



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102143710 A

(43) 申请公布日 2011. 08. 03

(21) 申请号 200980134507. 3

(22) 申请日 2009. 08. 20

(30) 优先权数据

2008-230428 2008. 09. 09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 03. 03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/064576 2009. 08. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02010/029838 JA 2010. 03. 18

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 藤井信彦

(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 蒋亭

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

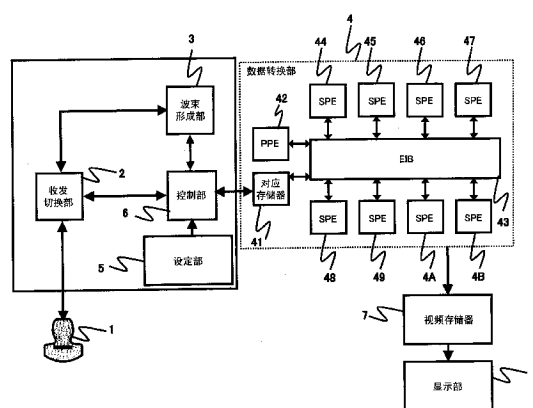
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头，向被检体发送超声波波束，并且接收来自被检体的反射回波信号；波束形成部，将用于使所述超声波探头发送超声波波束的信号供给到所述超声波探头；数据转换部，将所述反射回波信号数字化后得到回波数据，从该回波数据向超声波图像数据转换；设定部，将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据；以及控制部，附带所述计测模式数据和所述回波数据生成数据集，将所述数据集数据传送至所述数据转换部，并且控制所述数据转换部，使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据，根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,向被检体发送超声波波束,并且接收来自被检体的反射回波信号;

波束形成部,将用于使所述超声波探头发送超声波波束的信号提供给所述超声波探头;

数据转换部,将所述反射回波信号数字化后得到回波数据,从该回波数据转换至超声波图像数据;

设定部,将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据;以及

控制部,附带所述计测模式数据和所述回波数据从而生成数据集,将所述数据集数据传送至所述数据转换部,并且控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据转换至超声波图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部将分组数据作为所述数据集来生成,所述分组数据包括将所述回波数据分割成多个的分割数据和所述计测模式数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部还对所述分组数据附加得到所述回波数据的计测时间信息,

所述数据转换部利用所述计测时间信息从所述分组数据向所述回波数据复原。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述数据转换部由多个处理器部构成,

为了运算所述计测模式的超声波图像数据,所述控制部分配给所述处理器部的至少一个,控制所述被分配的处理器部,使得从所述回波数据转换至超声波图像数据。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在利用多级所述被分配的处理器部来运算所述计测模式的超声波图像数据的情况下,所述控制部控制所述被分配的处理器部,使所述多级的处理器部进行流水线处理。

6. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在针对所述多个处理器部进行多个计测模式的情况下,为了向用于进行所述多个计测模式的任意的处理器部分配各个计测模式的数据集,所述控制部分配与所述任意的处理器部不同的处理器部,并控制与所述任意的处理器部不同的处理器部及所述任意的处理器部。

7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在针对所述多个处理器部进行多个计测模式的情况下,所述控制部使用于进行所述多个计测模式的任意的处理器部识别各个计测模式的数据集。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部以协调帧计测模式和测量计测模式的方式进行控制,该帧计测模式是所述多个计测模式中的图像以帧为单位迁移,该测量计测模式是所述多个计测模式中的图像以行为单位迁移。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部还对所述数据集附加数据传送或计测时的错误数据,并控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的错误数据,根据其解析后的错误数据停止从所

述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换。

10. 一种超声波诊断装置的数据处理方法,所述超声波诊断装置的超声波探头向被检体发送超声波波束,并且接收来自被检体的反射回波信号,波束形成部将使所述超声波探头发送超声波波束的信号提供给所述超声波探头,数据转换部将所述反射回波信号数字化后得到回波数据,从该回波数据转换至超声波图像数据,所述超声波诊断装置的数据处理方法的特征在于,

设定部将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据,

控制部附带所述计测模式数据和所述回波数据生成数据集,

将所述数据集数据传送至所述数据转换部,并且控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据转换至超声波图像数据。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置的数据处理方法,其特征在于,

所述控制部将分组数据作为所述数据集来生成,所述分组数据包括将所述回波数据分割为多个的分割数据和所述计测模式数据。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的数据处理方法,其特征在于,

所述控制部还对所述分组数据附加得到所述回波数据的计测时间信息,

所述数据转换部利用所述计测时间信息从所述分组数据向所述回波数据复原。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的数据处理方法,其特征在于,

所述数据转换部由多个处理器部构成,

为了运算所述计测模式的超声波图像数据,所述控制部分配给所述处理器部的至少一个,

控制所述被分配的处理器部,使得从所述回波数据转换至超声波图像数据。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的数据处理方法,其特征在于,

所述控制部还对所述数据集附加数据传送或计测时的错误数据,并控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的错误数据,根据其解析后的错误数据停止从所述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换。

超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及其数据处理方法,尤其涉及从反射回波信号向超声波图像转换的图像运算部的技术。

背景技术

[0002] 现有的超声波诊断装置具有计测被检体的断层像(B模式像)的功能。

[0003] 另外,如果超声波诊断装置计测例如心脏的断层像,则也具有计测其心脏壁的时间变化图像(M模式像)的功能。为了并行计测这多个计测模式,设置了多个被称为数字扫描转换器(DSC)的数据转换部(例如,专利文献1)。

[0004] 【专利文献1】日本特开第3612358号公报

[0005] 可是,在超声波诊断装置中,一方面有助于装置小型化的数据转换部的电路规模的缩小,另一方面有助于装置高功能化的数据转换部的数据运算处理的高速化这一彼此制约的技术课题依然存在。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目的在于提供一种即使是一个数据转换部也可实现数据运算处理的高速化的超声波诊断装置及其数据处理方法。

[0007] 为了解决所述课题,本发明以如下方式构成。

[0008] 本发明的一种超声波诊断装置,具备:超声波探头,向被检体发送超声波波束,并且接收来自被检体的反射回波信号;波束形成部,将用于使所述超声波探头发送超声波波束的信号供给到所述超声波探头;数据转换部,将所述反射回波信号数字化后得到回波数据,从该回波数据向超声波图像数据转换;设定部,将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据;以及控制部,附带所述计测模式数据和所述回波数据来生成数据集,将所述数据集数据传送至所述数据转换部,并且控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据转换至超声波图像数据。

[0009] 另外,本发明的超声波诊断装置的数据处理方法中,超声波诊断装置的超声波探头向被检体发送超声波波束,并且接收来自被检体的反射回波信号,波束形成部将使所述超声波探头发送超声波波束的信号供给到所述超声波探头,数据转换部将所述反射回波信号数字化后得到回波数据,从该回波数据向超声波图像数据转换,设定部将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据,控制部附带所述计测模式数据和所述回波数据来生成数据集,将所述数据集数据传送至所述数据转换部,并且控制所述数据转换部,使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据转换至超声波图像数据。

[0010] 对于这种构成,即使是1个数据转换部,也可实现数据运算处理的高速化。

[0011] 【发明效果】

[0012] 以上,根据本发明,能够提供一种即使是 1 个数据转换部也可实现数据运算处理高速化的超声波诊断装置及其数据处理方法。

附图说明

- [0013] 图 1 是表示应用了本发明的超声波诊断装置的构成框图。
- [0014] 图 2A 是表示共享数据和 RF 数据的数据集生成的结构和数据流的图。
- [0015] 图 2B 是表示共享数据和 RF 数据的数据集生成的结构和数据流的图。
- [0016] 图 3 是表示从原始数据生成分组数据之前的结构和数据流的图。
- [0017] 图 4 是表示从分组数据复原原始数据之前的结构和数据流的图。
- [0018] 图 5 是表示在图 1 的超声波诊断装置的构成下处理 B 模式像的例子的框图。
- [0019] 图 6 是表示在图 1 的超声波诊断装置的构成下处理 B 模式像的例子的框图。
- [0020] 图 7 是表示图 5 的 BM1、BM2 的数据处理的执行周期的时序图,是为了以流水线方式进行直到生成 B 模式像为止的具体处理而给图 5 的 BM1、BM2 分配处理的处理流程图。
- [0021] 图 8 是表示在图 1 的超声波诊断装置的构成下进行 DEMUX 处理、处理 B 模式、D 模式计测的例子的框图。
- [0022] 图 9 是为了以流水线方式进行直到 B 模式像和 D 模式计测的图像化为止的具体处理而给图 8 的 DEM、BM1、BM2、DM1、DM2 分配处理的处理流程图。
- [0023] 图 10 是表示图 8 的 DEM、BM1、BM2、DM1、DM2 的数据处理的执行周期的时序图。
- [0024] 图 11 是表示在图 1 的超声波诊断装置的构成下进行 B 模式(包括 DEMUX 处理)、D 模式计测(包括 DEMUX 处理)的例子的框图。
- [0025] 图 12 是为了以流水线方式进行直到 B 模式像和 D 模式计测的图像化为止的具体处理而给图 11 的 BM1、BM2、DM1、DM2 分配处理的处理流程图。
- [0026] 图 13 是表示图 11 的 BM1、BM2、DM1、DM2 的数据处理的执行周期的时序图。
- [0027] 图 14 是中断 B 模式像的图像化之前的流水线式具体处理的处理流程图。
- [0028] 图 15 是表示图 14 的 BM1 的数据处理的执行周期的时序图。

具体实施方式

- [0029] 利用附图对应用本发明的超声波诊断装置进行说明。
- [0030] 图 1 是表示应用了本发明的超声波诊断装置的构成框图。
- [0031] 如图 1 所示,本发明的超声波诊断装置具备:超声波探头 1,向被检体发送超声波波束,并且接收来自被检体的反射回波信号;收发切换部 2,切换超声波探头 1 的发送/接收;波束形成部(DBF:Digital Beam Former)3,将用于使超声波探头 1 发送超声波波束的信号供给到超声波探头 1;数据转换部(DSC:Digital Scan Converter)4,将所述反射回波信号数字化后得到回波数据,从该回波数据向超声波图像数据转换;设定部 5,将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据;控制部(Controllor)6,针对所述计测模式数据和所述回波数据生成数据集(data set),将所述数据集数据传送至所述数据转换部 4,并且控制所述数据转换部 4,使所述数据转换部 4 解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据转换至超声波图像数据。
- [0032] 对于超声波探头 1,在超声波探头的长轴方向上按照 1 ~ m 信道排列有振荡器元

件。在此,因为在长轴方向上被切断为 m 个从而排列有 $1 \sim m$ 信道,因此通过改变提供给长轴方向上的各振荡器元件 ($1 \sim m$ 信道) 的延迟时间,可在长轴方向上实现发送波或接收波的波束聚焦。另外,通过改变提供给长轴方向上的各振荡器元件的超声波信号的振幅,来进行发送波加权;通过改变来自长轴方向上的各振荡器元件的超声波接收信号的放大率或衰减率,来进行接收波加权。再有,通过使短轴方向上的各个振荡器元件接通、断开,可进行口径控制。在此,在短轴方向上也分为 k 个排列有 $1 \sim k$ 信道的情况下,通过改变提供给短轴方向上的各振荡器元件 ($1 \sim k$ 信道) 的延迟时间,从而在短轴方向上也可实现发送波或接收波的波束聚焦。

[0033] 另外,通过改变提供给短轴方向上的各振荡器元件的超声波发送信号的振幅,来进行发送波加权;通过改变来自短轴方向上的各振荡器元件的超声波接收信号的放大率或衰减率,来进行接收波加权。再有,通过使短轴方向上的各个振荡器元件接通、断开,可进行口径控制。

[0034] 此外,该超声波探头 1 是由压电元件形成振荡器的。另外,超声波探头 1 是由被称为 cMUT (Capacitive Micro machined Ultrasonic Transducer) 的半导体形成振荡器的。

[0035] 收发切换部 2 发挥着向超声波探头 1 供给发送信号并且处理接收到的反射回波信号的接口的作用。另外,收发切换部 2 也具有接收基于所述发送出的超声波波束的来自被检体内的反射回波信号、收集生物体信息的接收波电路的功能。

[0036] 波束形成部 3 是控制超声波探头 1、使超声波波束送出的发送波电路。

[0037] 数据转换部 4 将在收发切换部 2 中处理后的反射回波信号转换为超声波断层像,基于依次输入的反射回波信号生成超声波图像。超声波图像是重构 A 模式像、B 模式像、彩色多普勒血流图 (color flow mapping) (C) 模式像、多普勒 (D) 模式像、弹性 (弹性体) (E) 模式像、主要重构沿着被检体的体表连续配置的 B 模式像所得到的 3 维超声波图像。

