



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102335012 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 01

(21) 申请号 201110208010. 0

(22) 申请日 2011. 07. 14

(30) 优先权数据

2010-159470 2010. 07. 14 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 见山广二

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 叶晓勇 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

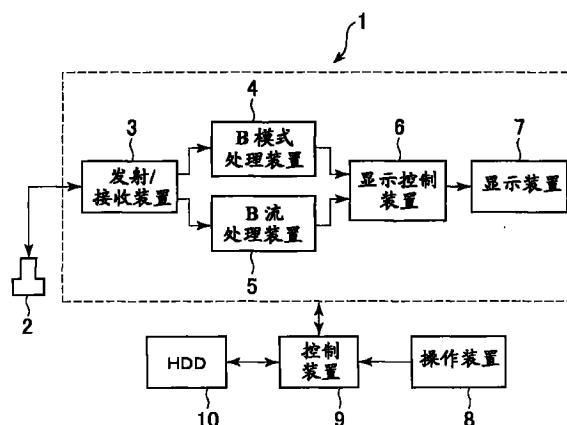
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声诊断设备

(57) 摘要

一种超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于使用除了与在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据内的标准数据相比作为更高亮度、更快血液速度或更高血流功率的误差数据之外的当前数据来生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像。



1. 一种超声诊断设备,包括:

帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据;

经处理帧数据生成装置,用于使用除了与在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据内的标准数据相比作为更高亮度、更快血液速度或者更高血流功率的误差数据之外的当前数据来生成经处理帧数据;以及

图像显示控制装置,用于基于所述经处理帧数据显示血流图像。

2. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述经处理帧数据生成装置将最大亮度数据或者按照亮度的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除了所述所估计误差数据之外的数据中选择所述标准数据。

3. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述经处理帧数据生成装置将最大血液速度或者按照血液的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除了所述所估计误差数据之外的数据中选择所述标准数据。

4. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述经处理帧数据生成装置将最大血流功率数据或者按照血流功率的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除了所述所估计误差数据之外的数据中选择所述标准数据。

5. 一种超声诊断设备,包括:

帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据;

经处理帧数据生成装置,用于基于所述帧数据生成经处理帧数据;以及

图像显示控制装置,用于基于所述经处理帧数据显示血流图像,

其中,所述经处理帧数据生成装置:

将最大亮度数据或者按照亮度的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据;

当所述所估计误差数据不是当前帧的数据时,将所述当前帧的数据用作所述经处理帧数据的数据;以及

当所述所估计误差数据是所述当前帧的数据时,使用当前帧中除了比所述所估计误差数据的标准数据更亮的误差数据之外的数据来生成所述经处理帧数据。

6. 一种超声诊断设备,包括:

帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;

经处理帧数据生成装置,用于基于所述帧数据生成经处理帧数据;以及

图像显示控制装置,用于基于所述经处理帧数据显示血流图像,

其中,所述经处理帧数据生成装置:

将最大血液速度数据或者按照血液速度的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据;

当所述所估计误差数据不是当前帧的数据时,将所述当前帧的数据用作所述经处理帧数据的数据;以及

当所述所估计误差数据是所述当前帧的数据时,使用当前帧中除了与所述所估计误差

数据的标准数据相比作为更高血液速度的误差数据之外的数据来生成所述经处理帧数据。

7. 一种超声诊断设备,包括:

帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;

经处理帧数据生成装置,用于基于所述帧数据生成经处理帧数据;以及

图像显示控制装置,用于基于所述经处理帧数据显示血流图像,

其中,所述经处理帧数据生成装置:

将最大血流功率数据或者按照血流功率的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据;

当所述所估计误差数据不是当前帧的数据时,将所述当前帧的数据用作所述经处理帧数据的数据;以及

当所述所估计误差数据是所述当前帧的数据时,使用当前帧中除了与所述所估计误差数据的标准数据相比作为更高血液速度的误差数据之外的数据来生成所述经处理帧数据。

8. 一种超声诊断设备,包括:

帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;

经处理帧数据生成装置,用于使用其亮度、血液速度或血流功率是在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的中值的数据来生成经处理帧数据;以及

图像显示控制装置,用于基于所述经处理帧数据显示血流图像。

9. 如以上权利要求中任一项所述的超声诊断设备,其中,在不同时间相位的所述多个帧数据是从当前数据到从所述当前数据向后的预定数量的帧的数据的帧数据。

10. 如以上权利要求中任一项所述的超声诊断设备,还包括:帧数量输入装置,用于输入作为生成所述经处理帧数据的对象的帧数据的数量。

超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于显示血流图像的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 对于血流图像,例如列举 B 流图像、彩色多普勒图像和功率(power)多普勒图像。(日本未审查专利申请 No. 2004-129967 和 No. 2010-125203,并且参考文献 1 供参考。)那些血流图像基于从相同声线(acoustic ray)上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成。

[0003] 参考文献 1 是 Richard Y. chiao、Larry Y. Mo 等人的“B-mode Blood Flow(B-flow) Imaging”(Ultrasonics Symposium, 2000 IEEE, US, vol. 2, PP. 1469-1472)。

[0004] [专利文献 1] 日本未审查专利申请 No. 2004-129967

[0005] [专利文献 2] 日本未审查专利申请 No. 2010-125203

[0006] [非专利文献 1] Richard Y. chiao、Larry Y. Mo 等人的“B-mode Blood Flow(B-flow) Imaging”(Ultrasonics Symposium, 2000 IEEE, US, vol. 2, PP. 1469-1472)。

发明内容

[0007] 技术问题

[0008] 例如,运动对象的亮度在 B 流图像中被较高地显示,使得如果受检者(subject)在超声波发射/接收或超声探头移动的同时移动,则可暂时显示高亮图像。另外,在靠近心脏的 B 流图像中,当心脏周围的组织移动时,可存在帧,因为这类部分沿心跳以高亮度示出。当帧在血流图像中具有暂时高亮度时,这类图像难以被看到。此外,如果存在暂时示出高血液速度和高血流功率的帧,则它在彩色多普勒图像和功率多普勒中也难以看到。

[0009] 问题的解决方案

[0010] 本发明的第一方面是一种超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于使用除了与在不同时间相位(time phase)的多个帧数据中相互对应的像素数据内的标准数据相比作为更高亮度、更快血液速度或更高血流功率的误差数据之外的当前数据来生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像。

[0011] 本发明的第二方面是第一方面的超声诊断设备,其中经处理帧数据生成装置将最大亮度数据或者按照亮度的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除了所估计误差数据之外的数据中选择标准数据。

[0012] 本发明的第三方面是第二方面的超声诊断设备,其中误差数据具有比所估计误差数据中标准数据要高预定亮度数据的亮度。

[0013] 本发明的第四方面是第一方面的超声诊断设备,其中经处理帧数据生成装置将最大血液速度数据或者按照血流的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除

了所估计误差数据之外的数据中选择标准数据。

[0014] 本发明的第五方面是第四方面的超声诊断设备,其中误差数据具有比所估计误差数据中标准数据要快预定速率的速率数据。

[0015] 本发明的第六方面是第一方面的超声诊断设备,其中经处理帧数据生成装置将最大血流功率数据或者按照血流功率的降序的预定数量的数据确定为所估计误差数据,并且从除了所估计误差数据之外的数据中选择标准数据。

[0016] 本发明的第七方面是第六方面的超声诊断设备,其中误差数据是作为比所估计误差数据中标准数据要高预定血流功率的血流功率的数据。

[0017] 本发明的第八方面是一种超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于基于帧数据生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像,其中,经处理帧数据生成装置将最大亮度数据或者按照亮度的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据,当所估计误差数据不是当前帧的数据时将当前帧的数据用作经处理帧数据的数据,以及当所估计误差数据是当前帧的数据时使用当前帧中除了比所估计误差数据的标准数据更亮的误差数据之外的数据来生成经处理帧数据。

[0018] 本发明的第九方面是第八方面的超声诊断设备,其中误差数据具有比所估计误差数据中标准数据要高预定亮度数据的亮度。

[0019] 本发明的第十方面是第二方面的超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于基于帧数据生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像,其中,经处理帧数据生成装置将最大血液速度数据或者按照血液速度的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据,当所估计误差数据不是当前帧的数据时将当前帧的数据用作经处理帧数据的数据,以及当所估计误差数据是当前帧的数据时使用当前帧中除了与所估计误差数据的标准数据相比作为更高血液速度的误差数据之外的数据来生成经处理帧数据。

[0020] 本发明的第十一方面是第十方面的超声诊断设备,其中误差数据具有比所估计误差数据中标准数据要快预定速率的速率数据。

[0021] 本发明的第十二方面是一种超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于基于帧数据生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像,其中,经处理帧数据生成装置将最大血流功率数据或者按照血流功率的降序的预定数量的数据确定为在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据,当所估计误差数据不是当前帧的数据时将当前帧的数据用作经处理帧数据的数据,以及当所估计误差数据是当前帧的数据时使用当前帧中除了与所估计误差数据的标准数据相比作为更高血液速度的误差数据之外的数据来生成经处理帧数据。

