



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102245108 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 16

(21) 申请号 201080003536. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 08. 09

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-189431 2009. 08. 18 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 06. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/005005 2010. 08. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02011/021362 JA 2011. 02. 24

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 右田学 高木一也

(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 汪惠民

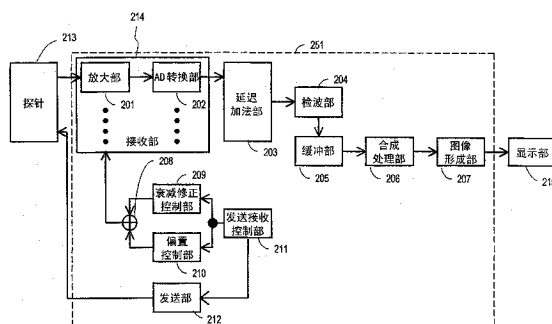
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 15 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置是一种朝向被测体发送接收超声波,根据由被测体反射的超声波生成被测体的断层图像的超声波诊断装置,该超声波诊断装置包括:基于通过检测由被测体反射的超声波而得到的检测信号、生成属于同一声线的接收灵敏度不同的多个接收信号的接收部(214);按照超声波的反射强度对声线上的区域分类、按照分类生成使用了多个接收信号的合成接收信号的合成处理部(206);和使用基于合成接收信号的信号强度的谐调或色调来生成被测体的断层图像的图像形成部(207)。



1. 一种超声波诊断装置,其朝向被测体发送接收超声波,根据被上述被测体反射的超声波来生成被测体的断层图像,其特征在于,包括:

接收部,其基于通过检测由被测体反射的超声波而得到的检测信号,生成属于同一声线的且接收灵敏度不同的多个接收信号;

合成处理部,其按照上述超声波的反射的强度对上述声线上的区域分类,按照上述分类来生成使用了上述多个接收信号的合成接收信号;以及

图像形成部,其使用基于上述合成接收信号的信号强度的谐调或色调生成上述被测体的断层图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收灵敏度不同的多个接收信号包含接收灵敏度相对高的接收信号和接收灵敏度相对低的接收信号,

上述合成处理部,在上述声线上生成合成接收信号,该合成接收信号在上述超声波的反射相对弱的区域中使用上述接收灵敏度高的接收信号、在上述超声波的反射相对强的区域中使用上述接收灵敏度低的接收信号。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收部通过以不同的放大率放大上述检测信号,生成上述接收灵敏度相对高的接收信号和上述接收灵敏度相对低的接收信号。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收部通过以相对高的放大率及相对低的放大率并列地放大上述超声波的检测信号,生成上述接收灵敏度高的接收信号和上述接收灵敏度低的接收信号。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还包括发送部,该发送部分别生成脉冲信号及编码后的脉冲信号,对发送超声波的探针进行驱动,

上述接收部利用上述探针检测上述编码后的脉冲信号的超声波,通过进行解调,生成上述接收灵敏度相对高的接收信号;利用上述探针接收上述脉冲信号的超声波,生成上述接收灵敏度相对低的接收信号。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收部,在针对于同一声线的超声波的发送期间中,一面随着经过时间而增大放大率,一面放大上述检测信号。

7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述合成处理部基于上述检测信号的信号强度的统计分析结果,自动地决定上述信号强度相对弱的区域及上述信号强度相对强的区域。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还包括发送部,该发送部对发送超声波的探针进行驱动,

上述发送部驱动上述探针,以便一面在每个同一声线上各n次地发送超声波,一面进行扫描,其中,n是2以上的整数;

上述接收部以相对高的放大率及相对低的放大率交替地放大由上述探针检测出的超声波的检测信号。

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,特别地涉及一种显示断层图像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置,通过向被测体发送超声波,并解析在其反射回波中包含的信息,来作成被测体内的图像。利用发送的超声波的驱动方法、和反射回波的解析方法可获得各种信息。例如,通常有称为B模式的对体内的组织结构进行图像化的方法、和称为彩流模式(color flow mode)的对血流的运动进行图像化的方法。在这2种方法中,由于超声波的驱动方法不同,所以通过2个方法同时进行图像显示通常是困难的。

[0003] 相对于此,近年来,正在研发同时具有2个特征的称为B流模式的显示方法(专利文献1、非专利文献1)。此B流模式的特征是为了对不存在强反射体的血流进行图像化而提高接收灵敏度,也称为接收灵敏度高的B模式。

[0004] 图16是表示进行B模式显示的现有的超声波诊断装置的一例的方框图。如图16所示,现有的超声波诊断装置包括:发送部110、接收部111、延迟加法部103、检波部104、对数压缩部105、扫描转换部106、衰减修正控制部107、和发送接收控制部108。

[0005] 发送部110根据发送接收控制部108的控制向探针109输出发送信号。由此,从探针109向被测体发送超声波。在被测体中反射的超声波作为反射回波由探针109进行检测,将检测信号输入给接收部111。

[0006] 接收部111包括放大部101及AD转换部102,放大部101放大检测信号,生成接收信号。放大的程度由通过衰减修正控制部107指定的放大率决定。由于越是深的位置的反射回波,衰减的影响越大,所以为了使来自被测体的浅的位置的反射回波的强度和来自深的位置的反射回波的强度在外观上相等,衰减修正控制部107随着自接收时刻起的经过时间来提高放大率。AD转换部102将生成的接收信号转换成数字信号。

[0007] 延迟加法部103进行数字的接收信号的聚焦控制。检波部104进行聚焦控制后的接收信号的包络线检波。对数压缩部105为了压缩动态范围(dynamic range),而对检波过的接收信号进行对数压缩。图像形成部106由对数压缩后的接收信号生成显示图像数据。显示部112显示生成的图像数据。

[0008] 专利文献1:JP特开2004-129967号公报

[0009] 非专利文献1:GE卫生保健、超声波诊断装置、[online]、[2009年7月14日检索]、因特网<URL:<http://japan.gehealthcare.com/cwcjapan/static/rad/us/msujbflw.html>>(GEヘルスケア、超音波診断装置、[online]、[平成21年7月14日検索]、インターネット<URL:<http://japan.gehealthcare.com/cwcjapan/static/rad/us/msujbflw.html>>>

[0010] 非专利文献2:维基百科、[online]、[20097月14日检索]、因特网<<http://jp.wikipedia.org/wiki/>高动态范围合成>(ウィキペディア、

[0011] [online]、[平成21年7月14日検索]、インターネット<<http://jp.wikipedia.org/wiki/ハイダイナミツクレンジ合成>>)

发明内容

[0012] 图17及图18示意地示出通过现有的超声波诊断装置的B模式显示方法拍摄血管时的血管的图像。在图17中接收灵敏度设定得低。为此,不存在强反射体的血流区域150会发生黑损坏(黒くつぶれ),不能确认血流的流动。在图18中接收灵敏度设定得高。此情况下,虽然血流区域150的可视性提高了,但在作为强反射体的血管壁151中生成白跃变(白飛び)。如此,在现有可B模式显示的超声波诊断装置中,只提高接收灵敏度进行设定的话,不能以适当的谐调显示来对血流部分和血管壁等的成对组织部分进行图像化。即,不能实现B流模式。

[0013] 在非专利文献1中,通过公知的称为Coded Excitation的编码调制方法提高接收灵敏度来实现B流模式。但是,在接收部的动态范围不够的时候,在存在强反射体的区域中就会生成白跃变。

[0014] 本发明目的在于,解决这种现有技术的课题,提供一种即使在接收部的动态范围不够的情况下也没有暗部的黑损坏和明部的白跃变的超声波图像生成方法。

[0015] 本发明的超声波诊断装置,其朝向被测体发送接收超声波,根据被上述被测体反射的超声波来生成被测体的断层图像,其中,包括:基于通过检测由被测体反射的超声波而得到的检测信号、生成属于同一声线的且接收灵敏度不同的多个接收信号的接收部;按照上述超声波的反射的强度对上述声线上的区域分类、按照上述分类来生成使用了上述多个接收信号的合成接收信号的合成处理部;和使用基于上述合成接收信号的信号强度的谐调或色调生成上述被测体的断层图像的图像形成部。由此,即使在接收部的动态范围不足的情况下,也能以没有暗部的黑损坏和明部的白跃变的适合的灰度和色调显示断层图像。

[0016] 在某一优选实施方式中,上述接收灵敏度不同的多个接收信号包含接收灵敏度相对高的接收信号和接收灵敏度相对低的接收信号;上述合成处理部,在上述声线上生成合成接收信号,该合成接收信号在上述超声波的反射相对弱的区域中使用上述接收灵敏度高的接收信号、在上述超声波的反射相对强的区域中使用上述接收灵敏度低的接收信号。

[0017] 在某一优选实施方式中,上述接收部通过以不同的放大率放大上述检测信号,生成上述接收灵敏度相对高的接收信号和上述接收灵敏度相对低的接收信号。由此,就能获得接收灵敏度不同的信号。

[0018] 在某一优选实施方式中,超声波诊断装置还包括分别生成脉冲信号及编码后的脉冲信号,对发送超声波的探针进行驱动的发送部;上述接收部,利用上述探针检测上述编码后的脉冲信号的超声波,通过进行解调,生成上述接收灵敏度相对高的接收信号,利用上述探针接收上述脉冲信号的超声波,生成上述接收灵敏度相对低的接收信号。由此,就能得到接收灵敏度高的信号。

[0019] 在某一优选实施方式中,超声波诊断装置还包括对发送超声波的探针进行驱动的发送部;上述发送部驱动上述探针,以便一面在每个同一声线上各n次地(n是2以上的整数)发送超声波,一面进行扫描;上述接收部,以相对高的放大率及相对低的放大率交替地放大由上述探针检测出的超声波的检测信号。由此,就能按照时间序列获得接收灵敏度不

同的信号,以接收灵敏度高的接收信号和低的接收信号作为配对,就能生成动态范围相对广的信号。

[0020] 在某一优选实施方式中,上述接收部通过以相对高的放大率及相对低的放大率并列地放大上述超声波的检测信号,生成上述接收灵敏度高的接收信号和上述接收灵敏度低的接收信号。由此,不使帧频下降就能得到接收灵敏度不同的 2 个接收信号。

[0021] 在某一优选实施方式中,超声波诊断装置的上述接收部,在针对于同一声线的超声波的发送期间中,一面随着经过时间而增大放大率,一面放大上述检测信号。由此,就能同时进行用于衰减修正的放大和用于扩展动态范围的放大。

[0022] 在某一优选实施方式中,上述合成处理部基于上述检测信号的信号强度的统计分析结果,自动地决定上述信号强度相对弱的区域及上述信号强度相对强的区域。由此,判定就能不依赖于装置和系统所具有的固有的灵敏度。

[0023] 发明效果

[0024] 根据本发明,对接收灵敏度不同的多个接收信号进行合成,使用合成接收信号,通过使用基于信号强度的谐调或谐调生成断层图像,就能在从暗部到明部的整个区域中得到以良好的谐调或谐调显示的断层图像。