[0038] 设定部 5 是操作者利用操作台上的键盘或跟踪球来输入期望的计测模式、患者信息、摄像位置等各种参数的。

[0039] 控制部 6 是以基于设定部 5 输入的各种参数使收发切换部 2、波速形成部 3 及数据转换部 4 分别发挥功能的方式进行控制的控制用计算机系统。

[0040] 视频存储器 7 合成由数据转换部 4 形成的超声波图像、患者信息或躯干标识信息等文字或图形信息、设定部 5 的图形信息后进行存储。以前出现的控制部 6 还具有选择控制以哪种显示格式进行显示的显示控制部的功能。

[0041] 显示部 8 显示视频存储器 7 中存储的超声波图像,例如由 CRT 监视器或液晶监视器构成。显示部 8 只要是显示超声波图像操作者基于显示图像能进行诊断即可,本发明的实施方式中包括模拟输出、数字输出的任意一种显示技术。

[0042] 再有,数据转换部 4 具备:内部存储器 41、处理器控制部 (PPE:PowerPC Processor Element) 42、内部数据传输总线 (EIB:Element Interconnect Bus) 43、处理器 (SPE:Synergistic Processor Element) 44 ~ 4B。

[0043] 内部存储器 41 接受从控制部 6 传送来的数据并进行存储。

[0044] 处理器控制部 42 控制经由内部数据传输总线 43 相连接的处理器 44 ~ 4B。其控制的具体例如下:解析内部存储器 41 中存储的数据或参数,对处理器 44 ~ 4B 分配处理程序,从内部存储器 41 存储的数据中得到超声波图像。数据转换部 4 例如采用 CELL 等体系

结构被标准化后的处理器。所谓 CELL 是日本的 Cell Broadband Engine(注册商标)的缩写,是由索尼电脑娱乐公司等开发出的微处理器。

[0045] 另外,处理器的数目在图 1 的例子中采用 8 个,但是由于可根据处理器的处理能力任意设定,因此也可是任意自然数的个数。

[0046] (第 1 实施方式) 共享数据 (CD) 和处理对象数据 (RD) 的数据集・传送

[0047] 利用图 2A、图 2B,对第 1 实施方式进行说明。在第 1 实施方式中,公开了共享数据 (CD) 和处理对象数据 (RD) 的数据集以及基于该数据集的数据处理的方法。所谓数据集是指制作对共享数据 (CD) 和处理对象数据 (RD) 的各数据组合后的数据。

[0048] 图 2A、图 2B 是表示共享数据和 RF 数据的数据集生成的结构和数据流的图。

[0049] 首先,利用图 2A 对第 1 实施方式的结构进行说明。

[0050] 控制部 6 具有内部存储器 61。

[0051] 内部存储器 61 存储包括设定部 5 设定出的计测模式 (A 模式、B 模式、C 模式、D 模式、E 模式、3 维等) 数据在内的共享数据 (CD)。共享数据 (CD) 作为一例具有 1 字节的存储区域。

[0052] 另一方面,内部存储器 61 中存储被计测的处理对象数据 (RD)。处理对象数据 (RD) 作为一例具有 1024 字节的存储区域。

[0053] 控制部 6 具有使内部存储器 61 中的共享数据 (CD) 的存储区域和处理对象数据 (RD) 的存储区域的地址连续地存储的功能。在本实施方式中,将该功能称为“数据集”。控制部 6 具有将形成数据集后的共享数据 (CD) 及处理对象数据 (RD) 的存储区域中所存储的数据向数据转换部 4 (DSC) 的存储器 41 传送的功能。

[0054] 利用图 2B 对第 1 实施方式的动作进行说明。

[0055] 控制部 6 使内部存储器 61 中的共享数据 (CD) 的存储区域和处理对象数据 (RD) 的存储区域的地址连续来形成数据集。

[0056] 控制部 6 将形成数据集的共享数据 (CD) 及处理对象数据 (RD) 的存储区域中所存储的数据向数据转换部 4 的存储器 41 传送。

[0057] 根据第 1 实施方式,由控制部 6 针对共享数据 (CD) 和处理对象数据 (RD) 生成数据集,将所述数据集数据传送至数据转换部 4 的存储器 41,并且控制所述数据转换部 4,使所述数据转换部 4 解析所述数据集中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换,所以即使是 1 个数据转换部也可实现数据运算处理的高速化。另外,第 1 实施方式特有的效果在于,因为通过数据传输总线将处理对象数据和处理参数一起送到处理器,所以如以往那样不需要相当于处理参数的信号和处理对象数据到达不同步时的待机处理。

[0058] (第 2 实施方式) 分组分割・复原

[0059] 利用图 3、图 4 对第 2 实施方式进行说明。在第 2 实施方式中,公开了例如在交替计测 B 模式和 D 模式等多个计测模式的情况下防止各自计测模式下的帧频的下降的例子。

[0060] 图 3 是表示直到根据原始数据生成分组数据为止的构成和数据流的图,图 4 是表示直到根据分组数据复原原始数据为止的构成和数据流的图。

[0061] 如第 1 实施方式那样,对于以 1024 字节传送处理对象数据 (RD) (又称为“原始数据”),假设连接控制部 (CONT) 6 和数据转换部 (DSC) 4 的数据传输总线直到传送结束都处于

不发送下一计测模式数据的状态。例如,假设交替计测 B 模式和 D 模式情况等的计测的待机状态。为了避免该状态,利用分割计测数据来通信的分组通信技术。

[0062] 为了制作分组数据,首先需要在第 1 实施方式的计测模式下附加共享数据 (CD)、即表示计测时间的时间代码、分组序号、分组总数的各数据,其次需要进行处理对象数据 (RD) 的数据分割。如果在附加上述各数据、包括预备数据时,共享数据 (CD) 例如为 48 字节左右。

[0063] 超声波诊断装置的规格中要求实时处理依次计测的超声波信号的扫描处理。根据该要求决定分割的数目。

[0064] 此外,研究超声波探头的信道数的增加、并行执行计测模式数为多个的数据处理的状况、超声波的反复收发频率从 8kHz 至 20kHz 左右的高频化等的高功能化。例如,假设例如要求第 1 实施方式的 1(共享数据 (CD))+1024(处理对象数据 (RD))=1025 字节的 20 倍左右的高速通信。

[0065] 因此, $1025 \text{ 字节} \div 20 \approx 51.2 \text{ 字节}$

[0066] $51.2 - 48 = 3.2 \text{ 字节}$

[0067] 由此,对于可传输的字节数,以低于 3.2 字节的 2 字节为单位,即将 $2 + 48 = 50$ 字节作为分组数据的大小,处理对象数据 (RD) 的分割数设为 512 即可。

[0068] 由于控制部 6 中具有内部存储器 61,这与第 1 实施方式相同,因此省略其说明。

[0069] 内部存储器 61 存储包括计测模式数据的共享数据 (CD)。共享数据 (CD) 作为一例具有 48 字节的存储区域。

[0070] 另一方面,内部存储器 61 存储将计测出的原始数据进行 512 分割之后的数据 (RD001 ~ RD512)。分割数据具有 2 字节的存储区域。

[0071] 控制部 6 具有对内部存储器 61 中的 CD 的存储区域和来自原始数据的分割数据 (RD001 ~ RD512) 的存储区域形成数据集、生成分组数据的功能。控制部 6 也具有将生成的分组数据向数据转换部 4(DSC) 的存储器 41 传送的功能。分组数据例如采用时间代码为来自控制部 6 内置的计时器的计测时间、计测模式为 B 模式、分组序号为 1 ~ 513、分组总数为 513,共存储了 512 个。512 个分组数据是 CD(48 字节) 和 RD001(2 字节) 的数据集、共享数据 (CD) (48 字节) 和 RD002(2 字节) 的数据集、……CD(48 字节) 和 RD512(2 字节) 的数据集。另外,为了将分组数据的结束通知给数据交换部 4,在最后的分组数据设定了数据结束代码 (EOD)。

[0072] 数据转换部 4 的处理器控制部 42 从控制部 6 接受 513 个分组数据传送,将分组数据存储至内部存储器 41。处理器控制部 42 解析共享数据 (CD) 和 EOD,复原原始数据。关于该解析例,通过解析共享数据 (CD) 的时间代码和计测模式,从在该时刻得到的相同计测模式(在此,为 B 模式)的分组数据中复原原始数据。再有,处理器控制部 42 针对所述原始数据对处理器 44 ~ 4B 分配处理程序,然后根据内部存储器 41 中存储的数据得到 B 模式像。

[0073] 利用图 3、图 4,对第 2 实施方式的动作进行说明。

[0074] 控制部 6 使内部存储器 61 中的共享数据 (CD) 的存储区域和处理对象数据 (RD) 的分割数据的存储区域的地址连续从而形成数据集,生成 513 个分组数据。

[0075] 控制部 6 将生成的 513 个分组数据传送至数据转换部 4 的存储器 41。

[0076] 处理器控制部 42 通过解析 513 个分组数据中的时间代码和计测模式,从在该时刻得到的相同计测模式(在此,为 B 模式)的分组数据中复原原始数据。而且,处理器控制部 42 针对所述原始数据将处理程序分配给处理器 44 ~ 4B,然后根据内部存储器 41 中存储的数据得到 B 模式像。

[0077] 根据第 2 实施方式,由控制部 6 生成分组数据,将所述分组数据数据传送至数据转换部 4 的存储器 41,并且控制所述数据转换部 4,使所述数据转换部 4 解析所述分组数据中的计测模式数据,根据其解析后的计测模式数据从复原了所述分组数据的回波数据转换至超声波图像数据,所以,即使是 1 个数据转换部,也可实现数据运算处理的高速化。另外,第 2 实施方式特有效果在于,能对应包括多个计测模式或超声波的反复收发频率的高频化在内的高速化·高功能化的要求。

[0078] (第 3 的实施方式)B 模式像的计算·流水线处理

[0079] 利用图 5、图 6、图 7,对第 3 实施方式进行说明。在第 3 实施方式中,公开了例如直到 B 模式像的图像化为止的一例。

[0080] 图 5 是表示在图 1 的超声波诊断装置的结构下处理 B 模式像的例子的框图。在此,为了高速进行 B 模式像的图像处理,进行数据处理的处理器分配为处理器 44 和处理器 45 共 2 个。在处理器 44、45 中分别作为 BM1、BM2 进行分配。

[0081] 图 6 是表示为了以流水线(pipeline)方式进行直到生成 B 模式像为止的具体处理、而对图 5 的 BM1、BM2 分配处理的处理流程图,图 7 是表示图 5 的 BM1、BM2 的数据处理的执行周期的时序图。

[0082] 直到生成 B 模式像之前所需的处理,大致由对数压缩处理、持续性(persistence)处理、增强处理、扫描转换处理、伽马修正处理、数据传送处理构成。

[0083] 对数压缩处理中,例如将具有 2 的 20 次方的超声波接收信号的动态范围压缩为比较小的电路上的动态范围,实质上压缩为监视器的动态范围。持续性处理中,针对对数压缩处理后的像素对监视器上相同位置所显示的数据之间进行相加平均。增强处理中,针对持续性处理后的像素进行边缘强调,以使像素间的边界变得鲜明。扫描转换处理中,将增强处理后的像素从超声波波束的扫描向显示监视器的扫描进行坐标转换。伽马修正处理中,对扫描转换处理后的像素,以确定像素的定义或和值域的伽马曲线来修正显示灰度。数据传送处理中,将伽马修正处理后的图像(B 模式像)发送至视频存储器 7。

[0084] 这些处理可分为由对数压缩处理、持续性处理、增强处理构成的超声波扫描处理、和由扫描转换处理、伽马修正处理、数据传送处理构成的 TV 扫描处理。也就是说,对 BM1 分配超声波扫描处理,对 BM2 分配 TV 扫描处理。由此,对逐次更新的 B 模式像的数据伽马修正处理可采用流水线方式。

[0085] 接着,利用图 7 对数据处理的动作进行说明。

[0086] 首先,处理器 44(BM1)对作为最初的处理对象数据(RD)的 RF1 进行超声波扫描处理。

[0087] 接着,处理器 45(BM2)对 RF1 进行 TV 扫描处理,将针对 RF1 的 B 模式像数据(BMD1)向视频存储器 7 输出。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 44(BM1)对 RF1 的下一数据即 RF2 进行超声波扫描处理。