[0022] 本发明的第十三方面是第十二方面的超声诊断设备,其中误差数据具有作为比所估计误差数据中标准数据要高预定血流功率的血流功率的数据。

[0023] 本发明的第十四方面是第八至第十三方面的任一个的超声诊断设备,其中经处理

帧数据生成装置从除了多个帧数据中相互对应的像素数据的所估计误差数据之外的数据中选择标准数据。

[0024] 本发明的第十五方面是第二至第十四方面的超声诊断设备,还包括:所估计误差数据数量输入装置,用于输入作为所估计误差数据的数量。

[0025] 本发明的第十六方面是一种超声诊断设备,包括:帧数据生成装置,用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流的帧数据;经处理帧数据生成装置,用于使用其亮度、血液速度或血流功率是在不同时间相位的多个数据帧中相互对应的像素数据的中值的数据来生成经处理帧数据;以及图像显示控制装置,用于基于经处理帧数据显示血流图像。

[0026] 本发明的第十七方面是第一至第十六方面的任一个的超声诊断设备,其中在不同时间相位的多个帧数据是从当前数据到从当前数据向后的预定数量的帧的数据的帧数据。

[0027] 本发明的第十八方面是第一至第十七方面的任一个的超声诊断设备,还包括:帧数量输入装置,用于输入作为生成经处理帧数据的对象的帧数据的数量。

[0028] 本发明的第十九方面是第一至第十八方面的任一个的超声诊断设备,其中帧数据是由扫描转换器进行扫描转换之前的原始数据。

[0029] 本发明的第二十方面是第一、第二、第三、第八或第九方面的任一个的超声诊断设备,其中血流图像是B流图像。

[0030] 本发明的第二十一方面是第一、第四、第五、第六、第七、第十、第十一、第十二或第十三方面的任一个的超声诊断设备,其中血流图像是彩色多普勒图像。

[0031] 本发明的第二十二方面是第一、第六、第七、第十二或第十三方面的任一个的超声诊断设备,其中血流图像是功率多普勒图像。

[0032] 发明的有利效果

[0033] 按照本发明的上述方面,通过基于除了多个帧数据中相互对应的像素数据的误差数据之外的经处理帧数据来显示血流图像,能够防止暂时示出高亮度、快血液速度或者高血流功率的图像的显示。此外,经处理B流帧数据包括除了误差数据之外的当前数据,使得能够显示没有丢失血流条件的血流图像。

[0034] 按照本发明的上述方面,当所估计误差数据不是多个帧数据中相互对应的像素数据的当前帧的数据时,将当前帧的数据用于经处理帧数据的数据,而当所估计误差数据是当前帧的数据时,将当前帧中除了误差数据之外的数据用于经处理帧数据的数据。因此,显示基于除了误差数据之外的经处理帧数据的血流图像,使得能够防止图像显示暂时的高亮度、快血液速度或者高血流功率。此外,经处理B流帧数据包括除了误差数据之外的当前数据,使得能够显示没有丢失血流条件的B流图像。

[0035] 此外,按照本发明的上述方面,通过基于经处理帧数据、使用亮度、血液速度或血流功率为中值的数据来显示血流图像,能够防止暂时示出高亮度的图像的显示。

[0036] 通过以下对附图所示的本发明实施例的描述,本文所述实施例的其它目的和优点将会显而易见。

附图说明

[0037] 图1是示出本发明的超声诊断设备的第一实施例的示意配置的一个示例的框图。

- [0038] 图 2 是示出图 1 所示超声诊断设备中显示控制装置的配置的框图。
- [0039] 图 3 是示出用于生成经处理 B 流帧数据的过程的流程图。
- [0040] 图 4 是基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的说明图。
- [0041] 图 5 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为三个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的一个示例。
- [0042] 图 6 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为三个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的另一个示例。
- [0043] 图 7 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为三个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的另一个示例。
- [0044] 图 8 是在第一实施例的第二变型实施例中基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的说明图。
- [0045] 图 9 是示出用于在第一实施例的第二变型实施例中生成经处理 B 流帧数据的过程的流程图。
- [0046] 图 10 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为第一实施例的第二变型实施例中四个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的一个示例。
- [0047] 图 11 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为第一实施例的第二变型实施例中四个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的另一个示例。
- [0048] 图 12 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为第一实施例的第二变型实施例中四个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的另一个示例。
- [0049] 图 13 是示出用于在第二实施例中生成经处理 B 流帧数据的过程的流程图。
- [0050] 图 14 是用于说明基于 B 流帧数据生成经处理 B 流帧数据的过程的示图,它作为第二实施例中三个帧的 B 流帧数据中相互对应的像素数据的亮度的一个示例。

具体实施方式

[0051] 下面基于图 1- 图 7 说明本发明的实施例。超声诊断设备 1 包括超声探头 2、发射 / 接收装置 3、B 模式处理装置 4、B 流处理装置 5、显示控制装置 6、显示装置 7、操作装置 8、控制装置 9 和 HDD (硬盘驱动器) 10。

[0052] 超声探头 2 具有设置为阵列 (未示出) 的多个超声换能器,超声换能器向受检者发射超声波,并且接收反射的回波信号。

[0053] 发射 / 接收装置 3 在预定发射条件下驱动超声探头 2,以便按照声线顺序用超声波束对扫描表面进行扫描。发射 / 接收装置 3 通过来自控制装置 9 的控制信号驱动超声探头 2。发射 / 接收装置 3 驱动超声探头 2,以便在相同声线上执行超声波的多次发射和接收。

[0054] 发射 / 接收装置 3 对超声探头 2 所接收的回波信号执行诸如定相加法 (phasing addition) 的信号处理,并且将经信号处理的回波数据输出到 B 模式处理装置 4 和 B 流处理装置 5。

[0055] B 模式处理装置 4 通过对从发射 / 接收装置 3 所输出的数据的诸如对数压缩过程

或包络检测过程的预定过程来生成 B 模式数据。B 模式数据是与相应像素的亮度对应的数据。一个帧的 B 模式数据称作 B 模式帧数据 BFD。B 模式帧数据 BFD 包括一个帧的各声线的 B 模式数据。把从 B 模式处理装置输出的 B 模式帧数据 BFD 输入到显示控制装置 6。

[0056] B 流处理装置 5 对从相同声线上超声波的多次发射 / 接收所得到的回波信号执行 B 流处理, 并且生成 B 流数据。B 流数据是与相应像素的亮度对应的数据。一个帧的 B 流数据被称作 B 流帧数据 ffd。因此, B 流处理装置 5 执行 B 流帧数据 ffd 的生成 (B 流帧数据生成功能)。B 流帧数据 ffd 包括一个帧的各声线的 B 流数据。把从 B 流处理装置 5 输出的 B 流帧数据 ffd 输入到显示控制装置 6。B 流帧处理装置 5 是本发明中帧数据生成装置的实施例的一个示例。基于 B 流数据所显示的 B 流图像是血流图像的实施例的一个示例, 以及 B 流帧数据 ffd 是血流图像的帧数据的实施例的一个示例。

[0057] 如图 2 所示, 显示控制装置 6 包括存储器 61、B 模式数据生成装置 62、经处理 B 流帧数据生成装置 63、B 流图像数据生成装置 64 和图像显示控制装置 65。存储器 61 包括诸如 RAM (随机存取存储器) 或 ROM (只读存储器) 的半导体存储器。例如, B 模式帧数据 BFD 或者 B 流帧数据 ffd 存储在存储器 61 中。B 模式帧数据 BFD 和 B 流帧数据 ffd 能够存储在 HDD 10 中。

[0058] B 模式图像数据生成装置 61 通过用扫描转换器对 B 模式帧数据 BFD 进行扫描转换来生成 B 模式图像数据。

[0059] 经处理 B 流帧数据生成装置 63 使用除了与来自在不同时间相位的多个 B 流帧数据 ffd 中相互对应的像素数据的标准数据相比作为更高亮度的误差数据之外的当前数据来生成经处理 B 流帧数据 FFD (经处理 B 流帧数据生成功能)。稍后将说明细节。经处理 B 流帧数据生成装置 63 是本发明中经处理帧数据生成装置的实施例的一个示例。另外, 经处理 B 流帧数据 FFD 是本发明中经处理帧数据的实施例的一个示例。

