



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104114094 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 29

(21) 申请号 201280069166. 8

(22) 申请日 2012. 11. 08

(30) 优先权数据

2012-022887 2012. 02. 06 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/079014 2012. 11. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/118359 JA 2013. 08. 15

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 宇野隆也

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

公司 11225

代理人 黄威 苏萌萌

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2000-79122 A, 2000. 03. 21,

CN 101249002 A, 2008. 08. 27,

JP 特开 2002-143151 A, 2002. 05. 21,

JP 特开 2001-285627 A, 2001. 10. 12,

JP 特开 2011-123084 A, 2011. 06. 23,

审查员 廖怡芳

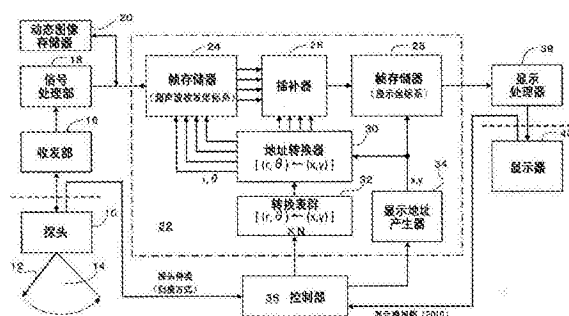
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,在超声波诊断装置中,扫描转换模块利用适合于显示器的固有显示分辨率等的转换表而根据接收帧数据生成显示帧数据。在第一帧存储器中存储有接收帧数据,在第二帧存储器中存储有显示帧数据。控制部从转换表群中选择与显示器的固有分辨率相对应的转换表。地址转换器利用被选择的转换表,生成与显示地址相对应的地址集。根据通过该地址集而被特定的多个回声数据来执行插补处理。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

扫描转换模块,其执行将通过实施超声波的收发而获得的接收帧数据转换为显示帧数据的转换处理;

显示器,其经由电缆而被连接于具有所述扫描转换模块的超声波诊断装置主体,并将所述显示帧数据作为超声波图像来显示;

控制部,其根据被连接于所述超声波诊断装置主体的所述显示器的固有显示分辨率来对所述扫描转换模块中的转换处理进行控制,

所述接收帧数据由依照超声波收发坐标系的多个波束数据构成,

所述显示帧数据由依照显示坐标系的多个显示行数据构成,

所述转换处理为,将依照所述超声波收发坐标系的所述接收帧数据转换为依照所述显示坐标系以及所述固有显示分辨率的所述显示帧数据的处理,

在所述扫描转换模块中的所述转换处理中同时执行坐标系转换以及分辨率转换。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部根据所述显示器的固有显示分辨率和所述超声波图像的显示倍率来对所述扫描转换模块中的所述转换处理进行控制,

在所述扫描转换模块中的所述转换处理中同时执行所述坐标系转换、所述分辨率转换以及缩放处理。

3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描转换模块包括:

地址生成部,其依次生成依照所述固有显示分辨率的显示地址;

地址转换部,其利用根据所述固有显示分辨率以及所述显示倍率而被制作出的地址转换表,根据所述显示地址而生成地址集;

插补部,其从所述接收帧数据中提取由所述地址集所指定的数据集,并通过利用了该数据集的插补运算来生成插补数据;

存储器,其为用于构成所述显示帧数据的存储器,并在与所述显示地址相对应的存储器地址中存储有所述插补数据。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部从被连接于所述超声波诊断装置主体的所述显示器取得表示所述固有显示分辨率的信息。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括接收波束形成器,所述接收波束形成器利用针对通过所述超声波的收发而获得的多个接收信号的定相加法处理,而依次输出构成所述接收帧数据的所述多个波束数据,

各个所述波束数据作为依照诊断范围的回声数据列而被构成,

从所述接收波束形成器输出的所述回声数据列在不接受重采样处理的条件下被输入至所述扫描转换模块。

6. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描转换模块将与超声波收发帧速率相当的接收帧速率转换为预定的显示帧速率,

在所述扫描转换模块中的所述转换处理中同时执行所述坐标系转换、所述分辨率转

换、所述缩放处理以及帧速率转换。

7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描转换模块执行根据所述接收帧数据而生成 n 种显示帧数据的 n 个转换处理,其中, n 为2以上的整数,

构成所述 n 种显示帧数据的各显示帧数据由依照所述显示坐标系的所述多个显示行数据构成,

在构成所述 n 个转换处理的各转换处理中同时执行所述坐标系转换以及所述分辨率转换。

8. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描转换模块在显示帧速率的一个周期内,在存储区域上生成所述 n 种显示帧数据。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,尤其涉及一种将接收帧数据列转换为显示帧数据列的扫描转换模块。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置为,通过向生物体的超声波的收发而显示超声波图像的装置。若更加详细地进行说明,通过超声波波束的电子扫描,从而生成由多个波束数据构成的接收帧数据。针对各个波束数据应用检波处理、对数转换、重采样(抽取)处理等。经过了这种处理的接收帧数据(多个波束数据)通过扫描转换模块而被转换为显示帧数据(多个行数据)。针对显示帧数据应用由视频处理器实施的显示处理,并且该处理后的显示帧数据在显示器中作为超声波图像而被显示。在专利文献1所公开的超声波诊断装置中,在扫描转换器的前段设置有重采样器。

