



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525556 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110394010. 4

(22) 申请日 2011. 11. 25

(30) 优先权数据

10-2010-0117786 2010. 11. 25 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

申请人 西江大学校产学协力团

(72) 发明人 金康植 宋泰庚 张珍镐 刘亮模

宋在禧 陈圣旻 金草蕊

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

公司 11286

代理人 韩明星 刘奕晴

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

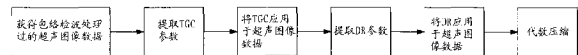
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声诊断及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供了一种超声诊断及其控制方法,以通过自动调整图像参数来改善画面品质。该超声诊断仪包括:图像信号处理器,图像信号处理器对超声图像数据执行包络检波处理;图像参数处理器,图像参数处理器从包络检波处理过的超声图像数据计算时间增益补偿(TGC)参数、基于TGC参数来调整包络检波处理过的超声图像数据、并从基于TGC参数进行调整过的包络检波处理过的超声图像数据计算动态范围(DR)参数,以将DR参数应用于包络检波处理过的超声图像数据。



1. 一种超声诊断仪,包括:

图像信号处理器,图像信号处理器对超声图像数据执行包络检波处理;

图像参数处理器,图像参数处理器从包络检波处理过的超声图像数据计算时间增益补偿参数、基于时间增益补偿参数来调整包络检波处理过的超声图像数据、并从经调整的包络检波处理过的超声图像数据计算动态范围参数,以将动态范围参数应用于包络检波处理过的超声图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断仪,其中,图像参数处理器包括时间增益补偿处理器,时间增益补偿处理器通过计算用于包络检波处理过的超声图像数据的时间增益补偿曲线来计算时间增益补偿参数,并将时间增益补偿曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断仪,其中,时间增益补偿处理器通过累积包络检波处理过的超声图像数据、将累积的包络检波处理过的超声图像数据分成预定数量的块、相对于每个块执行线性拟合、以及计算与由执行线性拟合而被得出的线性拟合曲线的隐函数对应的曲线,来计算用于包络检波处理过的超声图像数据的时间增益补偿曲线。

4. 根据权利要求3所述的超声诊断仪,其中,在线性拟合曲线上存在不连续曲线区域时,时间增益补偿处理器使用不连续曲线区域的平均值来调整线性拟合曲线,以去除不连续曲线区域。

5. 根据权利要求4所述的超声诊断仪,其中,时间增益补偿处理器通过计算与经调整的线性拟合曲线的隐函数对应的曲线来计算时间增益补偿曲线。

6. 根据权利要求2所述的超声诊断仪,其中,在将时间增益补偿曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据之后,如果应用了时间增益补偿曲线的包络检波处理过的超声图像数据小于第一参考值,则时间增益补偿处理器确定包络检波处理过的超声图像数据是噪声。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断仪,其中,当包络检波处理过的超声图像数据被判定为噪声时,时间增益补偿处理器通过将被判定为噪声的包络检波处理过的超声图像数据除以第二参考值而使包络检波处理过的超声图像数据的大小减小。

8. 根据权利要求7所述的超声诊断仪,其中,第二参考值是时间增益补偿曲线值或在设计过程中的预先设定的任意值。

9. 根据权利要求1所述的超声诊断仪,其中,图像参数处理器包括动态范围处理器,动态范围处理器通过使用经调整的包络检波处理过的超声图像数据的最大值、平均值和中间值来计算动态范围参数。

10. 一种超声诊断仪的控制方法,所述控制方法包括下述步骤:

对超声图像数据执行包络检波处理;

从包络检波处理过的超声图像数据提取时间增益补偿参数;

基于时间增益补偿参数来调整包络检波处理过的超声图像数据;

从经调整的包络检波处理过的超声图像数据计算动态范围参数,以将动态范围参数应用于包络检波处理过的超声图像数据。

11. 根据权利要求10所述的控制方法,其中,提取时间增益补偿参数的步骤包括:累积包络检波处理过的超声图像数据;将累积的包络检波处理过的超声图像数据分成预定数量

的块；相对于每个块执行线性拟合；并计算与由执行线性拟合步骤而得出的线性拟合曲线的隐函数对应的时间增益补偿曲线。

12. 根据权利要求 11 所述的控制方法，其中，基于时间增益补偿参数来调整包络检波处理过的超声图像数据的步骤包括将时间增益补偿曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据。

