



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101636113 B

(45) 授权公告日 2011. 09. 21

(21) 申请号 200880006589. 9

(22) 申请日 2008. 02. 07

(30) 优先权数据

117954/2007 2007. 04. 27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 08. 28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/052048 2008. 02. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02008/136201 JA 2008. 11. 13

(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

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 许静

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 11-299785 A, 1999. 11. 02, 全文.

JP 特开平 8-33625 A, 1996. 02. 06, 全文.

JP 特开平 6-319737 A, 1994. 11. 22, 全文.

JP 平 1-164355 A, 1989. 06. 28, 全文.

JP 昭 62-114539 A, 1987. 05. 26, 全文.

JP 特开平 11-206770 A, 1999. 08. 03, 全文.

审查员 李林霞

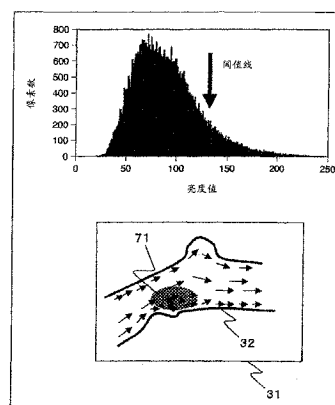
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置,具有:根据用超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部;根据从第一图像构成部输入的多个第一图像数据,测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部;根据测量的速度矢量,构成血流图像的血流图像抽出部;对于构成的血流图像,计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部;输入亮度阈值的阈值输入部;对具有比亮度阈值高的亮度的像素进行颜色显示,在至少一个第一图像数据上相加构成第二图像数据的信息处理部;和显示构成的第二图像数据的显示部。



1. 一种超声波摄影装置,具有:

向检查对象发送和接收超声波信号的超声波探头;

根据用所述超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部;

根据从所述第一图像构成部输入的、包含新取入的第一图像数据的所述多个第一图像数据,将该新取入的第一图像数据细分为用于测量速度矢量的区域,使用模式图匹配的方法,测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部;

根据用所述速度矢量测量部测量的速度矢量,构成血流图像的血流图像抽出部;

对于用所述血流图像抽出部构成的血流图像,计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部;

输入亮度阈值的阈值输入部;

将具有比所述亮度阈值高的亮度的像素和其他的像素做成不同的显示形式,在至少一个所述第一图像数据上相加来构成第二图像数据的信息处理部;和

显示用所述信息处理部构成的第二图像数据的显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述血流图像抽出部,根据所述速度矢量选择组织区域,从所述第一图像数据中除去组织区域数据来构成所述血流图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

在所述信息处理部中,对于具有比所述亮度阈值高的亮度的像素,根据亮度值进行着色。

4. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述显示部,在所述第二图像数据上,重叠显示用所述速度矢量测量部测量的血流的速度矢量。

5. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述显示部还显示表示每一亮度的像素数的度数分布表。

6. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述阈值输入部,把所述第一图像数据上的任意的区域的亮度值设定为亮度阈值。

7. 根据权利要求5所述的超声波摄影装置,其中,

所述度数分布表以及所述亮度阈值,对应所述第一图像数据的取得进行更新。

8. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述血流图像抽出部,存储规定的速度矢量阈值,把所述速度矢量阈值以上的速度矢量存在的区域作为所述血流图像。

9. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述血流图像抽出部,从所述第一图像数据中除去所述速度矢量实质上为零的区域后作为所述血流图像。

10. 根据权利要求2所述的超声波摄影装置,其中,

所述血流图像抽出部,根据所述超声波探头通过包含低频成分的照射的发送波序列得到的接收信号,选择所述组织区域。

11. 根据权利要求1所述的超声波摄影装置,其中,

所述速度矢量测量部,测量多个速度矢量来计算平均速度矢量,所述血流图像抽出部,根据所述平均速度矢量抽出所述血流图像。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波摄影装置,其中,

所述速度矢量测量部,测量多个速度矢量对于每一区域进行相加。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波摄影装置,其中,

所述阈值输入部,把所述第一图像数据中的血管的中心或者中心附近的亮度值作为亮度阈值。

14. 一种超声波摄影装置,具有:

向检查对象发送接收超声波信号的超声波探头;

根据用所述超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部;

存储与从用所述超声波探头接收到的第一号信号到第 n 号信号的多个信号的各个对应的多个第一图像数据中的至少两个的存储器;

从与从所述第一图像构成部输入而且在所述存储器中存储的、与第 (n-1) 号信号对应的第一图像数据和与第 n 号信号对应的新取入的第一图像数据,将该新取入的第一图像数据细分为用于测量速度矢量的区域,使用模式图匹配的方法,测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部;

相加多个第一图像数据制作相加图像的图像相加部;

根据用所述速度矢量测量部测量的速度矢量或者用所述图像相加部制作的相加图像,抽出血流图像的血流图像抽出部;

关于所述相加图像,计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部;

输入亮度阈值的阈值输入部;

对具有比所述亮度阈值高的亮度的像素进行颜色显示,在至少一个所述第一图像数据上相加来构成第二图像数据的信息处理部;和

显示用所述信息处理部构成的第二图像数据的显示部。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,

所述图像相加部,根据组织的所述速度矢量,修正所述检查对象的身体运动来制作所述相加图像。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,

所述存储器,存储与用所述超声波探头接收到的从第一号信号到第 n 号信号的多个信号的各个对应的多个第一图像数据,

所述图像相加部,对从第一号的第一图像数据到第 n 号的第一图像数据进行相加,制作所述相加图像。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,

所述速度矢量测量部,一幅一幅地取得所述图像数据来测量血液以及组织的速度矢量。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,

所述超声波探头,对于分割所述第一图像数据的每一分割区域,进行所述图像相加部相加的第一图像数据的数目的超声波收发。

19. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,
所述血流图像抽出部,从所述相加图像抽出低频成分来抽出所述血流图像。
20. 根据权利要求 14 所述的超声波摄影装置,其中,
所述血流图像抽出部,从所述相加图像抽出高亮度区域来抽出所述血流图像。

超声波诊断装置

[0001] 通过参照的引用

[0002] 本申请要求 2007 年 4 月 27 日申请的日本专利申请第 2007-117954 号的优先权，通过参照其内容编入本申请。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种超声波诊断装置，其使用通过超声波探头收发的超声波信号，测量血流图像的亮度的空间分布或速度矢量，识别血流停滞的淤积区域，进行图像化显示。

背景技术

[0004] 由血管壁的异常形成物（栓塞）、或者栓塞的剥离或者血液的阻滞产生的血栓引起的、由于血流阻断发作的心肌梗塞或者脑梗塞，是死亡率之高仅次于癌症的重大疾病，而且，其症状是突发性地发生。另一方面，栓塞自身从数月到数年在血管壁部慢慢生长而形成。因此，在体检的阶段确定并监视担心栓塞的形成的地方十分重要，寻求在到血管闭塞前施行预防措施。

[0005] 对于观察下的栓塞实施治疗的判断基准，可以考虑栓塞的大小或者生长率。在诊断栓塞方面成为重要的指标的是栓塞周边的血流状态、特别是血流的速度分布。

[0006] 通过自相关运算测量血流的速度分布并将其进行二维图像化的技术，在现在是在超声波诊断装置中广泛装备的技术（例如专利文献 1）

[0007] 专利文献 1：特许第 3370780

[0008] 在上述现有技术中，血流淤积的可视化依然是未解决的问题。本发明的目的是提供一种超声波诊断装置，其能够显示表示淤积区域的血流分布图像。

发明内容

[0009] 本发明的超声波诊断装置，作为一例，具有：对于检查对象收发超声波的超声波探头；为形成希望的发送声束，用于对于构成超声波探头的各压电元件给予规定的时延的发送声束成形器；用于把来自发送声束成形器的数字信号变换为模拟信号的 D/A 变换器；用于修正在传播过程中产生的振幅衰减的 TGC(Time Gain Controller)；用于把接收信号变换为数字信号的 A/D 变换器；用于对超声波探头的各元件得到的接收信号进行调相、修正通过各元件位置产生的时间差的接收声束成形器；用于检波从接收声束成形器输出的 RF 信号、变换为图像信号的包络线检波部；用于使用从包络线检波部发送的图像信号构成二维图像数据的扫描变换器；用于保存至少两幅所述图像数据的帧存储器；用于测量保存的多个图像数据之间产生的血流或者组织的速度矢量的速度矢量测量部；用于根据测量的速度矢量构成从图像数据抽出血流部分的血流图像的血流图像抽出部；用于在所述血流图像上计算所述血流图像的亮度的度数分布的度数分布计算部；用于在画面上显示的亮度的度数分布表上由做手术的医生设定进行颜色显示的亮度的阈值的显示亮度控制部；用于根据亮度在所述图像数据上对超过用所述亮度控制部设定的阈值的亮度的像素进行颜色区分、

构成血流分布图像的血流分布图像构成部;和用于显示所述血流分布图像的显示部。

[0010] 这里,速度矢量的测量,也可以对于对图像数据进行了细分的每一区域进行。另外,也可以以速度矢量的测量结果为基础,从图像数据抽出血流区域。另外,也可以测量血流图像的亮度的度数分布。另外,在血流分布图像上进行颜色显示的像素,也可以在画面上显示的亮度的度数分布表上,把做手术的医生希望的亮度值选择为阈值,取具有超过该阈值的亮度值的像素。另外,图像数据上重叠显示的信息,也可以取血流的速度矢量、血流的亮度分布的一方或者双方,可以由做手术的医生自由选择一次显示的信息。另外,具有:从多个图像数据测量速度矢量的单元;使用测量的速度矢量从图像数据抽出血流区域的单元;计算血流区域的亮度的度数分布、对超过做手术的医生设定的亮度的阈值的像素进行颜色显示的单元,也可以具有用于从图像数据和血流的速度矢量和血流的亮度分布,显示重叠了表示血流的浓度或者流速的亮度分布或者血流矢量等、做手术的医生选择的信息的血流分布图像的血流图像显示部。

[0011] 作为另一例,具有:向检查对象发送接收超声波信号的超声波探头;根据用超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部;根据从第一图像构成部输入的多个第一图像数据测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部;根据用速度矢量测量部测量的速度矢量构成血流图像的血流图像抽出部;关于用血流图像抽出部构成的血流图像,计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部;输入亮度阈值的阈值输入部;对具有比亮度阈值高的亮度的像素进行颜色显示、在至少一个第一图像数据上相加构成第二图像数据的信息处理部;和显示用信息处理部构成的第二图像数据的显示部。