[0003] 在先技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2000-139910号公报

发明内容

[0006] 发明所要解决的课题

[0007] 虽然作为被搭载于超声波诊断装置中的显示器,一直以来都利用CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管),但是,最近利用了液晶显示器等平板显示器。在这种显示器中物理性地决定了纵横的像素(pixel)数,即,具有固有的显示分辨率。作为这种显示分辨率,存在1024×768像素(Extended Graphics Array)、1280×1024像素(Super-XGA)、1600×1200像素(Ultra-XGA)之类的显示分辨率。各个显示器内置有使所输入的显示帧数据与该显示器固有的显示分辨率匹配的调节电路。即,当所输入的显示帧数据的分辨率与该显示器固有的显示分辨率不一致时,通过被内置于显示器中的调节电路,而执行使所输入的显示帧数据的分辨率适应该显示器固有的显示分辨率的处理。准确来说,该调节处理为,使纵横的像素数与显示器固有的纵横的像素数匹配的处理。

[0008] 在现有的超声波诊断装置中,在扫描转换处理之前执行使各个波束数据与预定的分辨率一致的重采样处理。扫描转换器输入这种重采样处理后的数据列,并且与所连接的显示器无关地,生成具有预定的分辨率的显示帧数据。例如,在相对于装置主体而连接有具有较高的分辨率的显示器的情况下,在扫描转换器的后段,显示帧数据的分辨率在事后被转换为更高的分辨率。但是,在这种情况下,存在超声波图像的画质下降的问题。顺便说一下,当在扫描转换器中以与最高的显示分辨率匹配的方式生成显示帧数据时,必须根据显示器的固有显示分辨率而在事后实施抽取等。在这种情况下,会使降低扫描转换处理的效率,并且担心抽取对画质的影响。

[0009] 此外,在针对显示帧数据而实施缩放处理的情况下事后也执行增加像素的处理,

这种情况也与上述情况相同会产生画质下降的问题。

[0010] 本发明的目的在于,实现能够提高超声波图像的画质的扫描转换处理。或者,本发明的目的在于,实现适合于显示器的固有显示分辨率等诸多条件的适应性的扫描转换处理。或者,本发明的目的在于,能够最大限度地活用所取得的信息来构成显示帧数据。

[0011] 用于解决课题的方法

[0012] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,包括:扫描转换模块,其执行将通过实施超声波的收发而获得的接收帧数据转换为显示帧数据的转换处理;显示器,其将所述显示帧数据作为超声波图像来显示;控制部,其根据所述显示器的固有显示分辨率来对所述扫描转换模块中的转换处理进行控制。

[0013] 根据上述结构,在扫描转换模块中执行与显示器的固有显示分辨率(一般而言,纵横的像素数)相对应的适应性的转换处理(扫描转换处理)。优选为,生成具有适合于固有显示分辨率的像素数的显示帧数据。例如,如显示器被更换而改变了固有显示分辨率,则与之对应,转换处理的内容也被变更。由此,基本上,由于能够在扫描转换处理之后无需进行像素数的调节,因此能够消除由像素数的事后追加而导致的画质降低的问题,另外,能够消除由于像素数的事后削减(抽取)而导致的交换效率降低等问题。

[0014] 优选为,扫描转换模块除了存储装置的部分以外,实质上作为软件的功能而被实现。在这种情况下,既可以通过专用处理器来实现该功能,也可以通过主处理器来实现该功能。在由软件构成扫描转换模块的情况下,能够并列地多次执行相同的程序,从表面上来看,能够同时执行多个扫描转换处理。此时,能够根据相同的接收帧数据而实时地生成互不相同的多种显示帧数据(显示图像)。

[0015] 优选为,从接收波束形成器输出的波束数据在不受到作为抽取处理的重采样处理的条件下,就此被输入扫描转换模块。由于通过这种完整的数据传送而能够使从生物体内取得的更多的信息有助于图像形成,因此能够提高超声波图像的画质。

[0016] 优选为,所述控制部根据所述显示器的固有显示分辨率和所述超声波图像的显示倍率来对所述扫描转换模块中的转换处理进行控制。可以自动地从显示器自身取得表示固有显示分辨率的信息。此时,可以从显示器获得对固有显示分辨率进行特定的EDID(Extended Display Identification Data:扩展显示识别数据)。取而代之,也可以由使用者进行登录。如果考虑到显示倍率,则在扫描转换处理中能够同时执行缩放处理(图像的放大或缩小),从而能够避免由扫描转换后的事后的调节所引起的画质降低或效率降低的问题。

[0017] 优选为,所述扫描转换模块包括:地址生成部,其依次生成依照所述固有显示分辨率的显示地址;地址转换部,其利用根据所述固有显示分辨率以及所述显示倍率而被制作出的地址转换表,根据所述显示地址而生成地址集;插补部,其从所述接收帧数据中提取由所述地址集所指定的数据集,并通过利用了该数据集的插补运算来生成插补数据;存储器,其为用于构成所述显示帧数据的存储器,并在与所述显示地址相对应的存储器地址中存储有所述插补数据。根据这种结构,生成与显示地址相对应的地址集(多个接收点地址),并从接收帧数据中提取通过地址集而被特定的多个数据,通过利用了这些数据的插补运算来生成与显示地址相对应的像素值(插补数据)。在固有显示分辨率或显示倍率被变更了的情况下,选择或生成适合于这些固有显示分辨率或显示倍率的地址转换表,并利用该地址转换