[0088] 再接着,视频存储器 7 将 BMD1 显示在显示器 8。在相同的流水线运算的执行周期,

处理器 45 (BM2) 对 RF2 进行 TV 扫描处理, 将针对 RF2 的 B 模式像数据 (BMD2) 向视频存储器 7 输出。另外, 在相同的流水线运算的执行周期, 处理器 44 (BM1) 对 RF2 的下一数据即 RF3 进行超声波扫描处理。

[0089] 再接着, 视频存储器 7 将 BMD2 显示在显示器 8。在相同的流水线运算的执行周期, 处理器 45 (BM2) 对 RF3 进行 TV 扫描处理, 将针对 RF3 的 B 模式像数据 (BMD3) 向视频存储器 7 输出。另外, 在相同的流水线运算的执行周期, 处理器 44 (BM1) 对 RF3 的下一数据即 RF4 进行超声波扫描处理。

[0090] 以后, 反复执行由这样的 3 级构成的流水线方式的运算, 直到在显示器 7 显示针对 RFn (n 为自然数) 的 B 模式像数据 (BMDn) 为止。

[0091] 在第 3 实施方式中, 数据转换部 4 由多个处理器部 44 ~ 4B 构成, 控制部 6 在所述计测模式的超声波图像数据的运算中分配所述处理器部 44 ~ 4B 的至少一个, 按照从所述回波数据向超声波图像数据转换的方式来控制所述被分配的处理器部。

[0092] 另外, 控制部 6 在利用多个所述被分配的处理器部来运算所述计测模式的超声波图像数据的情况下, 按照流水线处理所述多级的处理器部的方式控制所述被分配的处理器部。

[0093] 因此, 在第 3 实施方式中, 因为具有以上说明的结构, 所以即使是 1 个数据转换部也可实现数据运算处理的高速化。另外, 第 3 实施方式特有效果在于, 通过并行数据处理或流水线处理可对应高速化・高功能化的要求。

[0094] (第 4 实施方式) 多路分配 (DEMUX) 处理具有专用处理器的情况

[0095] 利用图 8、图 9、图 10, 对第 4 实施方式进行说明。在第 4 实施方式中公开了, 在 B 模式像和 D 模式被交替计测的情况下, 将分割各模式的每个数据的 DEMUX 处理分配给 1 个处理器, 另外对于 B 模式像和 D 模式计测各分配给 2 个处理器, 直到 B 模式像和 D 模式计测的图像化为止的一例。

[0096] 图 8 是表示在图 1 的超声波诊断装置的结构中进行 DEMUX 处理、B 模式、D 模式计测的例子的框图。在此, 对 DEMUX 处理分配处理器 44, 对 B 模式像进行数据处理的处理器分配给处理器 45 和处理器 46 的 2 个处理器, 对 D 模式计测进行数据处理的处理器分配给处理器 47 和处理器 48 的 2 个处理器。针对处理器 44 ~ 48 分别作为 DEM、BM1、BM2、DM1、DM2 来分配。

[0097] 图 9 是表示为了以流水线方式进行直到 B 模式像和 D 模式计测的图像化之前的具体处理、而对图 8 的 DEM、BM1、BM2、DM1、DM2 分配处理的处理流程图, 图 10 是表示图 8 的 DEM、BM1、BM2、DM1、DM2 的数据处理的执行周期的时序图。

[0098] DEMUX 处理中判定处理对象数据是哪个计测模式, 基于该判定结果将所述处理对象数据分给 B 模式用处理器和 D 模式用处理器。

[0099] 在第 4 实施方式中, 处理器 44 (DEM) 进行基于该计测模式的所述处理对象的分配。处理器 44 (DEM) 在第 1 实施方式时从数据集中读取, 在第 2 实施方式时从分组数据中的计测模式中读取, 如果为 B 模式, 基于读取出的计测模式数据将所述处理对象数据分配给处理器 45 (BM1), 如果为 D 模式, 基于读取出的计测模式数据将所述处理对象数据分配给处理器 47 (DM1)。

[0100] 对于直到生成 B 模式像之前所需的处理, 省略第 3 实施方式中已说明部分的内容,

仅对不同的部分进行说明。在 TV 扫描处理中,作为在伽马修正处理和数据传送处理之间所插入的处理,追加了对以后说明的 D 模式的计测结果和 B 模式像进行合成的合成处理。另外,数据传送处理中,将合成处理后的图像(B 模式像和 D 模式计测的合成图像)送至视频存储器 7。

[0101] D 模式计测之前所需的处理,大致由采样选通(SG)设定处理、重采样处理、快速傅立叶变换(FFT)处理、相加平均处理、对数压缩处理、存储处理、扫描转换处理、伽马修正处理构成。

[0102] SG 设定处理在被检体的超声波 B 模式像上对期望的血流速诊断部位设定 SG。重采样处理中,插值求出后级的傅立叶变换中运算的采样点。FFT 处理中,对通过重采样处理插值之后的采样点进行频率分析,除去来自心肌等运动速度慢的反射体的频率较低的杂波成分,提取频率较高的血流成分。相加平均处理中,针对通过 FFT 处理提取出的血流成分,获得所谓的每个采样点的相关值。对数压缩处理中,将相加平均处理结果的动态范围实质上压缩在监视器的动态范围中。存储处理中,将对数压缩处理后的结果存储至内部存储器 41。扫描转换处理中,将内部存储器 41 中存储的像素从超声波波束的扫描向显示监视器的扫描进行坐标转换。伽马修正处理中,对扫描转换处理后的像素,以确定像素的定义域和值域的伽马曲线来修正显示灰度,并输出到所述合成处理。

[0103] 这些 D 模式计测处理可划分为由 SG 设定处理、重采样处理、快速傅立叶变换(FFT)处理、相加平均处理、对数压缩处理构成的超声波扫描处理、和由伽马修正处理构成的 TV 扫描处理。也就是说,对 DM1 分配超声波扫描处理,对 DM2 分配 TV 扫描处理。由此,能够对逐次更新的 D 模式计测的数据处理采用流水线方式。

[0104] 接着,利用图 10 对数据处理的动作进行说明。

[0105] 首先,处理器 44(DEM)对作为最初的处理对象数据(RD)的 RF1 进行数据分配处理。这种情况下,由于在控制部 6 的时钟(CONT CLK)中 B 模式和 D 模式的数据处理并行执行,因此 RF1 中包含 D 模式的计测数据 RFD1 和 B 模式的计测数据 RFB1。其中,对于 RF2、……、RFn(n 为自然数),也包含 D 模式的计测数据 RFD2、……、RFDn 和 B 模式的计测数据 RFB2、……、RFBn。处理器 44(DEM)将 RFD1 分配给处理器 47(DM1),将 RFB1 分配给处理器 45(BM1)。

[0106] 接着,处理器 45(BM1)对 RFB1 进行超声波扫描处理(B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 47(DM1)对 RFD1 进行超声波扫描处理(D 模式)。另外,在相同的流水线运算的执行周期,处理器 44(DEM)将 RFD2 分配给处理器 47(DM1),将 RFB2 分配给处理器 45(BM1)。

[0107] 再接着,处理器 48(DM2)对 RFD1 进行 TV 扫描处理(D 模式),生成针对 RFD1 的 D 模式计测数据(DMD1)。处理器 46(BM2)对 RFB1 进行 TV 扫描处理(B 模式),生成针对 RFB1 的 B 模式像数据(BMD1),与所述 D 模式计测数据(DMD1)进行合成。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 46(BM2)对 RFB2 进行超声波扫描处理(B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 48(DM2)对 RFD2 进行超声波扫描处理(D 模式)。另外,在相同的流水线运算的执行周期,处理器 44(DEM)将 RFD3 分配给处理器 47(DM1),将 RFB3 分配给处理器 45(BM1)。

[0108] 再接着,处理器 48(DM2)对 RFD2 进行 TV 扫描处理(D 模式),生成针对 RFD2 的 D

模式计测数据 (DMD2)。处理器 46 (BM2) 对 RFB1 进行 TV 扫描处理,生成针对 RFB2 的 B 模式像数据 (BMD2),与所述 D 模式计测数据 (DMD2) 进行合成。处理器 45 (BM1) 对 RFB2 进行超声波扫描处理 (B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 47 (DM3) 对 RFD2 进行超声波扫描处理 (D 模式)。另外,在相同的流水线运算的执行周期,处理器 44 (DEM) 将 RFD4 分配给处理器 47 (DM1),将 RFB4 分配给处理器 45 (BM1)。

[0109] 再接着,反复执行由 5 级构成的流水线处理,直到显示器 7 显示针对 RFn (n 为自然数) 的 B 模式像数据 (BMDn)。

[0110] 在第 4 实施方式中,数据转换部 4 由多个处理器部 44 ~ 4B 构成,为了对所述计测模式的超声波图像数据进行运算,控制部 6 分配给所述处理器部 44 ~ 4B 的至少一个,按照从所述回波数据向超声波图像数据转换的方式来控制所述被分配的处理器。

[0111] 另外,控制部 6 在利用多级所述被分配的处理器部来运算所述计测模式的超声波图像数据的情况下,按照对所述多级的处理器部进行流水线处理的方式来控制所述被分配的处理器部。

[0112] 因此,第 4 实施方式中,所述控制部 6 在使所述多个处理器部 (44 ~ 4B) 进行多个计测模式的情况下,为了向用于进行所述多个计测模式的任意的处理器部分配各个计测模式的数据集,从而分配与所述任意的处理器部不同的处理器部 44,并控制与所述任意的处理器部不同的处理器部 44 及所述任意的处理器部,所以,即使是 1 个数据转换部,也可实现数据运算处理的高速化。另外,第 4 实施方式特有效果在于,可提高对内部存储器 41 的访问效率。

[0113] (第 5 实施方式) 多路分配 (DEMUX) 处理中分散于处理器的情况

[0114] 利用图 11、图 12、图 13,对第 5 实施方式进行说明。在第 5 实施方式中公开了:在 B 模式像和 D 模式计测被交替计测的情况下,与分配各个模式的数据的 DEMUX 处理并行地对 B 模式像和 D 模式计测各分配给 2 个处理器,直到各处理器使 B 模式像和 D 模式计测图像化为止的一例。

[0115] 图 11 是表示在图 1 的超声波诊断装置的构成中进行 B 模式 (包括 DEMUX 处理)、D 模式计测 (包括 DEMUX 处理) 处理的例子的框图。在此,对 B 模式像进行 DEMUX 的处理和对 B 模式像进行数据处理的处理器,分配给处理器 44 和处理器 45 的 2 个处理器;对 D 模式像进行 DEMUX 的处理和对 D 模式计测进行数据处理的处理器,分配给处理器 46 和处理器 47 的 2 个处理器。在被分配的处理器 44 ~ 47 中分别作为 BM1、BM2、DM1、DM2 进行表示。

[0116] 图 12 是为了以流水线方式进行直到 B 模式像和 D 模式计测的图像化之前的具体处理、而给图 11 的 BM1、BM2、DM1、DM2 分配处理的处理流程图,图 13 是表示图 11 的 BM1、BM2、DM1、DM2 的数据处理的执行周期的时序图。

[0117] D-DEMUX 处理中判定处理对象数据是否是 D 模式,并基于该判定结果将所述处理对象数据取至处理器 46。B-DEMUX 处理中判定处理对象数据是否是 B 模式,并基于该判定结果将所述处理对象数据取至处理器 44。

[0118] 在第 5 实施方式中,处理器 44 (BM1) 进行基于该计测模式的所述处理对象的取入。处理器 44 (BM1) 在第 1 实施方式时从数据集中读取,在第 2 实施方式时从分组数据中的计测模式中读取,如果为 B 模式,则基于该读取出的计测模式数据,将所述处理对象数据取入处理器 45 (BM1)。处理器 46 (DM1) 进行基于该计测模式的所述处理对象的获取。处理器

46(DM1) 在第 1 实施方式时从数据集中读取,在第 2 实施方式时从分组数据中的计测模式中读取,如果为 D 模式,则基于该读取出的计测模式数据,将所述处理对象数据取入处理器 46(DM1)。