[0060] B 流图像数据生成装置 64 通过用扫描转换器对经处理 B 模式帧数据 FFD 进行扫描转换来生成 B 流图像数据。

[0061] 图像显示控制装置 65 将 B 模式图像数据和 B 流图像数据相加, 并且显示由 B 模式图像和 B 流图像所组合的超声图像 (图像显示功能)。也就是说, 在这个实施例中, 作为 B 流图像的血流图像在与 B 模式图像组合之后在显示器 7 显示。图像显示控制装置 65 是本发明中图像显示控制装置的实施例的一个示例。

[0062] 例如, 显示装置 7 包括 LCD (液晶显示器) 或 CRT (阴极射线管)。操作装置 8 包括供操作员输入命令或信息的键盘或点击 (pointing) 装置 (未示出)。采用操作装置 8, 操作员输入作为生成经处理 B 流帧数据 FFD 的对象的所估计误差数据或者帧数据的数量, 稍后进行说明。操作装置 8 是本发明中帧数量输入装置或所估计误差数据数量输入装置的实施例的一个示例。

[0063] 控制装置 9 包括 CPU (中央处理器)。控制装置 9 读出 HDD 10 中存储的控制程序, 并且在超声诊断设备的相应装置执行包括 B 流帧数据生成功能、经处理 B 流帧数据生成功能和图像显示功能的功能。

[0064] 说明这个实施例中超声诊断设备 1 的操作。基于通过经由超声探头 2 发射 / 接收超声波所得到的回波信号, B 模式处理装置 4 生成 B 模式帧数据 BFD 并且 B 流处理装置 5 生成 B 流帧数据 ffd。然后, B 模式帧数据 BFD 和 B 流帧数据 ffd 被存储在存储器 61 中。

[0065] B 模式图像数据生成装置 62 基于 B 模式帧数据 BFD 生成 B 模式图像数据。同时, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 基于 B 流帧数据 bfd 生成经处理 B 流帧数据 FFD。基于图 3 中流程图详细说明经处理 B 流帧数据 FFD 的生成。

[0066] 如图 4 所示, 对帧 F_n 的时间相位得到 B 流帧数据 ffd_n , 并且显示帧 F_n 的超声图像。对作为当前帧 F_n 以及从当前帧 F_n 向后的两个帧 $F(n-1)$ 和 $F(n-2)$ 的三个帧的 B 流帧数据 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 、 $ffd(n-2)$ 执行图 3 的步骤 S1 ~ S5, 以便生成经处理 B 流帧数据 FFD_n 。

[0067] 注意, 作为步骤 S1 ~ S5 的过程和经处理 B 流帧数据 FFD 的生成的对象的帧数量并不局限于上述三个帧。此外, 帧的数量能够由操作员在操作装置 8 设成任意数量。

[0068] 说明步骤 S1 ~ S5。步骤 S1 ~ S5 是对一个像素的过程, 因此对各像素执行步骤 S1 ~ S5, 以便生成一个帧的经处理 B 流帧数据 FFD_n 。

[0069] 首先在步骤 S1, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 识别具有 B 流帧数据 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 、 $ffd(n-2)$ 中相互对应的像素数据的最大亮度 (以下称作“最大亮度数据”) 的数据, 并且将该数据定义为所估计误差数据。在这个实施例中, 所估计误差数据的数量为“1”, 但是多个数据能够按照亮度的降序定义为所估计误差数据, 如第二变型实施例中所述。另外, 能够通过经由操作装置 8 进行输入来修改所估计误差数据的数量。

[0070] 随后在步骤 S2, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定最大亮度数据是否为当前帧的 B 流帧数据的数据。在这里, 当前时间相位是帧 F_n , 并且帧 F_n 是当前帧, 使得经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定最大亮度数据是否为 B 流帧数据 ffd_n 的数据。

[0071] 在步骤 S2, 当最大亮度数据没有被确定为 B 流帧数据 ffd_n 的数据时 (步骤 S2 中的“否”), 则继续行进到步骤 S3。同时, 当最大亮度数据被确定为 B 流帧数据 ffd_n 的数据时 (步骤 S2 中的“是”), 则继续行进到步骤 S4。

[0072] 例如, 在图 5 ~ 图 7 中, 数据 d_n 是帧 F_n 的 B 流帧数据 ffd_n 中一个像素的数据, 数据 $d(n-1)$ 是帧 $F(n-1)$ 的 B 流帧数据 $ffd(n-1)$ 中一个像素的数据, 以及数据 $d(n-2)$ 是帧 $F(n-2)$ 的 B 流帧数据 $ffd(n-2)$ 中一个像素的数据。在图 5 中, 数据 $d(n-1)$ 是最大亮度数据, 并且在图 6 和图 7 中数据 d_n 是最大亮度数据。因此, 在图 5 所示的情况下继续行进到步骤 S3, 而在图 6、图 7 所示的情况下继续行进到步骤 S4。

[0073] 在步骤 S3, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 将帧 F_n 的数据确定为经处理 B 流帧数据 FFD_n 。也就是说, 数据 d_n 是经处理 B 流帧数据 FFD_n 的数据。同时, 在步骤 S4, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 是否为比标准数据要亮预定亮度的数据。预定亮度能够由操作员通过操作装置 8 设置, 并且能够被预先存储在 HDD 10 或者存储器 61 中。

[0074] 在这里, 说明标准数据。标准数据是当前帧中除了作为 B 流帧数据 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 、 $ffd(n-2)$ 中数据 d_n 、 $d(n-1)$ 、 $d(n-2)$ 的所估计误差数据的最大亮度数据之外的数据。也就是说, 在这个实施例中帧 $f(n-1)$ 的数据 $d(n-1)$ 是标准数据。因此, 在步骤 S4, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 是否比数据 $d(n-1)$ 要亮预定亮度。具体来说, 经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 与数据 $d(n-1)$ 之间的亮度差 D 是否大于或等于预定阈值 DTH 。被确定数据 d_n 与数据 $d(n-1)$ 的差大于或等于阈值 DTH 的数据 d_n 被称作“误差数据”。也就是说, 误差数据是比标准数据要亮预定亮度的数据。

[0075] 在步骤 S4, 当数据 d_n 和数据 $d(n-1)$ 的差小于阈值 DTH 时 (步骤 S4 中的“否”), 则继续行进到步骤 S3。同时, 当数据 d_n 和数据 $d(n-1)$ 的差大于或等于阈值 DTH 时 (步骤

S4 中的“是”),继续行进到步骤 S5。在步骤 S5,作为来自除了是被确定为误差数据的最大亮度数据的数据 d_n 之外的数据的当前数据的数据 $d(n-1)$ 是经处理 B 流帧数据 FFDn 的数据。

[0076] 图 6 中,数据 d_n 和数据 $d(n-1)$ 的亮度差 $D1$ 小于阈值 DTH ,使得继续行进到步骤 S3 的过程。在步骤 S3,数据 d_n 是经处理 B 流帧数据 FFDn 的数据。

[0077] 图 7 中,数据 d_n 和数据 $d(n-2)$ 的亮度差 $D2$ 大于或等于阈值 DTH ,使得继续行进到步骤 S5 的过程。在步骤 S5,数据 $d(n-1)$ 是经处理 B 流帧数据 FFDn 的数据。

[0078] 经处理 B 流帧数据生成装置 63 对于相应像素的数据执行步骤 S1 ~ S5 中的过程,并且生成经处理 B 流帧数据 FFDn。在步骤 S1 ~ S5 的过程中,当作为当前数据的数据 d_n 不是所估计误差数据(最大亮度数据)时,当前帧的数据 d_n 用作经处理帧数据 FFDn 的数据,使得使用除了误差数据之外的当前数据。同时,甚至当数据 d_n 是所估计误差数据时,将当前帧中除了与所估计误差数据(数据 $d(n-1)$ 和图 6 中的数据 d_n) 中标准数据相比作为更高亮度的误差数据之外的数据用于经处理帧数据 FFDn 的数据,使得类似地使用除了误差数据之外的当前数据。因此,通过处理步骤 S1 ~ S5 所生成的经处理 B 流帧数据使用除了误差数据之外的当前数据。

[0079] 当生成经处理 B 流帧数据 FFDn 时,B 流图像数据生成装置 64 基于经处理 B 流帧数据 FFDn 生成 B 流图像数据。在生成 B 流图像数据之后,图像显示控制装置 65 组合 B 流图像数据和 B 模式图像数据,并且显示超声图像 G。

[0080] 为了生成紧接帧 F_n 的帧 $F(n+1)$ 的经处理 B 流帧数据 FFD(n+1),对作为帧 $F_n(n+1)$ 以及从帧 $F_n(n+1)$ 向后的两个帧 F_n 和 $F(n-1)$ 的三个帧的 B 流帧数据 $ffd_n(n+1)$ 、 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 执行图 3 的步骤 S1 ~ S5。又为了生成紧接帧 $F_n(n+1)$ 的帧 $F(n+2)$ 的经处理 B 流帧数据 FFD(n+2),对作为帧 $F_n(n+2)$ 以及从帧 $F_n(n+2)$ 向后的两个帧 $F_n(n+1)$ 和 F_n 的三个帧的 B 流帧数据 $ffd_n(n+2)$ 、 $ffd_n(n+1)$ 、 ffd_n 执行图 3 的步骤 S1 ~ S5。