附图说明

[0025] 图 1 是说明利用高动态范围合成方法处理接收信号的概念的图。

[0026] 图 2 是表示本发明的超声波诊断装置的第一实施方式的方框图。

[0027] 图 3 是说明图 2 的超声波诊断装置的工作的流程图。

[0028] 图 4 是说明图 2 的超声波诊断装置的超声波的发送时序的示意图。

[0029] 图 5 是说明图 2 的超声波诊断装置的放大率的控制时序的示意图。

[0030] 图 6 是说明图 2 的超声波诊断装置的放大率的另一控制时序的示意图。

[0031] 图 7 是说明图 2 的超声波诊断装置的超声波的另一发送时序的示意图。

[0032] 图 8 是表示图 2 的超声波诊断装置的合成处理部的结构的方框图。

[0033] 图 9 是说明合成处理部的工作的流程图。

[0034] 图 10 是表示用图 2 的超声波诊断装置获得的断层图像的一例的示意图。

[0035] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的第二实施方式的方框图。

[0036] 图 12 是说明图 11 的超声波诊断装置的工作的流程图。

[0037] 图 13 是表示本发明的超声波诊断装置的第三实施方式的方框图。

[0038] 图 14 是说明图 13 的超声波诊断装置的工作的流程图。

[0039] 图 15 是说明使用接收灵敏度不同的 3 个接收信号生成合成接收信号的例子的图。

[0040] 图 16 是表示现有的超声波诊断装置的方框图。

[0041] 图 17 是表示用现有的超声波诊断装置得到的断层图像的一例的示意图。

[0042] 图 18 是表示用现有的超声波诊断装置得到的断层图像的另一例的示意图。

[0043] 符号说明

[0044] 图中：

[0045] 201、201A、201B- 放大部

[0046] 202、202A、202B-AD 转换部

- [0047] 203、203A、203B- 延迟加法部
- [0048] 204、204A、204B- 检波部
- [0049] 205- 缓冲部
- [0050] 206- 合成处理部
- [0051] 207- 图像形成部
- [0052] 208- 加法器
- [0053] 209- 衰减修正控制部
- [0054] 210- 偏置控制部
- [0055] 211- 发送接收控制部
- [0056] 212- 发送部
- [0057] 213- 探针
- [0058] 214、214A、214B- 接收部
- [0059] 215- 显示部

具体实施方式

[0060] 为了在谐调显示的断层图像的暗部中不生成黑损坏、在明部中不生成白跃变,本发明的超声波诊断装置使用高动态范围合成方法,生成被测体的断层图像。通过使用高动态范围合成方法,即便在超声波诊断装置的接收部的动态范围窄的情况下,也能在从暗部到明部的整个区域中以良好的谐调显示断层图像。

[0061] 图 1 是说明高动态范围合成的概念的示意图。横轴表示用探针检测从被测体得到的反射回波的检测信号的强度。此外,纵轴表示在接收部中通过放大检测信号而得到的接收信号的强度。

[0062] 在横轴中,检测信号的强度相对弱的区域是在生成断层图像时变为暗部的区域,是反射回波弱的区域。检测信号的强度相对强的区域是在生成断层图像时变为明部的区域,是反射回波强的区域。这些例如在图 1 中用暗部 602 及明部 603 表示。

[0063] 在本发明中,由在同一声线上获得的检测信号生成接收灵敏度相对高的接收信号和接收灵敏度相对低的接收信号。在图 1 中,例如示出通过以小的放大率放大检测信号而得到的接收灵敏度低的接收信号 601、和通过以大的放大率放大检测信号而得到的接收灵敏度高的接收信号 600。

[0064] 暗部 602 相当于血流这样的不存在强反射体的区域。在此区域中,使用接收灵敏度高的接收信号 600 的部分 604。由此,在暗部 602 中通过使用接收灵敏度高的接收信号 600 来大量获取暗部中的谐调,就能避免黑损坏。

[0065] 另一方面,明部 603 相当于血管壁这样的存在强反射体的区域。在此区域中,使用接收灵敏度低的接收信号 601 的部分 605。由此,在明部 603 中能够抑制因接收灵敏度过高导致的白压坏。

[0066] 在合成这 2 个区域中的接收信号时,如图 1 所表明的,在暗部 602 和明部 603 的边界,由于 2 个接收信号的放大率不同而在接收信号的强度上生成差异。为了消除此差异,在接收灵敏度低的接收信号 601 的部分 605 上乘以常数 606,使接收灵敏度高的接收信号 600 的部分 604 和接收灵敏度低的接收信号 601 的部分 605 连续。也可以代替乘以常数 606,而

加上常数。

[0067] 此外,如图1所表明的,暗部602及暗部603,在各声线上既可以根据检测信号的强度来分类或决定,也可以根据接收灵敏度低的接收信号601的信号强度或接收灵敏度高的接收信号600的信号强度来分类或决定。在使用接收灵敏度高的接收信号600的时候,在根据阈值A1使用接收灵敏度低的接收信号601的情况下,通过使用阈值A2就能规定暗部602及暗部603。

[0068] 如此,合成2个接收灵敏度的接收信号,使用合成接收信号,通过使用基于信号强度的谐调来生成断层图像,就能在从暗部到明部的整个区域中得到以良好的谐调显示的断层图像。再有,在以下的实施方式中,虽然说明了合成2个不同的接收灵敏度的接收信号的例子,但也可以使用接收灵敏度不同的3个以上的接收信号。

[0069] (第一实施方式)

[0070] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第一实施方式。

[0071] 图2是表示超声波诊断装置251的结构方框图。超声波诊断装置251包括:发送部212、发送接收控制部211、偏置控制部210、衰减修正控制部209、接收部214、延迟加法部203、检波部204、缓冲部205、合成处理部206、和图像形成部207。此外,用于发送接收超声波的探针213被连接在发送部212及接收部214上,用于显示生成的图像的显示部215被连接到图像形成部207。探针213及显示部215既可以为超声波诊断装置251所具备,也可以使用通用的探针213及显示部215。探针213含有一维地排列的多个振子。振子例如由压电体构成,通过驱动压电体来发送超声波,此外,通过压电体接收超声波将超声波转换为电信号。

[0072] 发送部212基于发送接收控制部211的控制,向探针213输出发送信号。由此,驱动探针213,从探针213朝向被测体发送超声波。在被测体中反射的超声波作为反射回波由探针213检测,将检测信号输入给接收部214。在本实施方式中,为了得到在同一声线上接收灵敏度不同的2个接收信号,具体为接收灵敏度相对高的接收信号及接收灵敏度相对低的接收信号,而在同一声线上发送接收2次超声波。

[0073] 接收部214包括放大部201和AD转换部202。优选对应包含在探针213中的振子的数目,设置多个放大部201和AD转换部202。放大部201放大由探针213的各振子检测出的检测信号,生成接收信号。此时,在基于发送接收控制部211的控制的计时中,用加法器208加法运算从衰减修正控制部209和偏置控制部210输出的放大率,以得到的放大率进行检测信号的放大。为了得到接收灵敏度不同的2个接收信号,在基于发送接收控制部211的控制的计时中,从加法器208输出不同的值的放大率值。AD转换部202将得到的接收信号转换成数字信号。延迟加法部203进行数字的接收信号的聚焦控制。检波部204进行聚焦控制后的接收信号的包络线检波,将检波后的接收信号保存在缓冲部205中。保存接收灵敏度相对高的接收信号及接收灵敏度相对低的接收信号的数据。

[0074] 合成处理部206从缓冲部205中读出数据,如参照图1所说明的,按每一帧,通过高动态范围合成法,在声线上生成在反射回波相对弱的区域中使用接收灵敏度高的接收信号、在反射回波相对强的区域中使用接收灵敏度低的接收信号的合成接收信号。图像形成部207按基于合成接收信号的信号强度的谐调或色调生成被测体的断层图像。由此,在显示部215中显示被测体的断层图像。

[0075] 接着,一面参照图 2 及图 3 一面详细地说明超声波诊断装置 251 的工作。图 3 是说明超声波诊断装置 251 的工作的流程图。如图 3 所示,超声波诊断装置 251 在测量开始后执行步骤组 300A 及 300B。各步骤组是针对于超声波的 1 次发送接收的处理,同时是属于同一声线的处理。由此,在同一声线上,可得到接收灵敏度相对高的接收信号及接收灵敏度相对低的接收信号。

[0076] < 步骤 301 >

[0077] 进行第一次的超声波的发送接收。由发送部 212 驱动探针 213,朝向被测体发送超声波,由探针 213 检测反射回波,生成检测信号。

[0078] 图 4 示意性地示出从探针 213 发送的超声波的顺序。如图 4 所示,对于同一声线 261,进行 2 次超声波的发送后,在相邻的声线上进行 2 次发送。如此,驱动探针 213,以便一面在每个同一声线上各 2 次地发送超声波,一面扫描被测体。

[0079] 在同一声线 261 上的第一次的超声波的发送及接收对应步骤组 300A,第二次的超声波的发送及接收对应步骤组 300B。

[0080] < 步骤 302 >

[0081] 在放大部 201 中放大检测信号,并生成接收信号。接收信号的放大率从加法器 208 输出。偏置控制部 210 以涉及从发送接收控制部 211 接受的超声波的发送的计时作为触发,直到下一发送之前,设定固定的放大率作为给予加法器 208 的输出值。也可以在同一声线上基于二次发送的超声波,先生成接收灵敏度相对高的接收信号及接收灵敏度相对低的接收信号的任意一个。

[0082] 图 5 示出放大率的控制时序的一例。发送触发 270 表示从发送接收控制部 211 输出的超声波的发送计时。在按发送触发 270 的发送间隔规定的期间 271 中,发送接收超声波,生成接收信号。在图 5 所示的放大率的控制时序中,放大率 273 是固定的。此情况下,还按固定的放大率放大根据从被测体的深的位置得到的反射回波的检测信号。为了生成接收灵敏度相对高的接收信号,而将放大率 273 设定为高的值。

[0083] 图 6 示出放大率的控制时序的另一例。在图 6 所示的例子中,基于从发送接收控制部 211 输出的发送触发 270 的计时,衰减修正控制部 209 在接收反射回波的过程中,向加法器 208 输出放大率慢慢被升高的信号。加法器 208 对放大部 201 设定从衰减修正控制部 209 和偏置控制部 210 输出的放大率之和。由此,如图 6 所示,在期间 271 期间,随着时间的经过,放大率 273' 增大。

[0084] < 步骤 303 >

[0085] AD 转换部 202 将由放大部 201 放大的接收信号转换为数字信号。延迟加法部 203 进行数字的接收信号的聚焦控制。检波部 104 进行聚焦控制后的接收信号的包络线检波,在缓冲部 205 中保存检波后的接收信号。

[0086] < 步骤 304 >

[0087] 进行第二次超声波的发送接收。由发送部 212 驱动探针 213,朝向被测体发送超声波,由探针 213 检测反射回波,生成检测信号。

[0088] < 步骤 305 >

[0089] 与步骤 302 相同,在放大部 201 中放大检测信号,生成接收信号。但是,如图 5 所示,在第二次的超声波的发送接收中,为了生成接收灵敏度相对低的接收信号而将放大率

274 设定为低的值。在输出放大率 273 及放大率 274 的期间 272, 完成在一根声线上的发送接收。在衰减修正控制部 209 在接收反射回波的过程中向加法器 208 输出放大率慢慢被升高的信号的情况下, 由于较小地设定从偏置控制部 210 输出的放大率的值, 所以从加法器 208 中输出比放大率 273' 更小的放大率 274', 用于第二次的检测信号的放大。由此, 生成第二次的接收信号。

[0090] < 步骤 306 >

[0091] 与步骤 303 相同, 将接收信号转换成数字信号进行聚焦控制后, 由检波部 104 进行包络线检波, 在缓冲部 205 中保存检波后的接收信号。

[0092] < 步骤 307 >

[0093] 合成部 206 对保存的接收灵敏度相对高的第一次的接收信号及接收灵敏度相对低的第二次的接收信号进行合成, 生成合成接收信号。图 8 是表示合成处理部 206 的结构方框图。