[0012] 作为再一个例子,具有:向检查对象发送接收超声波信号的超声波探头;根据用超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部;存储与从用超声波探头接收到的第一号信号到第n号信号的多个信号的各个对应的多个第一图像数据中的至少两个的存储器;从与从第一图像构成部输入而且在存储器中存储的、与第(n-1)号信号对应的第一图像数据和与第n号信号对应的第一图像数据,测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部;相加多个第一图像数据制作相加图像的图像相加部;根据用速度矢量测量部测量的速度矢量或者用图像相加部制作的相加图像抽出血流图像的血流图像抽出部;关于相加图像计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部;输入亮度阈值的阈值输入部;对具有比亮度阈值高的亮度的像素进行颜色显示、在至少一个第一图像数据上相加构成第二图像数据的信息处理部;和显示用信息处理部构成的第二图像数据的显示部。

[0013] 根据本发明的超声波诊断装置,能够对表示血流浓度或者流速的血流的亮度分布进行颜色显示,能够显示强调淤积区域的血流分布图像。

[0014] 本发明的另外的目的、特征以及优点从以下关于附图的本发明的实施例的记载会更加清晰。

附图说明

[0015] 图1是表示本发明的实施例1的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0016] 图2是在实施例1中记载的装置结构例中,从速度矢量的测量到血流分布图像的构成的流程图。

[0017] 图3A是说明在实施例1中记载的装置结构例中速度矢量的测量方法的图。

- [0018] 图 3B 是说明在实施例 1 中记载的装置结构例中速度矢量的测量方法的图。
- [0019] 图 4A 是说明在实施例 1 中记载的装置结构例中优化探索区域的方法的一例的图。
- [0020] 图 4B 是说明在实施例 1 中记载的装置结构例中优化探索区域的方法的一例的图。
- [0021] 图 5 是表示在实施例 1 中记载的装置结构例中速度矢量的测量结果的一例的图。
- [0022] 图 6 是表示在实施例 1 中记载的装置结构例中亮度的度数分布表的一例的图。
- [0023] 图 7 是表示在实施例 1 中记载的装置结构例中血流分布图像的显示形式的一例的图。
- [0024] 图 8 是表示本发明的实施例 2 的超声波诊断装置的结构例的框图。
- [0025] 图 9 是说明在实施例 2 中记载的装置结构例中速度矢量的测量方法的图。
- [0026] 图 10 是表示本发明的实施例 2 的超声波诊断装置的第二结构例的框图。
- [0027] 图 11A 是用于在实施例 2 中记载的装置结构例中减轻速度矢量的测量误差的发送波序列的例子。
- [0028] 图 11B 是用于在实施例 2 中记载的装置结构例中减轻速度矢量的测量误差的发送波序列的例子。
- [0029] 图 12 是表示本发明的实施例 3 的超声波诊断装置的结构例的框图。
- [0030] 图 13 是道普拉斯矢量的例子。
- [0031] 图 14 是表示包含矢量分布测量部的装置结构例的框图。
- [0032] 图 15 是矢量分布图的例子。
- [0033] 符号说明
- [0034] 1 检查对象
- [0035] 2 超声波探头
- [0036] 3 发送声束成形器
- [0037] 4D/A 变换器
- [0038] 5TGC
- [0039] 6A/D 变换器
- [0040] 7 接收声束成形器
- [0041] 8 包络线检波部
- [0042] 9 扫描变换器
- [0043] 10 显示部
- [0044] 11 帧存储器
- [0045] 12 速度矢量测量部
- [0046] 13 血流图像抽出部
- [0047] 14 度数分布计算部
- [0048] 15 阈值输入部
- [0049] 16 血流分布图像构成部
- [0050] 31 图像数据 f_1
- [0051] 32 图像数据 f_1 上的血管
- [0052] 33 图像数据 f_2
- [0053] 34 图像数据 f_2 上的血管

- [0054] 35 探索区域
- [0055] 36 细分化区域 $\text{sub } f_2$
- [0056] 40 优化前的细分化区域
- [0057] 41 优化后的细分化区域
- [0058] 71 淤积区域
- [0059] 81 图像相加部
- [0060] 111 图像数据 1
- [0061] 112 图像数据 2
- [0062] 113 图像数据 3
- [0063] 114 分割区域 1
- [0064] 115 分割区域 2
- [0065] 116 分割区域 3
- [0066] 121 第二图像构成部
- [0067] 122CFM 处理部
- [0068] 141 矢量分布测量部
- [0069] 142 抽出区域输入部
- [0070] 151 矢量分布

具体实施方式

[0071] 在本发明的超声波诊断装置中,使用多个图像数据测量检查对象的速度矢量,以该测量结果为基础从所述图像数据抽出血流区域,计算所述血流区域的亮度的度数分布表,以所述亮度的度数分布为基础在图像数据上用颜色显示超过由做手术的医生设定的阈值的像素,显示血流分布图像。

[0072] 实施例 1

[0073] 图 1 是表示本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的结构例的框图。最初说明为构成作为用于测量血流分布的源数据的 B 方式图像的第一图像构成部中的处理步骤,接着说明使用从第一图像构成部输入的 B 方式图像构成血流分布图像的第二图像构成部中的处理步骤。

[0074] 因为用于构成 B 方式图像的处理步骤是众所周知的技术,所以这里简单说明。

[0075] 超声波探头 2 的超声波照射面,为多个压电元件排成一列的结构,各元件承担超声波的收发。来自发送声束成形器 3 的电压脉冲通过 D/A 变换器输入各压电元件,通过元件的压电振动朝向检查对象 1 照射超声波。此时,以电子方式给各压电元件规定的时延,从各压电元件发送出来的超声波在检查对象 1 的内部的规定位置聚焦。来自检查对象 1 的反射回波由各压电元件接收,为修正在传播过程中产生的信号的衰减,用 TGC(Time Gain Control)5 进行与传播距离对应的振幅修正。接着,接收信号通过 A/D 变换器 6 向接收声束成形器 7 发送,增加与从焦点位置到各压电元件的距离对应的时延,输出相加结果(调相相加)。通过在沿压电元件列的全部扫描线上进行该超声波收发,能够得到检查对象 1 的二维反射回波分布。从接收声束成形器 7 输出分成实部和虚部的 RF 信号,向包络线检波部 8 发送。向包络线检波部 8 发送的信号,在变换为视频信号后,用扫描变换器 9 加扫描线之间的

像素插补,在对二维图像数据进行再构成后,在显示部 10 上显示。

[0076] 接着说明第二图像构成部中的血流分布图像的处理步骤。

[0077] 从扫描变换器输出的至少两幅图像数据在帧存储器 11 中存储。所述两幅图像数据向速度矢量测量部 12 发送,测量在取得所述两幅图像数据期间产生的血流以及组织的速度矢量。以测量的血流矢量为基础,用血流图像抽出部 13 构成仅抽出血流区域的血流图像。因为血流速度比组织的速度大一个数量级以上,所以对于测量的速度矢量给予一定的阈值,通过选择具有在该值以上的速度矢量的区域,能够抽出血流图像。所述血流图像向亮度分布测量部 14 发送,计算亮度的度数分布。以测量的亮度的度数分布为基础,做手术的医生在阈值输入部 15 上输入成为用颜色显示的像素的阈值的亮度值。在帧存储器 11 中保存的图像数据,向速度矢量测量部 12 以及血流分布图像构成部(信息处理部)16 发送。在血流分布图像构成部 16 中,在从所述血流图像中选择具有超过用阈值输入部 15 输入的阈值的亮度值的像素后,进行与该亮度值对应的着色。使进行过着色的血流图像,与从帧存储器 11 读入的图像数据重合,构成血流分布图像。所述血流分布图像向显示部 10 发送,在显示器上显示。

[0078] 接着,遵照图 2 表示的处理步骤表,说明在从扫描变换器 9 取入的图像数据到在血流分布图像构成部 16 中构成用颜色显示血流的亮度分布的血流分布图像的处理步骤。

[0079] 设存储在帧存储器 11 中存储的两幅图像数据的顺序为 f_1 、 f_2 。亦即假定 f_2 是最新取入的图像数据。在步骤 21 中使用该两幅图像数据进行速度矢量的测量。当向速度矢量测量部 12 输入图像数据时,把 f_2 细分为用于测量速度矢量的区域(以下称细分区域)。该细分区域,用于决定以何种程度精细测量速度矢量的分布,希望尽可能小,但是速度矢量的测量是血流内流过的反射回波源,为追踪红血球和血脂,需要是比它们的分子大的区域。该区域的大小,通过从超声波探头照射的超声波的频率、超声波探头的口径宽度、聚焦位置决定,但是大体在频率 7MHz、口径 3cm、聚焦位置的深度 2cm 程度的条件下,为四周 500 μm 大小。因此细分区域的大小,把四周 500 μm 作为初始值,做手术的医生可以自由变更。另外,做手术的医生也可以任意设定初始值。着眼于在 f_2 上设定的一个细分区域 $\text{sub}f_2$,使用图 3A 以及图 3B 来说明速度矢量的测量方法。图中 31、33,是图像数据 f_1 、 f_2 ,32、34,表示各图像数据上的血管。在 f_2 (33) 上,设定细分区域 $\text{sub}f_2$ (36),在把与 f_1 上的细分区域 $\text{sub}f_1$ (36) 相同的点作为中心点的位置上,设定用于探索与该区域最一致的区域(一致区域)的探索区域 35。探索区域的大小,通过要测量的血流的速度和要取得图像数据的帧速率决定。但是,当探索区域宽时,因为相应增加处理时间,所以需要尽可能地小。例如,在下肢静脉的场合,血流速度非常慢,约 1-2cm/秒。因此,在每秒取入 30 帧图像数据的场合,因为在图像数据之间产生的血流的运动约为 300-600 μm ,所以设定与之相当的探索区域。

[0080] 在设定探索区域时,从在先前的图像数据中测量的速度矢量推定在下一图像数据中测量的速度矢量,能够使探索区域的大小最优。例如,如图 4A 以及图 4B 所示,假定从图像数据 f_1 和 f_2 测量速度矢量 $V_{f_1-f_2}$ 。接着,当新取得 f_3 时,在图像数据 f_3 上设置细分区域,在图像数据 f_2 上设置探索区域,通过同样的方法测量在图像数据 f_2 和 f_3 之间产生的速度矢量。此时,在帧速率比检查对象的运动的速度充分快的场合,推测其结果成为接近 $V_{f_1-f_2}$ 的结果。因此,本来在 f_2 上设置的探索区域,以和把与在 f_1 上设置的探索区域 35 相同的点作为中心点同样的大小设置(优化前的探索区域 40),但是从前面的推测在 $V_{f_1-f_2}$ 的方向上维