13. 根据权利要求 12 所述的控制方法，所述控制方法还包括下述步骤：

在将时间增益补偿曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据之后，如果应用了时间增益补偿曲线的包络检波处理过的超声图像数据小于第一参考值，则确定包络检波处理过的超声图像数据是噪声。

14. 根据权利要求 13 所述的控制方法，所述控制方法还包括下述步骤：

当包络检波处理过的超声图像数据被判定为噪声时，通过将被判定为噪声的包络检波处理过的超声图像数据除以第二参考值而使包络检波处理过的超声图像数据的大小减小。

15. 根据权利要求 11 所述的控制方法，所述控制方法还包括下述步骤：

在线性拟合曲线上存在不连续曲线区域时，使用不连续曲线区域的平均值来调整线性拟合曲线，以去除不连续曲线区域。

## 超声诊断仪及其控制方法

### 技术领域

[0001] 与示例性实施例一致的设备和方法涉及超声诊断仪及其控制方法。

### 背景技术

[0002] 超声诊断仪是具有广泛应用的重要的诊断系统之一。特别地,超声系统由于相对于对象的非侵入性和非破坏性而被广泛地应用于医学领域。近来高性能的超声系统被用于生成对象的内部的二维或三维图像。

[0003] 为了观察对象,必须获得一种清晰地示出对象的最佳超声图像。为此,超声系统根据由用户输入的用于调整超声图像的亮度、分辨率、对比度等的设定值来调整图像参数(诸如增益、动态范围(DR)和时间增益补偿(TGC))。

[0004] 在传统的超声诊断设备中,用户必须经常直接微调图像参数,以获得最佳的超声图像,从而引起疲劳和由于复杂的控制程序而使得获得超声图像的时间增加。

### 发明内容

[0005] 示例性实施例提供了一种通过自动调整图像参数以改善画面品质的超声诊断仪及其控制方法。

[0006] 根据示例性实施例的一方面,提供了一种超声诊断仪,该超声诊断仪包括:图像信号处理器,图像信号处理器对超声图像数据执行包络检波处理;图像参数处理器,图像参数处理器从包络检波处理过的超声图像数据计算时间增益补偿(TGC)参数、基于TGC参数来调整包络检波处理过的超声图像数据、并从基于TGC参数进行过调整的包络检波处理过的超声图像数据计算动态范围(DR)参数,以将DR参数应用于包络检波处理过的超声图像数据。

[0007] 图像参数处理器可以包括用于计算TGC参数的TGC处理器,所述TGC处理器可以计算用于包络检波处理过的超声图像数据的TGC曲线,并将所述TGC曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据。

[0008] TGC处理器可以通过累积包络检波处理过的超声图像数据、将累积的包络检波处理过的超声图像数据分成预定数量的块、相对于每个块执行线性拟合、以及计算与由执行线性拟合而被得出的线性拟合曲线的隐函数对应的曲线,来计算用于包络检波处理过的超声图像数据的TGC曲线。

[0009] 在线性拟合曲线上存在不连续曲线区域时,TGC处理器可以使用不连续曲线区域的平均值来调整线性拟合曲线,以去除不连续曲线区域。

[0010] TGC处理器可以通过计算与经调整的线性拟合曲线的隐函数对应的曲线来计算TGC曲线。

[0011] 在将TGC曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据之后,如果应用了TGC曲线的包络检波处理过的超声图像数据小于第一参考值,则TGC处理器可以确定包络检波处理过的超声图像数据是噪声。

[0012] 当包络检波处理过的超声图像数据被判定为噪声时, TGC 处理器可以通过将被判定为噪声的包络检波处理过的超声图像数据除以第二参考值来减小包络检波处理过的超声图像数据的大小。

[0013] 第二参考值可以是 TGC 曲线值或在设计过程中的预先设定的任意值。

[0014] 图像参数处理器可以包括 DR 处理器, DR 处理器可以通过使用基于 TGC 参数进行过调整的包络检波处理过的超声图像数据的最大值、平均值和中间值来计算 DR 参数。

[0015] DR 处理器可以将从包络检波处理过的超声图像数据的最大值减去预定值而得到的值确定为高值, 并将从包络检波处理过的超声图像数据的平均值减去预定值而得到的值确定为低值。