[0081] 按照这个实施例的上述超声诊断设备 1,显示基于除了误差数据之外的经处理 B 流帧数据 FFD 所生成的 B 流图像,使得防止图像在一个或两个帧上显示暂时高亮度,并且能够显示轻易看得见的图像。此外,经处理 B 流帧数据 FFD 包括除了误差数据之外的当前数据,使得能够显示清楚地示出血流的 B 流图像。

[0082] 说明第一实施例的变型。首先说明第一变型实施例。标准数据能够是作为用于生成经处理 B 流帧数据 FFD 的对象的多个 B 流帧数据 ffd 中对应像素数据的中心数据。例如,图 6 中,中心数据是数据 $d(n-1)$,并且在步骤 S4,确定数据 d_n 是否为比作为标准数据的数据 $d(n-1)$ 要亮预定亮度的数据。图 7 中,中心数据是数据 $d(n-2)$,并且在步骤 S4,确定数据 d_n 是否为比作为标准数据的数据 $d(n-2)$ 要亮预定亮度的数据。

[0083] 接下来说明第二变型实施例。在第二变型实施例中,作为用于生成经处理 B 流帧数据 FFD 的对象的帧数量为四个帧。例如,如图 8 所示,基于图 9 中流程图说明对于帧 F_n 的时间相位显示超声图像的情况。在图 9 所示的步骤 S11 ~ S15,基于帧 F_n 、 $F(n-1)$ 、 $F(n-2)$ 、 $F(n-3)$ 的 B 流帧数据 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 、 $ffd(n-2)$ 、 $ffd(n-3)$ 执行经处理 B 流帧数据 FFDn 的生成。

[0084] 首先在步骤 S11,经处理 B 流帧数据生成装置 63 从 B 流帧数据 ffd_n 、 $ffd(n-1)$ 、 $ffd(n-2)$ 、 $ffd(n-3)$ 中相互对应的像素数据中确定最大亮度数据和第二最高亮度数据,并

且它们被认为是所估计误差数据。在这个第二变型实施例,最大亮度数据被称作第一亮度数据,而第二最高亮度数据被称作第二亮度数据。因此,第一亮度数据和第二亮度数据是所估计误差数据。

[0085] 随后在步骤 S12,经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定第一亮度数据或第二亮度数据的任一个是否为当前帧的 B 流帧数据的数据。在这里帧 F_n 是当前帧,并且经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定第一亮度数据或第二亮度数据的任一个是否为 B 流帧数据 ffd_n 的数据。

[0086] 在步骤 S12,当第一亮度数据和第二亮度数据的任一个没有被确定为 B 流帧数据 ffd_n 时(步骤 S12 中的“否”),则继续行进到下一个步骤 S13。同时,在步骤 S12,当第一亮度数据和第二亮度数据的任一个被确定为 B 流帧数据 ffd_n 时(步骤 S12 中的“是”),则继续行进到下一个步骤 S14。

[0087] 如图 10 所示,例如,当数据 $d(n-2)$ 是第一亮度数据而数据 $d(n-1)$ 是第二亮度数据时,继续行进到步骤 S13。另一方面,如图 11 所示,当数据 $d(n-1)$ 是第一亮度数据而数据 d_n 是第二亮度数据时,并且如图 12 所示当数据 d_n 是第一亮度数据而数据 $d(n-1)$ 是第二亮度数据时,继续行进到步骤 S14。

[0088] 在步骤 S13,经处理 B 流帧数据生成装置 63 将帧 F_n 的数据定义为经处理 B 流帧数据 FFD_n ,与步骤 S3 的过程相似。也就是说,数据 d_n 是经处理 B 流帧数据 FFD_n 。同时,在步骤 S14,经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 是否比标准数据要亮预定亮度。

[0089] 在这里,说明标准数据。标准数据是数据中除了作为数据 d_n 、 $d(n-1)$ 、 $d(n-2)$ 、 $d(n-3)$ 的所估计误差数据的第一和第二亮度数据之外的当前帧数据。因此,在图 11 中,标准数据是数据 $d(n-2)$,并且在图 12 中是数据 $d(n-2)$ 。因此,在图 11 所示的示例中,经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 与数据 $d(n-2)$ 之间的亮度差 $D3$ 是否大于预定阈值 DTH ,以便确定数据 d_n 的亮度是否比标准数据要亮预定亮度。在图 12 所示的示例中,在步骤 S14,经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定数据 d_n 与数据 $d(n-2)$ 之间的亮度差 $D4$ 是否大于预定阈值 DTH ,以便确定数据 d_n 是否比标准数据要亮预定亮度。

[0090] 在步骤 S14,当确定数据 d_n 没有比标准数据要亮预定亮度时(步骤 S14 中的“否”),则继续行进到步骤 S13。同时,在步骤 S14,当确定数据 d_n 比标准数据要亮预定亮度时(步骤 S14 中的“是”),则继续行进到步骤 S15。在步骤 S15,除了第一和第二亮度数据之外的当前数据是经处理 B 流帧数据 FFD_n 。

[0091] 在图 11 中,数据 d_n 与数据 $d(n-2)$ 之间的亮度差 $D3$ 小于阈值 DTH 。因此,继续行进到步骤 S13,并且数据 d_n 作为经处理 B 流帧数据 FFD_n 的数据。

[0092] 在图 12 中,数据 d_n 与数据 $d(n-2)$ 之间的亮度差 $D4$ 大于或等于阈值 DTH ,并且数据 d_n 是误差数据。因此,继续行进到步骤 S15,并且作为除了第一和第二亮度数据之外的当前数据的数据 $d(n-2)$ 是经处理 B 流帧数据 FFD 的数据。

[0093] 另外,在第二变型实施例,经处理 B 流帧数据生成装置 63 对相应像素的数据执行步骤 S11 ~ S15 的过程,并且生成经处理 B 流帧数据 FFD_n 。在步骤 S11 ~ S15 中,当作为当前帧的数据的数据 d_n 不是所估计误差数据(第一和第二亮度数据)时,当前帧的数据 d_n 用作经处理 B 流帧数据 FFD_n 的数据,使得使用除了误差数据之外的当前数据。同时,当数据 d_n 是所估计误差数据时,将当前帧中除了所估计误差帧之外的数据(图 11 中的数据

dn 和图 12 中的数据 $d(n-1)$) 用于经处理 B 流数据 FFDn, 使得使用除了误差数据之外的当前数据。因此, 通过处理步骤 S11 ~ S15 所生成的经处理 B 流帧数据 FFDn 也是使用除了误差数据之外的当前数据的数据。

[0094] 即使高亮度帧的数量增加, 当所估计误差数据的数量仅被设置为一时, 也存在基于作为标准数据的高亮度数据来执行数据是否为误差数据的确定的高可能性。因此, 存在可将不应该被用作误差数据的数据用于经处理 B 流帧数据 FFD 的可能性。但是, 在第二变型实施例中, 第一和第二亮度数据用作所估计误差数据, 而对于标准数据免除两个帧的数据。关于它是否为误差数据的确定基于这种标准数据来执行, 使得甚至高亮度帧的数量增加, 也能够消除将不应该被用作误差数据的数据用于经处理 B 流帧数据 FFD。因此, 能够更有效地防止暂时示出高亮度的图像的显示。

[0095] 通过上述说明, 当显示暂时示出高亮度的图像时, 操作员控制所估计误差数据的数量, 并且防止图像显示暂时高亮度。

[0096] 在第二变型实施例的步骤 S15, 当数据 dn 是如图 12 所示的误差数据时, 能够对作为第二亮度数据的数据 $d(n-1)$ 确定该数据是否为比作为标准数据的数据 $d(n-2)$ 要亮预定亮度的误差数据。当数据 $d(n-1)$ 是误差数据时, 作为除了误差数据之外的当前数据的数据 $d(n-2)$ 是经处理 B 流帧数据 FFDn。同时, 当数据 $d(n-1)$ 不是误差数据时, 将数据 $d(n-1)$ 用作经处理 B 流帧数据 FFDn。照此, 能够生成使用除了误差数据之外的当前帧数据的经处理 B 流帧数据 FFD。