[0094] 合成处理部 206 包括: 乘法器 206a、切换部 206b、和转换判定部 206c。图 9 是表示合成处理部 206 的工作的流程图。对所有的声线上的接收信号进行合成处理。既可以按每一声线生成合成接收信号, 也可以在在缓冲部 205 中储备 1 帧的接收信号的时候汇集 1 帧来生成合成接收信号。

[0095] < 步骤 310 >

[0096] 合成部 206 从缓冲部 205 中读出保存的接收灵敏度相对高的第一次的接收信号及接收灵敏度相对低的第二次的接收信号。切换判定部 600 参照从缓冲器读出的接收灵敏度相对高的接收信号 (放大率: 高), 进行阈值判定。参照的接收信号也可以是接收灵敏度相对低的接收信号 (放大率: 小)。在此, 阈值的设定是任意的。阈值既可以是预先设定的规定的值, 也可以是统计分析接收信号的信号强度, 并基于分析结果动态且自动地决定阈值。例如, 可以按直方图分析信号强度, 自动地将直方图的中央值决定为阈值。在比阈值小的时候, 进入步骤 311, 在大的时候进入步骤 312。比阈值小的接收信号是信号强度相对弱的区域, 阈值以上的接收信号是信号强度相对强的区域。

[0097] < 步骤 311 >

[0098] 切换判定部 501 进行控制, 以使切换部 502 输出接收灵敏度相对高的接收信号 (放大率: 高)。

[0099] < 步骤 312 >

[0100] 切换判定部 501 进行控制, 以使切换部 502 输出接收灵敏度相对低的接收信号 (放大率: 小)。此时, 用乘法器 503 在接收信号 (放大率: 小) 上乘以常数。

[0101] 例如, 如图 1 所示, 在参照接收灵敏度高的接收信号来决定阈值的时候, 使用阈值 A2, 在参照接收灵敏度低的接收信号 601 来决定阈值的时候, 使用阈值 A1。由此, 可将声线上的区域的反射回波分类为相对弱的区域及相对强的区域。反射回波是相对弱的区域, 在生成断层图像的时候成为暗部的区域 602 中, 使用接收灵敏度高的接收信号 600 的部分 604, 反射回波是相对强的区域, 在生成断层图像的时候成为明部的区域 601 中, 使用接收灵敏度低的接收信号 601 的部分 605, 从而生成合成接收信号。

[0102] 图像形成部 207 以基于这样得到的合成接收信号的信号强度的谐调或色调来生成被测体的断层图像。由此, 在从暗部到明部的整个区域中就能以良好的谐调在显示部 215

中显示断层图像。

[0103] 图 10 示意性地示出由超声波诊断装置 251 拍摄血管时的血管的图像。如图 10 所示,不存在强反射体的血流的区域 150 未成为黑损坏,以多个谐调被示出。此外,即使是作为强反射体的血管壁 151 也未生成白跃变,进行谐调显示。

[0104] 如此,根据本实施方式的超声波诊断装置,合成 2 个接收灵敏度的接收信号,使用合成接收信号,通过使用基于信号强度的谐调或谐调来生成断层图像,就能在从暗部到明部的整个区域中,得到以良好的谐调或色调显示的断层图像。

[0105] (第二实施方式)

[0106] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第二实施方式。图 11 是表示超声波诊断装置 252 的结构方框图。对于与第一实施方式相同的构成要素付与相同的参照符号。

[0107] 超声波诊断装置 252 在具备 2 个接收部 214A、214B 这点上与第一实施方式不同。由此,为了生成以不同的放大率放大的接收灵敏度不同的 2 个接收信号,也可以不 2 次发送超声波。即,能不降低帧频地得到在高动态范围合成中所需的接收灵敏度不同的 2 个接收信号。此外,也无需按超声波的每一发送计时来控制放大率的偏置(bias)。

[0108] 图 12 是表示超声波诊断装置 252 的工作的流程图。一面参照图 11 及图 12 一面说明超声波诊断装置 252 的工作。

[0109] <步骤 320>

[0110] 进行超声波的发送接收。由发送部 212 驱动探针 213,朝向被测体发送超声波,由探针 213 检测反射回波,生成检测信号。

[0111] 生成 2 个接收信号的工作由步骤组 321A、321B 执行,并行处理它们。

[0112] <步骤 322A、322B(并行处理)>

[0113] 基于从发送接收控制部 211 给予的发送计时,衰减修正控制部 209 决定用于衰减修正控制的放大率,偏置控制部 210 分别决定用于高动态范围合成的 2 个不同的放大率,向加法器 208 输出。放大部 201A、201B 按各自放大率之和来放大检测信号,生成接收灵敏度相对高的接收信号(放大率:高)及接收灵敏度相对低的接收信号(放大率:小)。

[0114] <步骤 323A、323B(并行处理)>

[0115] AD 转换部 202A、202B 分别将接收灵敏度相对高的接收信号(放大率:高)及接收灵敏度相对低的接收信号(放大率:小)转换为数字信号。由延迟加法部 203A、203B 进行转换为数字信号后的 2 个接收信号的聚焦(focusing)。此后,由检波部 204A、204B 对聚焦后的接收信号进行包络线检波,向缓冲器 505 保存检波后的信号。

[0116] <步骤 324>

[0117] 与第一实施方式相同,合成处理部 206 从缓冲部 205 中读出数据,通过高动态范围合成法,在声线上生成在反射回波相对弱的区域中使用接收灵敏度高的接收信号、在反射回波相对强的区域中使用接收灵敏度低的接收信号的合成接收信号。图像形成部 207 以基于合成接收信号的信号强度的谐调或色调来生成被测体的断层图像。由此,在显示部 215 中显示被测体的断层图像。

[0118] 根据本实施方式,由于可并行处理放大处理,所以能同时生成 2 个接收灵敏度不同的接收信号。为此,在同一声线上不需要 2 次发送超声波,就能不降低帧频地生成动态范围相对广的信号。

[0119] (第三实施方式)

[0120] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第三实施方式。图 14 是表示超声波诊断装置 253 的结构方框图。对于与第一实施方式相同的构成要素付与相同的参照符号。

[0121] 超声波诊断装置 253,为了得到接收灵敏度高的接收信号而通过编码后的脉冲信号发送接收超声波,为了得到接收灵敏度低的接收信号而通过未编码的脉冲信号发送接收超声波。

[0122] 为此,超声波诊断装置 253 包括:发送部 211' 和 AD 转换部 254、转换器 255 及解调部 256。此外,发送部 211' 包括:脉冲生成部 250、调制部 251、转换器 252、及 DA 转换部 253。

[0123] 脉冲生成部 400 生成数字脉冲信号。调制部 401 对生成的脉冲信号进行编码调制,输出编码脉冲信号。转换器 252 选择编码脉冲信号或未进行编码调制的脉冲信号。DA 转换部 253 将由转换器 252 选择出的编码脉冲信号或未进行编码调制的脉冲信号转换为模拟信号,用转换后的信号驱动探针 213 朝向被测体发送超声波。

[0124] 由探针 213 检测出的检测信号与第一实施方式同样地,用未在图 13 中示出的放大部进行放大,生成接收信号。在此,无论超声波是根据编码脉冲信号还是根据未进行编码调制的脉冲信号,放大部都以固定的放大率放大检测信号。

[0125] AD 转换部 254 将接收信号转换为数字信号。数字化后的接收信号与第一实施方式同样地,由未在图 13 中示出的延迟加法部进行接收信号的聚焦。切换器 255 向解调部 256 或缓冲部 205 输出聚焦后的接收信号。在切换器 255 根据基于发送接收控制部 211 的指令的来自灵敏度切换部 260 的信号,通过编码脉冲信号发送超声波的时候,切换输出,以便将接收信号输入给解调部 256。解调部 256 解调数字化后的检测信号,向缓冲器 407 输出此解调后的检测信号。在向缓冲器 407 输出这些接收信号之前,与第一实施方式同样地,用未在图 13 中示出的检波部进行包络线检波。

[0126] 合成处理部 206 从缓冲部 205 中读出数据,通过高动态范围合成法,在声线上生成在反射回波相对弱的区域中使用接收灵敏度高的接收信号、在反射回波相对强的区域中使用接收灵敏度低的接收信号的合成接收信号。图像形成部 207 以基于合成接收信号的信号强度的谐调或色调来生成被测体的断层图像。由此,在显示部 215 中显示被测体的断层图像。

[0127] 接着,说明超声波诊断装置 253 的工作。

[0128] 图 14 是说明超声波诊断装置 253 的工作的流程图。步骤组 330A 生成接收灵敏度高的接收信号、步骤组 330B 生成接收灵敏度低的接收信号。

[0129] <步骤 331>

[0130] 首先,生成接收灵敏度高的接收信号。灵敏度切换部 260 以从发送接收控制部 211 输出的发送计时为触发,向 252 及切换器 255 输出信号,以便切换器 252 将调制部 401 和 DA 转换 401 连接,切换器 255 将 AD 转换部 254 和解调部 406 连接。

[0131] <步骤 332>

[0132] 脉冲生成部 400 生成数字信号的脉冲。调制部 401 使用巴克码 (Barker code) 等对生成的脉冲进行编码调制,生成编码脉冲信号。

[0133] <步骤 333、334>

[0134] DA 转换部 253 将编码脉冲信号转换为模拟信号。探针 213 朝向被测体发送由此信号驱动的超声波。探针 213 检测从被测体得到的反射回波,通过未图示的放大部放大检测信号得到接收信号。AD 转换部 254 对接收信号进行数字化,解调部 256 解码接收信号。在缓冲器 407 中保存解码后的接收信号。

[0135] < 步骤 335>

[0136] 接着,生成接收灵敏度低的接收信号。灵敏度切换部 260 以从发送接收控制部 411 输出的发送计时为触发,向 252 及切换器 255 输出信号,以便切换器 401 将脉冲生成部 401 和 DA 转换 401 连接,切换器 405 将 AD 转换 404 和缓冲部 406 连接。

[0137] < 步骤 336>

[0138] 通过未编码的脉冲信号在同一声线上发送接收超声波。由用探针 213 检测出的反射回波的检测信号生成接收信号,保存在缓冲器 407 中。

[0139] < 步骤 337>

[0140] 如第一实施方式中详细说明了,合成处理部 206 从缓冲部 205 中读出数据,通过高动态范围合成法,在声线上生成在检测信号的信号强度相对弱的区域中使用接收灵敏度高的接收信号、在接收到的超声波的检测信号的信号强度强的区域中使用接收灵敏度低的接收信号的合成接收信号。

[0141] 根据本实施方式,为了生成接收灵敏度高的接收信号,使用编码脉冲信号发送接收超声波。由于驱动探针 213 的信号被编码化,所以难以受到噪声的影响,即便在反射回波的信号强度低的情况下,也能以高的 SN 比检测反射回波。因此,即使在反射强度低的血流部分,断层图像也不会黑损坏,可基于反射强度的差异进行谐调显示。

[0142] 在上述第一至第三实施方式中,使用接收灵敏度不同的 2 种接收信号来生成合成接收信号。但是,也可以使用接收灵敏度不同的 3 种以上的接收信号来生成合成接收信号。

[0143] 图 15 是说明使用接收灵敏度不同的 3 个接收信号生成合成接收信号的方式的例子。在使用接收灵敏度不同的 3 个接收信号的时候,例如在第 1 实施方式中,在各同一声线上,发送部 212 发送接收 3 次超声波,得到 3 次检测信号。通过以 3 个不同的放大率放大得到的检测信号,得到接收灵敏度相对高的接收信号 600、接收灵敏度相对低的接收信号 601 及接收灵敏度为中间值的接收信号 601'。