[0016] DR 处理器可以根据包络检波处理过的超声图像数据的平均值和中间值之间的差来调整 DR 参数。

[0017] DR 处理器可以通过随着平均值和中间值之间差的值而增加所述高值来调整 DR 参数。

[0018] 根据另一示例性实施例的一方面, 提供一种超声诊断仪的控制方法, 所述控制方法包括: 对超声图像数据执行包络检波处理; 从包络检波处理过的超声图像数据提取 TGC 参数; 基于 TGC 参数来调整包络检波处理过的超声图像数据; 从基于 TGC 参数进行过调整的包络检波处理过的超声图像数据计算 DR 参数, 以将 DR 参数应用于所述包络检波处理过的超声图像数据。

[0019] 提取 TGC 参数的步骤可以包括: 累积包络检波处理过的超声图像数据; 将累积的包络检波处理过的超声图像数据分成预定数量的块; 相对于每个块执行线性拟合; 并计算与由执行线性拟合步骤而得出的线性拟合曲线的隐函数对应的 TGC 曲线。

[0020] 基于 TGC 参数来调整包络检波处理过的超声图像数据的步骤可以包括将 TGC 曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据。

[0021] 所述控制方法还可以包括: 在将 TGC 曲线应用于包络检波处理过的超声图像数据之后, 如果应用了 TGC 曲线的包络检波处理过的超声图像数据小于第一参考值, 则确定包络检波处理过的超声图像数据是噪声。

[0022] 所述控制方法还可以包括: 当包络检波处理过的超声图像数据被判定为噪声时, 通过将被判定为噪声的包络检波处理过的超声图像数据除以第二参考值来减小包络检波处理过的超声图像数据的大小。

[0023] 所述控制方法还可以包括: 在线性拟合曲线上存在不连续曲线区域时, 使用不连续曲线区域的平均值来调整线性拟合曲线, 以去除不连续曲线区域。

[0024] 从包络检波处理过的超声图像数据计算 DR 参数的步骤可以包括使用基于 TGC 参数进行过调整的包络检波处理过的超声图像数据的最大值、平均值和中间值来计算 DR 参数。

[0025] 计算 DR 参数的步骤可以包括将从包络检波处理过的超声图像数据的最大值减去预定值而得到的值确定为高值, 并将从包络检波处理过的超声图像数据的平均值减去预定值而得到的值确定为低值。

[0026] 所述控制方法还可以包括: 根据在包络检波处理过的超声图像数据的平均值和中间值之间的差来调整计算出的 DR 参数。

## 附图说明

[0027] 通过下面结合附图对示例性实施例的描述,这些和 / 或其他方面将会变得更加清楚和易于理解,其中:

[0028] 图 1 是根据示例性实施例的超声诊断仪的框图;

[0029] 图 2 是根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的框图;

[0030] 图 3 是描述根据示例性实施例的在超声诊断仪中的 TGC 参数提取方法的曲线图;

[0031] 图 4 是描述消除图 3 的曲线图的线性拟合曲线的不连续区域的方法的曲线图;

[0032] 图 5 是示出与图 4 的曲线图中所示的连续的拟合曲线的隐函数对应的 TGC 曲线的曲线图;

[0033] 图 6 是示出将 TGC 曲线应用于超声图像数据的曲线图;

[0034] 图 7 是描述根据示例性实施例的在超声诊断仪中的 DR 参数提取方法的曲线图;

[0035] 图 8 是根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的 TGC 曲线提取操作的控制流程图;

[0036] 图 9 是根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的 DR 参数计算操作的控制流程图。

## 具体实施方式

[0037] 现在,将详细地说明示例性实施例,在附图中示出了示例性实施例的示例。

[0038] 图 1 是根据示例性实施例的超声诊断仪的框图。

[0039] 超声诊断仪 1 可以包括探头 10、波束形成器 20、图像信号处理器 30、扫描转换器 40、图像处理器 50、视频处理器 60、显示器 70 和图像参数处理器 80。图像信号处理器 30、图像处理器 50、视频处理器 60 和图像参数处理器 80 可以集成为至少一个处理器。

[0040] 探头 10 可以包括多个一维或二维传感器 11。探头 10 适当地延迟输入至各传感器 11 中的脉冲的输入时间,以沿传输扫描线将聚焦超声波束发送至对象(未示出)。从所述对象反射的超声回波信号以不同的接收时间被输入至各传感器 11,各传感器 11 产生输入超声回波信号。

[0041] 波束形成器 20 将由探头的各传感器 11 发送的超声回波信号聚焦在对象上,并将时间延迟添加到从所述对象反射并输入至各传感器 11 的超声回波信号,以聚焦所述超声回波信号。