表来执行插补处理。也可以根据显示器的规格、显示条件等,每次都立刻执行必要的地址转换计算。

[0018] 优选为,所述控制部从所述显示器取得表示所述固有显示分辨率的信息。例如,在将显示器连接于装置主体的阶段自动地取得这种信息。或者,在电源开启时或显示器电缆连接时自动地取得这种信息。也可以不自动地取得,而是以手动的方式进行登录。

[0019] 优选为,上述的超声波诊断装置还包括接收波束形成器,所述接收波束形成器利用针对通过所述超声波的收发而获得的多个接收信号的定相加法处理,而依次输出作为所述接收帧数据的构成要素的波束数据,各个所述波束数据作为依照诊断范围的回声数据列而被构成,从所述接收波束形成器输出的所述回声数据列在不接收重采样处理的条件下被输入至所述扫描转换模块。根据这种结构,能够在不对所取得的数据进行不必要的抽取的条件下,将这些数据的全部发送至扫描转换模块。但是,也可以从显示区域的限制、噪音处理等的其他观点出发,而实施一部分数据的删除。

[0020] 优选为,所述扫描转换模块将与超声波收发帧速率相当的接收帧速率转换为预定的显示帧速率。根据这种结构,与地址转换同时实施帧速率转换。

[0021] 优选为,所述扫描转换模块执行根据所述接收帧数据而生成 n (其中, n 为2以上的整数)种显示帧数据的 n 个转换处理。根据这种结构,根据相同的接收帧数据,而通过 n 个转换处理生成 n 种显示帧数据。通过多重利用或重复利用单一的扫描转换模块,从而例如能够实时地生成被显示在同一画面上的多个图像,或者,能够实时地生成被显示在多个显示器上的多个图像。在后者的情况下,优选为,针对各个显示器而取得表示固有显示分辨率的信息,从而生成具有适合于各个显示器的分辨率的图像。

[0022] 优选为,所述扫描转换模块在显示帧速率的一个周期内,在存储区域上生成所述 n 个显示帧数据。

附图说明

[0023] 图1为表示本发明所涉及的超声波诊断装置的优选的实施方式的框图。

[0024] 图2为表示波束数据阵列与具有低分辨率的像素矩阵之间的关系的图。

[0025] 图3为表示波束数据阵列与具有中分辨率的像素矩阵之间的关系的图。

[0026] 图4为表示波束数据阵列与具有高分辨率的像素矩阵之间的关系的图。

[0027] 图5为表示其他的实施方式所涉及的超声波诊断装置的框图。

[0028] 图6为用于对缩放处理和多次转换处理进行说明的图。

具体实施方式

[0029] 以下,根据附图对本发明的优选的实施方式进行说明。

[0030] 在图1中图示了本发明所涉及的超声波诊断装置的优选的实施方式,图1为表示其整体结构的框图。该超声波诊断装置为,被应用于医疗领域中,且通过对生物体的超声波的收发而形成超声波图像的装置。

[0031] 在图1中,探头10为实施超声波的收发的回声探测器。探头10经过探头电缆而被连接于装置主体。探头10具有1D阵列振子。1D阵列振子例如由被排列成直线状的多个振动元件组成。通过这种阵列振子而形成超声波波束12,通过对该超声波波束12进行电子扫描从

而构成波束扫描面14。该波束扫描面14为二维回声数据取得区域。也能够针对探头10而设置2D阵列振子。

[0032] 收发部16由发送波束形成器以及接收波束形成器构成。在发送时,收发部16向阵列振子供给多个发送信号。由此形成发送波束。在接收时,来自生物体内的反射波被阵列振子所接收,由此产生多个接收信号,这些接收信号从阵列振子向收发部16被输出。收发部16针对多个接收信号而执行定相加法处理,由此输出定相加法后的接收信号(波束数据)。该波束数据为RF信号,该波束数据也可以为构成复合信号的数据。另外,在探头10与收发部16之间所示的虚线表示与装置主体之间的连接部。

[0033] 在本实施方式中,信号处理部18为,执行用于形成B模式图像的信号处理的部分。在该信号处理中包括相对于波束数据的检波处理、对数压缩处理等。但是在本实施方式中,不执行重采样处理,从收发部16被输出的波束数据基本上全部被输送至帧存储器24。动态图像存储器(cine memory)20为,具有环形缓冲区的结构,并依次存储按照时间顺序被输入的各波束数据的存储器。在定格后,根据需要而从动态图像存储器20中被读取出的各个波束数据向帧存储器24被输出。

[0034] 在图1中,符号22表示扫描转换模块。该扫描转换模块除了相当于存储装置的部分以外,实质上是作为软件的功能而被实现的。此外,在本实施方式中,与收发部16相比靠后段的各处理通过软件的功能而被实现。各处理既可以通过专用的处理器而被执行,也可以通过中央处理器而被执行。

[0035] 在本实施方式中,如图1所示,扫描转换模块22具有帧存储器(第一帧存储器)24、插补器26、帧存储器(第二帧存储器)28等。帧存储器24具有与超声波收发坐标系相对应的存储空间,在帧存储器24上存储有接收帧数据。一个接收帧数据由多个波束数据构成,各波束数据由在深度方向上并排的多个回声数据构成。一个接收帧数据对应于波束扫描面14。另一方面,帧存储器28具有与显示坐标系相对应的存储空间,在该帧存储器28中存储有显示帧数据。如以下进行说明的那样,针对每个显示地址(显示像素位置),插补数据作为像素值而被生成,并且该插补数据被存储于帧存储器28上的与该显示地址相对应的存储器地址中。这种处理针对每个显示地址而被重复执行,最终在帧存储器28上构成一个显示帧数据。