[0097] 接下来说明第三变型实施例。血流图像并不局限于 B 流图像, 而是能够应用彩色多普勒图像或功率多普勒图像。当血流图像是彩色多普勒图像时, 为了防止图像在彩色多普勒图像中显示暂时的高血液速度或高功率, 在不同时间相位的多个多普勒帧数据中, 生成使用除了与来自相互对应的像素数据的标准数据相比作为更快血液速度或者更高功率的误差数据之外的当前数据的经处理多普勒帧数据。然后显示基于经处理多普勒帧数据的彩色多普勒图像。注意, 多普勒帧数据和经处理多普勒帧数据包括通过经过多普勒处理的回波信号所生成的血液速度和 / 或血流功率的数据。当血流图像是上述彩色多普勒图像时, 所估计误差数据和误差数据通过使用血流或血流功率而不是亮度作为标准来确定, 并且经处理多普勒帧数据按照如上所述来生成。也就是说, 对于上述所估计误差数据, 使用最大血液速度数据或者按照血液速度的降序的多个数据而不是最大亮度数据或者按照亮度的降序的多个数据, 然后确定上述误差数据, 并且生成经处理多普勒帧数据。或者, 作为所估计数据, 使用最大血流功率数据或者按照血流功率的降序的多个数据而不是最大亮度数据或者按照亮度的降序的多个数据, 然后确定上述误差数据, 并且生成经处理多普勒帧数据。

[0098] 当血流图像是功率多普勒图像时, 为了防止图像在功率多普勒图像中显示暂时高功率, 在不同时间相位的多个多普勒帧数据中, 生成使用除了与来自相互对应的像素数据的标准数据相比作为更高血流功率的误差数据之外的当前数据的经处理多普勒帧数据。在这种情况下, 所估计误差数据和误差数据基于血流功率而不是亮度的标准来确定, 并且与上文相似地生成经处理多普勒帧数据。

[0099] < 第二实施例 >

[0100] 接下来说明第二实施例。下面仅说明与第一实施例不同的配置和操作。

[0101] 在这个实施例中,经处理 B 流帧数据生成装置 63 使用亮度是在不同时间相位的多个 B 流帧数据 ffd 中相互对应的像素数据的中心数据的数据来生成各帧的经处理 B 流帧数据 FFD。

[0102] 基于图 13 的流程图来说明本实施例中经处理 B 流帧数据 FFD 的生成。在这里,帧 F_n 、 $F(n-1)$ 、 $F(n-2)$ 的 B 流帧数据 ffd_n、ffd(n-1)、ffd(n-2) 是图 13 中步骤 S21、S22 的处理的对象,并且说明对帧 F_n 的显示。

[0103] 首先在步骤 S21,经处理 B 流帧数据生成装置 63 确定其亮度是 B 流帧数据 ffd_n、ffd(n-1)、ffd(n-2) 中相互对应的像素数据的中值的数据。例如,如图 14 所示,当亮度按顺序或者数据 dn、d(n-1)、d(n-2) 下降时,经处理 B 流帧数据生成装置 63 将数据 d(n-1) 确定为亮度为中值的数据。

[0104] 随后在步骤 S22,经处理 B 流帧数据生成装置 63 将数据 d(n-1) 确定为帧 F_n 的经处理 B 流帧数据 FFD_n。然后,经处理 B 流帧数据生成装置 63 对相应像素的数据执行步骤 S21、S22,并且生成经处理 B 流帧数据 FFD_n。

[0105] 按照本实施例,显示基于经处理 B 流帧数据、使用其亮度是中值的数据所生成的 B 流图像。因此,与第一实施例相似,它防止图像显示暂时高亮度,并且能够显示被轻易看见的图像。

[0106] 接下来说明第二实施例的变型实施例。在这个实施例中,血流图像能够是彩色多普勒图像或功率多普勒图像。当血流图像是彩色多普勒图像时,在不同时间相位的多个多普勒帧数据中,基于血液速度或血流功率而不是亮度来确定中值,以便生成经处理多普勒帧数据。然后显示基于经处理多普勒帧数据的彩色多普勒图像。当血流图像是功率多普勒图像时,在不同时间相位的多个多普勒帧数据中,基于血流功率而不是亮度来确定中值,以便生成经处理多普勒帧数据。然后显示基于经处理多普勒帧数据的功率多普勒图像。

[0107] 在没有背离本发明精神和范围的情况下,可配置本发明的许多极为不同的实施例。应当理解,本发明并不局限于说明书中所述的具体实施例,而是由随附权利要求书来定义。

[0108] 附图标记

[0109] 图 1

[0110] 2 超声探头

[0111] 3 发射 / 接收装置

[0112] 4 B 模式处理装置

[0113] 5 B 流处理装置

[0114] 6 显示控制装置

[0115] 7 显示装置

[0116] 8 操作装置

[0117] 9 控制装置

[0118] 10 HDD(硬盘驱动器)

[0119] 图 2

[0120] 61 存储器

[0121] 62 B 模式数据生成装置

- [0122] 63 经处理 B 流帧数据生成装置
- [0123] 64 B 流图像数据生成装置
- [0124] 65 图像显示控制装置
- [0125] 图 3
- [0126] S1 确定最大亮度数据
- [0127] S2 最大亮度数据是否为作为当前数据的 B 流帧数据 ffd_n 的数据 d_n ?
- [0128] S3 将数据 d_n 确定为经处理 B 流帧数据的数据。
- [0129] S4 数据 d_n 是否比标准数据要亮预定亮度?
- [0130] S5 将除了作为最大亮度数据的数据 d_n 之外的当前数据确定为经处理 B 流帧数据的数据。
- [0131] 图 4、8
- [0132] 时间
- [0133] 图 5、6、7、10、11、12、14
- [0134] 亮度
- [0135] 时间
- [0136] 图 9
- [0137] S11 确定第一亮度数据和第二亮度数据。
- [0138] S12 第一和第二亮度数据是否为作为当前帧的 B 流帧数据 ffd_n 的数据 d_n ?
- [0139] S13 将数据 d_n 确定为经处理 B 流帧数据的数据。
- [0140] S14 数据 d_n 是否比标准数据要亮预定亮度?
- [0141] S15 将除了作为最大亮度数据的第一亮度数据和第二亮度数据之外的当前数据确定为经处理 B 流帧数据的数据。
- [0142] 图 13
- [0143] S21 确定亮度为中值的数据 $d(n-1)$ 。
- [0144] S22 将亮度为中值的数据 $d(n-1)$ 确定为经处理 B 流帧数据 FFD_n 的数据。