[0144] 在合成处理部 206 中,例如使用阈值 A1 及阈值 A2 和接收信号 601',按照超声波的反射的强度对声线上的区域进行分类。例如设接收信号 601' 中,输出比阈值 A1 小的部分为暗部 602,输出为阈值 A1 以上且比阈值 A2 小的部分为中间部 603',阈值 A2 以上的输出的部分为明部 603,对声线上的区域进行分类。根据分类,分别在暗部 602、中间部 603' 及明部 603 中使用接收信号 604 的部分 604、接收信号 601' 的部分 605'、及接收信号 601 的部分 605,通过对分别在部分 605' 及部分 605 上乘上或加上常数后得到的值和部分 604 进行合成,来生成合成接收信号。

[0145] 如此这样,通过使用合成的接收信号,就能得到无黑损坏和白跃变的、以更平滑的谐调显示的断层图像。虽然以第一实施方式为例说明使用接收灵敏度不同的 3 种以上的接收信号的方式,但即使在第二、第三实施方式中,也可以使用接收灵敏度不同的 3 种以上的接收信号来生成合成接收信号。

[0146] 此外,也可以使用接收灵敏度不同的 4 以上的多个接收信号来生成合成接收信

号。具体地,在使用接收灵敏度不同的 n 个 (n 是 2 以上的整数) 的接收信号的时候,根据超声波的反射的强度将各声线上的区域划分为 n 类。例如,第一区域是反射强度最弱的区域,第 n 区域是反射强度最强的区域。此情况下,对于接收灵敏度不同的 n 种接收信号,按照反射强度的大小和接收灵敏度的大小变得相反的方式,使 n 种接收信号和 n 个区域对应。具体地,使接收灵敏度最高的接收信号(以最大的放大率放大的接收信号)对应第一区域,使接收灵敏度最低的接收信号(以最小的放大率放大的接收信号)对应第 n 区域。

[0147] 此外,在上述实施方式中,虽然说明了基于合成接收信号的信号强度进行谐调显示的例子,但也可以替代谐调显示进行色调显示。此外,也可以按照合成接收信号的信号强度,进行改变谐调及色调的显示。

[0148] 工业实用性

[0149] 本发明的超声波诊断装置能够以适合的灰度表现从血流的流动到血管壁的情形。为此,例如可用于像颈动脉诊断这样,希望进行血流的流动及血管壁的厚度的双方确认的诊断区域中。