[0119] 对于生成 B 模式像之前所需的处理、D 模式计测之前所需的处理,省略在第 4 实施方式中说明过的部分。

[0120] 生成 B 模式像之前所需的处理,大致由 B-DEMUX 处理、对数压缩处理、持续性处理、增强处理、扫描转换处理、伽马修正处理、数据传送处理构成。

[0121] B-DEMUX 处理中识别计测模式仅仅为 B 模式的处理数据,并取入处理器 44。

[0122] D 模式计测处理大致由 D-DEMUX 处理、SG 设定处理、重采样处理、快速傅立叶变换(FFT) 处理、相加平均处理、对数压缩处理、伽马修正处理构成。B-DEMUX 处理中识别计测模式仅仅为 D 模式的处理数据,并取入处理器 46。

[0123] 接着,利用图 13 对数据处理的动作进行说明。

[0124] 首先,处理器 44(BM1) 对作为最初的处理对象数据(RD) 的 RF1 进行数据取入处理,对 RFB1 进行超声波扫描处理(B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 46(DM1) 对 RFD1 进行超声波扫描处理(D 模式)。

[0125] 接着,处理器 46(DM2) 对 RFD1 进行 TV 扫描处理(D 模式),生成针对 RFD1 的 D 模式计测数据(DMD1)。处理器 44(BM2) 对 RFB1 进行 TV 扫描处理,生成针对 RFB1 的 B 模式像数据(BMD1),与所述 D 模式计测数据(DMD1) 进行合成。处理器 44(BM1) 对 RFB2 进行超声波扫描处理(B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 46(DM2) 对 RFD2 进行超声波扫描处理(D 模式)。

[0126] 再接着,处理器 47(DM2) 对 RFD 2 进行 TV 扫描处理(D 模式),生成针对 RFD2 的 D 模式计测数据(DMD2)。处理器 45(BM2) 对 RFB 1 进行 TV 扫描处理,生成针对 RFB2 的 B 模式像数据(BMD2),与所述 D 模式计测数据(DMD2) 进行合成。处理器 44(BM1) 对 RFB2 进行超声波扫描处理(B 模式)。在相同的流水线运算的执行周期,处理器 47(DM3) 对 RFD2 进行超声波扫描处理(D 模式)。另外,在相同的流水线运算的执行周期,处理器 44(BM1) 将 RFB2 分别分配给处理器 45(BM1)。

[0127] 再接着,反复执行由 4 级构成的流水线处理,直到显示器 7 显示针对 RFn(n 为自然数) 的 B 模式像数据(BMDn)。

[0128] 在第 5 实施方式中,数据转换部 4 由多个处理器部 44 ~ 4B 构成,控制部 6 为了对所述计测模式的超声波图像数据进行运算从而分配给所述处理器部 44 ~ 4B 的至少一个,按照从所述回波数据向超声波图像数据转换的方式来控制所述被分配的处理器部。

[0129] 另外,控制部 6 在利用多级所述被分配的处理器部来运算所述计测模式的超声波图像的情况下,以对所述多级的处理器部进行流水线处理的方式来控制所述被分配的处理器部。

[0130] 这样,第 5 实施方式中,所述控制部 6 在针对所述多个处理器部 44 ~ 4B 并行进行多个计测模式的数据处理的情况下,能够使用于进行所述多个计测模式的任意的处理器部识别各个计测模式的数据集。

[0131] 另外,所述控制部 6 能够以协调帧计测模式和测量计测模式的方式进行控制,该帧计测模式是所述多个计测模式中的图像以帧为单位进行迁移,该测量计测模式是所述多

个计测模式中的图像以行为单位进行迁移。

[0132] 由此,在第 5 实施方式中,即使是 1 个数据转换部也可实现数据运算处理的高速化。另外,第 5 实施方式特有的效果在于,能容易组合至处理器的分割处理。

[0133] (第 6 的实施方式) 错误检测时的处理行进的停止

[0134] 利用图 14、图 15,对第 6 实施方式进行说明。在第 6 实施方式中公开了在计测 B 模式像的情况下停止检测出错误以后的处理的一例。

[0135] 图 14 是中断 B 模式像的图像化之前的流水线式具体处理的处理流程图,图 15 是表示图 14 的 BM1 的数据处理的执行周期的时序图。

[0136] 在第 6 实施方式中,处理器 44(BM1) 在共享数据中发现错误时,也就是处理器 44(BM1) 在第一实施方式时读取数据集中的错误数据,在第 2 实施方式时读取分组数据中的错误数据,基于该读取出的错误数据,停止连接在后面的处理器、视频存储器、显示器的动作,执行 NOP(什么都不做) 程序。

[0137] 在第 6 实施方式中,控制部 6 还对所述数据集附加数据传送或计测时的错误数据,控制所述数据转换部 4,使所述数据转换部 4 解析所述数据集中的错误数据,根据其解析后的错误数据停止从所述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换。

[0138] 这样,第 6 实施方式特有的效果在于,在检测出错误信息时能停止无效数据的数据运算。

[0139] 另外,虽然参照附图对本发明所涉及的超声波诊断装置等优选实施方式进行了说明,但是本发明并不限于该例。只要是本领域的技术人员就可明白在本申请公开的技术思想范畴内容易想到各种变更例或修改例,应该清楚这些变更例或修改例属于本发明的技术领域。

[0140] 另外,在本实施方式中,说明了控制部 6 在处理器内部的例子,但是并不限于该例,也可设置在处理器的外部。

[0141] 【符号说明】

[0142] 1 超声波探头

[0143] 3 波束形成部

[0144] 4 数据转换部

[0145] 5 设定部

[0146] 6 控制部

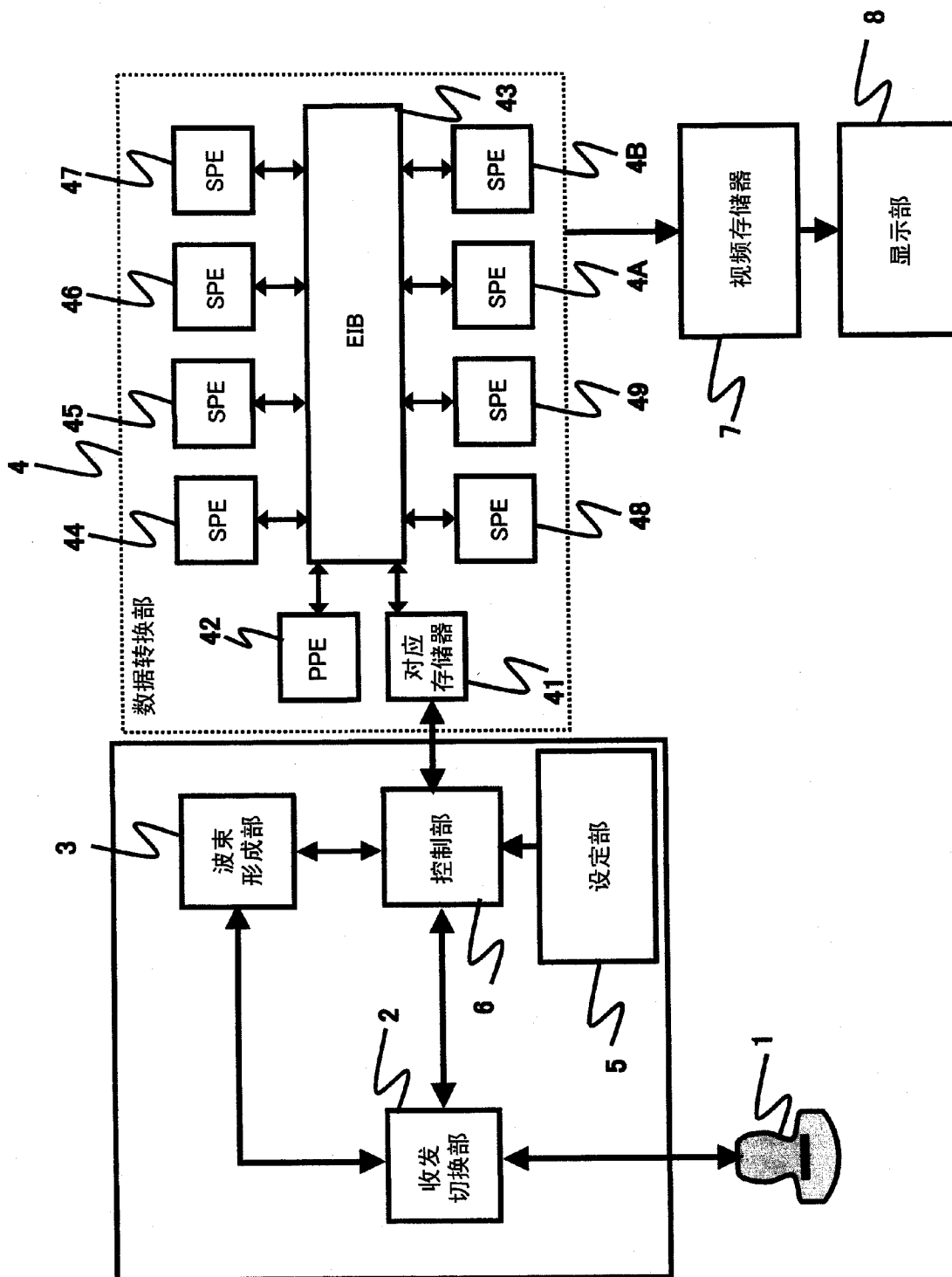
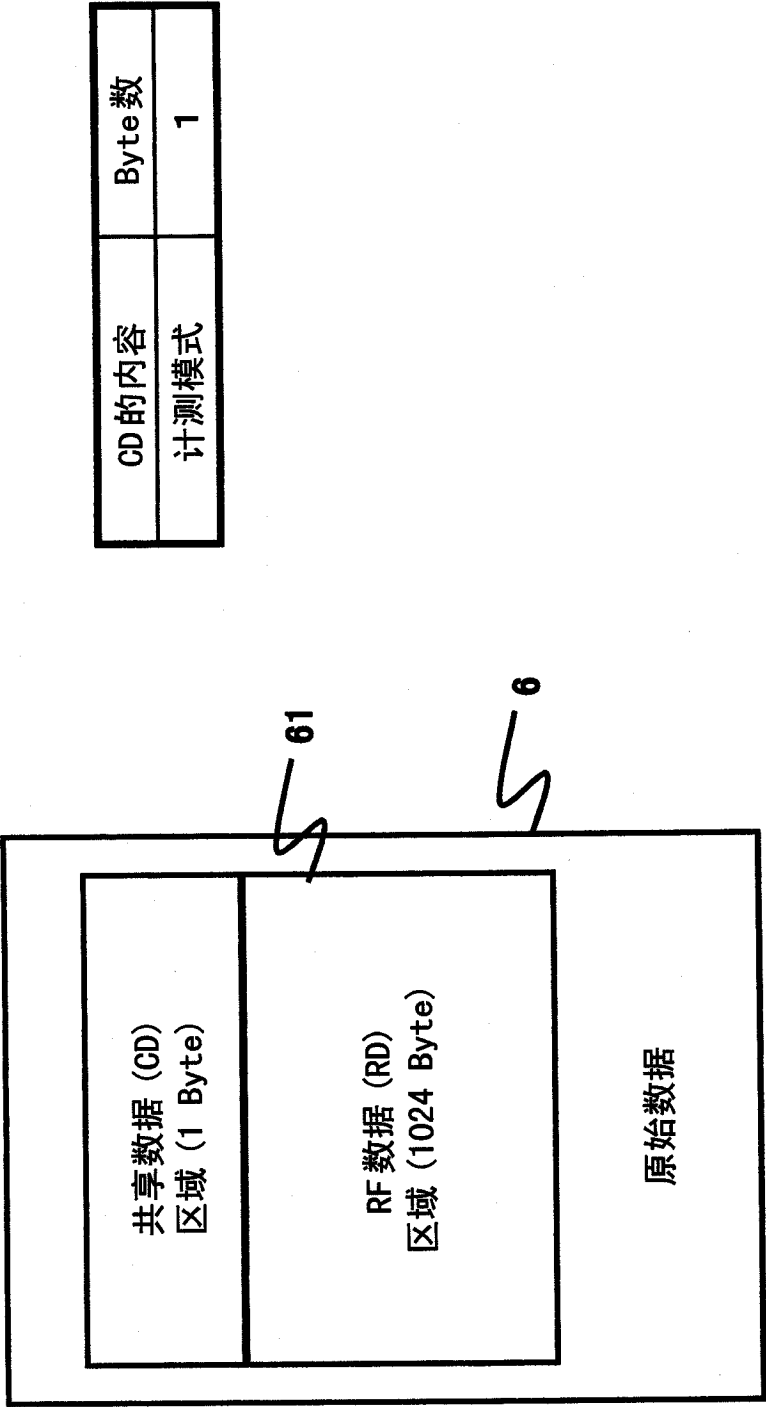