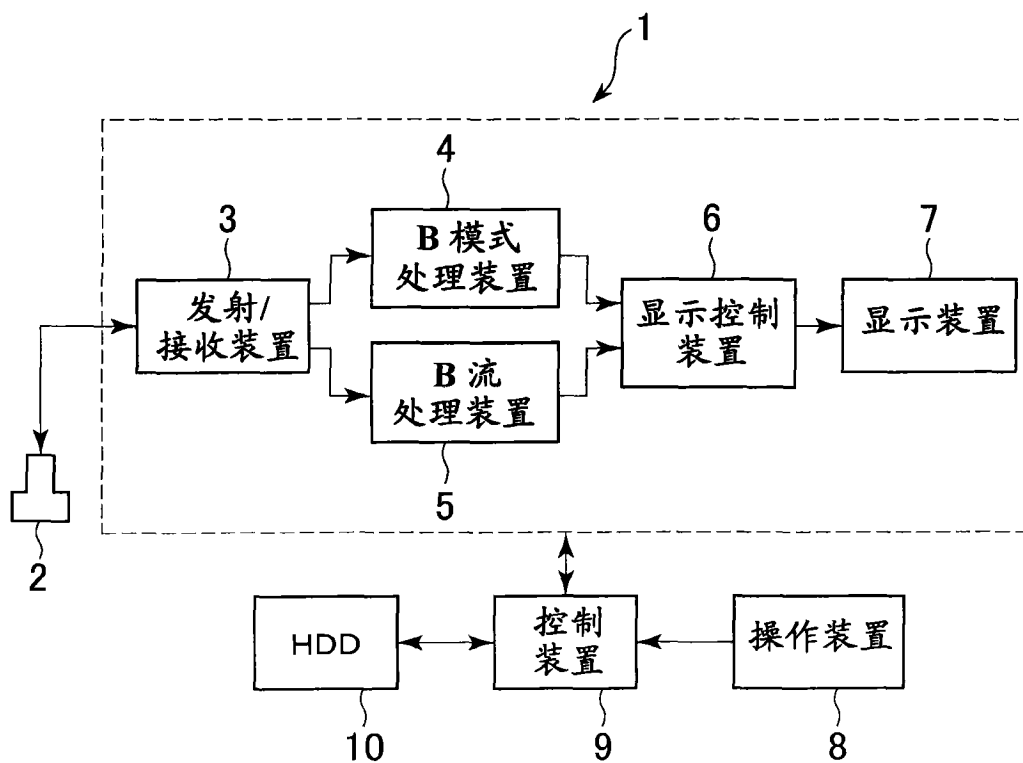


图 1

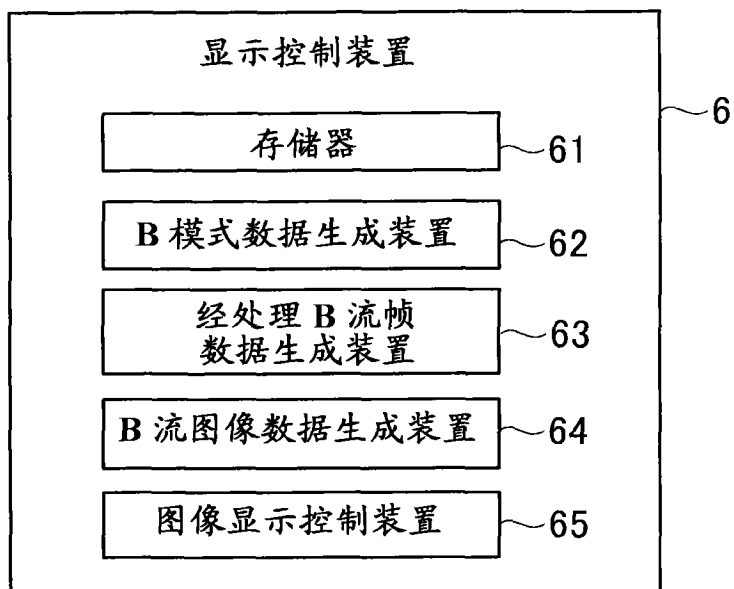


图 2

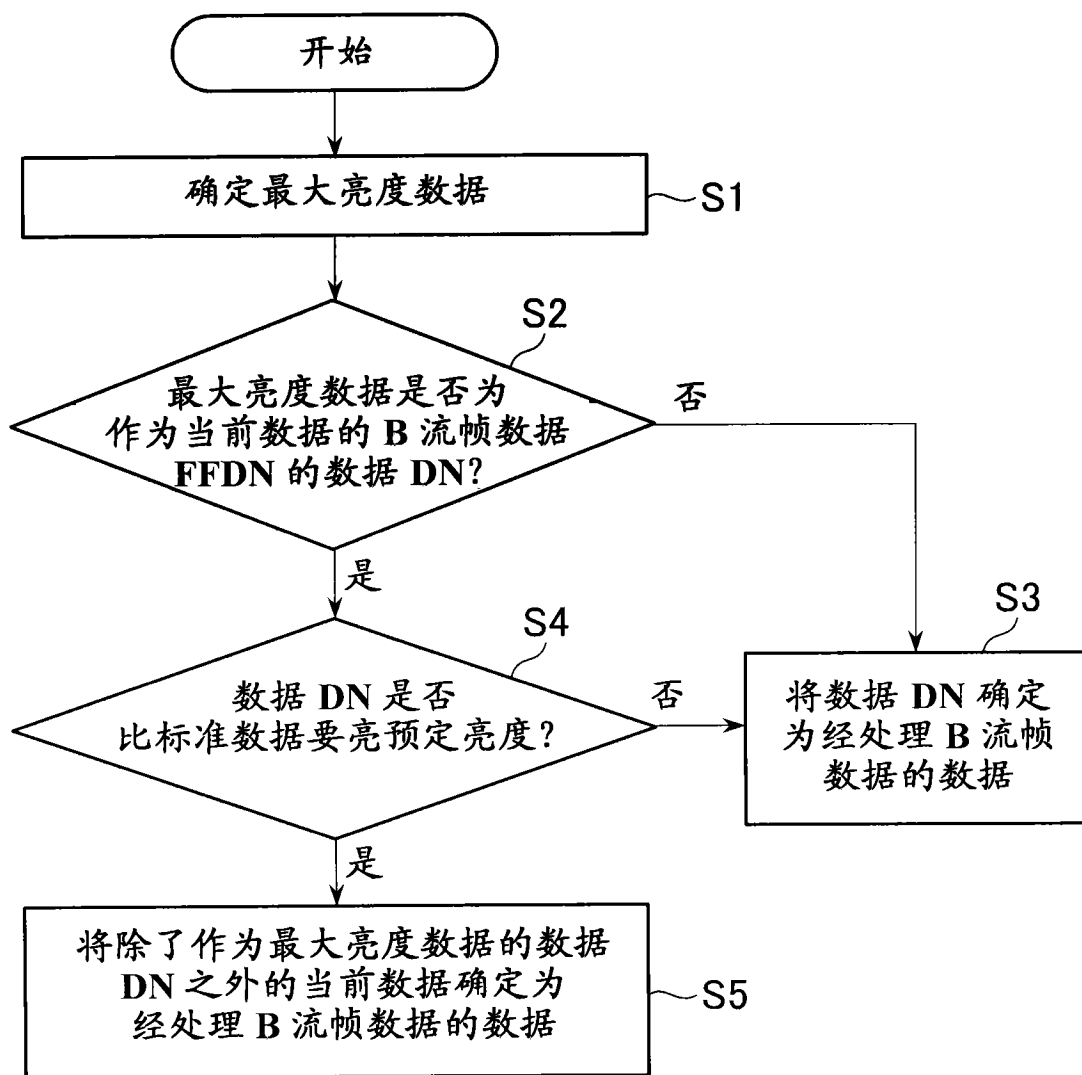


图 3

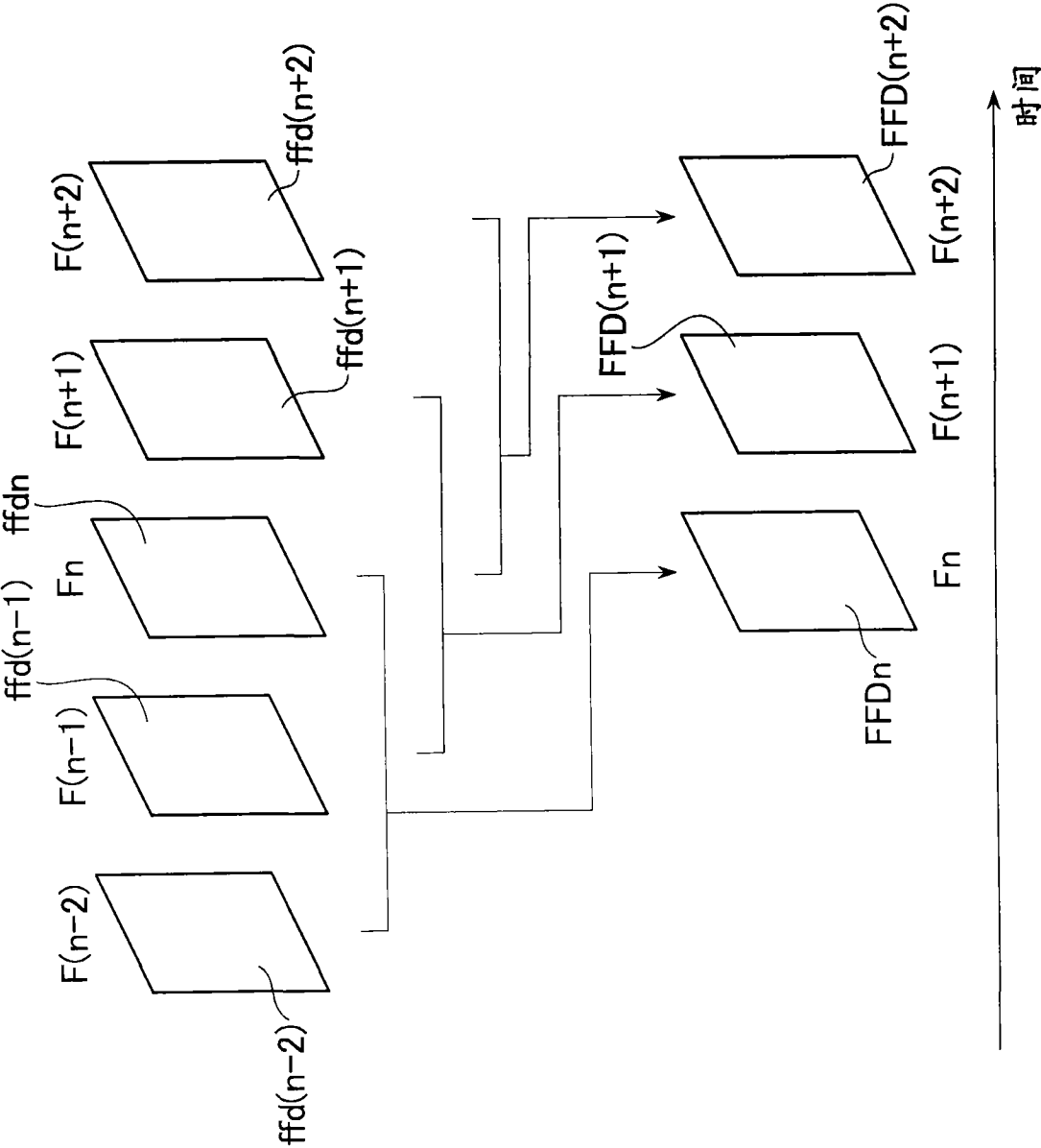


图 4

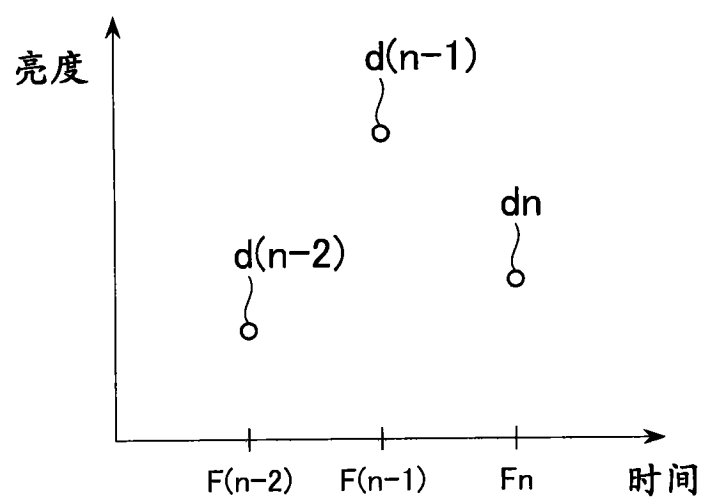


图 5

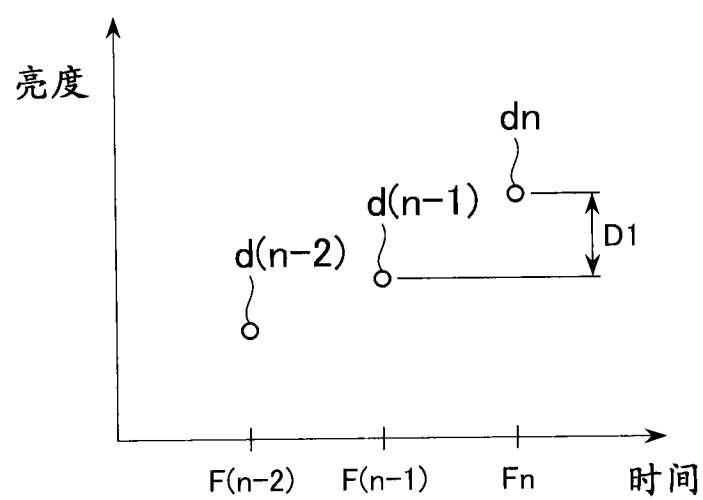


图 6

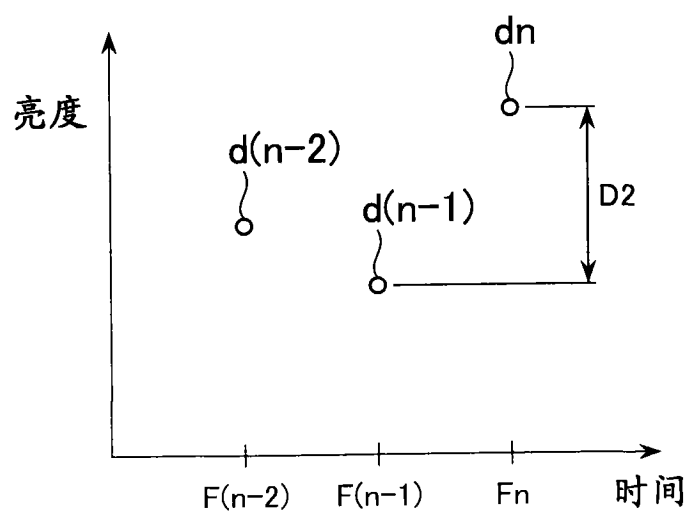


图 7

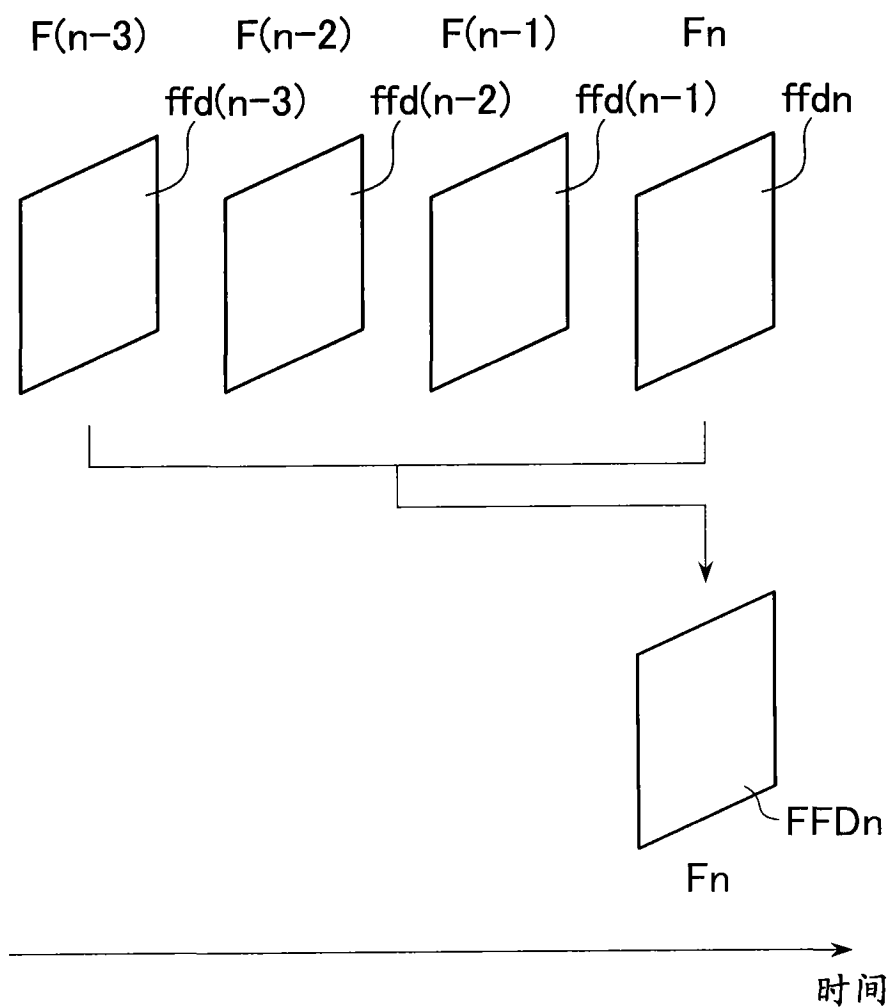


图 8