[0042] 基于由波束形成器 20 聚焦的超声回波信号,图像信号处理器 30(例如,数字信号处理器(DSP))执行包络检波处理,以检测超声回波信号的大小,从而形成超声图像数据。即,图像信号处理器 30 基于在每条扫描线上的多个点的位置信息和从各点得到的数据,来形成超声图像数据。超声图像数据包括在每个点的 X-Y 坐标系统上的坐标、每条扫描线相对于垂直扫描线的角度信息和从每个点得到的数据。在第 6,689,060 号美国专利中详细公开了根据信号来执行包络检波处理,该美国专利的公开通过引用包含于此。

[0043] 扫描转换器 40 扫描-转换超声图像数据,使得从图像信号处理器 30 产生的超声图像数据可以显示在显示器 70 的显示区域上。

[0044] 基于由扫描转换器 40 产生的经扫描-转化的超声图像数据,图像处理器 50 执行

各种类型的图像处理（例如，B型和M型多普勒图像处理），以在显示器70上以由用户期望的形式显示超声图像。

[0045] 视频处理器60处理经扫描-转化的超声图像数据，以作为超声图像显示在显示器70上，并将处理过的超声图像数据发送至显示器70。

[0046] 显示器70将从视频处理器60产生的超声图像数据显示为超声图像。

[0047] 图像参数处理器80包括TGC处理器82、DR处理器84和代数压缩处理器(algebraic compression processor)86。

[0048] TGC处理器82从自图像信号处理器30产生的包络检波(ED)处理过的超声图像数据计算TGC参数。之后将参照图3详细描述TGC处理器82的功能和操作。

[0049] DR处理器84从应用了自TGC处理器82产生的TGC曲线的ED处理过的超声图像计算DR参数。DR参数指的是用于调整超声图像的对比度的图像参数。之后将参照图7详细描述DR处理器84的功能和操作。

[0050] 代数压缩处理器86对ED处理过的超声图像数据使用对数函数来执行代数压缩。随着DR参数的值增加，对数函数的斜率增加，从而ED处理过的超声图像数据的对比度增加。代数压缩器86对应用了TGC参数和DR参数的ED处理过的超声图像数据执行代数压缩。

[0051] 图2是根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的框图，图3是描述根据示例性实施例的在超声诊断仪中的TGC参数提取方法的曲线图，图4是描述消除图3的曲线图的线性拟合曲线的不连续区域的方法的曲线图，图5是示出与图4的曲线图中所示的连续的拟合曲线的隐函数对应的TGC曲线的曲线图，图6是示出将TGC曲线应用于超声图像数据的曲线图，图7是描述根据示例性实施例的在超声诊断仪中的DR参数提取方法的曲线图。

[0052] 图像参数处理器80在从图像信号处理器30接收ED处理过的超声图像数据时计算TGC参数和DR参数，并将计算出的参数应用于ED处理过的超声图像数据的整个帧。

[0053] TGC处理器82从ED处理过的超声图像数据提取TGC参数。下面，将详细描述TGC处理器82的提取TGC参数的方法。

[0054] 参照图3，TGC处理器82在水平方向上累积ED处理过的超声图像数据。在此，ED处理过的超声图像数据的水平方向与ED处理过的超声图像数据的深度方向垂直。在图3中，横坐标表示ED处理过的超声图像数据的深度。纵坐标表示在相同的深度处ED处理过的超声图像数据的在水平方向上的大小（即，振幅）。所述ED处理过的超声图像数据的大小与亮度成比例。

[0055] TGC处理器82将累积的ED处理过的超声图像数据分成规定数目的块，在图3中，累积的ED处理过的超声图像数据被分成4个块。

[0056] TGC处理器82针对每一块对ED处理过的超声图像数据的振幅执行线性拟合，以识别ED处理过的超声图像数据的振幅中的趋势。ED处理过的超声图像数据的振幅的线性拟合与ED处理过的超声图像数据的曲线拟合对应。TGC处理器82可以将输入信号的非线性曲线分成多个段，以通过针对每一段应用分段线性函数来执行拟合，且可以根据每个段的非线性曲线的斜率而产生线性输出。信号的曲线拟合是将分段线性函数应用于所述信号，以识别信号中的趋势。如果TGC处理器82对ED处理过的超声图像数据执行曲线拟合，则

产生线性拟合曲线。

[0057] TGC 处理器 82 去除不连续曲线区域（诸如在图 3 中示出的 A 点、B 点和 C 点）。TGC 处理器 82 使用不连续曲线区域的平均值来去除线性拟合曲线的不连续曲线区域。TGC 处理器 82 使用不连续曲线区域的平均值（即，数据的振幅的中间值）作为连接点来调整线性拟合曲线。