持其大小,在这以外的方向上,例如可以设定本来应该设置的区域的一半的范围的探索区域(优化后的探索区域 41)。通过优化探索区域,因为缩小了探索与细分区域一致的区域的范围,所以能够缩短速度矢量的测量所需要的处理时间。

[0081] 一致区域,一边在探索区域 35 内把 $\text{subf}_2(36)$ 每次挪动 1 像素,一边遵照式 (1) 求各位置 (x, y) 处的亮度的差分绝对值的总和 $c_{x,y}$,取该值成为最小值的位置。

[0082] [数学式 1]

$$[0083] \quad e_{x,y} = \sum_l^{N_l} \sum_m^{N_m} |[\text{subf}_2(l, m, t) - \text{subf}_2(l, m, t - \delta t)]| \quad (1)$$

[0084] 式中, (N_l, N_m) 以及 (l, m) , 表示细分区域 $\text{subf}_2(36)$ 的像素数和探索区域 35 内的各位置 (x, y) 处的相对的像素位置。从细分区域的中心点到一致区域的中心点的距离,是图像数据间产生的细分区域中的检查对象的运动,从该值求速度矢量。这里,表示出探索一致区域的方法的典型例子,但是其他基于最小二乘法或者相关运算的方法等,只要是探索与某特定的区域最一致的区域的方法,则不限于该运算方法。通过关于在图像数据 f_1 上设定的全部细分区域进行以上说明的一致区域的探索,进行图像数据整体的速度矢量的测量。

[0085] 图 5 表示测量速度矢量的结果的典型图。在作为测量速度矢量时的基准的图像数据 31 上,有血管 32,速度矢量用图中的箭头表示。箭头的大小表示血流速的大小,通常,壁侧的流速比血管的中心部的流速小。另外,在固定超声波探头的理想的条件下,因为组织静止,所以血流以外的区域速度矢量的测量结果实质为零。

[0086] 在步骤 22,根据测量的速度矢量抽出血流区域图像。在组织的运动比血流充分小时,通过从图像数据 f_2 中除去速度矢量实质为零的区域,构成仅抽出血流区域的血流图像。例如,在栓塞诊断中成为重要对象的颈部动脉或者下肢静脉中,因为血流的速度比组织的速度大一个数量级左右,所以通过速度矢量的血流区域的抽出比较容易。

[0087] 作为血流区域的抽出方法,这里说明利用使用两幅图像的速度矢量的测量结果的方法,但是在速度矢量的测量中利用的图像数据不限于两幅,也可以使用更多的图像数据,测量各图像数据间的速度矢量,从在各图像数据的相同位置设置的细分区域中测量的多个速度矢量中,计算在该位置处的平均速度矢量,从其大小判断血流区域。在该场合,能够不受瞬时组织的运动影响判别血流区域。另外,通过在各细分区域中累加在多个图像间测量的时间系列的速度矢量,能够更明确地分离血流区域和组织区域的速度不同。

[0088] 另外,也可以在发送波序列中包含低频成分的超声波照射,从通过该照射得到的图像数据判断组织区域。在低频的超声波照射中,因为不能从在血流中包含的反射回波源得到充分强度的接收信号,所以构成的图像数据成为强调组织成分的图像。因此,通过在图像上选择低亮度区域,能够描出血流区域。在该发送波序列的场合,不一定需要速度矢量的测量。在该场合,不能表示血流的速度矢量,而仅成为血流的亮度分布图像的图像显示。但是可以期待相应大幅缩短处理时间。

[0089] 另外,因为通过使用高次谐波分量构成的图像数据,能够以比组织区域高一个数量级以上的亮度值使血流区域图像化,所以通过在图像上抽出高亮度区域能够制作血流图像。造影剂的使用,对于放大来自血流区域的反射回波强度,也十分有效。在该场合也不一定需要测量速度矢量,能够期待缩短处理时间。另外,从用高次谐波分量构成的图像中减

去用低次谐波分量构成的图像,在抽出血流区域方面也更加有效。

[0090] 接着,计算上述血流图像的亮度的度数分布(步骤23)。度数分布在横轴上表示亮度值(在8位的图像数据的场合为0-最大255),在纵轴上表示具有各亮度值的像素的累计(图6)。根据上述度数分布表,做手术的医生输入作为决定进行颜色显示的像素时的基准的阈值(步骤24)。画面上的亮度值,是在各像素上在单位时间内积累的反射回波信号的强度,表示血流的流入量多的地方、或者血流停滞的地方。因此,通过调节阈值,例如能够进行仅强调血流停滞的地方的图像显示。输入方法的一例,在显示部10上与图像一起显示用于设定上述度数分布表以及阈值的阈值线,把基准线移动到希望的位置设定(图7)。在画面上,与做手术的医生操作的基准线的运动一起,也即时对应切换在画面上显示的血流分布图像上的颜色显示。另外,也能够选择图像数据上的特定的区域,例如血管的中心区域,把该区域的亮度作为阈值。基本上,血管的中心部位比血管的壁部血流快,在图像数据上成为低亮度,所以通过把血管的中心或者中心附近的亮度值作为基准(阈值),能够对血流区域全体的亮度分布进行颜色显示。

[0091] 在步骤26,在图像数据 f_2 上用颜色区分在步骤25选择的、具有超过阈值的亮度的像素。进而,也可以根据做手术的医生的愿望重叠用速度矢量测量部12测量的速度矢量显示。由此,例如可以期待在血管内的全体血流的流动中,查明血流停滞的原因或者机制。另外,因为也能够把血管肿胀引起的血流的弯曲行进或者向动脉瘤等的流入图像化,可以期待提高对于血管异常等的诊断能力。

[0092] 图7是在显示部上显示的血流分布图像的一例。在原来的图像数据 f_2 (31)上除了显示了度数分布表、速度矢量以外,用颜色显示血流停滞、成为高亮度区域的部分(图中71)。做手术的医生可以自由地变更测量区域,由此能够缩短处理时间。另外,图像数据,可以用基波分量构成的图像、用高次谐波分量构成的图像等,只要是来自血流的反射回波强度足够,不限定图像形式。另外,通过使用造影剂,因为放大了反射回波强度,所以能够表示更高精度的血流分布图像。

[0093] 在上述的处理中,血流的速度矢量利用在血流区域的判别中,作为图像化的直接要素的血流状态,用图像数据上的亮度分布进行判断。这里,通过从速度矢量判断血流的紊流,能够比使用亮度分布更加有效地进行处理。图14表示该场合的装置结构例框图。在图14中,在图1表示的装置结构例的框图中,把亮度分布测量部14变更为矢量分布测量部141。

[0094] 在血流分布测量部141中,如图15所示,构成横轴取测量的矢量的方向、纵轴取其频度的矢量分布151。矢量的方向,根据在显示部上一起显示的图像数据31进行设定,例如把右方向作为基准值取 0° 。因为血流的方向大体朝向同一方向,所以矢量分布在该方向上具有高的频度,但是因为在紊流区域中矢量的方向各种各样,在该场合在 0° 以外的方向上具有频度。在矢量分布151中设置抽出区域152,做手术的医生通过用抽出区域输入部142适当调整该区域,能够选择具有希望的方向的矢量或者其像素。选择的图像数据上的像素用血流分布图像构成部16进行颜色区分,并显示在显示部上。

[0095] 另外,从矢量分布151测量各峰值的分散值(σ),也能够把其值大的区域作为矢量方向不均匀、即紊流区域来选择。在血管内局部地方有肿瘤,希望抽出其周边的紊流的场合,因为多数矢量具有均匀的方向,所以该方向的峰值的分散值小,频度大。因此,通过抽出

用其峰值的分散值决定的范围（例如图 15 的 $\pm 2\sigma$ ）以外的区域这点是可能的。

[0096] 另外，使用邻接的血流矢量通过互相关运算求相互的类似度，选择具有在预先设定的阈值以下的类似度的像素，由此也可以判别紊流区域的像素。在该场合，不一定需要调整阈值或者抽出区域。

[0097] 实施例 2

[0098] 图 8 是表示本发明的实施例 2 的超声波诊断装置的结构例的框图。因为第一图像构成部的装置结构以及处理步骤和实施例 1 相同，所以从第二图像构成部进行说明。

[0099] 在帧存储器中和实施例 1 同样保存至少两幅图像数据，但是在实施例 2 中，顺序保存做手术的医生设定的 n 幅 ($n > 1$) 图像数据 (f_1-f_n)。这里，假定 f_n 是取入的图像数据中最新的数据。在速度矢量测量部 12 中测量在取入帧存储器 11 的多个图像数据间、理想的是在全部图像数据间产生的速度矢量。速度矢量的测量方法和在实施例 1 中说明的方法相同。

[0100] 在实施例 2 的超声波诊断机中，以测量的速度矢量为基础，在亮度分布的测量中利用相加多幅图像数据构成的相加图像。另外，相加图像，也利用在血流区域抽出部中的血流区域的抽出中。

[0101] 最初，使用图 9 的流程图说明速度矢量的测量和图像相加的方法。这里，把相加幅数取作 n ，假定以读入帧存储器的顺序从 f_1 到 f_n 保存 n 幅图像。把取入超声波诊断机的最新的图像 f_n ，作为相加处理的基准图像读入（步骤 91），接着从帧存储器读入成为相加对象的 1 帧前的图像 (t 的初始值为 $(n-1)$)（步骤 92）。使用该两幅图像，进行图像间产生的速度矢量的测量（步骤 93），以该测量结果为基础，修正在两图像间产生的对象的运动后进行相加处理（步骤 94）。速度矢量的测量，使用互相关运算或者最小二乘法等一般公知的模式图匹配的方法，对于其方法不进行特别限定。重复步骤 92 到步骤 94 ($n-1$) 次即直到 $n = 1$ （步骤 95），最终向血流图像抽出部 13 输出相加处理了 n 幅图像的相加图像（步骤 96）。

[0102] 在血流图像抽出部 13 中，制作从所述相加图像中仅抽出血流区域的相加血流图像。血流区域的抽出，通过相加图像的亮度值判断血流区域。通过相加处理，来自血流中包含的反射回波的亮度值，在相加处理的基准图像上累积。因此，在上述相加血流图像上，描出追踪反射回波源的运动的流迹线。另一方面，组织区域的运动与血流相比相当慢，即使在相加图像上也维持细的结构。因此，通过从相加图像抽出低频分量，可以制作血流图像。另外，如实施例 1 中所述，也可以应用向发送波序列照射低频超声波的方法、使用高频分量或者造影剂的方法等。因为各种方法都是使用组织区域以及血流区域的亮度差的方法，所以通过相加处理，能够更加扩大其亮度差。