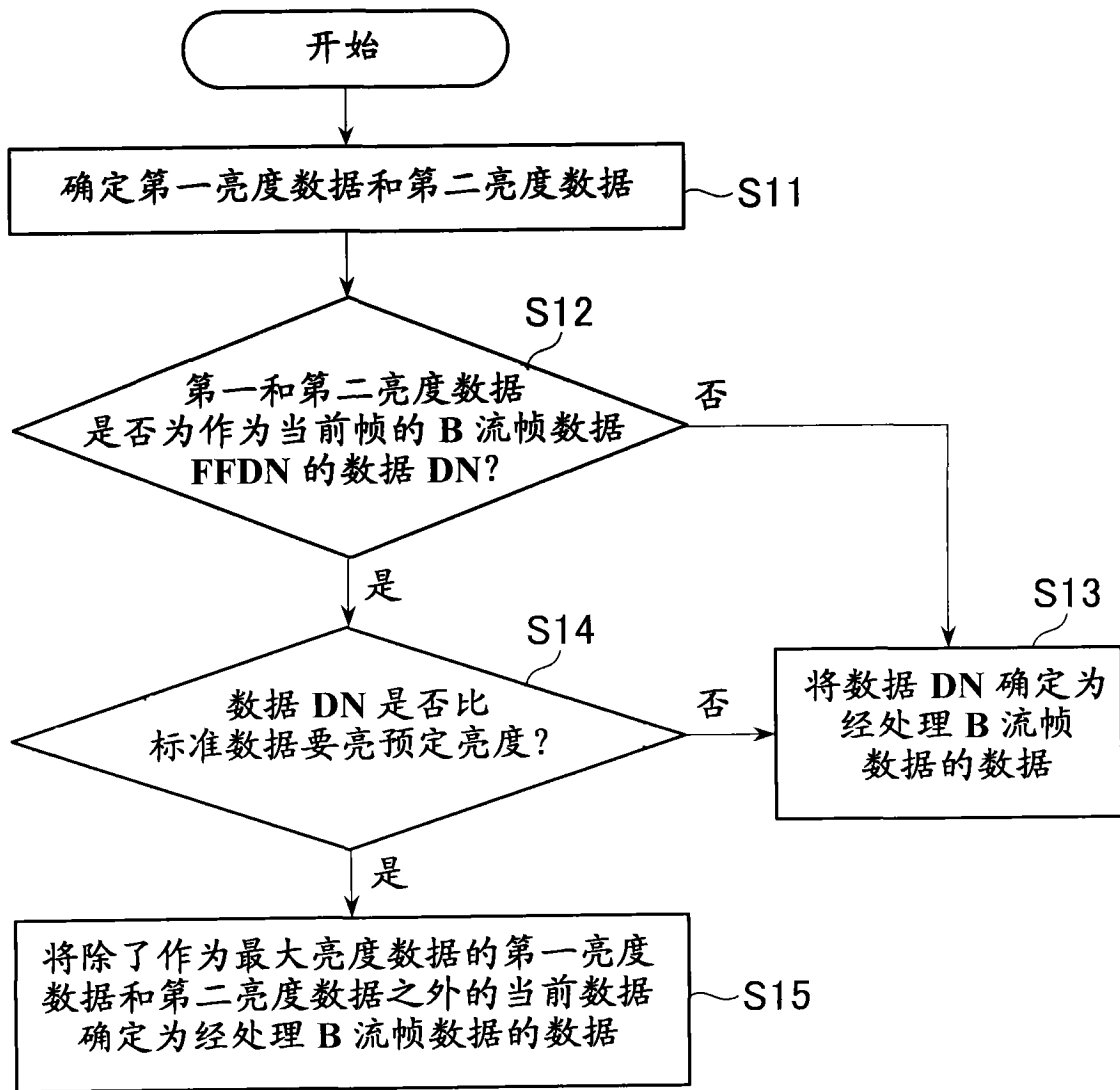


图 9

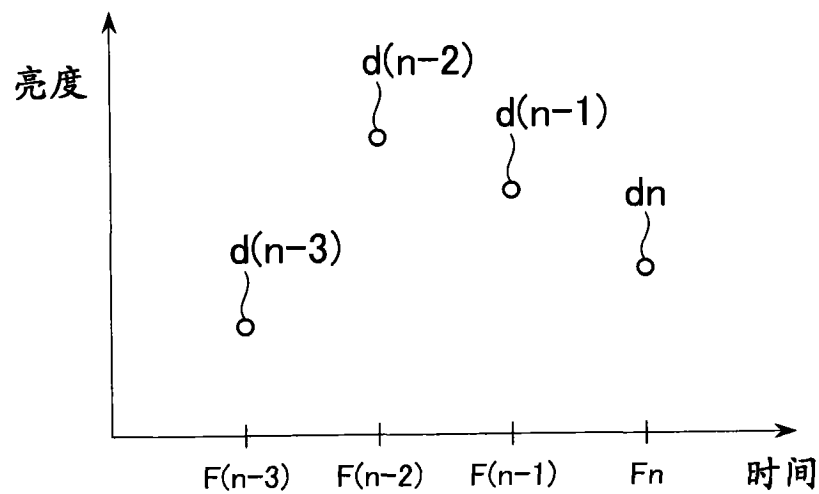


图 10

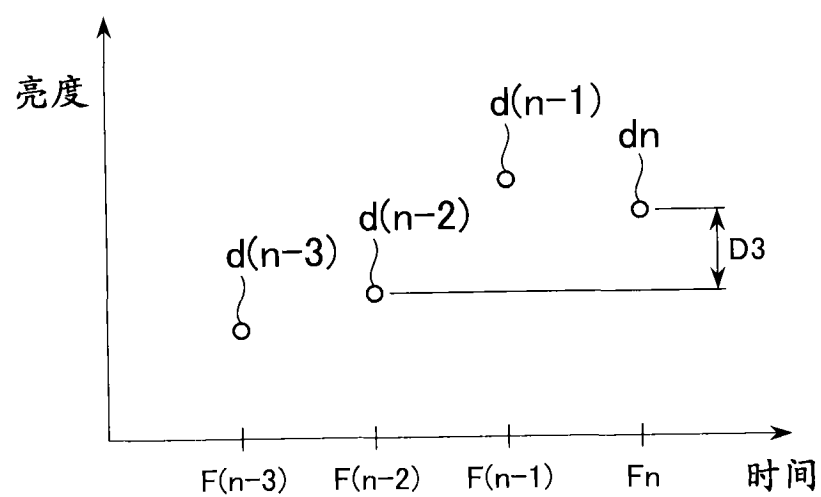


图 11

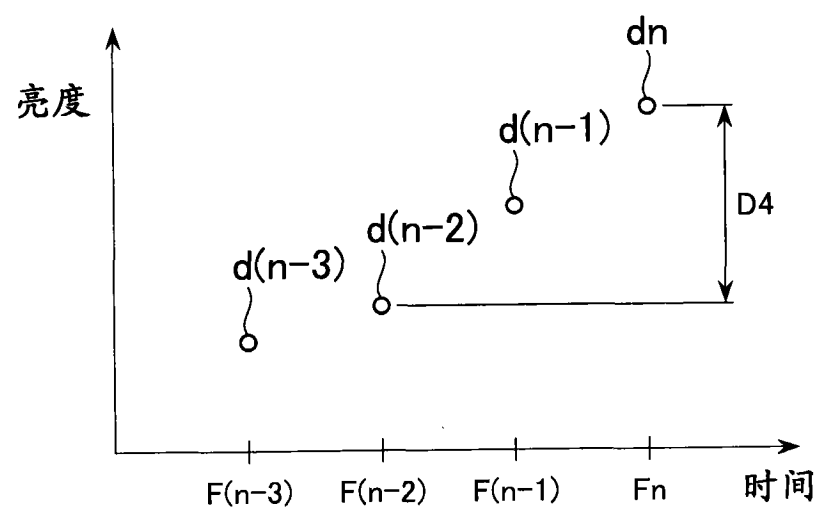


图 12

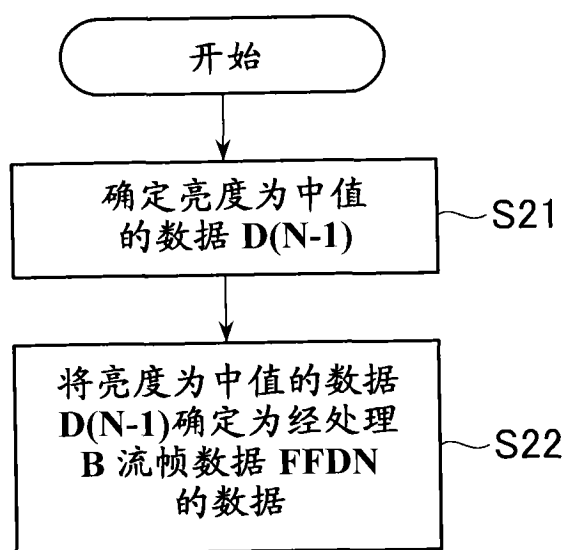


图 13

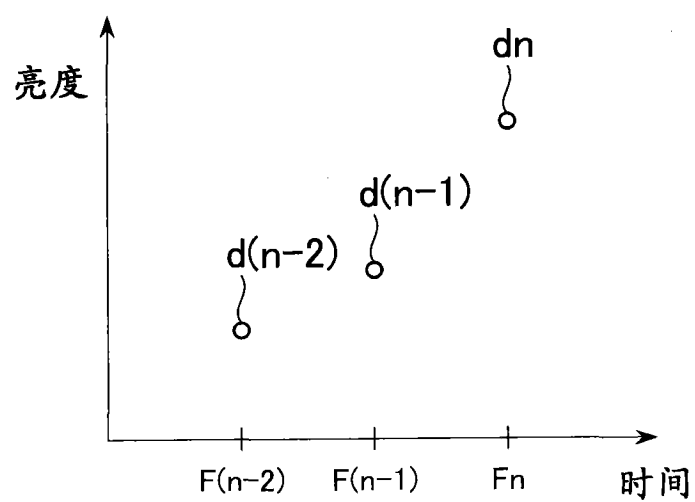


图 14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	CN102335012A	公开(公告)日	2012-02-01
申请号	CN201110208010.0	申请日	2011-07-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	见山广二		
发明人	见山广二		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/5269 A61B8/06		
优先权	2010159470 2010-07-14 JP		
其他公开文献	CN102335012B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断设备，包括：帧数据生成装置，用于基于通过相同声线上超声波的多次发射/接收所得到的回波信号来生成血流图像的帧数据；经处理帧数据生成装置，用于使用除了与在不同时间相位的多个帧数据中相互对应的像素数据内的标准数据相比作为更高亮度、更快血液速度或更高血流功率的误差数据之外的当前数据来生成经处理帧数据；以及图像显示控制装置，用于基于经处理帧数据显示血流图像。