[0058] 参照图 4，将理解的是，通过连接累积的 ED 处理过的超声图像数据在不连续点 A、点 B 和点 C 处连接的振幅的中间值（或平均值）来得到连续拟合曲线。同时，当拟合曲线是不连续的时，提取的 ED 处理过的超声图像数据有界（boundary）。

[0059] 参照图 5，TGC 处理器 82 提取 TGC 曲线。TGC 处理器 82 提取与连续拟合曲线的隐函数对应的 TGC 曲线。当在前面过程中计算的线性拟合曲线是连续的时，TGC 处理器 82 提取与线性拟合曲线的隐函数对应的曲线来作为 TGC 曲线。当在前面过程中计算的线性拟合曲线是不连续的时，TGC 处理器 82 提取与已经使用上述方法校正了线性拟合曲线的连续拟合曲线的隐函数对应的曲线来作为 TGC 曲线。

[0060] TGC 处理器 82 将 TGC 曲线应用于 ED 处理过的超声图像数据。如果 TGC 曲线被应用于 ED 处理过的超声图像数据，则 ED 处理过的超声图像数据的均匀性可以增加。

[0061] 参照图 6，可以理解的是，可以通过将 TGC 曲线应用于 ED 处理过的超声图像数据来补偿根据深度衰减的 ED 处理过的超声图像数据的振幅。

[0062] 在将 TGC 曲线应用于 ED 处理过的超声图像数据之后，如果 ED 处理过的超声图像数据的振幅小于预设的第一参考值，则 TGC 处理器 82 确定 ED 处理过的超声图像数据为噪声。如果应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据被判定为噪声，则 TGC 处理器 82 通过将 ED 处理过的超声图像数据除以 TGC 值或将 ED 处理过的超声图像数据除以预先设定的第二参考值来减小 ED 处理过的超声图像数据的振幅。由设计者在考虑到第一参考值的情况下来确定预先设定的第二参考值。

[0063] DR 处理器 84 使用应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据来设定 DR 参数。参照图 7，DR 处理器 84 使用应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的最大值、平均值和中间值来设定 DR 参数。

[0064] 应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的最大值表示具有最大像素值的 ED 处理过的超声图像数据的值。应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值表示考虑了 ED 处理过的超声图像数据的大小和具有所述大小的 ED 处理过的超声图像数据（或像素）的数量而计算出的值。例如，如果具有大小为 a 的 ED 处理过的超声图像数据的数量是 2，且如果具有大小为 b 的数据的数量是 3，则数据的平均值是  $(a \times 2 + b \times 3) / (2 + 3)$ 。应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的中间值表示与 ED 处理过的超声图像数据的最大值和最小值的中间对应的值。例如，如果 ED 处理过的超声图像数据的最大值是 100，且如果 ED 处理过的超声图像数据的最小值是 0，则 ED 处理过的超声图像数据的中间值为 50。

[0065] 如下面等式 1 中所示，DR 处理器 84 可以将由从应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的最大值 (max) 减去预设值（例如 10dB）而得到的值确定为 DR 参数的高值 (high value)。DR 处理器 84 可以将由从应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值 (mean) 减去预设值（例如 10dB）而得到的值确定为 DR 参数的低值 (low value)。

[0066] 等式 1

[0067]  $DR\_high\_offset = \max - 10dB : high\ value$

[0068]  $DR\_low\_offset = \text{mean} - 10dB : low\ value$

[0069] DR 处理器 84 可以考虑应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值与应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的中间值之间的差的来校正 DR 参数。

[0070] DR 处理器 84 确定了应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值和应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的中间值之间的差值越大, 具有较大大小的 ED 处理过的超声图像数据包括的信息越多。因此, DR 处理器 84 通过增加由等式 1 确定的 DR 的高值来改变 DR 参数。根据数据的平均值和中间值之间的差来预先设定 DR 的高值的变化程度。例如, 如果数据的平均值和中间值之间的差为 20dB, 则高值可增加 5dB, 如果数据的平均值和中间值之间的差值为 30dB, 则高值可增加 8dB。

[0071] 图 8 是用于描述根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的 TGC 曲线提取操作的控制流程图。

[0072] 在步骤 100 中, TGC 处理器 82 从图像信号处理器 30 中获得 ED 处理过的超声图像数据。ED 处理过的超声图像数据还可以被称为包络信号。

