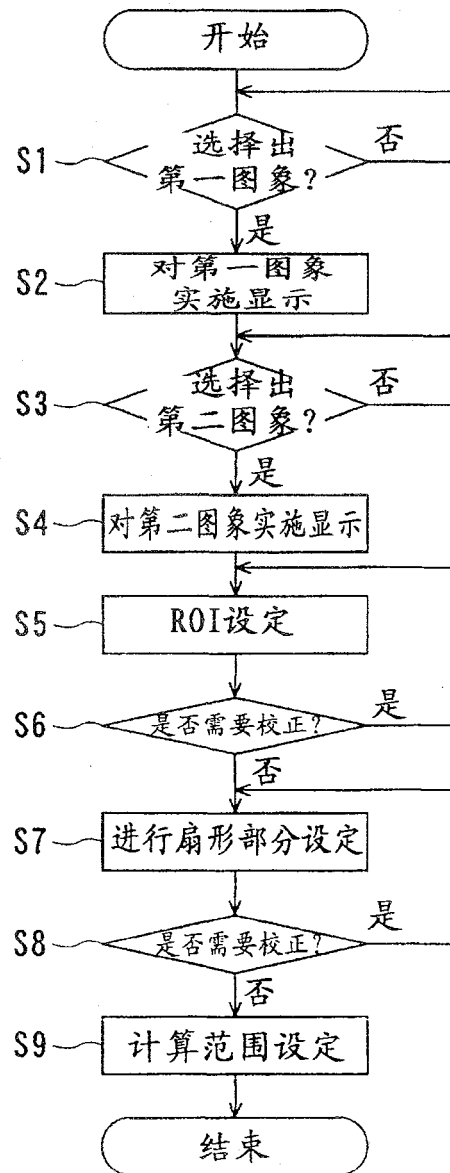


图 17

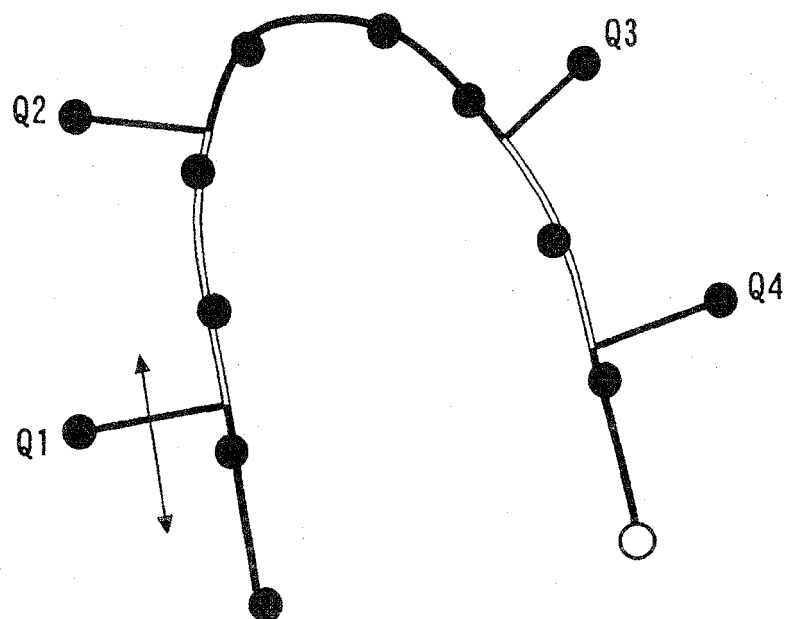


图 18

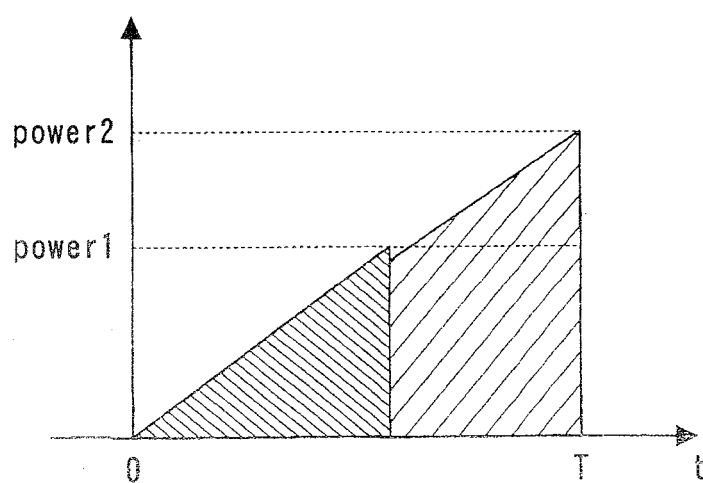


图 19

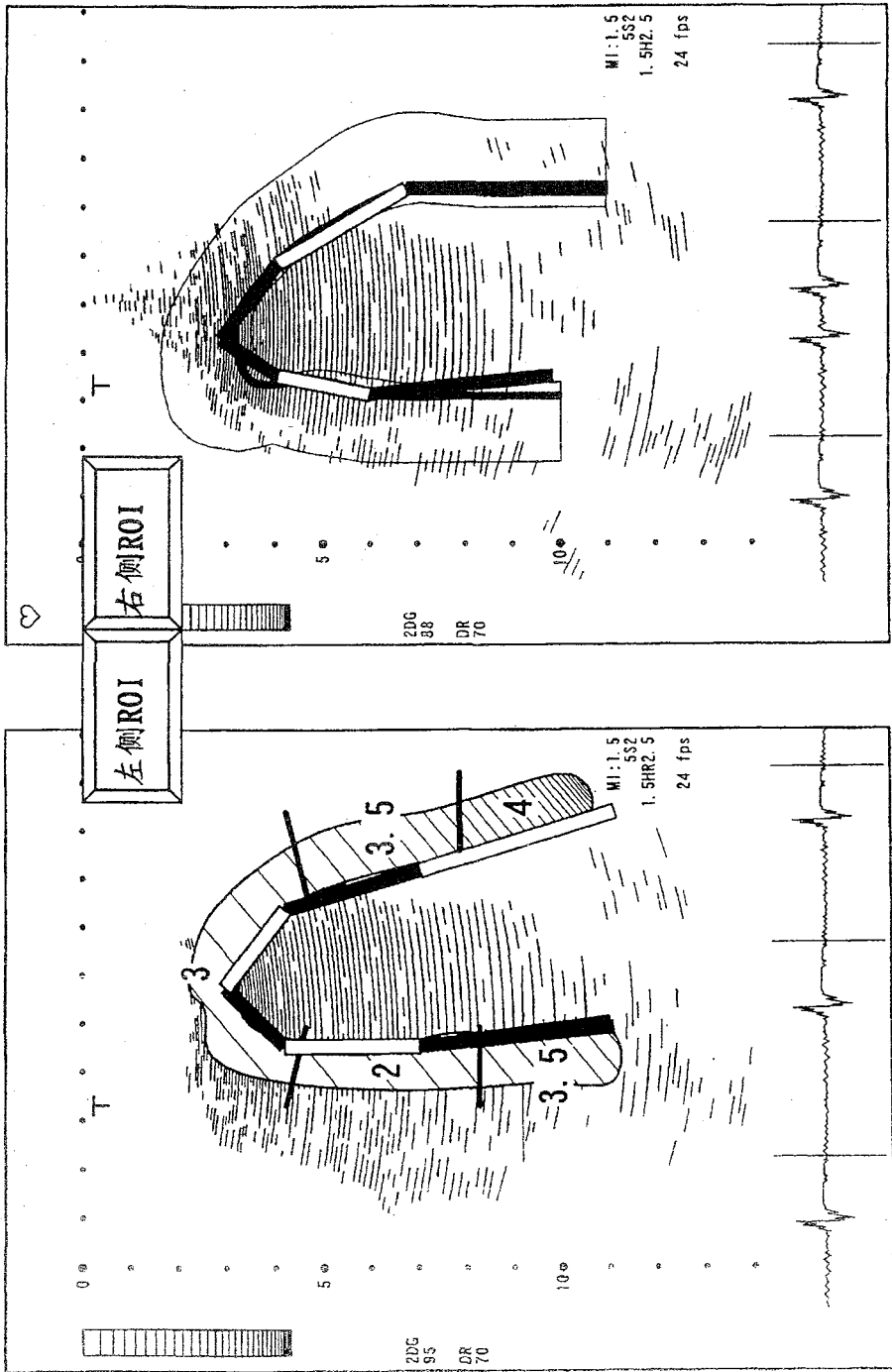


图 20

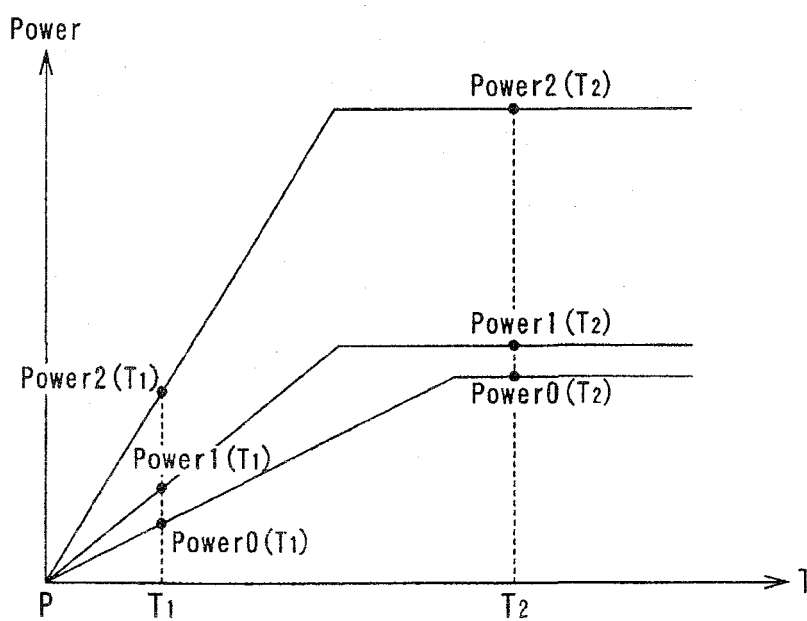


图 21

专利名称(译)	超声波诊断装置和图象处理装置		
公开(公告)号	CN100430025C	公开(公告)日	2008-11-05
申请号	CN200410090311.8	申请日	2004-09-03
[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	川岸哲也 神山直久		
发明人	川岸哲也 神山直久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/06 A61B8/481 A61B8/13 Y02A90/26		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	刘明霞		
优先权	2003314718 2003-09-05 JP		
其他公开文献	CN1596832A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置和图象处理装置，包括：通过使用超声波束对注入有超声波造影剂的被检测体实施扫描来对图象数据实施收集用的图象收集组件；在通过所述图象收集组件收集的、表示同一被检测体的同一部位的多幅图象间，使同一部位彼此对应用的同一部位对应组件；利用通过所述像素对应组件实施对应处理后的、在多幅图象间相互对应的像素的辉度，对与所述多幅图象间的辉度变化相关的图象信息实施运算用的运算组件；以及对所述运算组件运算得到的结果实施显示用的显示组件。如果采用上述这种构成形式，则可以提供在对比回波信号中正确地对比血管扩张剂注入前后的图象进行比较的超声波诊断装置和图象处理装置。