[0103] 上述相加血流图像向亮度分布测量部 14 发送，并和在实施例 1 中说明的方法同样计算亮度的度数分布表。在上述相加图像上，血流的流量或者由于流速的不同产生的亮度值的分布，因为比单一图像明了，所以从度数分布表判断与淤积区域相当的区域会更加容易。

[0104] 使用上述度数分布表，使用阈值输入部 15 通过在实施例 1 中所述的方法输入用于进行颜色显示的阈值，使用血流分布图像构成部 16，在从帧存储器 11 中读入的图像数据 f_n 上重叠颜色不同的血流的淤积区域或者血流的速度矢量，构成血流分布图像。此时，淤积区域或者重叠速度矢量的图像，也可以如图 10 所示是用图像相加部 81 制作的相加图像，做手

术的医生可以自由选择。

[0105] 在测量速度矢量时,当图像数据的取入时间长时,图像数据间产生的亮度的变化变大,另外有产生速度矢量的测量误差的可能性。因此,在度数分布表的计算中使用使用了多幅图像数据的相加图像的场合,通过调整发送波序列,能够减轻区域探索的误差。为简单起见,这里如图 11A 以及图 11B 所示,说明相加 3 幅图像的场合。111、112、113,是用现有的发送波序列得到的图像数据 1、图像数据 2、图像数据 3。在通常的相加 3 帧的场合,在各图像间进行速度矢量的测量,根据其结果进行相加处理。另一方面,在相加别的 3 帧的场合,通过在超声波电子扫描的方向上分割摄影区域(这里分割为 3 份),在各区域中收发相加的幅数(这里是 3 次),能够不改变构成相加图像所需要的处理时间而减轻速度矢量的测量误差。首先,在分割区域 1(114) 中进行 3 次收发,进行速度矢量的测量和基于测量结果的相加处理。接着,在其他的分割区域 2(115)、分割区域 3(116) 中同样对于每一分割的区域制作相加图像,最后构成全体的相加图像。与现有方法相比,因为在窄的区域中收发超声波,所以在各分割区域中图像间产生的时间差短,应该修正的位置偏移小,所以能够提高速度矢量的测量精度。另外,因为也能够缩小要探索的区域,所以能够缩短一致区域的探索所需要的处理时间。在测量血流分布的区域窄的场合,或者在检查对象的变形小的场合,通过把速度矢量的测量限制在特定的区域内来谋求缩短处理时间。在组织区域的至少一个细分区域中测量速度矢量,根据其测量结果构成包含全体图像区域的相加图像。血流区域的抽出,因为如上述可以通过抽出低频分量制作,所以与在全体图像区域内进行速度矢量的测量的场合相比能够大幅度缩短时间。

[0106] 在正常的血管的场合,血流的流线描绘大体一条直线。在有栓塞等障碍物的场合,描绘曲线或者涡状的流线。该流线不仅表示栓塞的有无,而且在识别血流的流动停滞的“淤积”的位置方面有用。血流的淤积,有可能是形成血栓重要原因或提高栓塞的成长率,所以淤积的图像化,能够实现面向栓塞的预防诊断的重要的诊断工具。

[0107] 根据上述各种实施形式,为把淤积区域图像化,可以测量血流的速度矢量,使漩涡或者歪曲的流路可视化,另外能够测量流动停滞的地方。

[0108] 作为测量血流的速度分布的方法众所周知的 CFM(color flow mapping),因为在图像上用颜色区分显示血流的方向或者大小,所以能够简单地判断流动的停滞,但是从测量方向受限制这点、或者测量在一定的区域内的平均速度这点来看,对于判断在栓塞的后方部或者血管的曲折行进部上产生的淤积区域,还残留空间分辨率不够这样的课题。在使用高频探头摄影的 B 方式的图像上,能够通过血流内的反射体的运动判断淤积区域,但是定量判断流动的停滞状况困难,取决于观察者的主观的地方多。另外,在需要中长期的观察的状况下,由于做手术的医生产生的诊断的分散或者再现性差,在推测到心肌梗塞或者脑梗塞前施行预防措施的时刻上可能成为重大的问题。根据上述各实施形式,能够得到客观上能够容易地判断血流的浓度或者停滞位置的图像显示。

[0109] 在判断成为淤积的血流的停滞区域方面,来自血流中包含的红血球或者血脂等的超声波反射回波源的亮度分布成为有用的信息。血流的低速区域乃至血流的停滞区域,在图像数据上成为高亮度区域,通过所述高亮度区域展宽摄影所需要的时间宽度,能够使与低亮度区域的差更加明确。

[0110] 上述记载是针对实施例的,但是本发明不限于此,在本发明的精神和后附的权利

要求的范围内能够进行各种变更以及修正,这点对于专业人员来说,是显而易见的。

[0111] 实施例 3

[0112] 对于实施例 1 中记载的装置结构以及处理,加上广泛利用的使用了自相关运算的血流图像(以后称 CFM(Color Flow Mapping)),这样就能够实现更加有效地反映血流动态的不同的图像结构。

[0113] 图 12 表示成为实施例 3 的超声波诊断装置的结构例的框图,说明具体的处理。图 12,根据图 1 中表示的实施例 1 的装置结构例的框图,把从速度矢量测量部 12 到阈值输入部 15 的结构,简化为第二图像构成部 121,成为新设置了 CFM 处理部 122 的装置结构。CFM 图像被构成为:对于同一扫描线进行多次收发,从取得的脉冲信号测量由血流产生的多普勒迁移频率,进而对通过自相关运算测量的血流的平均速度以及反射强度进行色相调制或者亮度调制。因此,图 12 的 CFM 处理部 122,主要包含:用于测量多普勒迁移频率的混频部;用于除去血流以外的信号的 MTI(Moving Target Indicator)滤波器;和用于测量平均速度或者反射强度的自相关运算部,以从接收声束成形器 7 输入的 RF 信号为基础,输出作为自相关运算的结果的血流的道普拉斯矢量。纵轴以及横轴分别是强度和频率构成的道普拉斯矢量(图 13)的面积,与超声波照射区域的红血球数相关。因此,对在各扫描线上设置的每一区域测量基于道普拉斯矢量的面积,并在图像上表示与其值对应的颜色的浓淡,由此,就能够把血流浓度视频化。反映该反射强度的 CFM 图像不具有血流方向的信息。因此,在血流分布图像构成部(信息处理部)16 中,通过组合 CFM 图像、用第二图像构成部 121 测量的血流矢量、来自帧存储器的组织图像,来提示表示血流浓度或者血流方向的图像。