[0073] 在步骤 110 中, TGC 处理器 82 在水平方向上累积 ED 处理过的超声图像数据。即, TGC 处理器 82 通过检测在 ED 处理过的超声图像数据的每个区域的在相同深度处存在的像素来累积 ED 处理过的超声图像数据的平均值。

[0074] 接下来, 在步骤 120 中, TGC 处理器 82 将累积的 ED 处理过的超声图像数据分成预定数量的块。

[0075] 在步骤 130 中, TGC 处理器 82 对于每个块基于数据的振幅来执行线性拟合。ED 处理过的超声图像数据的振幅的线性拟合步骤将分段线性函数应用于信号, 以识别出所述信号的趋势。如果 TGC 处理器 82 执行基于 ED 处理过的超声图像数据的线性拟合, 则产生线性拟合曲线。

[0076] 在步骤 140 中, TGC 处理器 82 去除线性拟合曲线的不连续曲线区域。为了去除线性拟合曲线的不连续曲线区域, TGC 处理器 82 使用不连续曲线区域的平均值。TGC 处理器 82 使用不连续曲线区域的平均值 (即, 数据的大小的中间值) 作为连接点来校正线性拟合曲线

[0077] 在步骤 150 中, TGC 处理器 82 提取与线性拟合曲线的隐函数对应的 TGC 曲线。

[0078] 图 9 是用于描述根据示例性实施例的超声诊断仪的图像参数处理器的 DR 参数计算操作的控制流程图。

[0079] 在步骤 200 中, DR 处理器 84 从 TGC 处理器 82 获取应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据。

[0080] 在步骤 210 中, DR 处理器 84 计算应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的最大值、平均值和中间值。

[0081] 在步骤 220 中, DR 处理器 84 确定从应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的最大值减去一个预定值而得到的值作为 DR 参数的高值, 并确定从应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值减去一个预定值而得到的值作为 DR 参数的低值。

[0082] 在步骤 230 中, DR 处理器 84 通过增加根据应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的平均值和应用了 TGC 曲线的 ED 处理过的超声图像数据的中间值之间的差而确定

的 DR 的高值,来调整 DR 参数。

[0083] 根据示例性实施例的一方面,因为可以自动地调整图像参数,所以用户可以更加准确和方便地诊断超声图像。

[0084] 尽管已经示出并描述了一些示例性实施例,但是本领域的普通技术人员应该理解,在不脱离本发明构思的精神和范围的情况下,可以对这些示例性实施例进行改变,本发明构思的范围由权利要求及其等同物限定。