[0036] 为了实施以上这种插补数据的生成处理,扫描转换模块22具备地址转换器30、存储有转换表群的存储器32以及显示地址产生器34。由控制部36指定的特定的转换表从被存储于存储器32中的转换表群中被读取,该转换表被提供给作为存储器等而被构成的地址转换器30。显示地址产生器34作为依次生成第一个至最后一个显示地址的计数器而发挥功能。从该显示地址产生器34输出的显示地址(关注显示地址)被提供给地址转换器30。地址转换器30利用被存储在其中的转换表,而生成与关注显示地址相对应的地址集,并将该地址集向帧存储器24输出。也能够每次都计算并求取必要的地址集。

[0037] 在本实施方式中,地址集为,对以关注显示地址为中心的附近四个点的实际数据地址进行指定的集。由此,插补处理所必要的四个回声数据从帧存储器24向插补器26输出。在插补器26中,执行基于四个回声数据的加权求和处理(插补处理),由此生成插补数据。该插补数据被存储于帧存储器28上的与关注显示地址相对应的存储器地址中。向插补器26提供来自地址转换器30的权重数据集,插补器26利用这种权重数据集来执行插补处理。权重数据集也为形成转换表的内容的数据集。

[0038] 图1中,在探头10中执行电子扇形扫描,与之对应,在地址转换器中,显示地址被转换为依照与电子扇形扫描相对应的坐标系的超声波收发地址。在图1中,为了发明的说明,显示地址通过x和y而被特定,超声波收发地址通过r和 θ 而被特定。

[0039] 被存储于存储器32中的转换表群为,与能够与该超声波诊断装置主体连接的多个显示器所具有的规格相对应的转换表群。即,与多种显示分辨率相对应而准备有多个转换表。如以下所说明的那样,控制部36通过参照从显示器40被读取出的显示器规格数据(ED1D),从而对显示器40的固有显示分辨率进行特定,并且依照从探头10被读取出的探头种类信息而对扫描方式进行特定,根据这些信息,从转换表群32中特定在当前情况下所使用的转换表。在本实施方式中,与电子扇形扫描相对应的转换表群被存储在存储器32中。当然,在该存储器32中还可以存储有与电子线性扫描相对应的转换表群。而且,也可以根据探头种类等来准备转换表群。控制部36向显示地址产生器34提供产生显示地址时所必要的信息。即,将对显示器像素矩阵进行特定的信息发送至显示地址产生器34。

[0040] 显示处理部38具备图像合成功能、色彩运算功能等,并对被输入的显示帧数据实施必要的处理,且将该数据发送至显示器40。在本实施方式中,显示器40由LCD(液晶显示器)等电子显示设备构成,并在其显示画面上显示B模式图像(二维断层图像)。该图像为基于显示帧数据的图像。

[0041] 在本实施方式中,在装置的启动时间点、显示器40的连接时间点、其他必要的时机,显示器规格数据、即ED1D从显示器40内的存储部中被读取,该显示器规格数据在控制部36中被参照。在显示处理部38与显示器40之间所示的虚线表示电缆连接部。但是,也可以采用如下的方式,即,不从显示器40读取这种信息,而是使用者以手动的方式向装置登录显示器的固有显示分辨率。

[0042] 根据图1所示的结构,由于在扫描转换处理、即转换处理中,能够考虑到显示器的固有显示分辨率而实施必要的像素数据的生成,也就是说,由于能够在扫描转换模块22中实施适合于显示器40的转换处理,因此无需在转换处理之后实施数据的追加或抽取,从而获得能够提高图像质量并且防止过剩的转换处理等的优点。本实施方式的扫描转换模块22具备将超声波收发帧速率转换为显示帧速率的功能。因此,无需在扫描转换模块22的后段中实施帧速率的转换和分辨率的转换。另一方面,由于向扫描转换模块22输入构成从接收波束形成器被输出的波束数据的回声数据列的全部,即,由于不像现有技术那样在中途实施重采样处理,因此可获得能够充分地活用从生物体内获得的接收信息来构成显示帧数据的优点。

[0043] 虽然在图1中图示了关于B模式图像的处理,但是相对于二维血流图像或高次谐波图像等其他的图像也能够适用上述的扫描转换处理。

[0044] 接下来,利用图2至图4,对图1所示的扫描转换处理的具体示例进行说明。在图2中图示了波束数据阵列和具有低分辨率的像素矩阵之间的关系。波束数据阵列由多个波束数据44组成,各波束数据44由在深度方向上并排的多个回声数据构成。像素矩阵46为,显示画面上的像素排列,即,像素阵列,各交点相当于像素。在图2中,白圈表示回声数据,黑圈表示像素矩阵上的关注像素。这相当于上述的关注显示地址。在图3中图示了波束数据阵列和具有中分辨率的像素矩阵48之间的关系。在图4中图示了波束数据阵列和具有高分辨率的像素矩阵50之间的关系。

[0045] 在本实施方式中,从接收波束形成器被输出的各波束数据就此被输入到扫描转换模块中,另一方面,在扫描转换处理中执行依照显示器的固有显示分辨率的转换处理。虽然在现有技术中,对显示器的显示分辨率的适应在扫描转换处理的后段被实施,但是在本实施方式中,能够与本来的扫描转换处理同时实施对分辨率的适应处理。