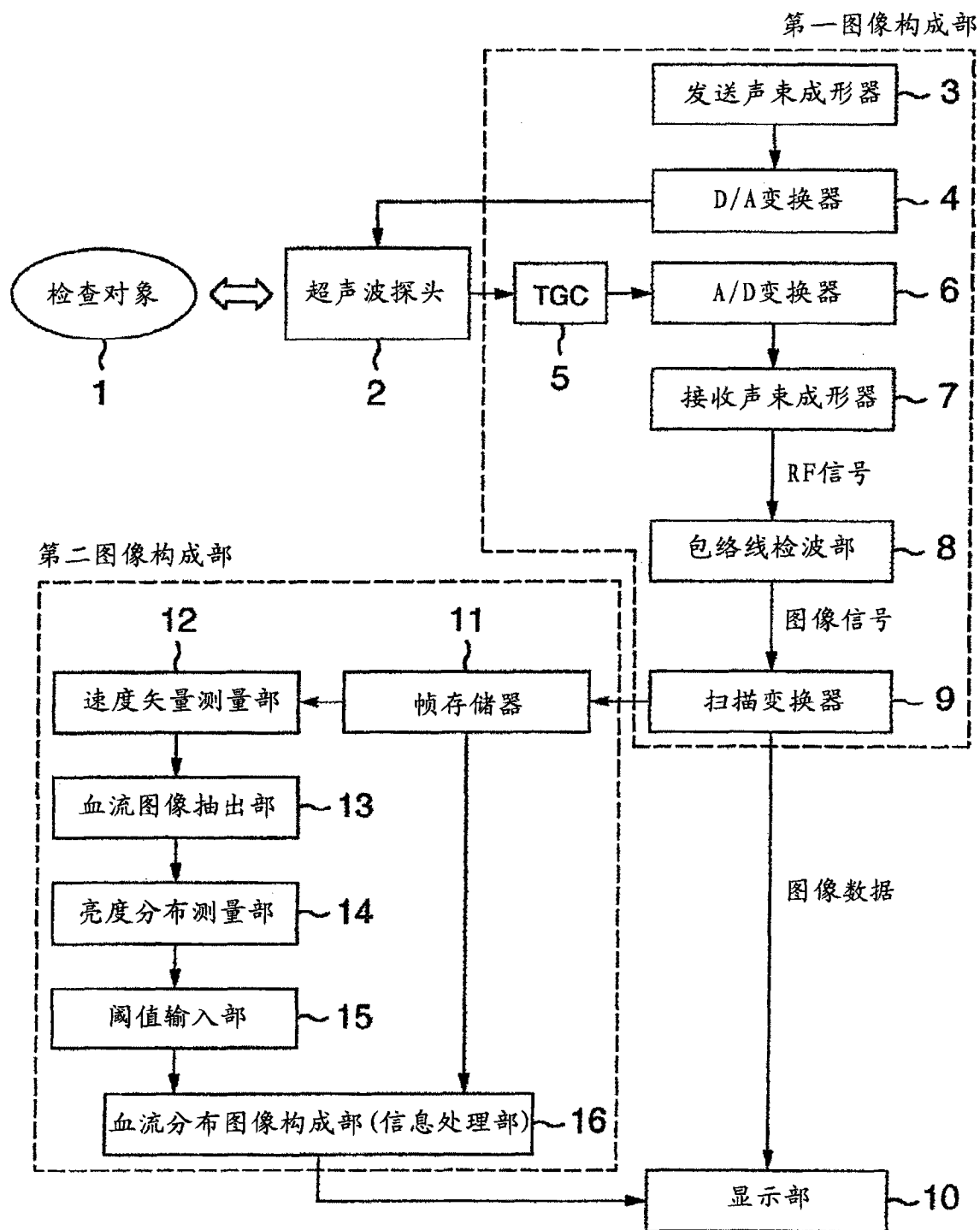


图 1

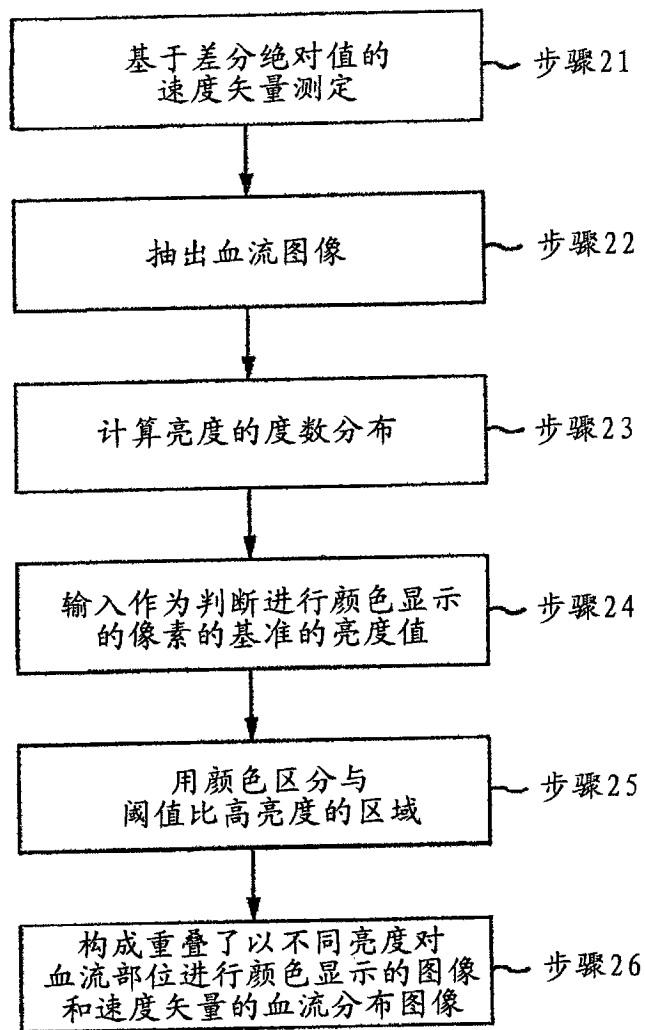


图 2

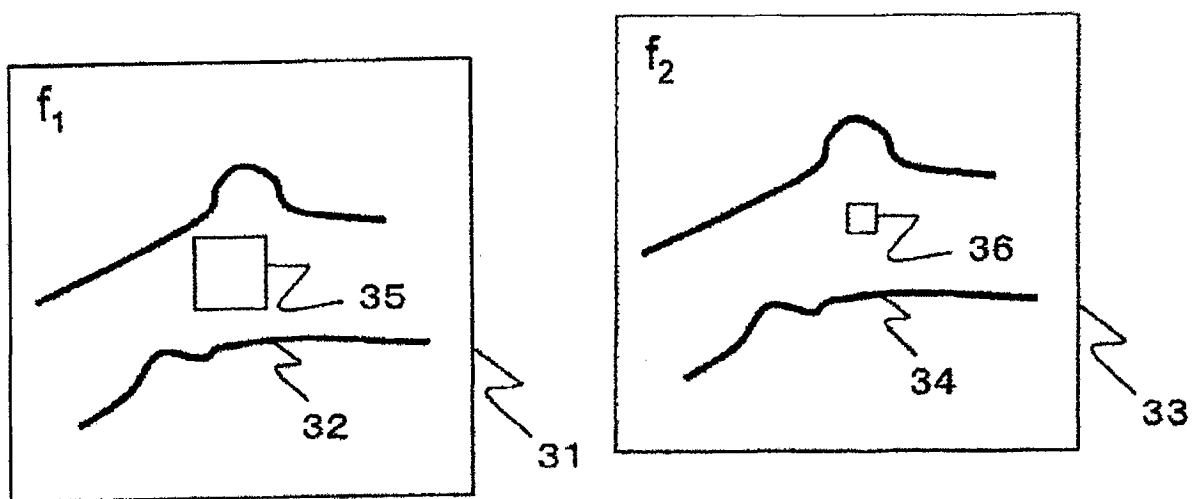


图 3A

图 3B

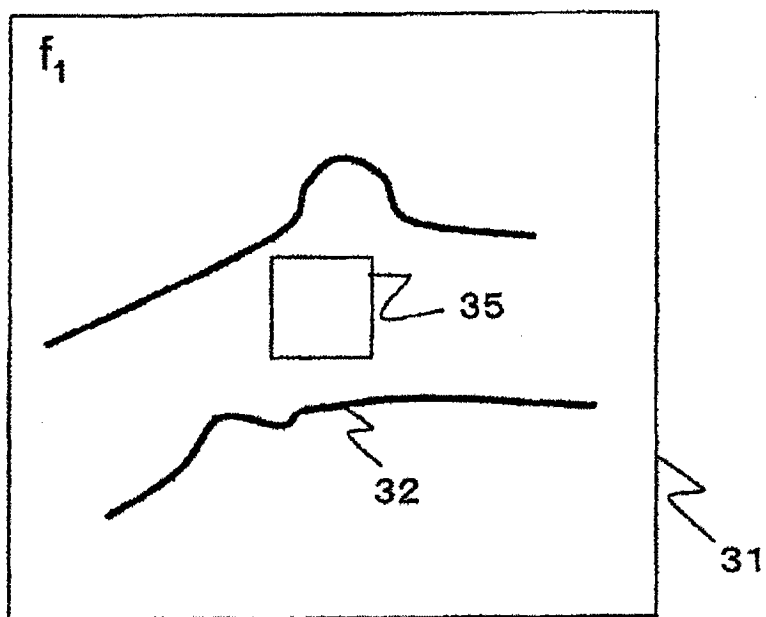


图 4A

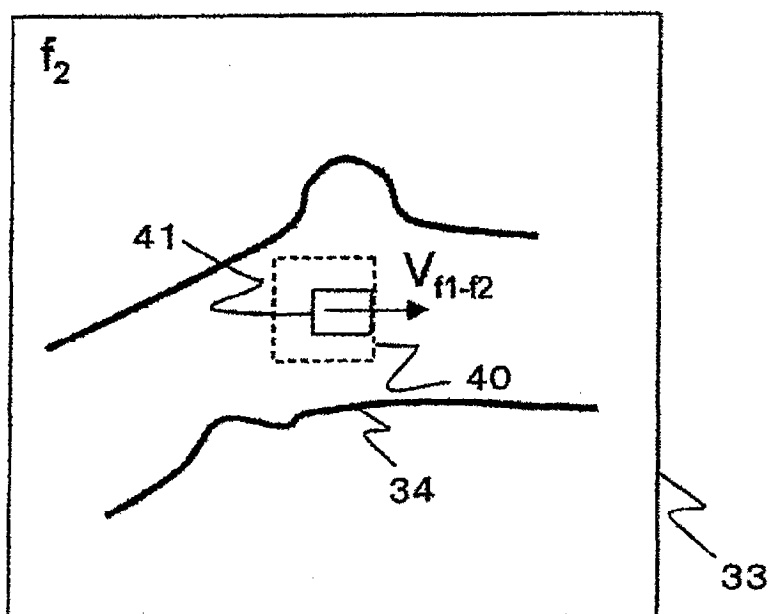


图 4B

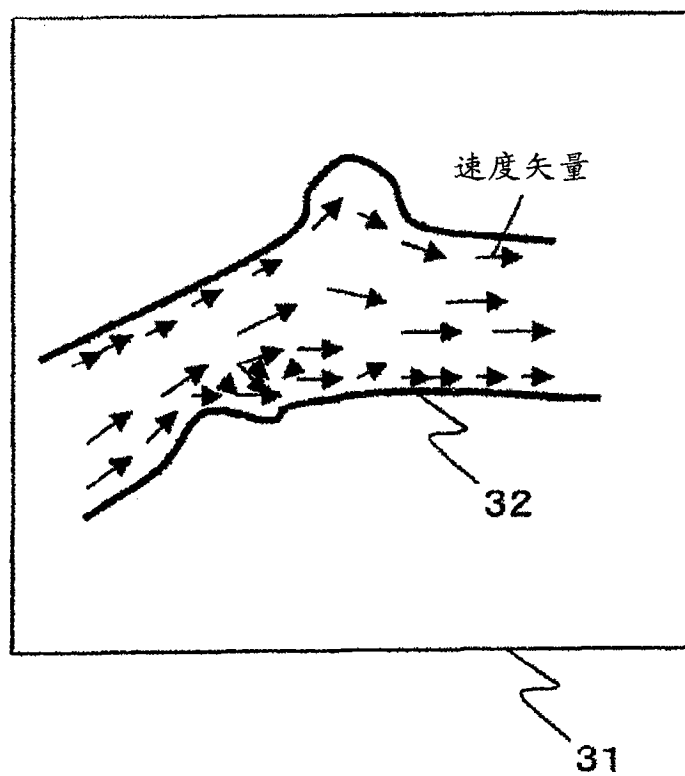


图 5

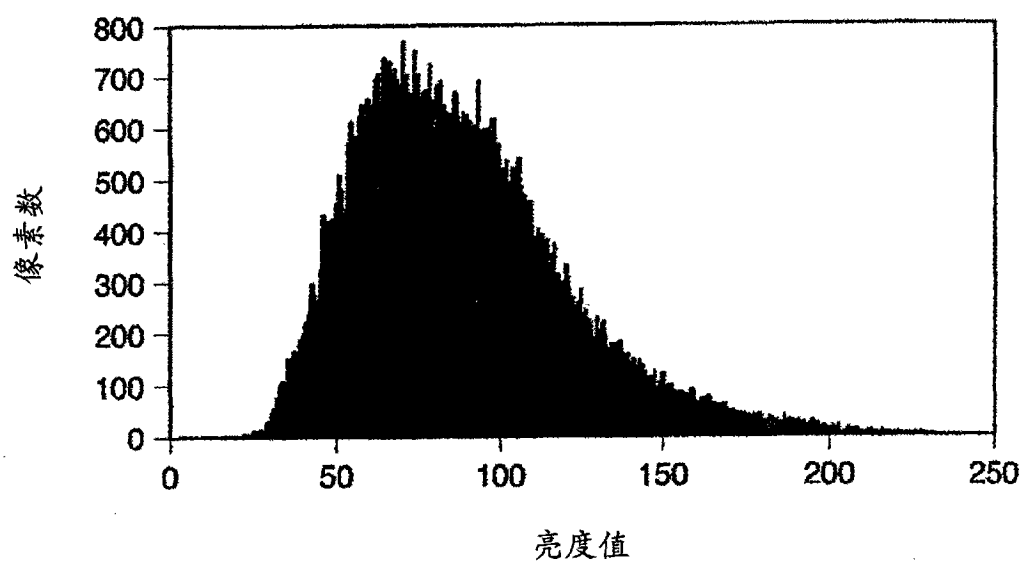


图 6

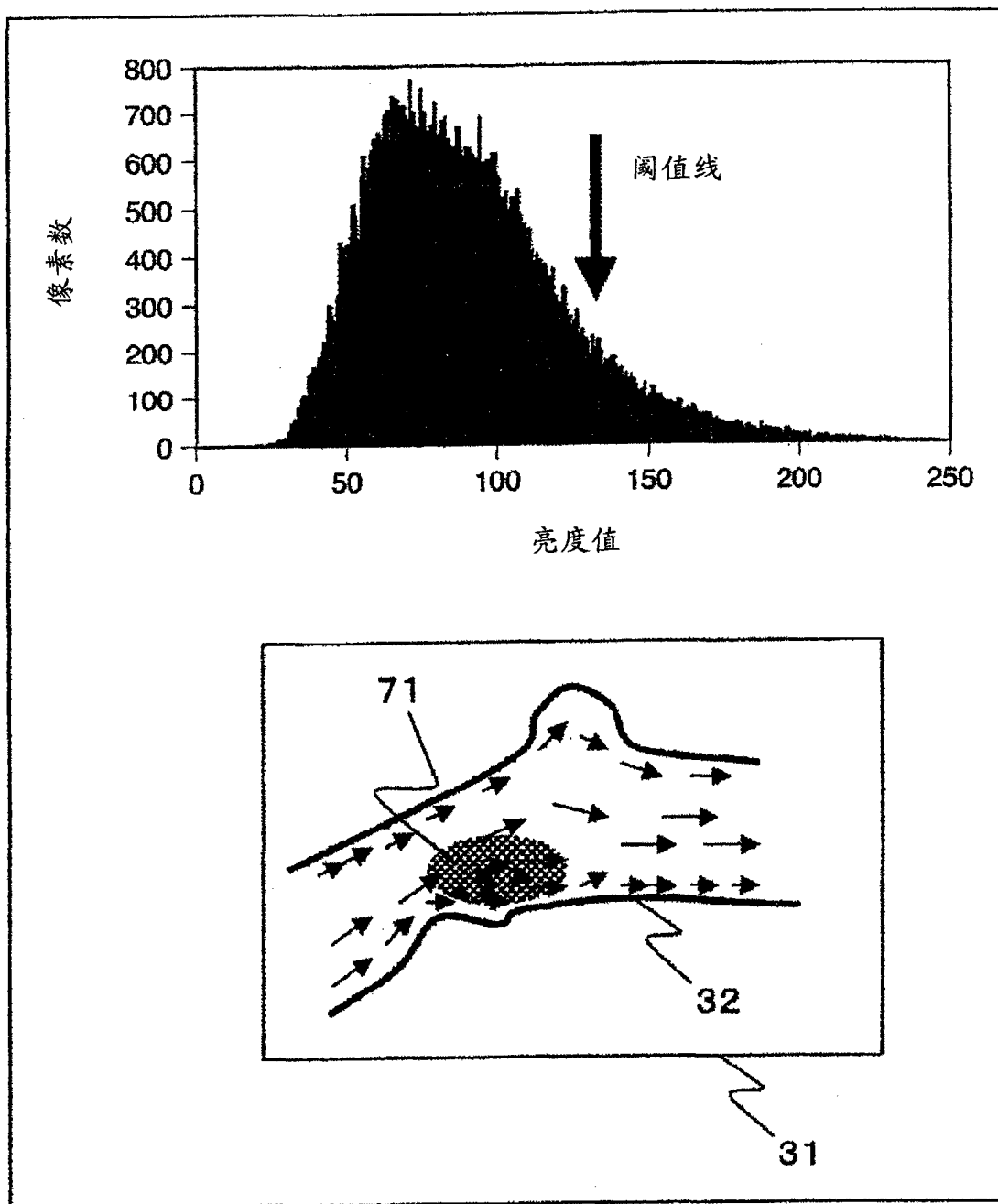


图 7