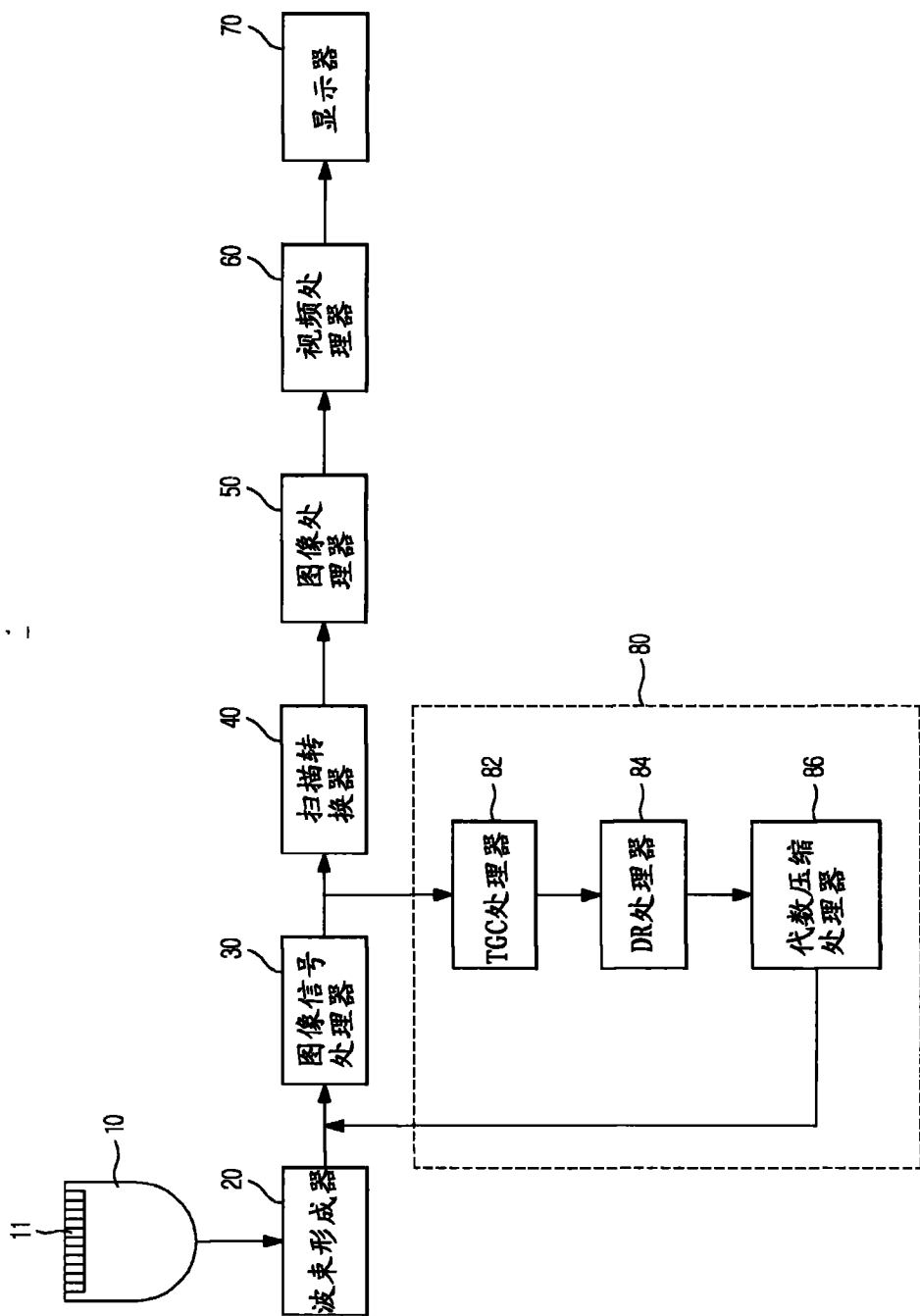


图 1

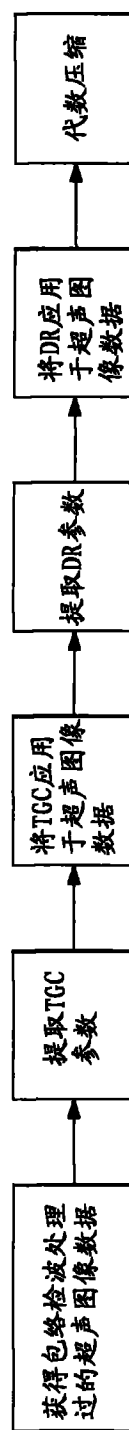


图 2

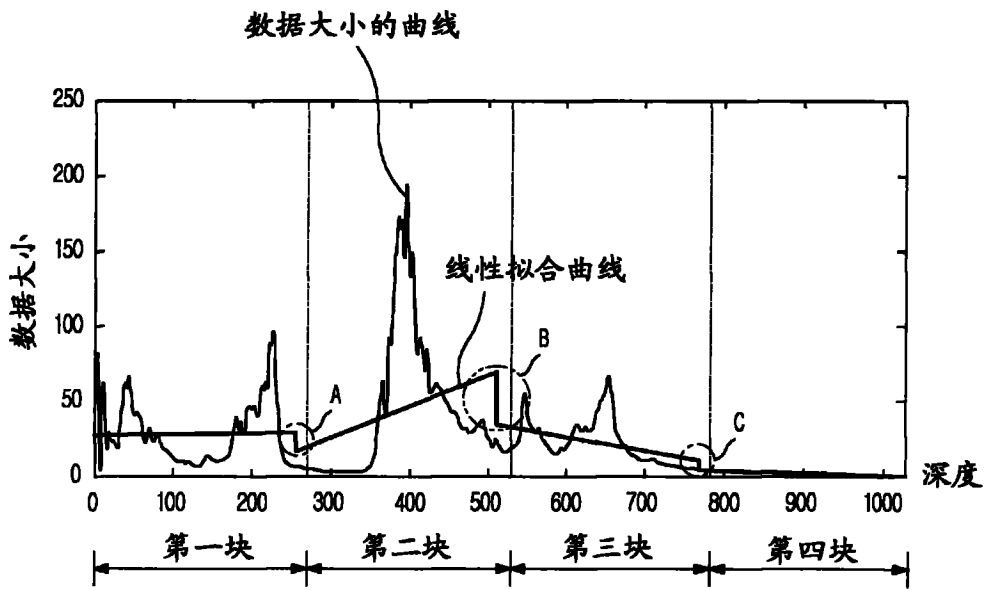


图 3