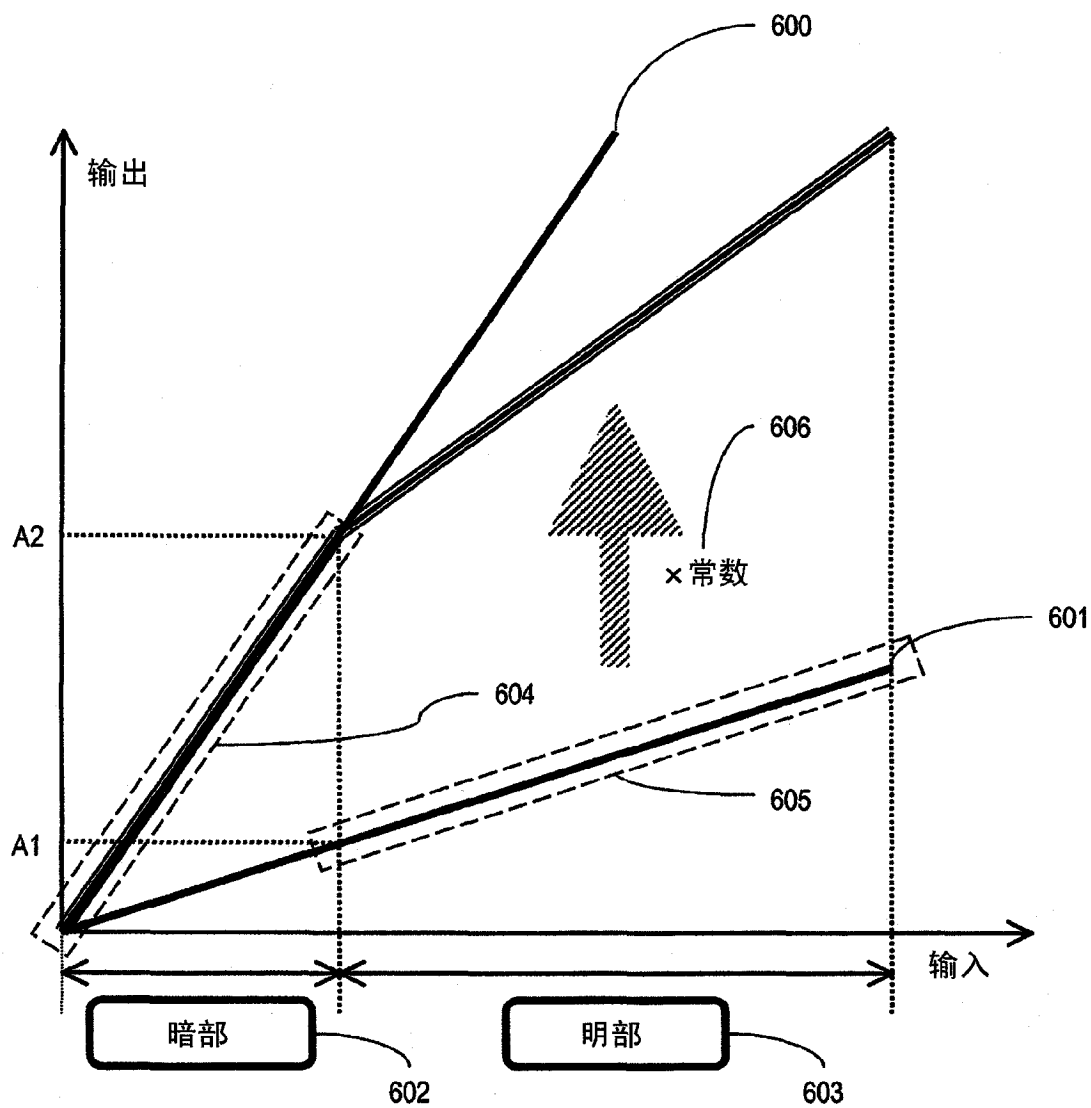


图 1

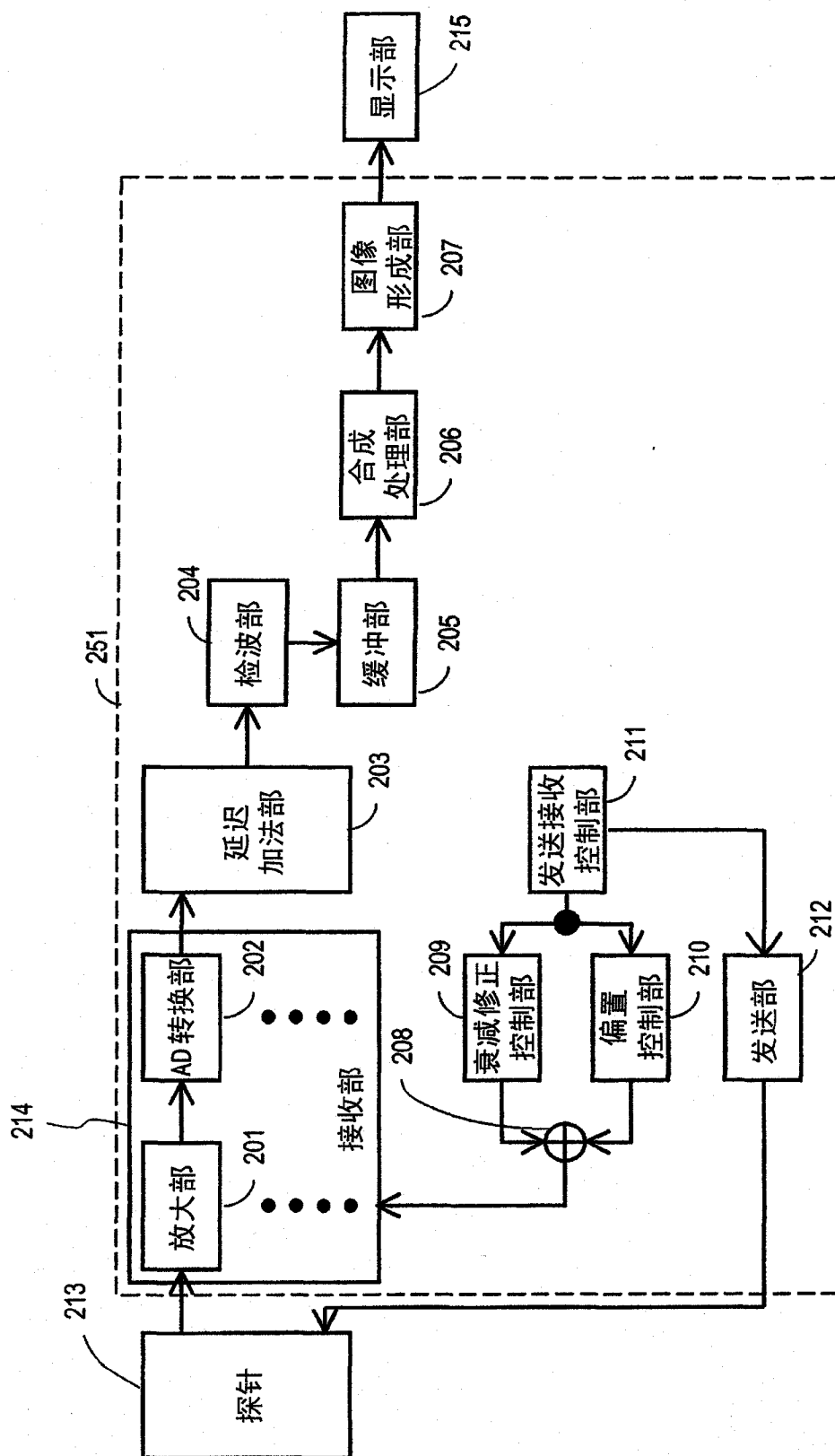


图 2

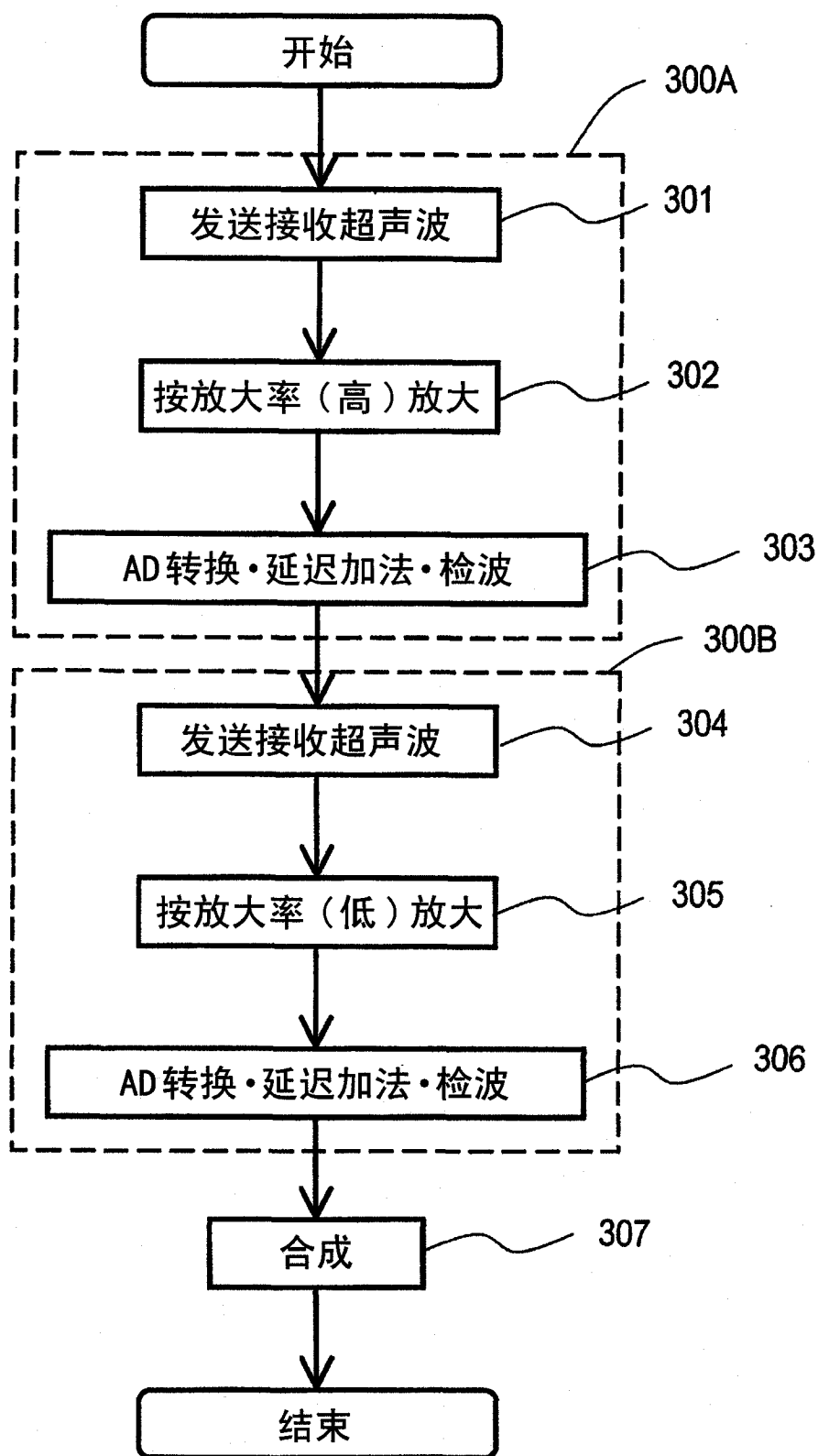


图 3

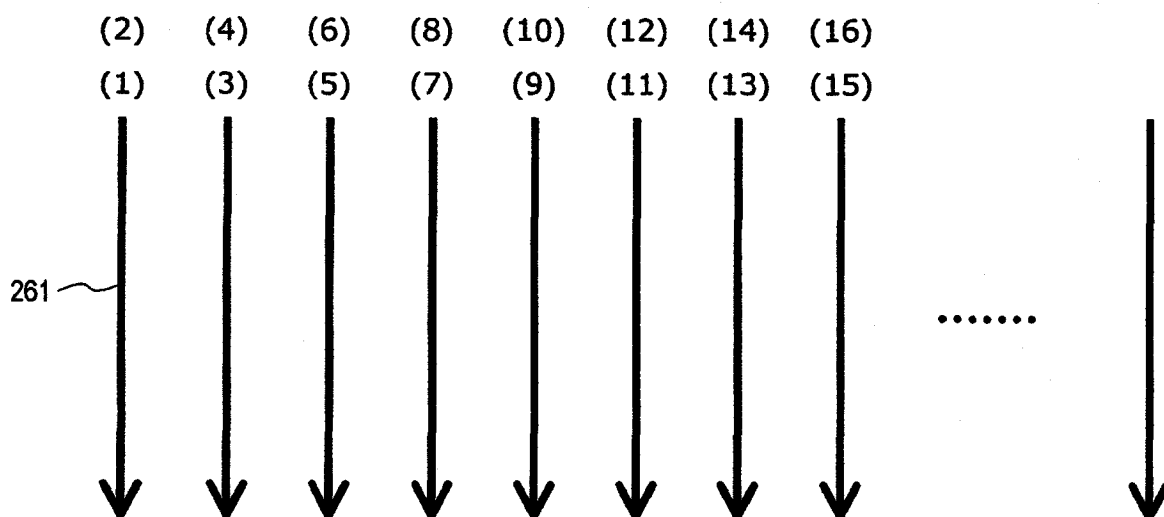


图 4

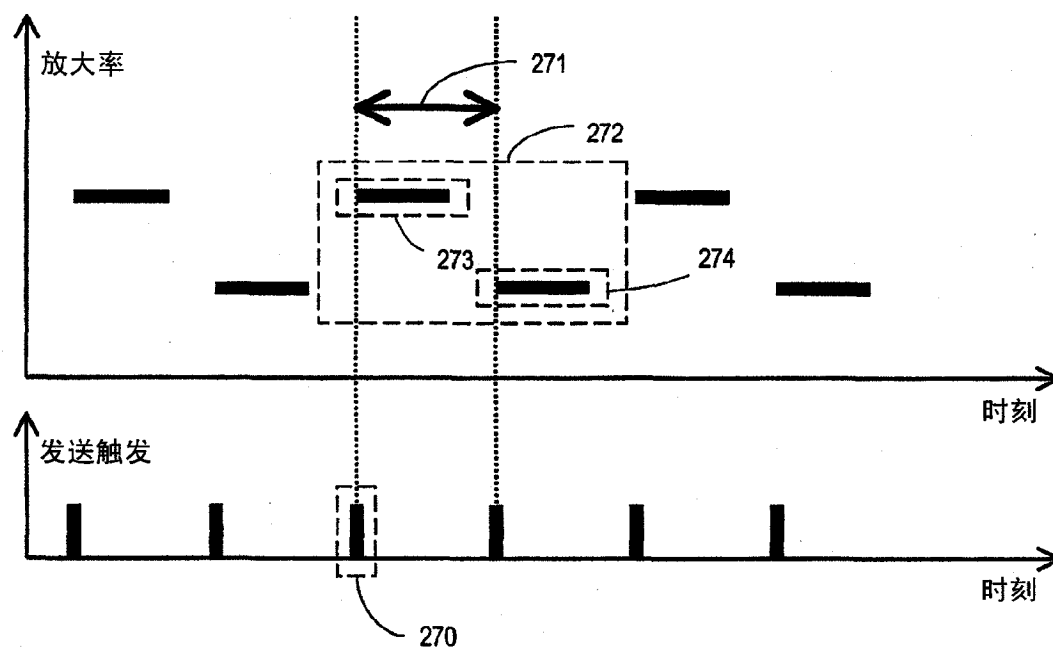


图 5

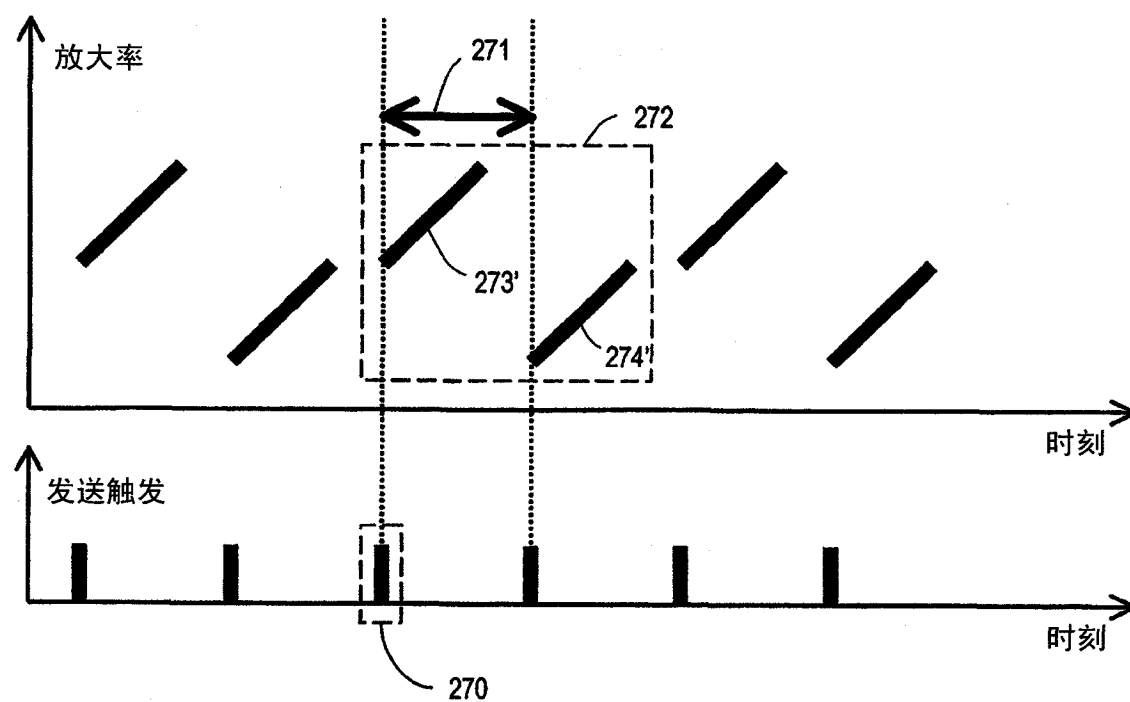


图 6

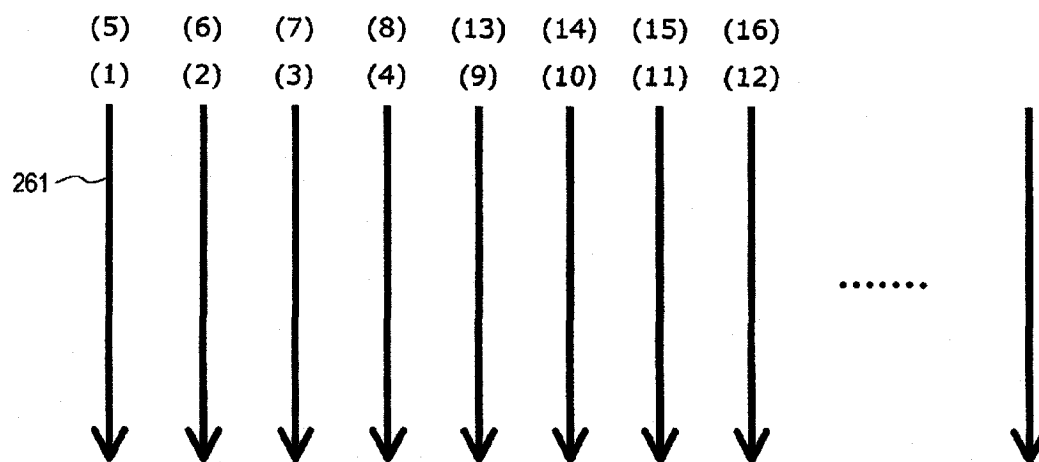


图 7

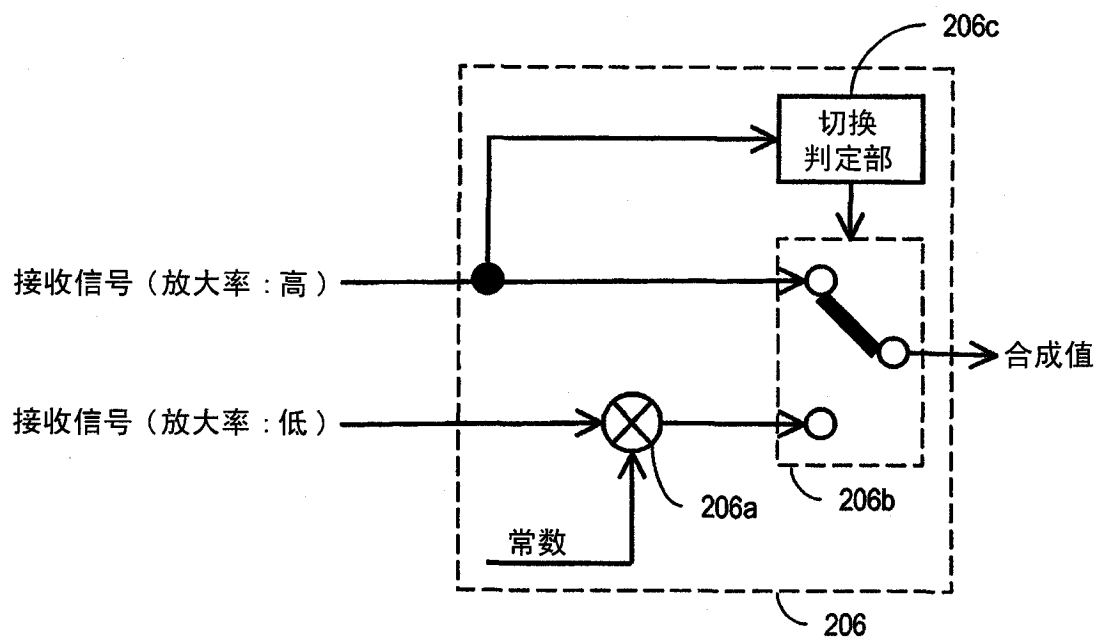