[0046] 如利用图1所说明的那样,存在于关注显示地址附近的四个回声数据被特定,根据这些数据,通过加权求和而生成插补数据。由于插补条件根据显示器的分辨率而不同,因此如上述所示,根据显示器的固有分辨率而使用的转换表被切换。

[0047] 在图5中以框图的方式图示了其他实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构。此外,对与图1所示的结构相同的结构标注同一符号,并省略其说明。

[0048] 在图5所示的实施方式中,由控制部36根据探头种类、显示器规格(ED1D)以及显示条件,而在必要的时刻通过计算来生成转换表,并且作为其计算结果的转换表被提供至地址转换器30。在该实施方式中,根据操作面板42的输入来判断显示条件。该显示条件包括倍率,即,根据由使用者实施的缩放的指定来判断倍率。而且,在使用者设定了感兴趣区域或显示区域的情况下也考虑显示尺寸的信息。

[0049] 依照以上这种信息,与扫描转换处理同时执行对显示分辨率的适应处理以及缩放处理,以使能够在扫描转换处理之后将显示帧数据就此输出至显示器,即,无需在事后实施数据排列的变更。而且,也可以实施显示部分的分段处理。

[0050] 根据图6,对图5所示的扫描转换模块22的作用进行说明。

[0051] 在(A)中图示了显示器的显示画面100,此处显示有B模式图像106。此处符号108通过夸张的形式图示了依照显示器固有的显示分辨率的像素矩阵。但是,为了图面简化,仅图示了像素矩阵的整体内的一部分。

[0052] 在这种B模式图像106中,由使用者来指定感兴趣区域(R01)110。该指定是指缩放对象的特定。在(B)中图示了缩放处理的结果。在显示图像102上显示有缩放图像112。顺便说一下,由于该图像被显示在相同的显示器上,因此在这里的像素矩阵108与(A)所示的像素矩阵相同。在本实施方式中,这种缩放处理在扫描转换模块中被执行。即,通过对转换表的内容进行操作,从而与扫描转换处理同时执行缩放处理。

[0053] 在(C)中图示了显示画面103上所显示的缩小图像104和缩放图像106。缩小图像104相当于使B模式图像106缩小后的图像,缩放图像106为表示感兴趣区域110内的放大图像。无论在哪个图像中,像素矩阵108均与在(A)中所示的像素矩阵相同。

[0054] 在本实施方式中,通过根据接收帧数据,而使扫描转换处理多次启动,从而这些图像104、106实质上同时被生成。即,利用用于生成图像104的转换表来生成该图像104,此外利用用于利用图像106的转换表来生成该图像106。只要在一个显示帧期间内完成处理,则能够生成任意数量的图像。而且,能够使这些图像实时作为运动图像而显示。无论怎样,均能够通过生成考虑了显示器的固有显示分辨率、探头种类即扫描方式以及显示条件的转换表,从而利用该转换表而根据接收帧数据生成所需的显示帧数据。而且,由于在本实施方式中,扫描转换模块实质上作为软件功能而被实现,因此能够通过多次执行单一的程序而使多个处理并列执行,从而能够实时地生成多个图像。

[0055] 也能够将上述同样的处理应用于从动态图像存储器20中被读取出的接收帧数据中。由于动态图像存储器20被设置于扫描转换模块22的前段,即,由于存储有原始的接收帧