图 1



CD 的内容	Byte 数
计测模式	1

图 2A

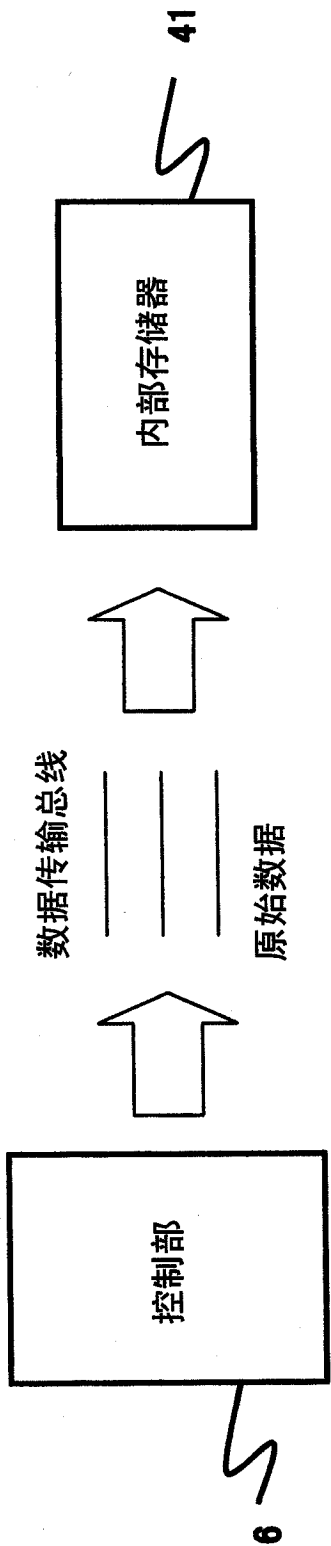


图 2B

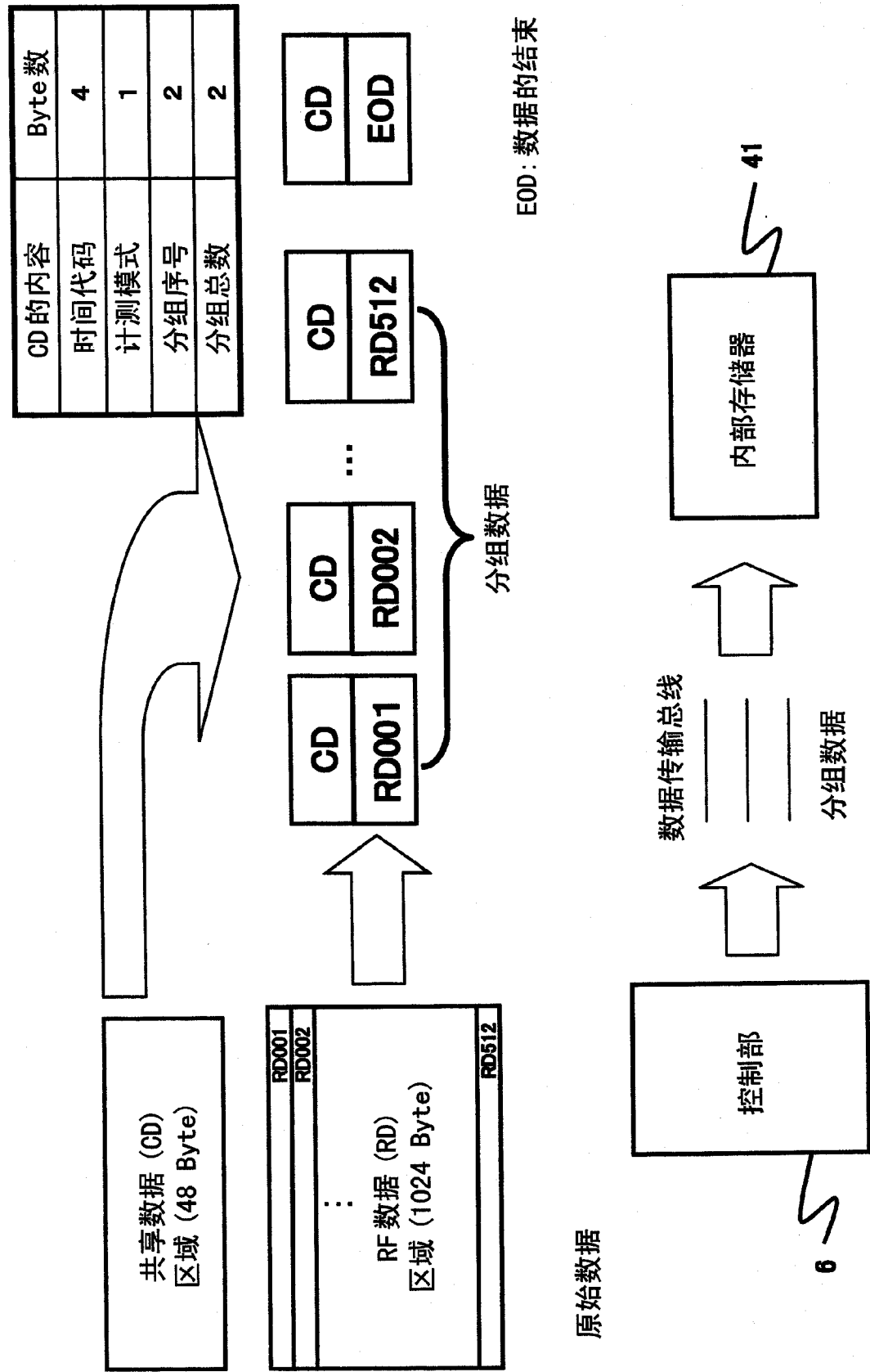


图 3

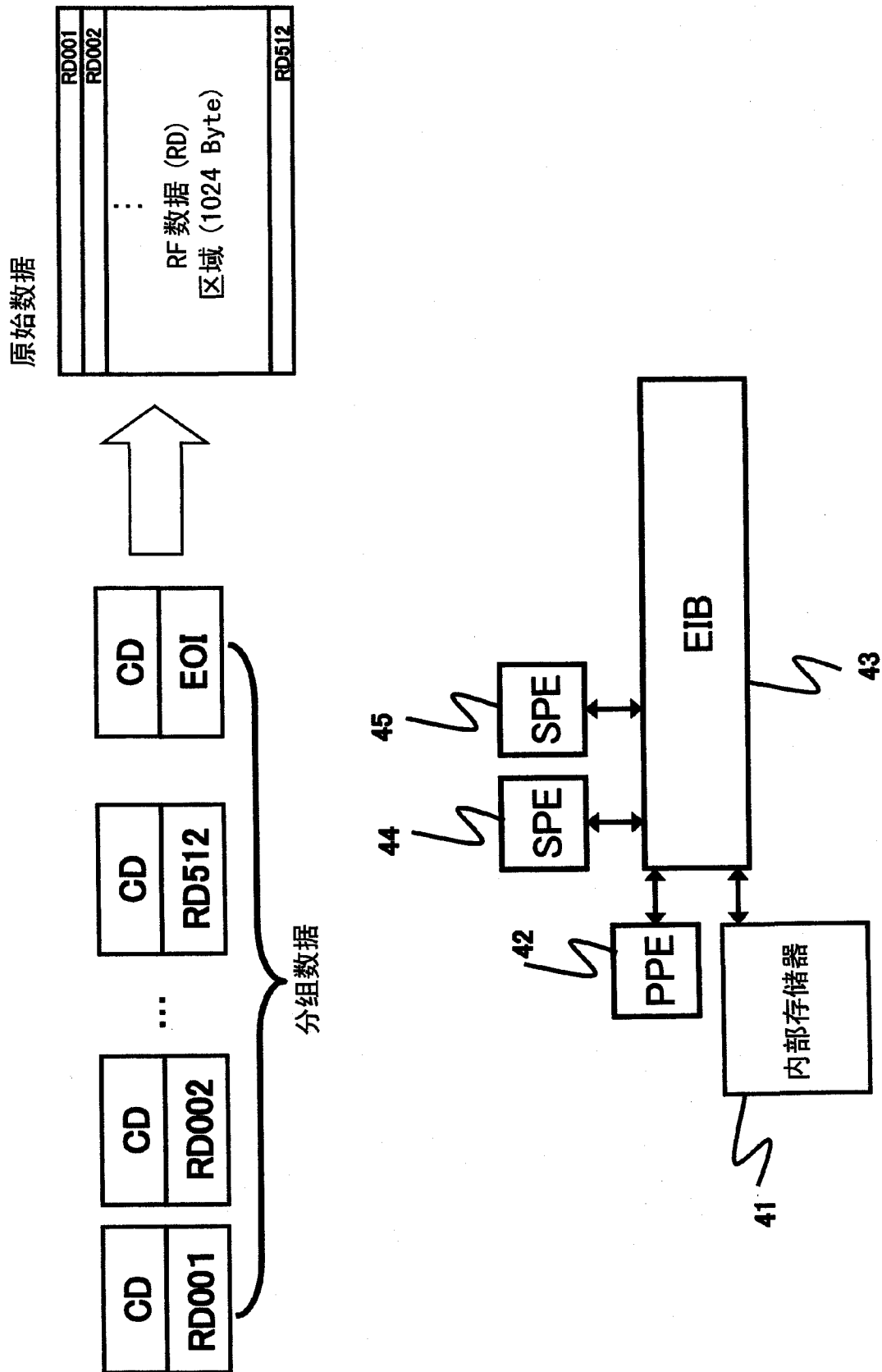


图 4

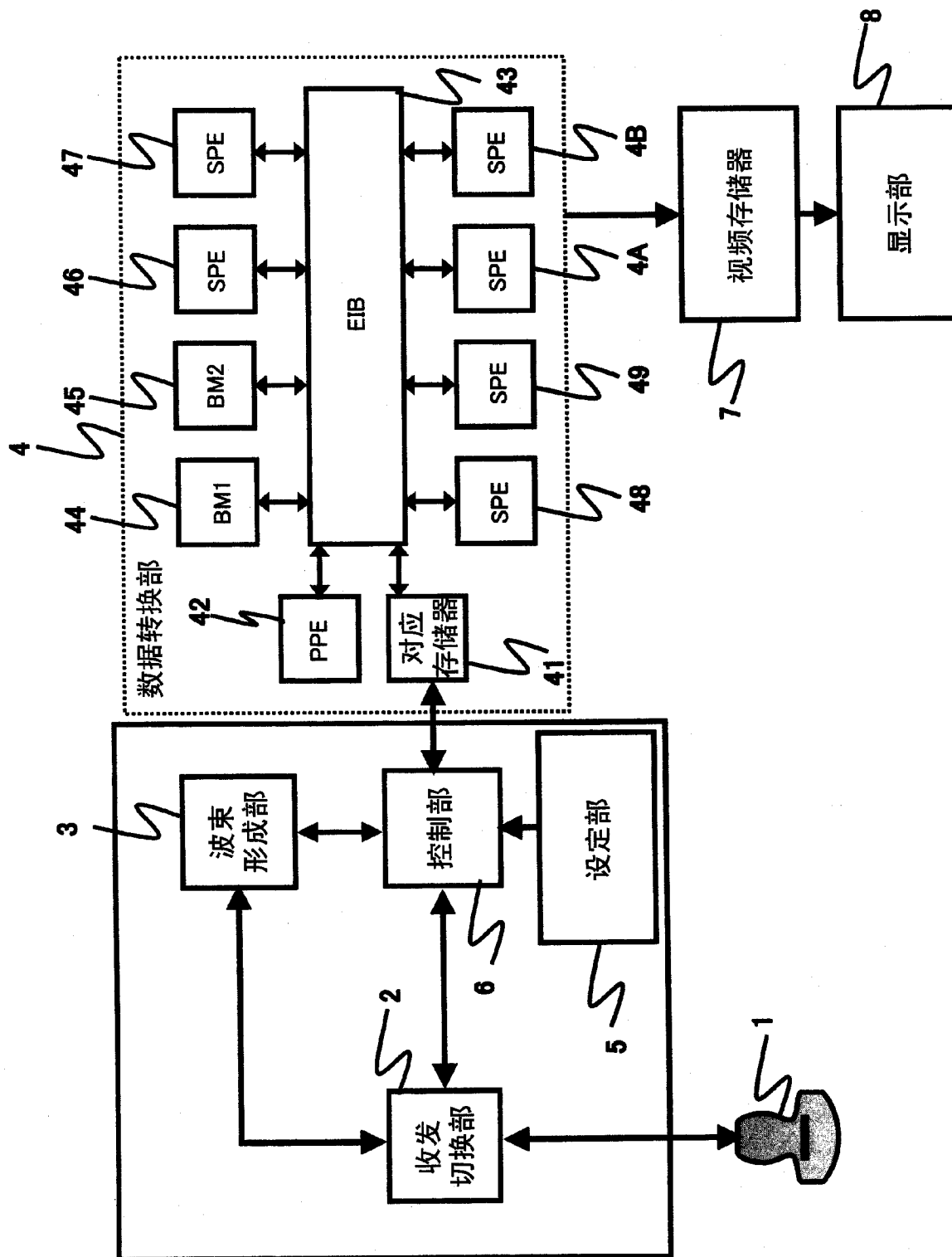


图 5

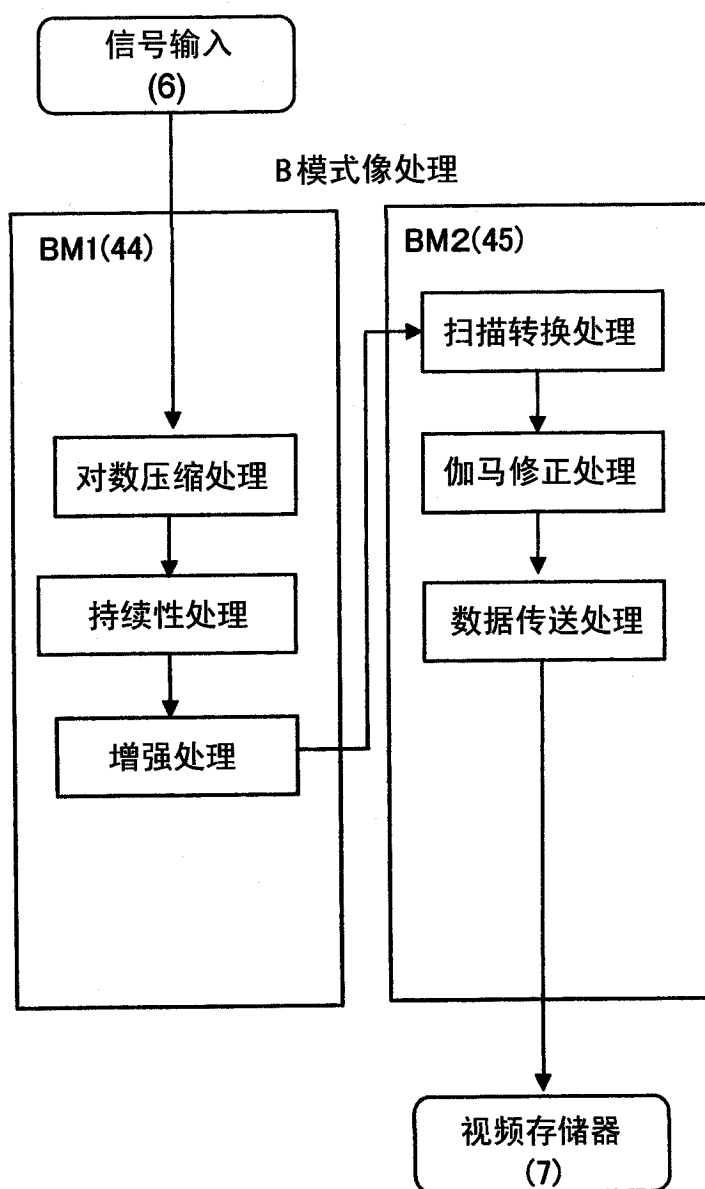


图 6

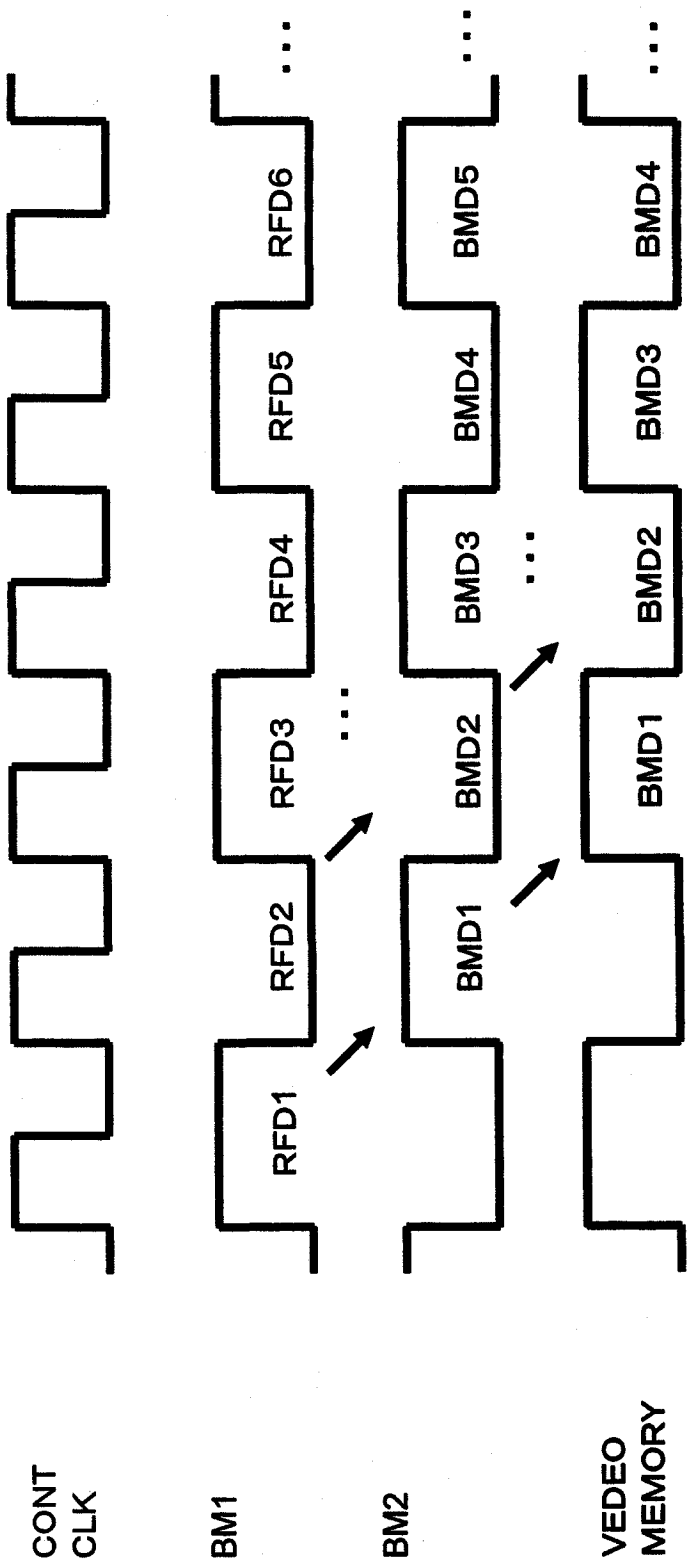


图 7

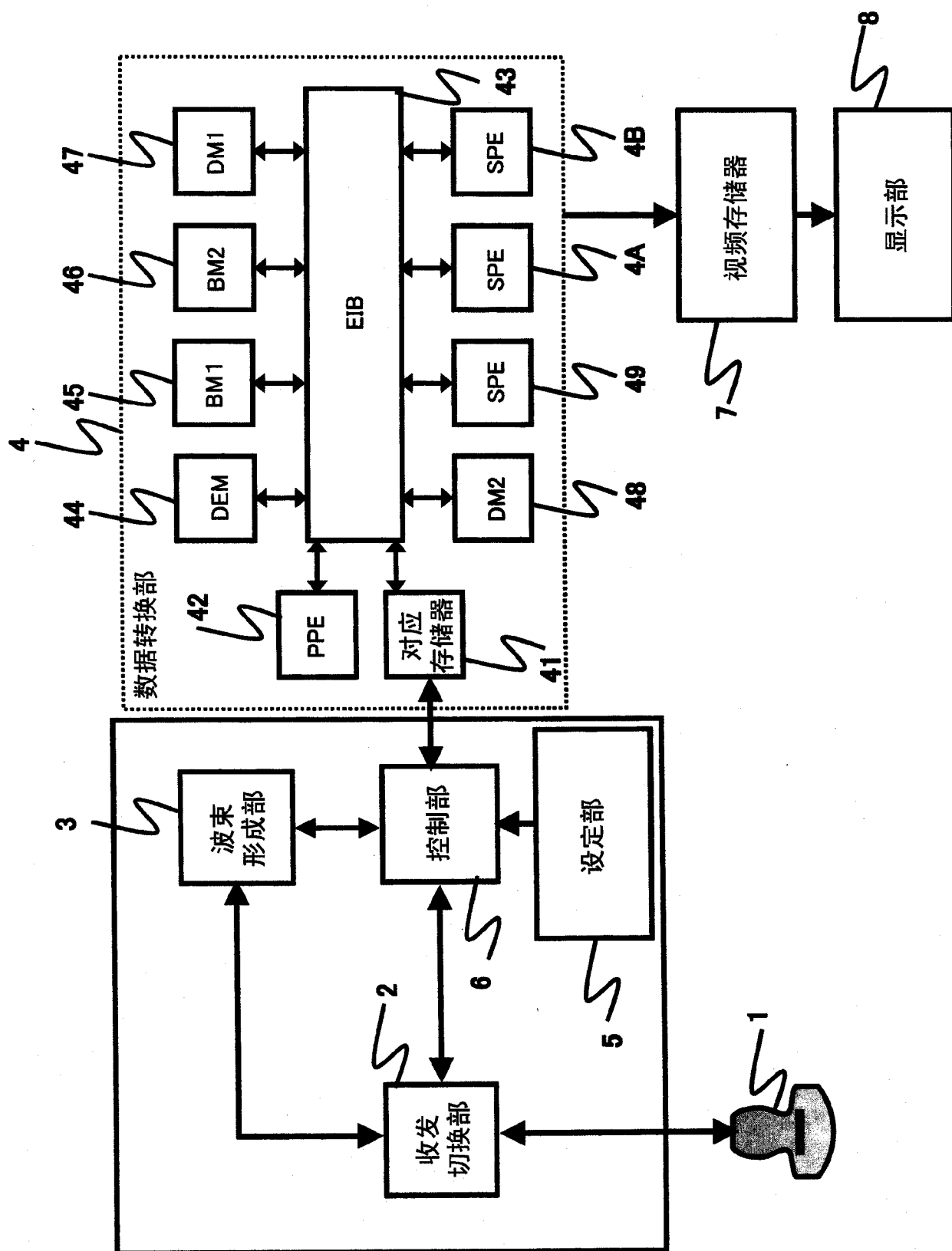