图 8

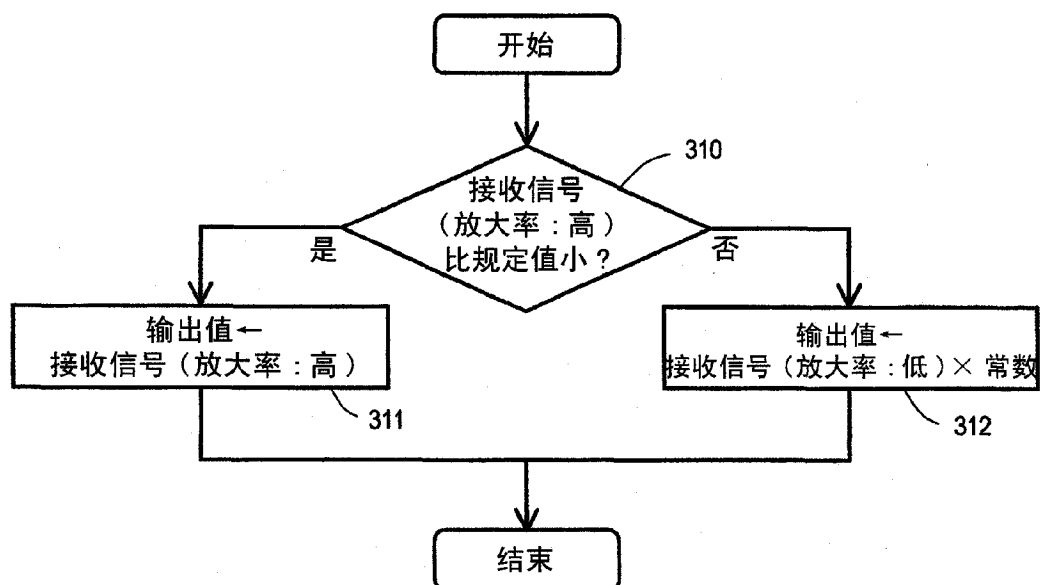


图 9

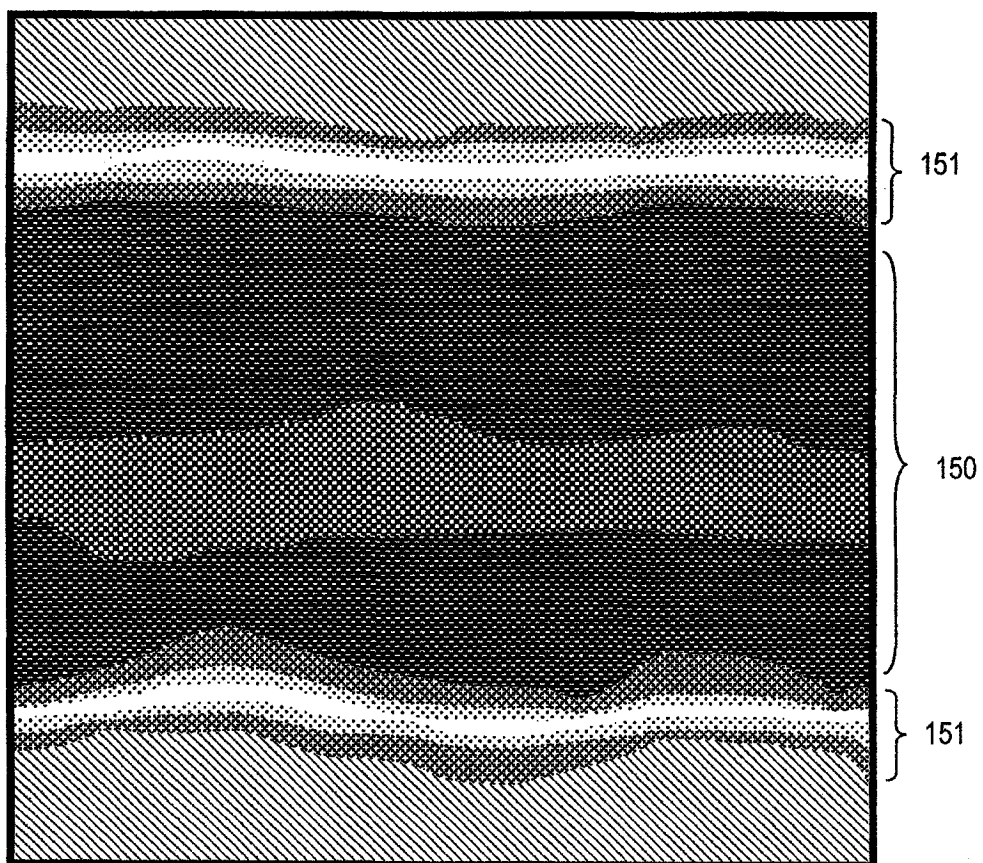


图 10

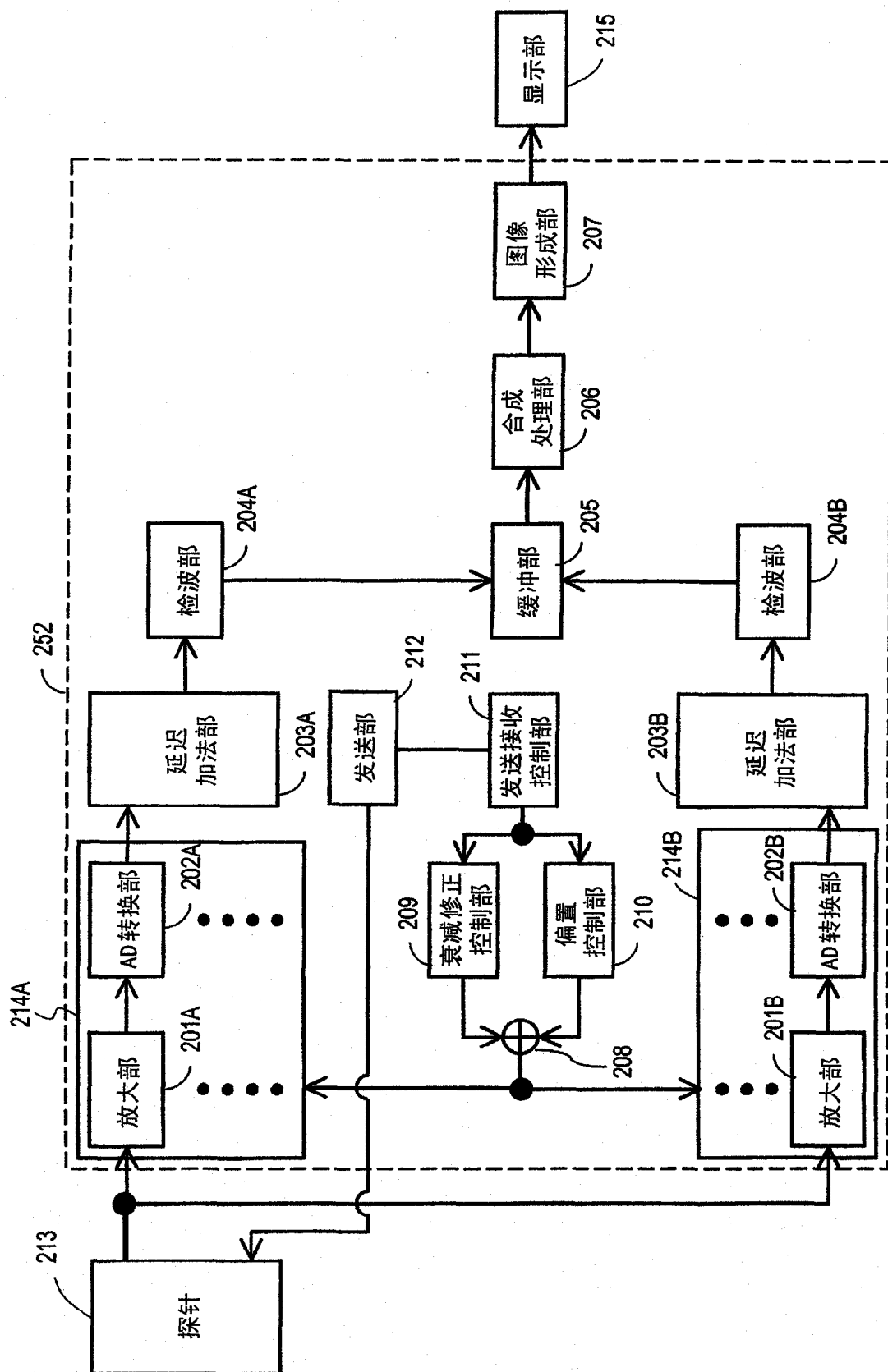


图 11

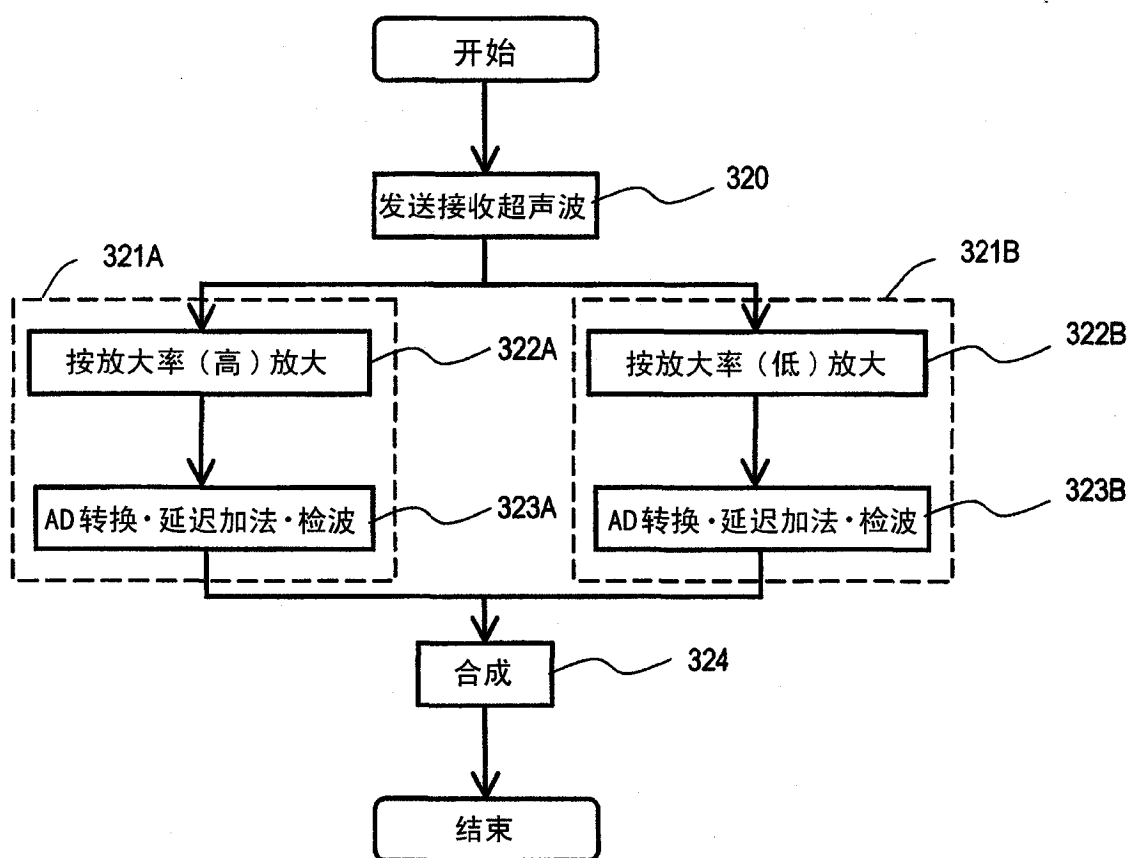


图 12

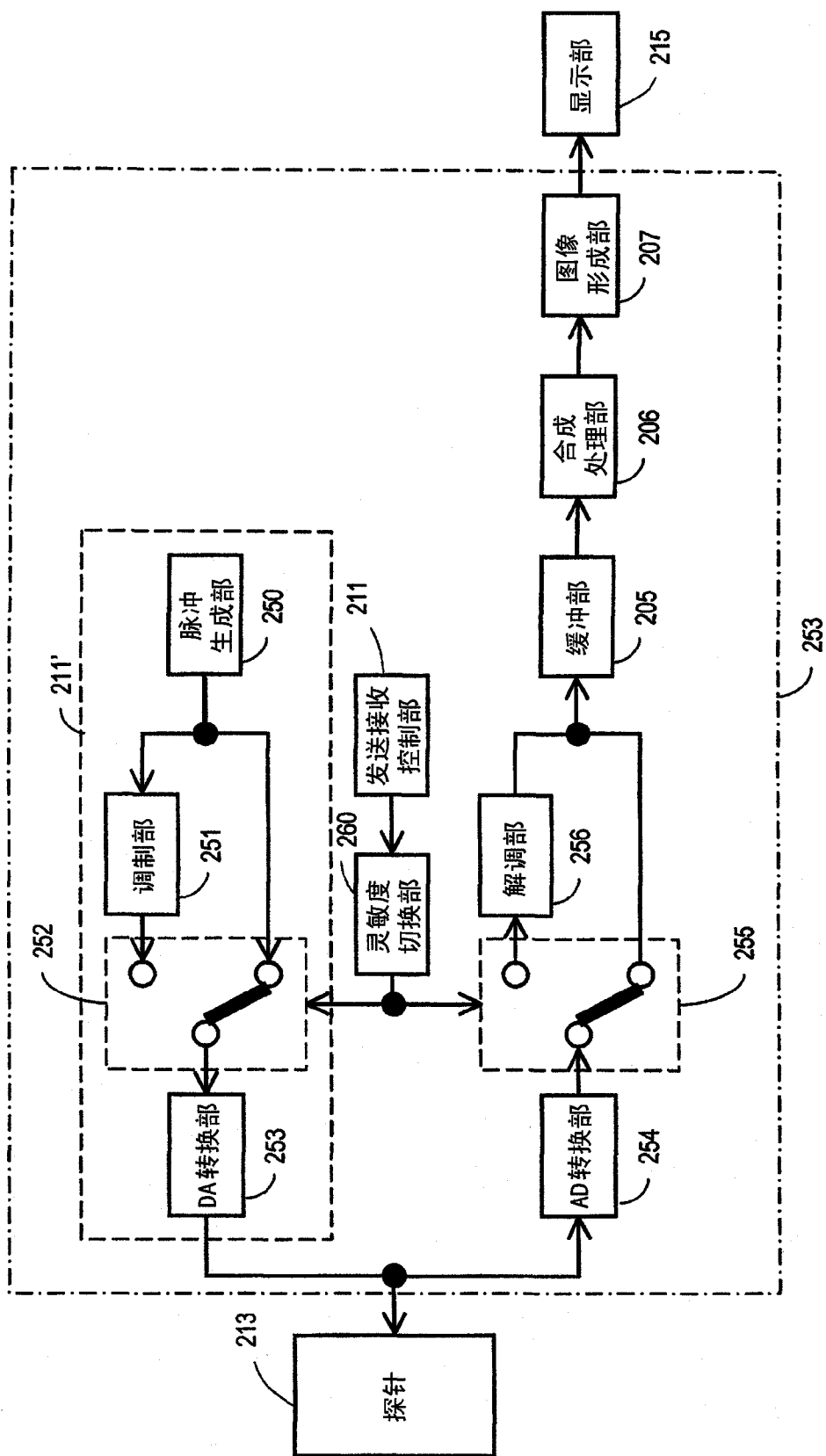


图 13

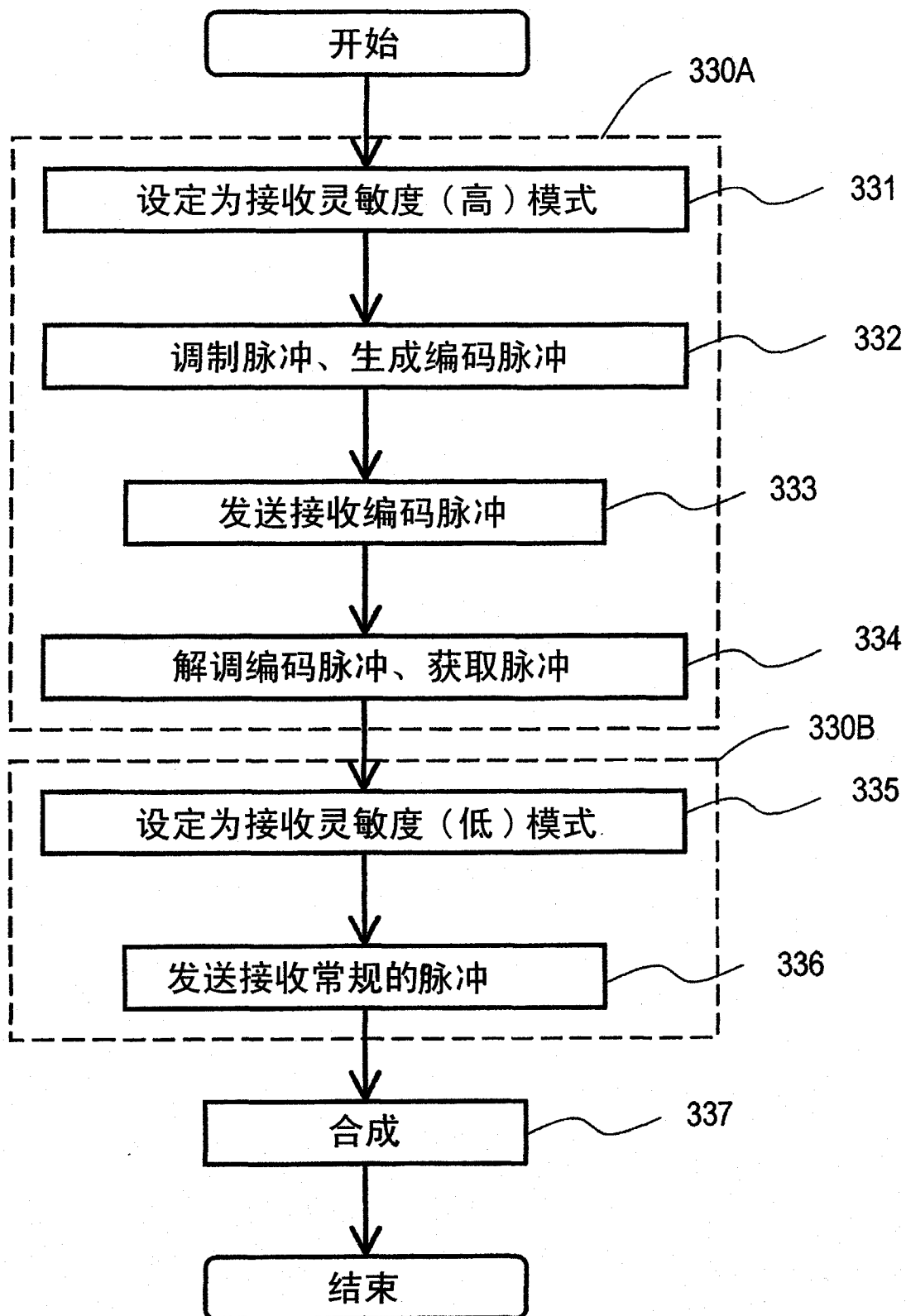


图 14

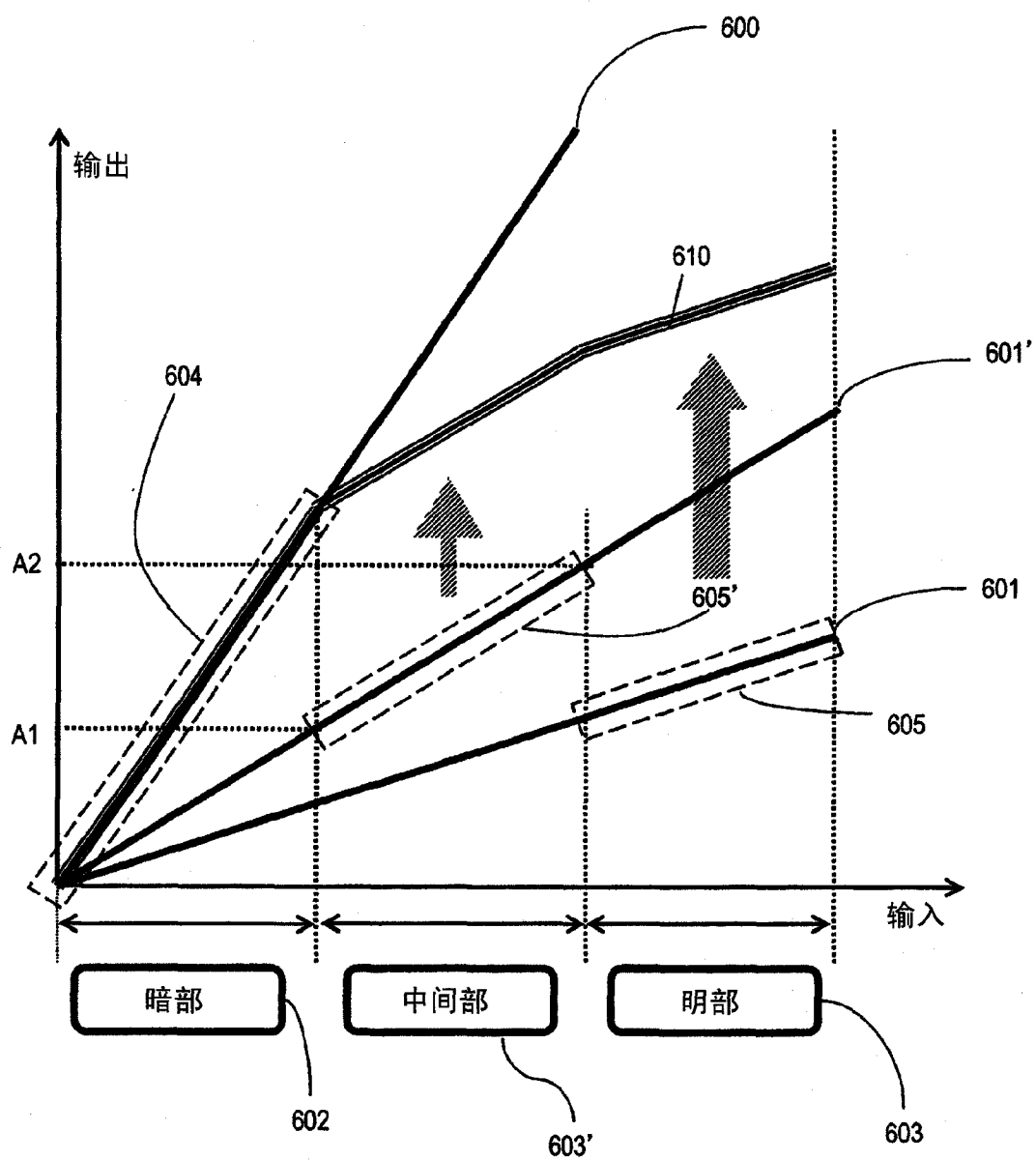


图 15

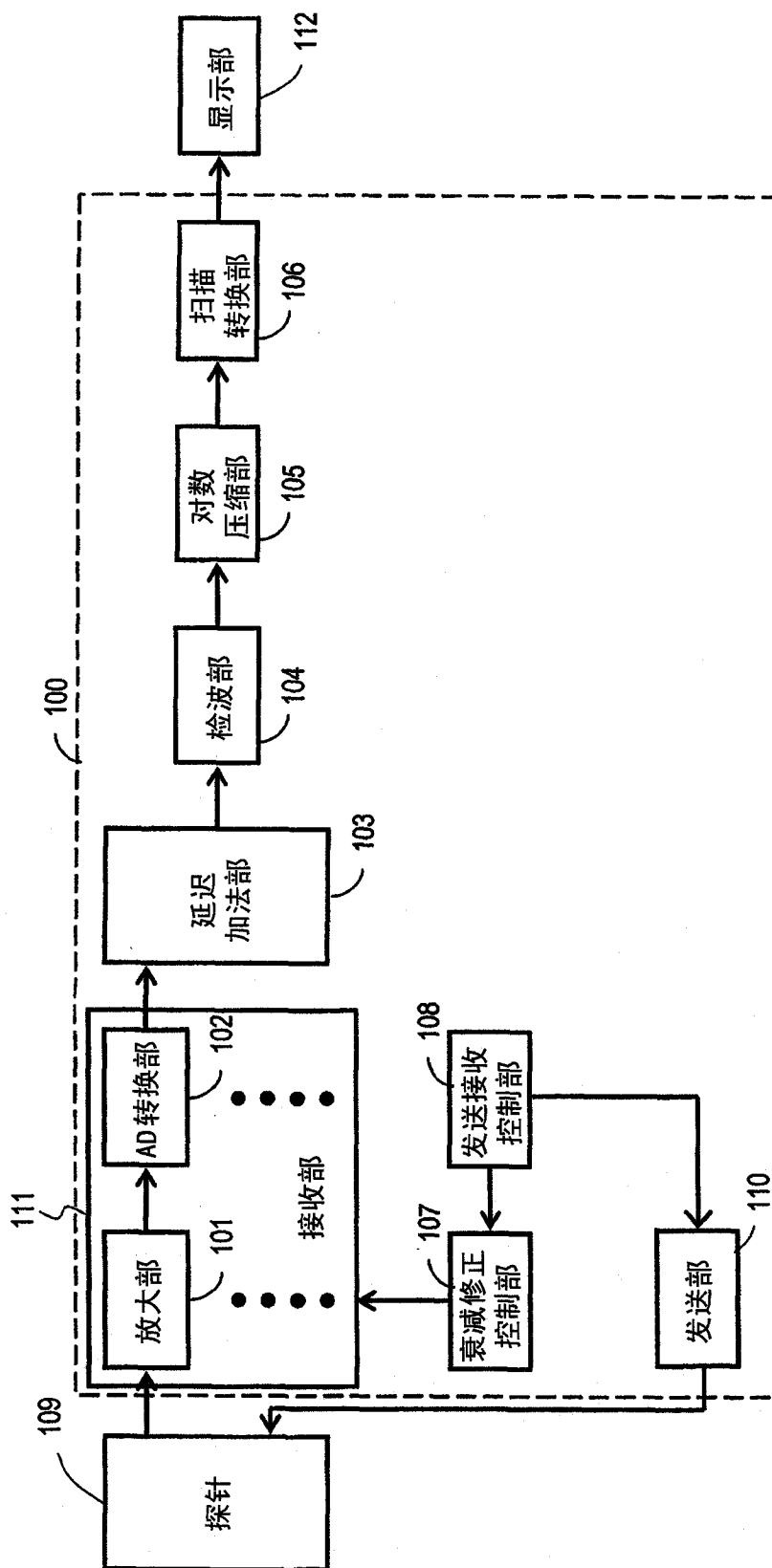