数据,因此能够对从该动态图像存储器20中被读取出的接收帧数据进行任意的加工并在画面上进行显示。

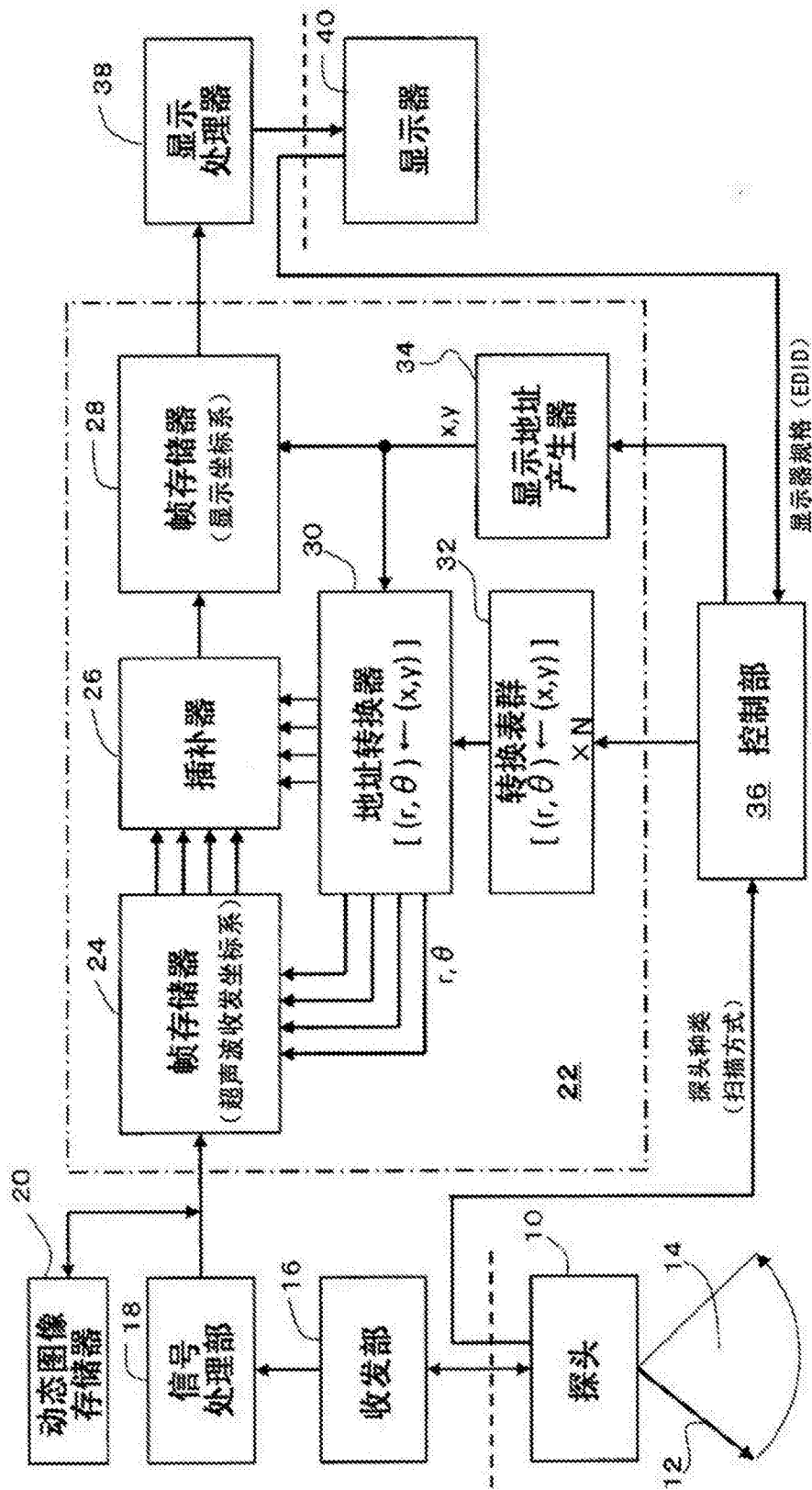


图1

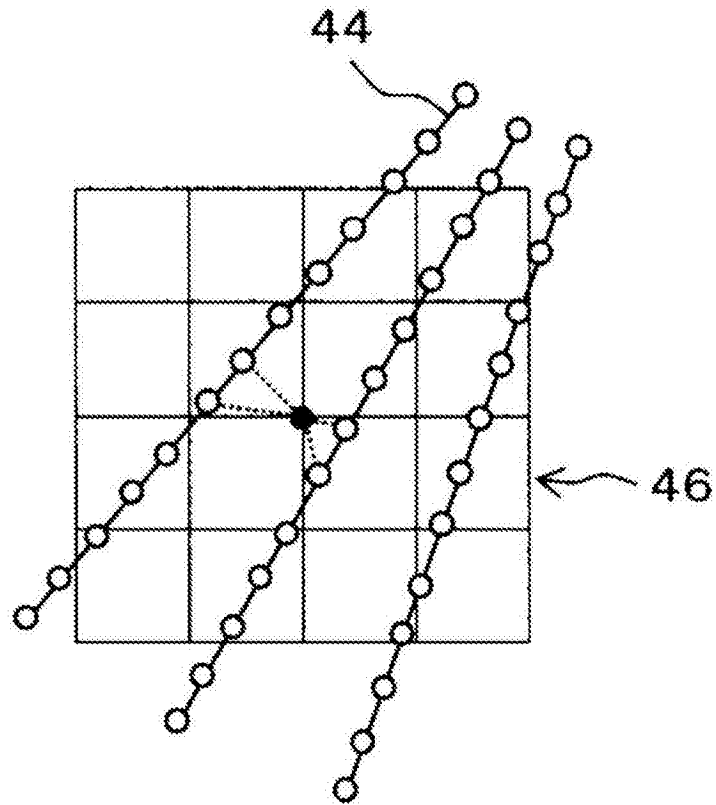


图2

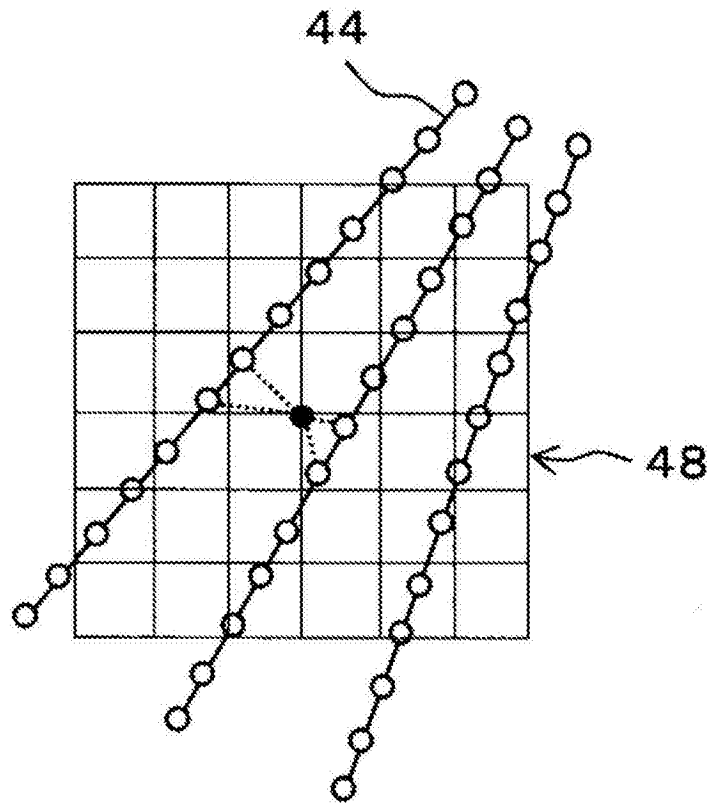


图3

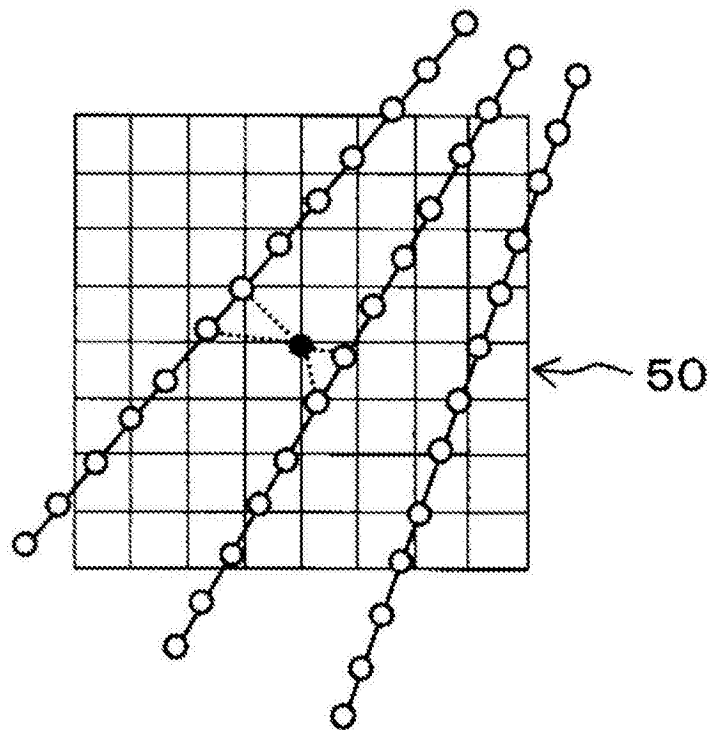


图4

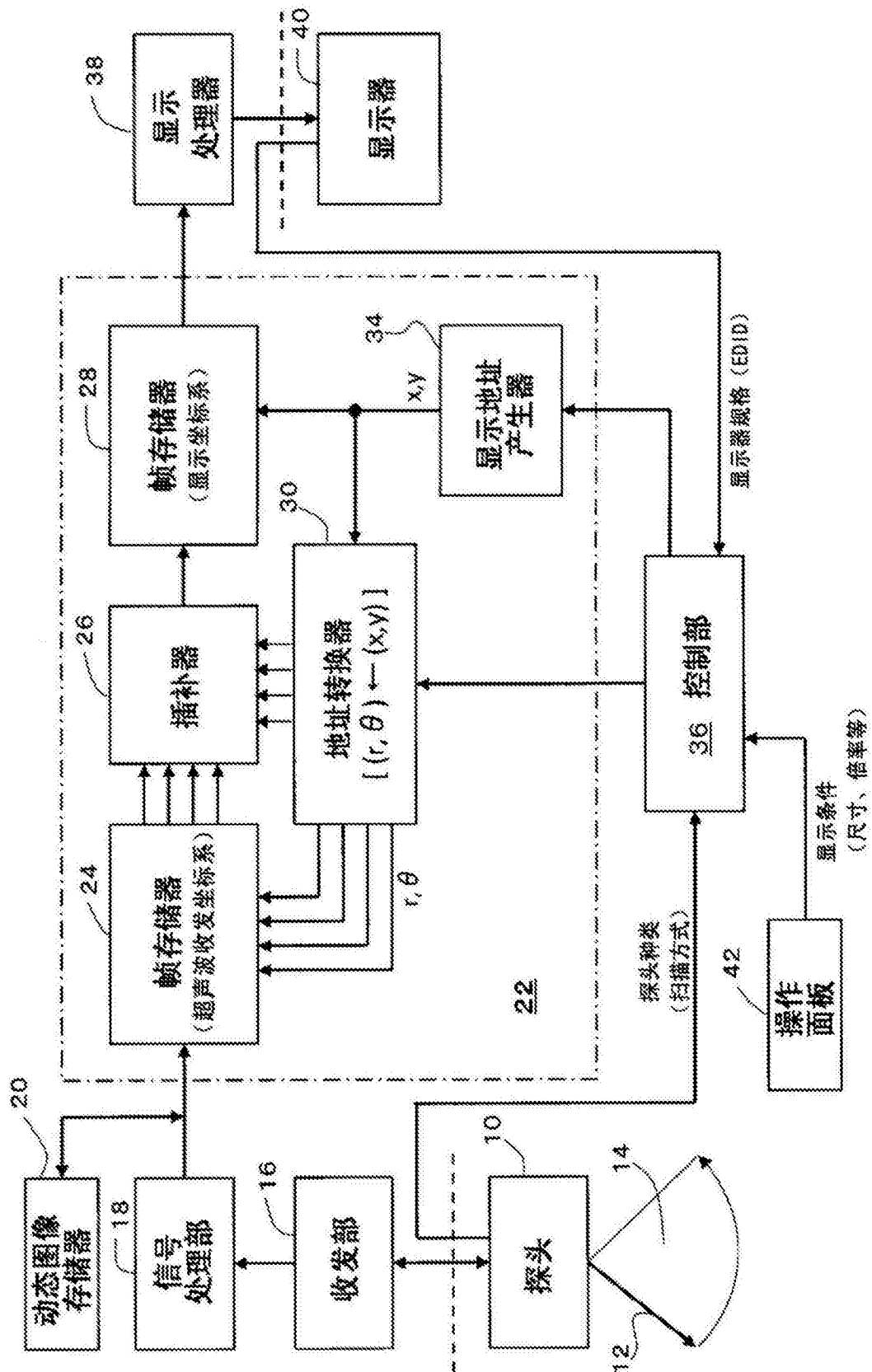


图5

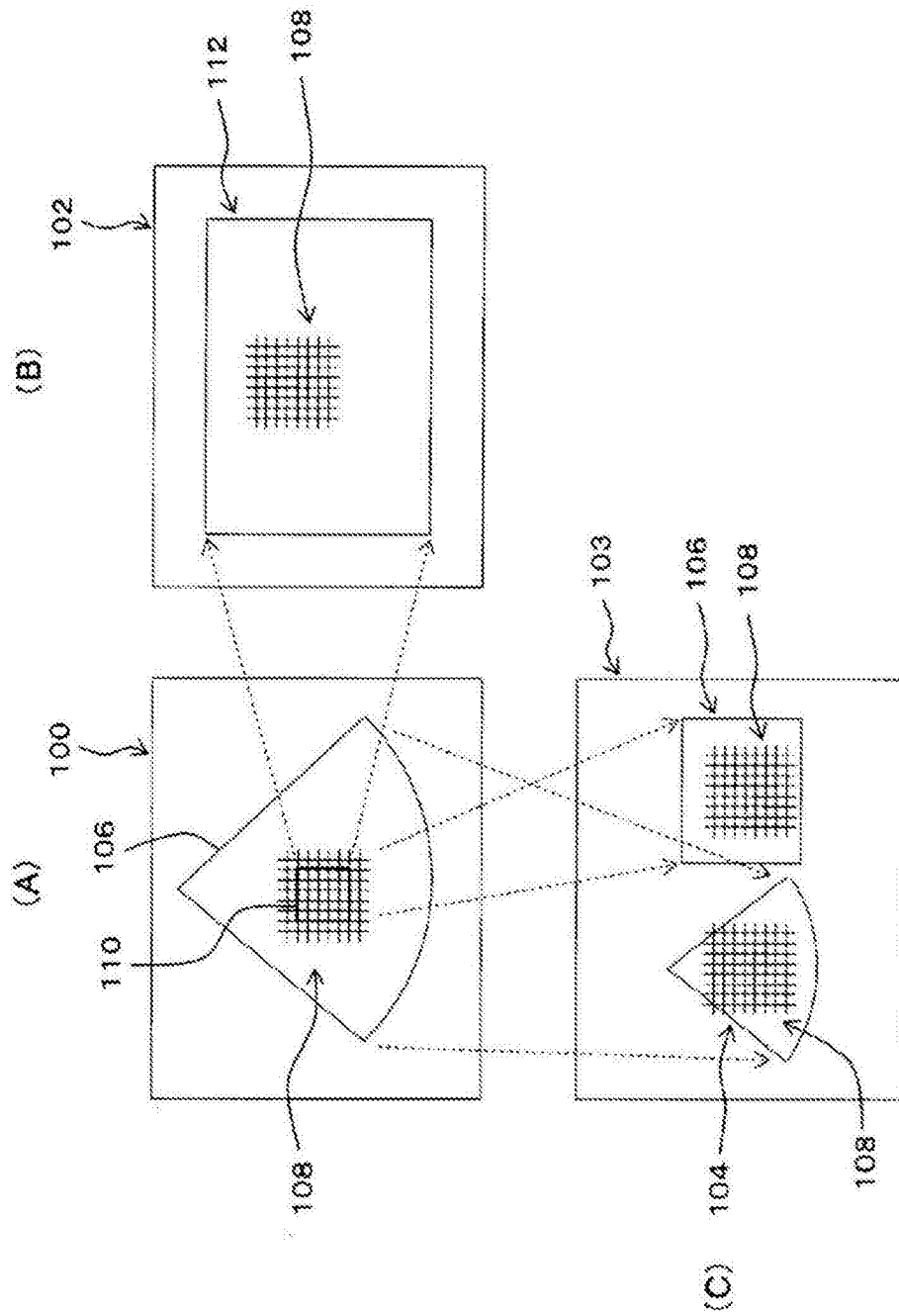


图6

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104114094B	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	CN201280069166.8	申请日	2012-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	宇野隆也		
发明人	宇野隆也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T3/4092 A61B8/5207 G01S7/52033 G06T3/4007 G06T2200/16 G06T2210/36 G06T2210/41		
代理人(译)	黄威 苏萌萌		
优先权	2012022887 2012-02-06 JP		
其他公开文献	CN104114094A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，在超声波诊断装置中，扫描转换模块利用适合于显示器的固有显示分辨率等的转换表而根据接收帧数据生成显示帧数据。在第一帧存储器中存储有接收帧数据，在第二帧存储器中存储有显示帧数据。控制部从转换表群中选择与显示器的固有分辨率相对应的转换表。地址转换器利用被选择的转换表，生成与显示地址相对应的地址集。根据通过该地址集而被特定的多个回声数据来执行插补处理。