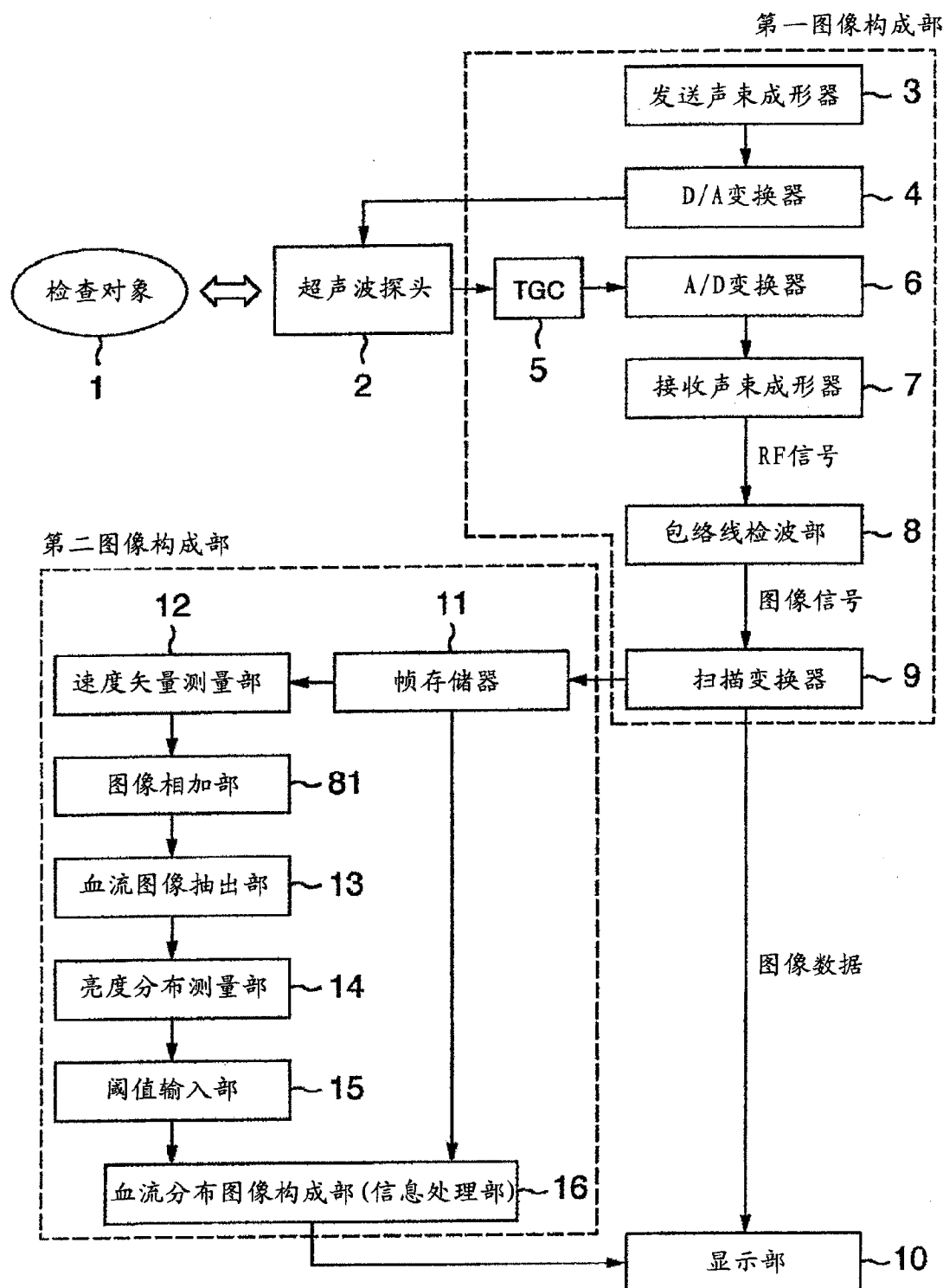


图 8

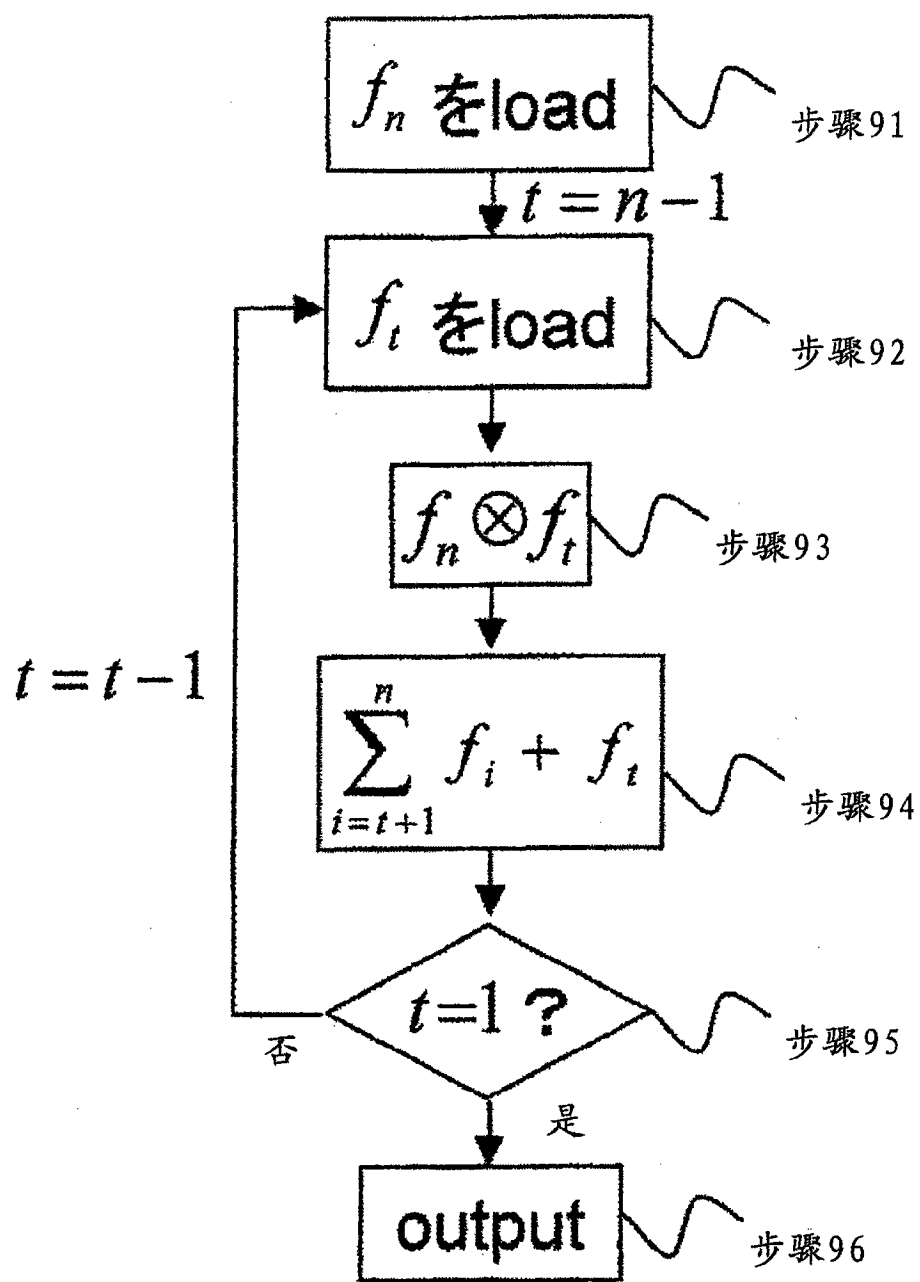


图 9

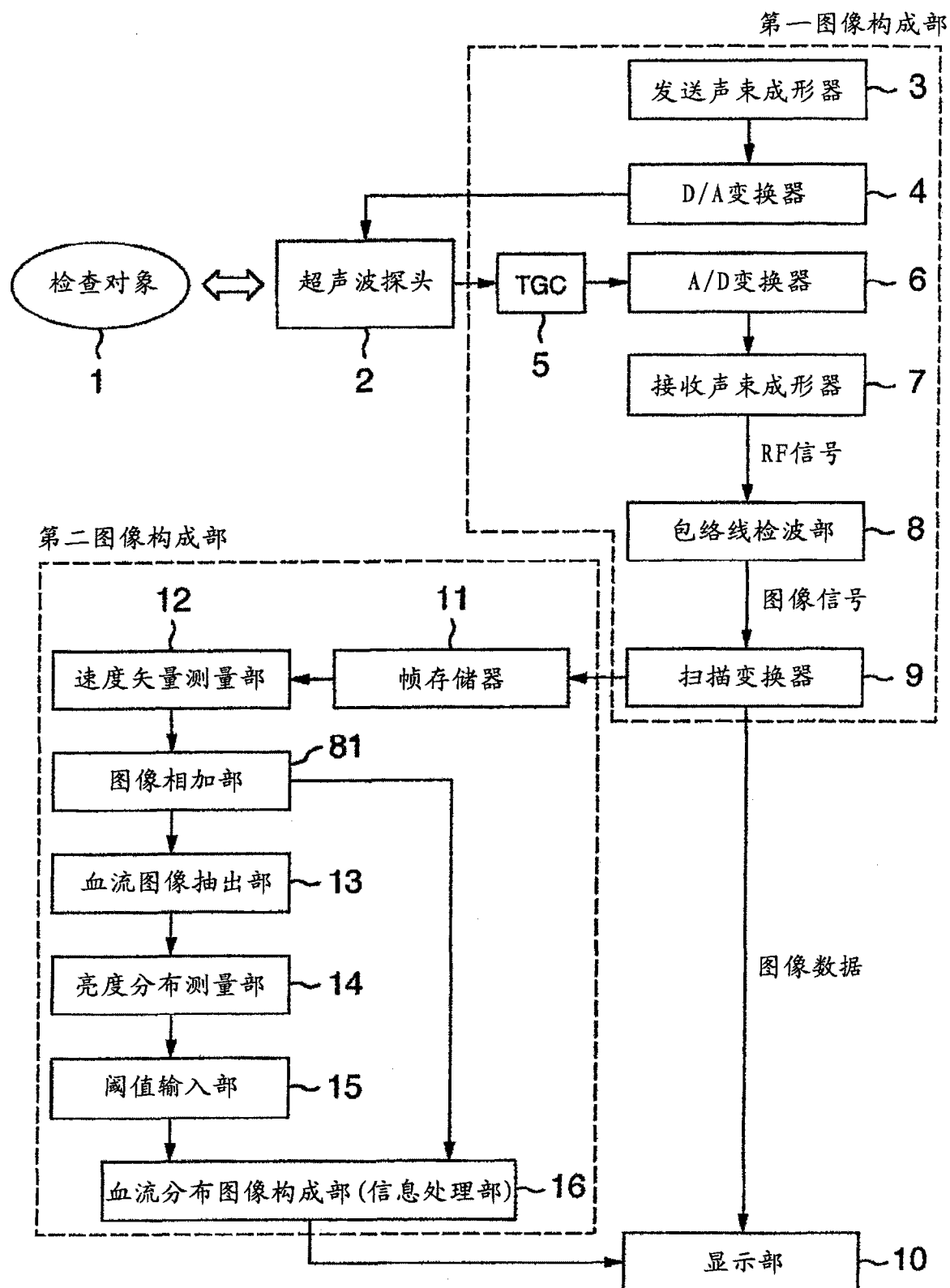


图 10

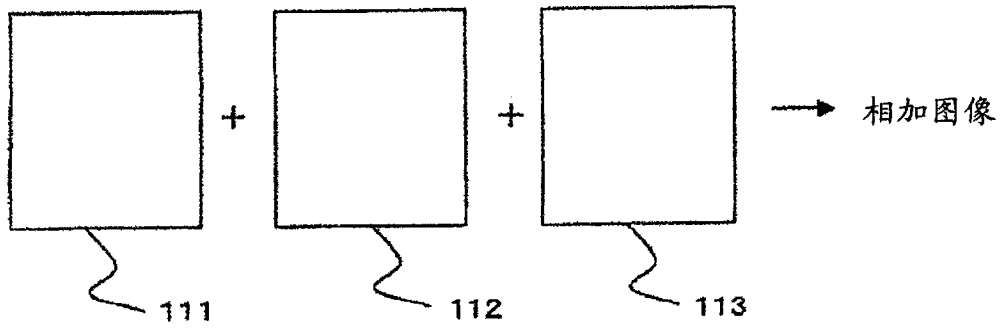


图 11A

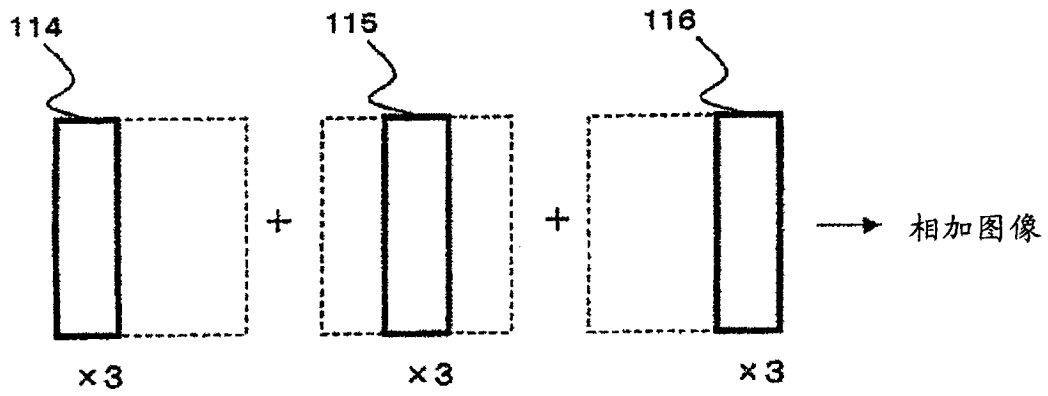


图 11B

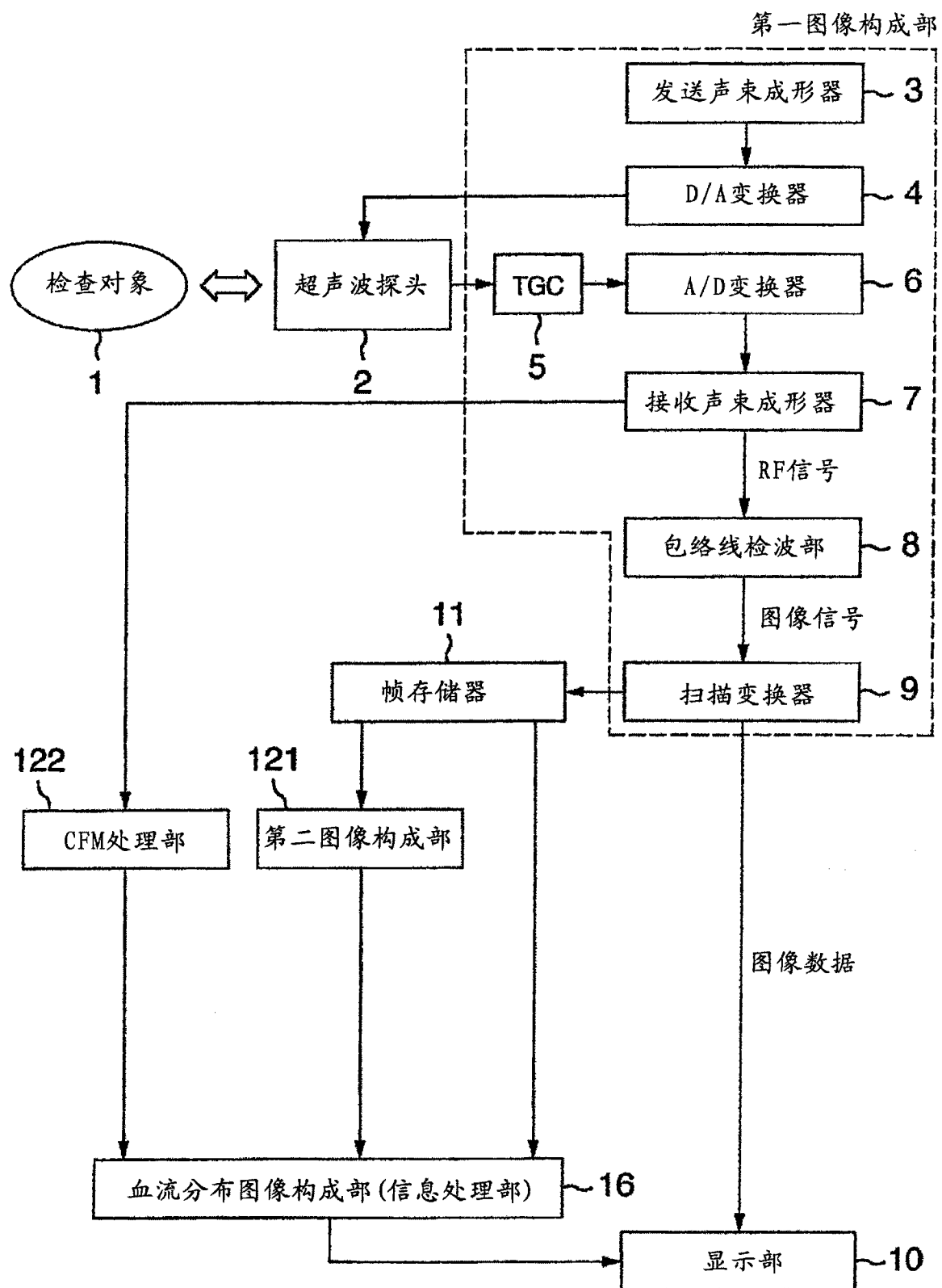


图 12

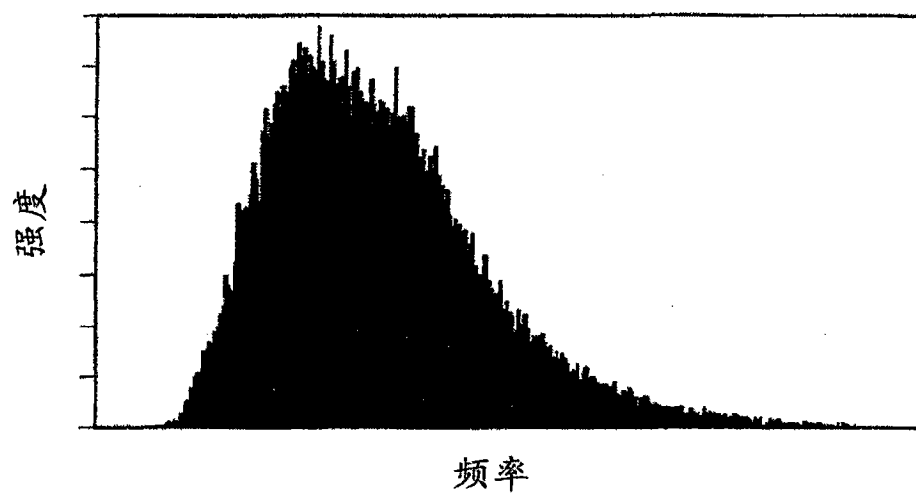


图 13

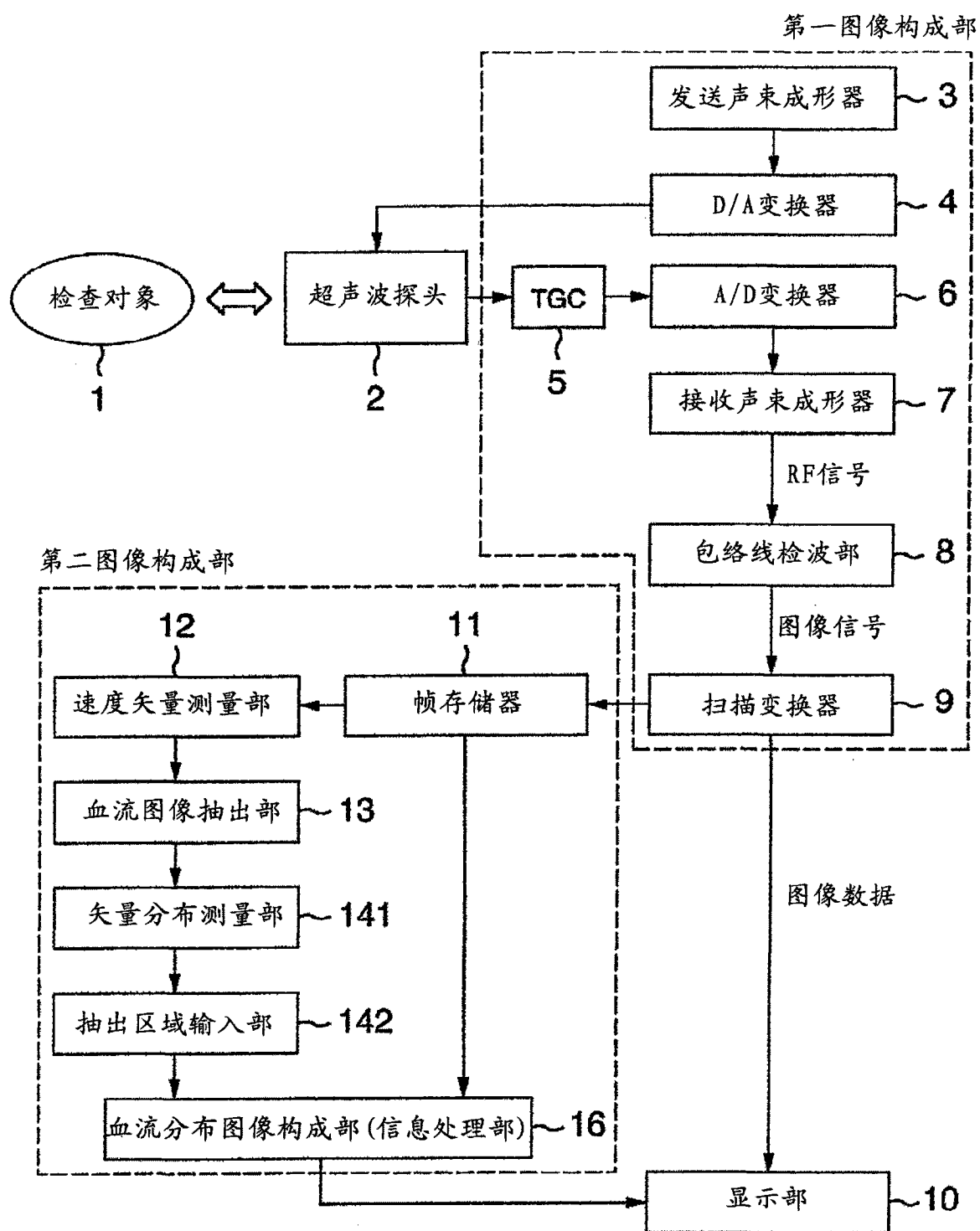


图 14