图 8

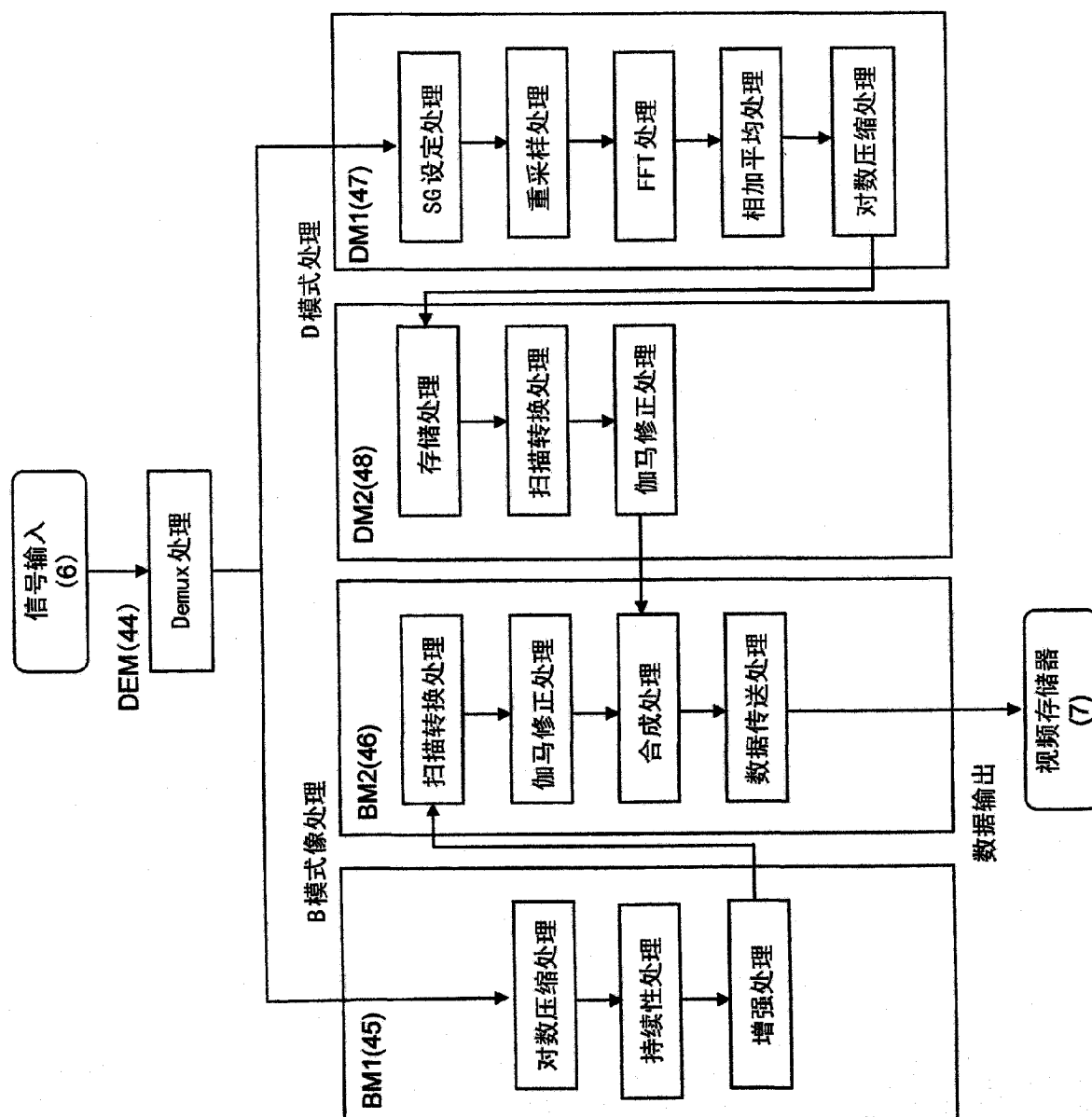


图 9

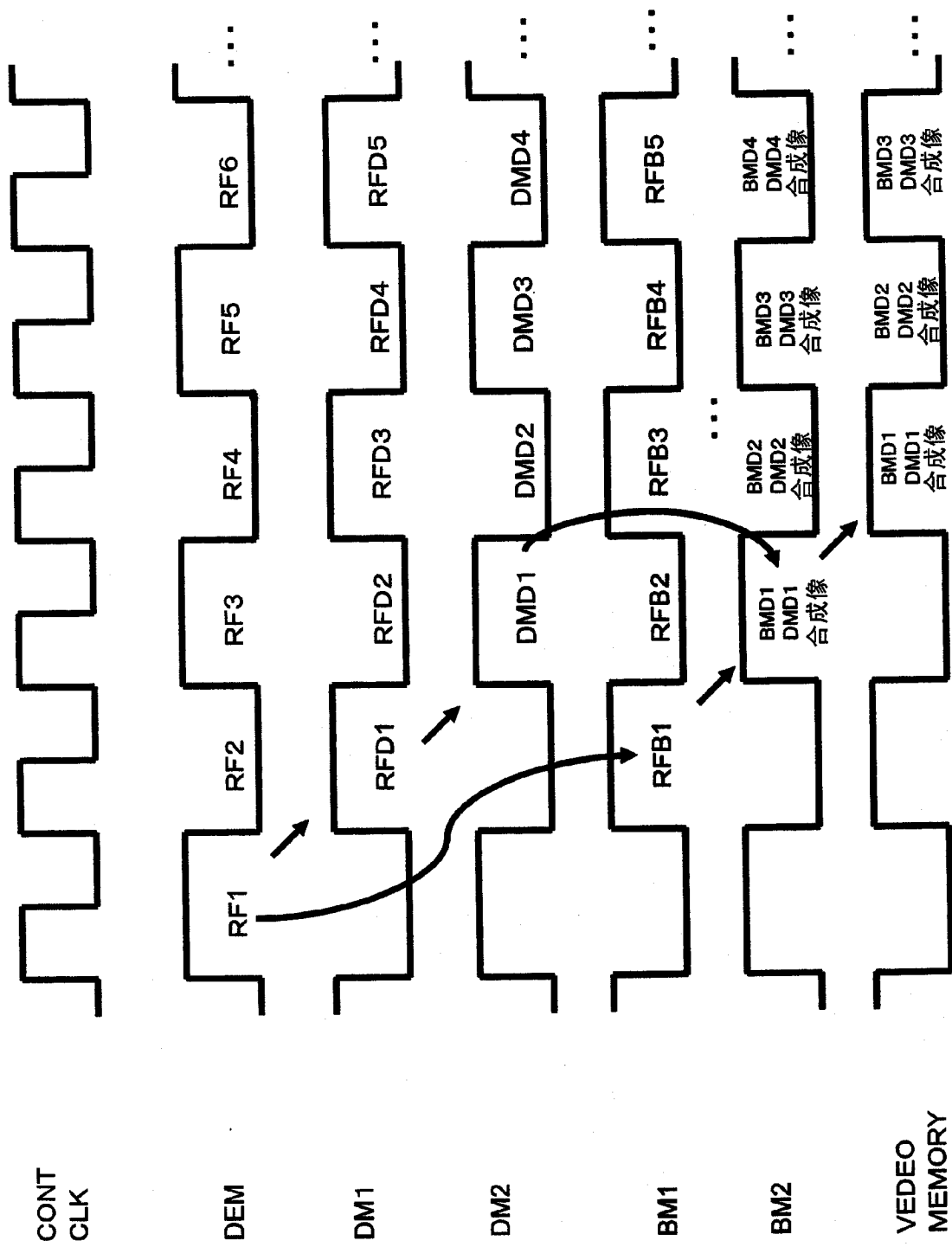


图 10

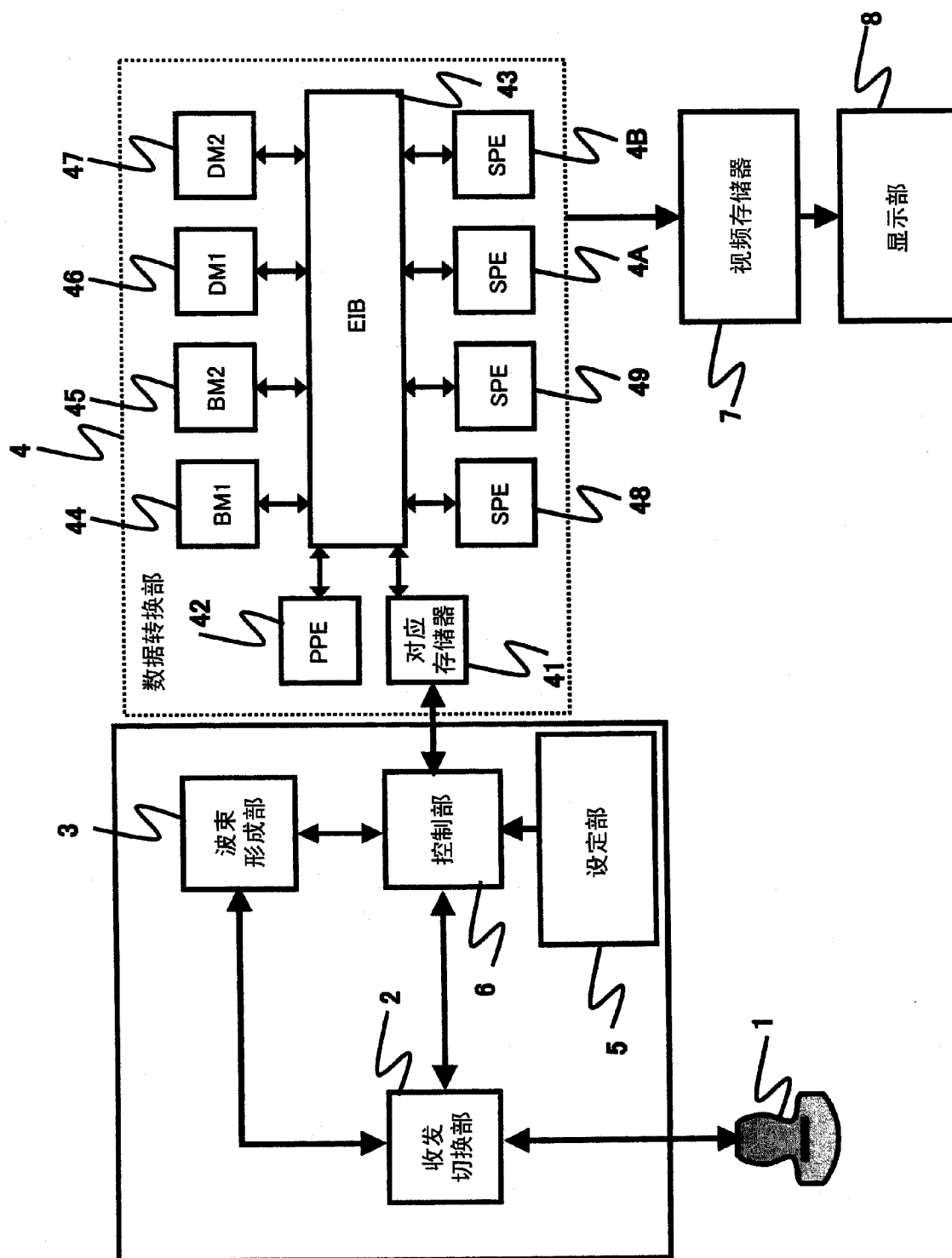


图 11

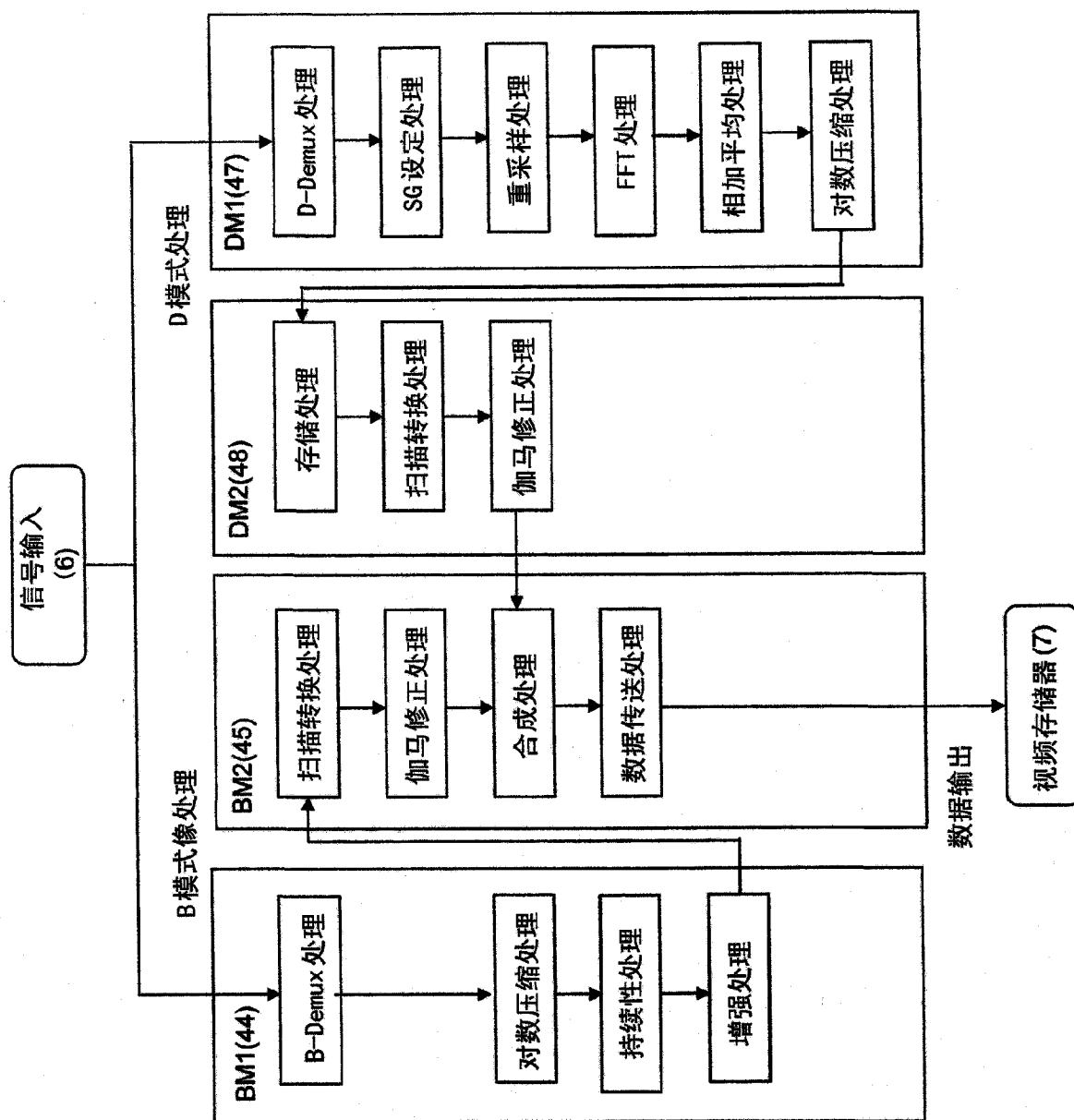


图 12

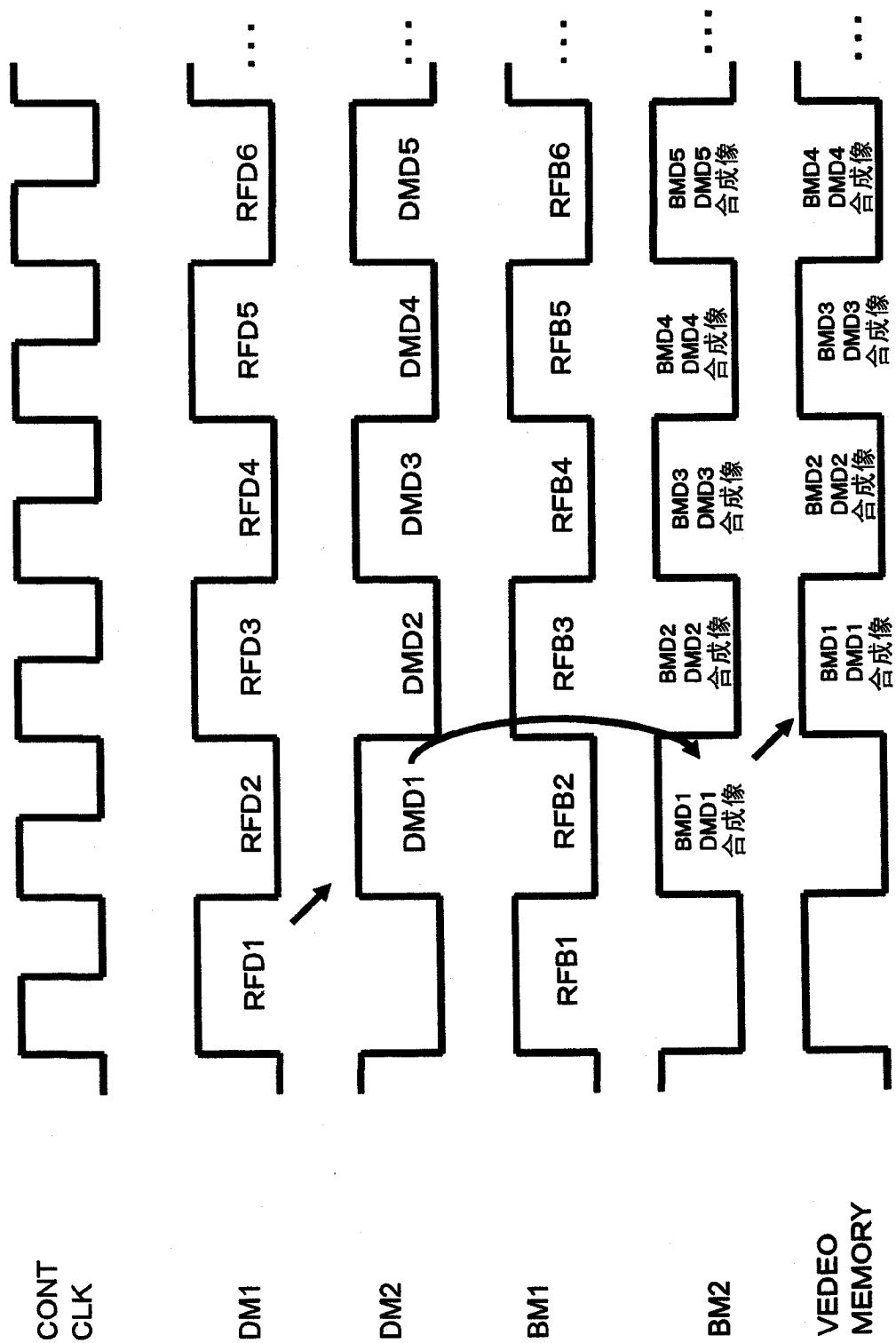


图 13

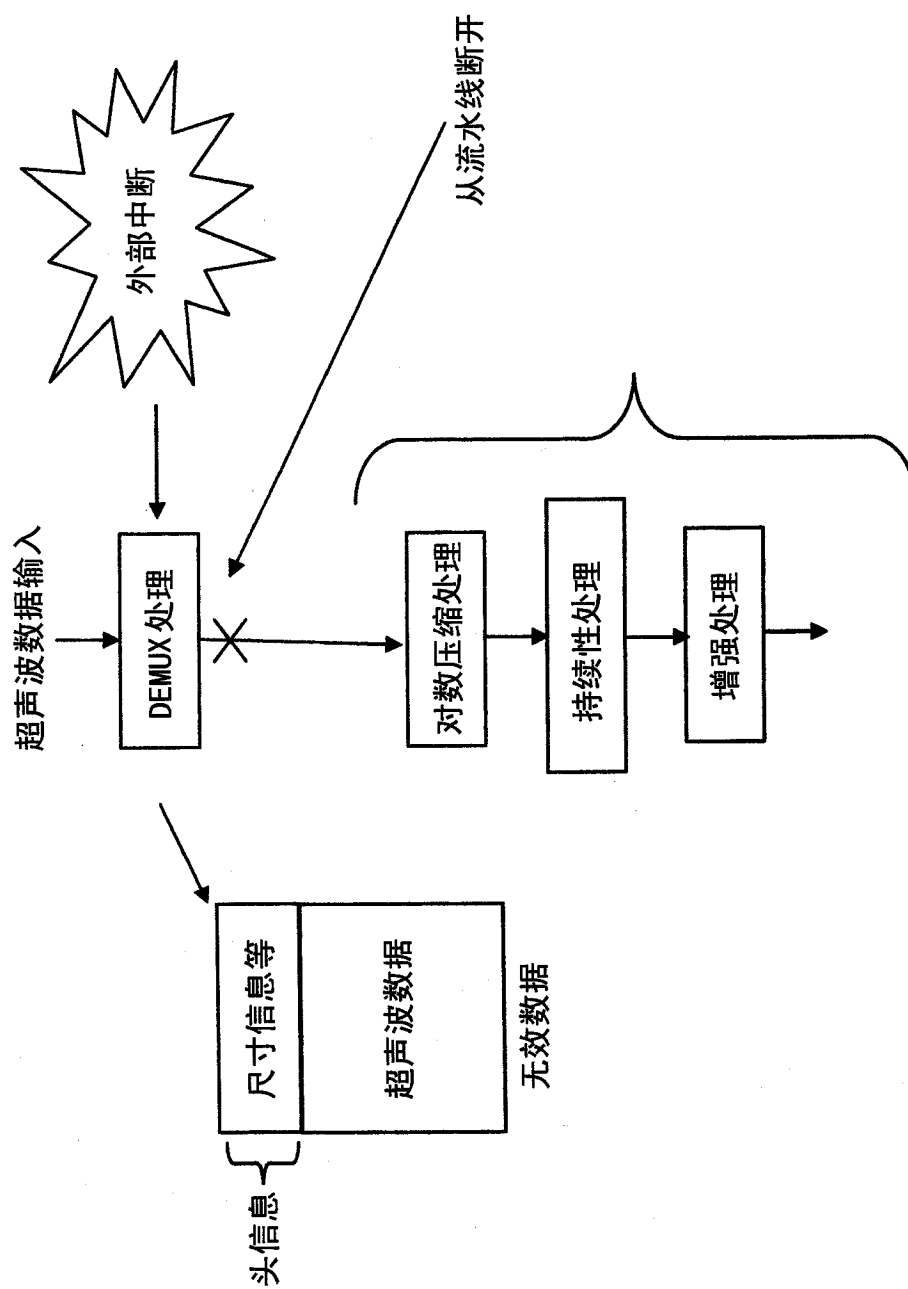


图 14

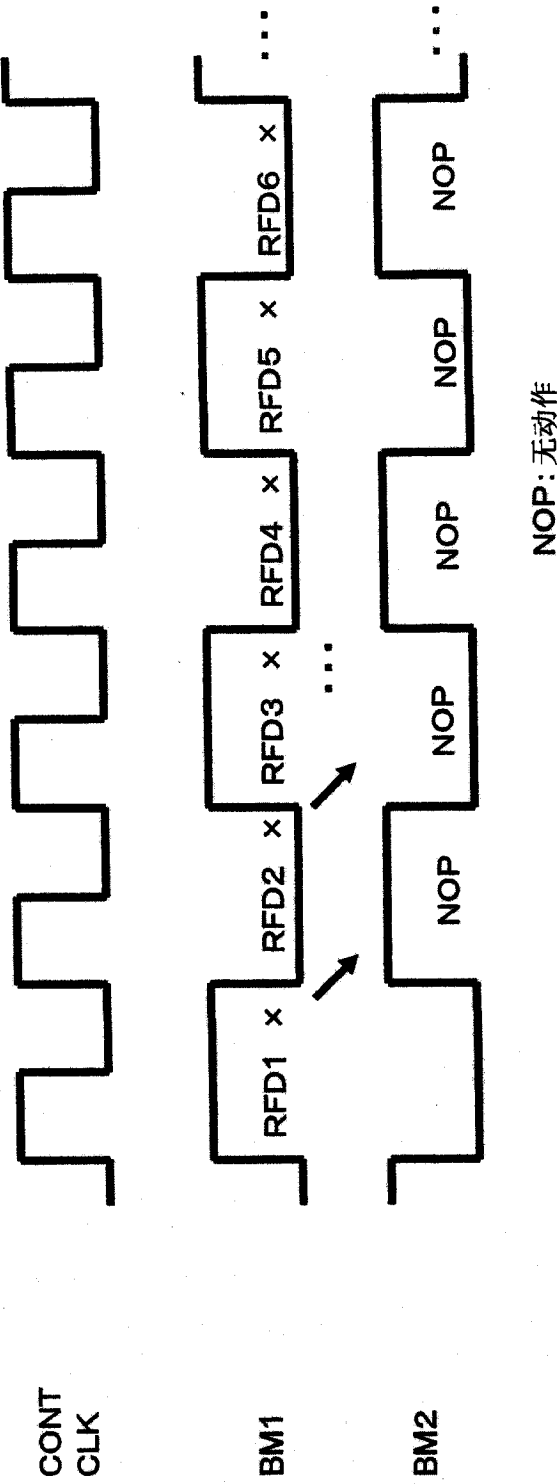


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的数据处理方法		
公开(公告)号	CN102143710A	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	CN200980134507.3	申请日	2009-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	藤井信彦		
发明人	藤井信彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	H04L69/324 H04L67/12 H04L29/08558 A61B8/52 G01S7/52034 G01S15/8906 H04L29/08027 A61B8/5238 A61B8/14 A61B8/5207		
优先权	2008230428 2008-09-09 JP		
其他公开文献	CN102143710B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头，向被检体发送超声波波束，并且接收来自被检体的反射回波信号；波束形成部，将用于使所述超声波探头发送超声波波束的信号供给到所述超声波探头；数据转换部，将所述反射回波信号数字化后得到回波数据，从该回波数据向超声波图像数据转换；设定部，将所述超声波图像数据的计测模式数据设定成所述回波数据；以及控制部，附带所述计测模式数据和所述回波数据生成数据集，将所述数据集数据传送至所述数据转换部，并且控制所述数据转换部，使所述数据转换部解析所述数据集中的计测模式数据，根据其解析后的计测模式数据从所述数据集中的回波数据向超声波图像数据转换。