图 16

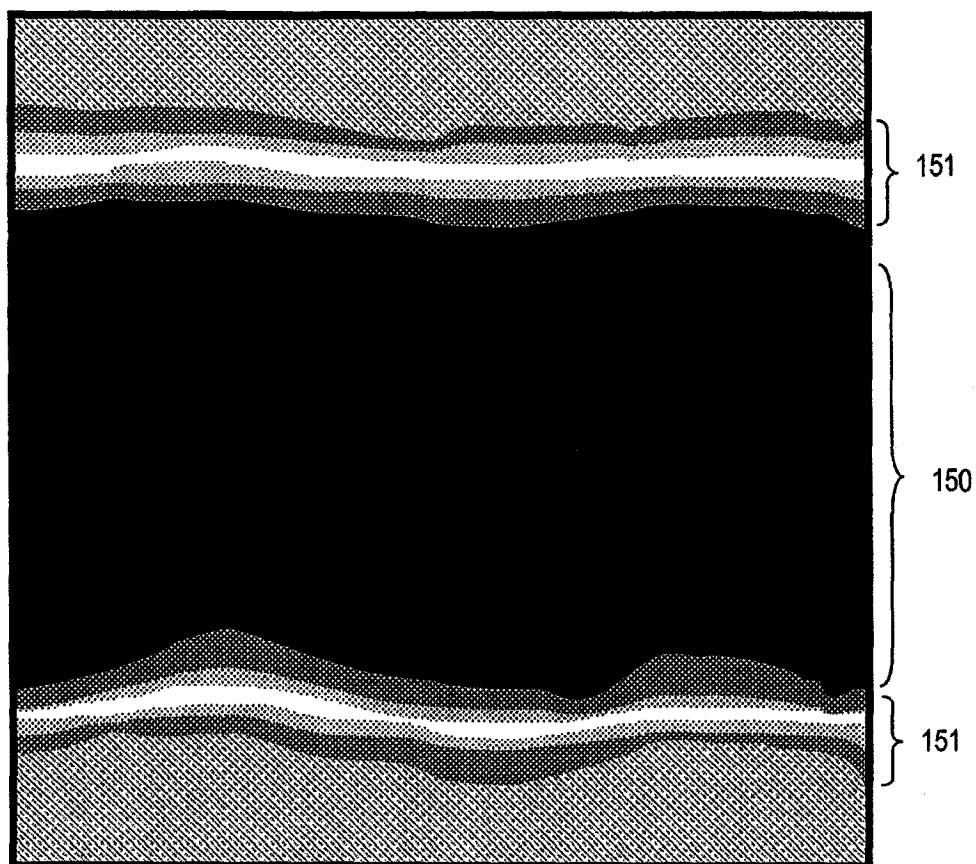


图 17

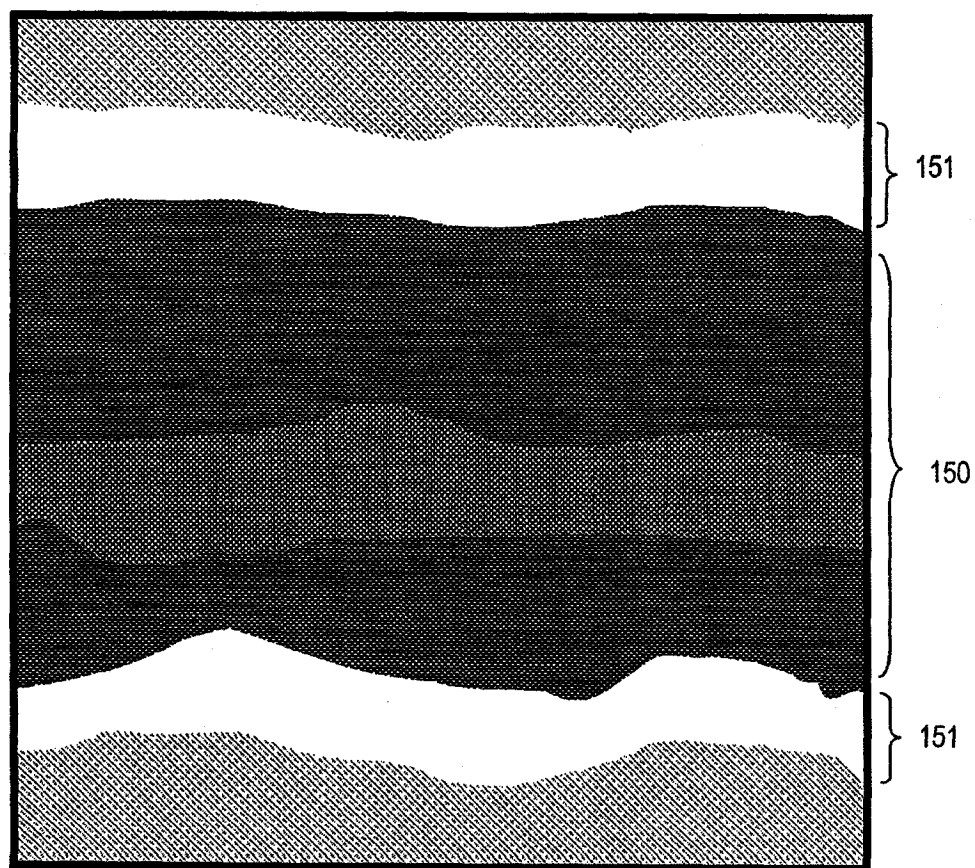


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102245108A	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	CN201080003536.9	申请日	2010-08-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	右田学 高木一也		
发明人	右田学 高木一也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/065 G06T2207/20208 A61B8/5269 G06T5/009		
优先权	2009189431 2009-08-18 JP		
其他公开文献	CN102245108B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置是一种朝向被测体发送接收超声波，根据由被测体反射的超声波生成被测体的断层图像的超声波诊断装置，该超声波诊断装置包括：基于通过检测由被测体反射的超声波而得到的检测信号、生成属于同一声线的接收灵敏度不同的多个接收信号的接收部(214)；按照超声波的反射强度对声线上的区域分类、按照分类生成使用了多个接收信号的合成接收信号的合成处理部(206)；和使用基于合成接收信号的信号强度的谐调或色调来生成被测体的断层图像的图像形成部(207)。