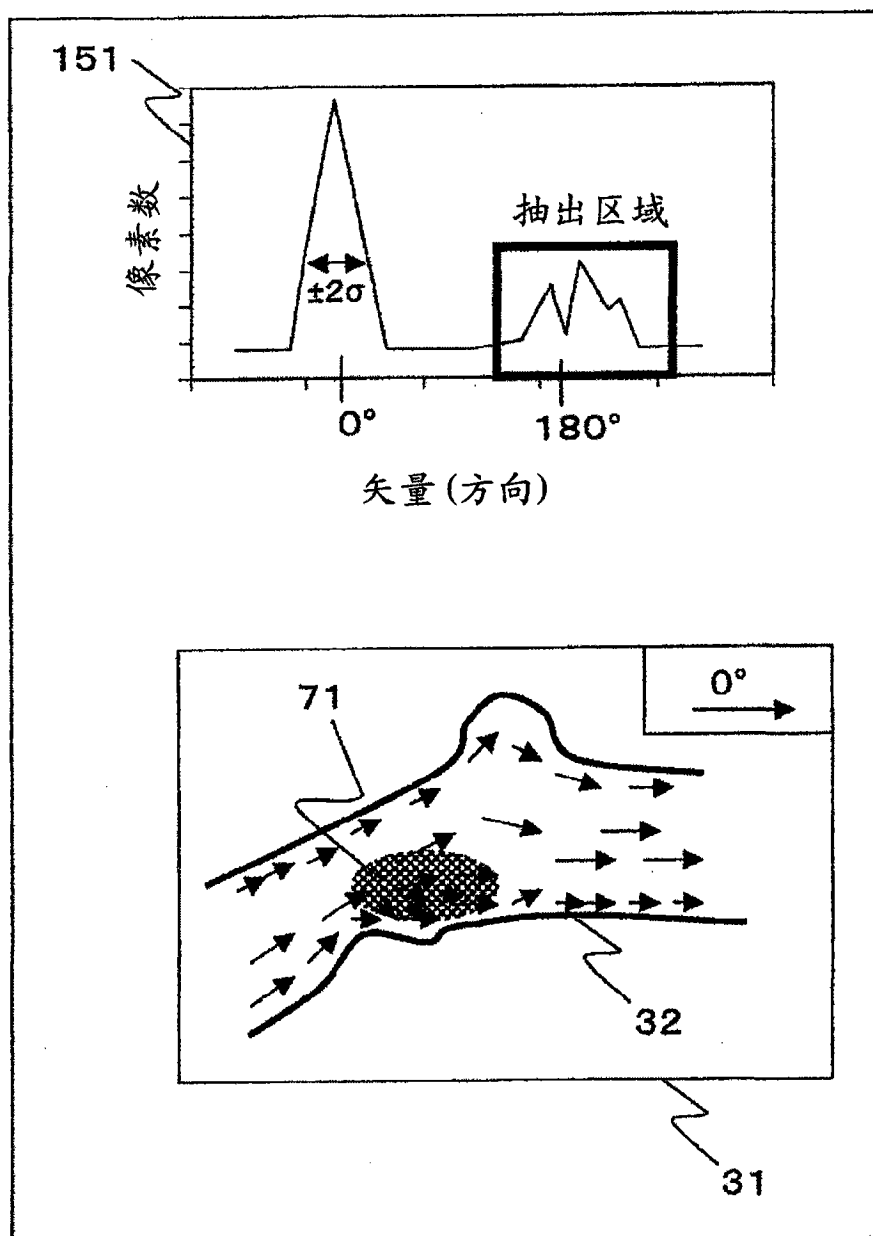


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101636113B	公开(公告)日	2011-09-21
申请号	CN200880006589.9	申请日	2008-02-07
[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		
发明人	吉川秀树 东隆		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B8/13 A61B8/08 G01S15/8984 A61B8/463 A61B8/06 G01S7/52071 G01S15/8979 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	许静		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2007117954 2007-04-27 JP		
其他公开文献	CN101636113A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，具有：根据用超声波探头接收到的接收信号构成多个第一图像数据的第一图像构成部；根据从第一图像构成部输入的多个第一图像数据，测量血液以及组织的速度矢量的速度矢量测量部；根据测量的速度矢量，构成血流图像的血流图像抽出部；对于构成的血流图像，计算每一亮度的像素数的亮度分布测量部；输入亮度阈值的阈值输入部；对具有比亮度阈值高的亮度的像素进行颜色显示，在至少一个第一图像数据上相加构成第二图像数据的信息处理部；和显示构成的第二图像数据的显示部。