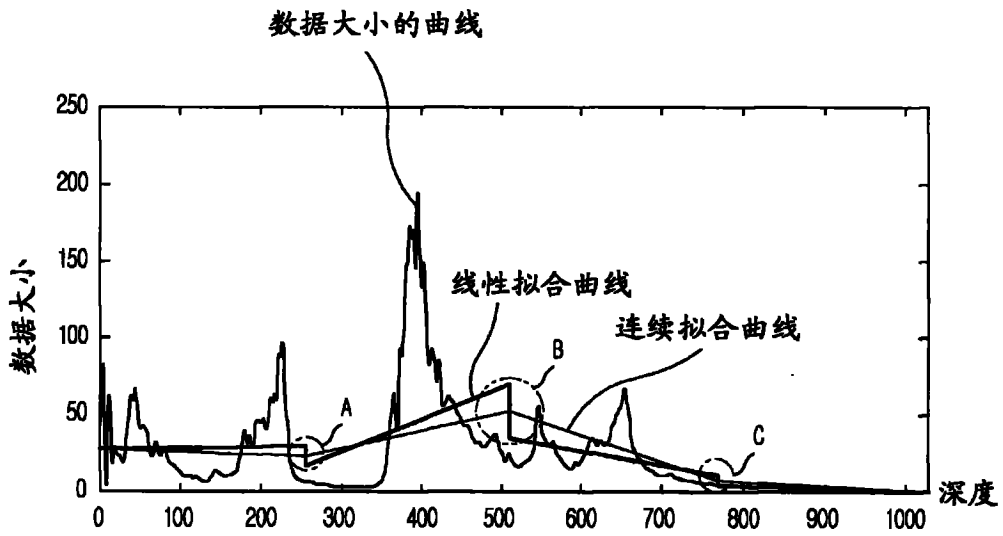


图 4

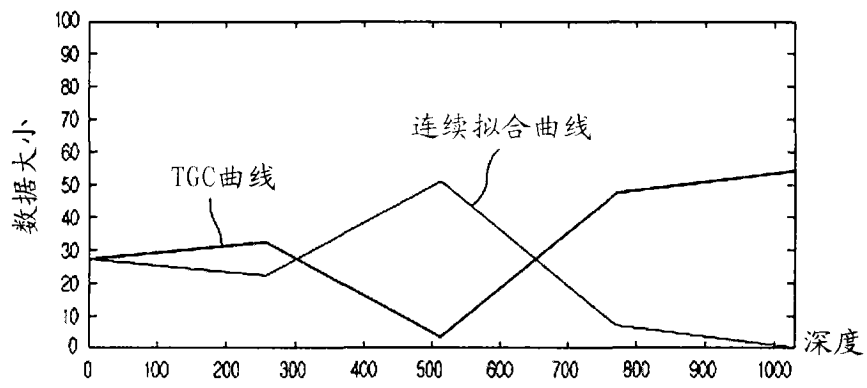


图 5

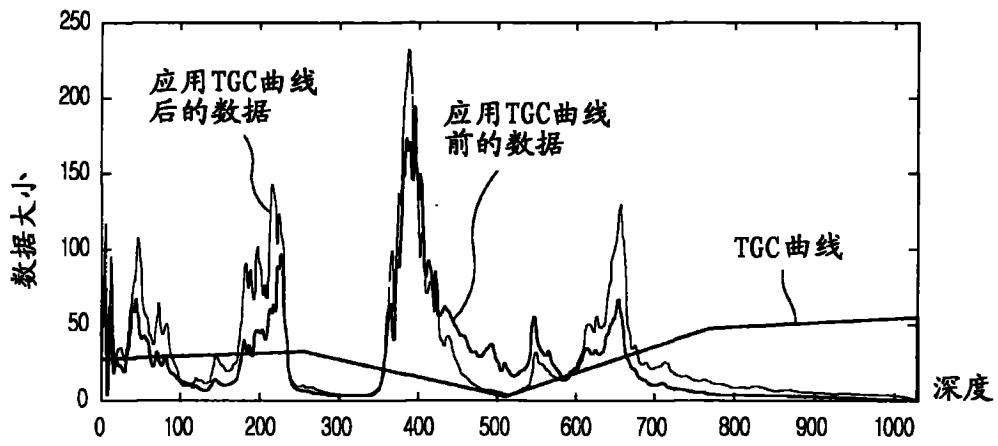


图 6

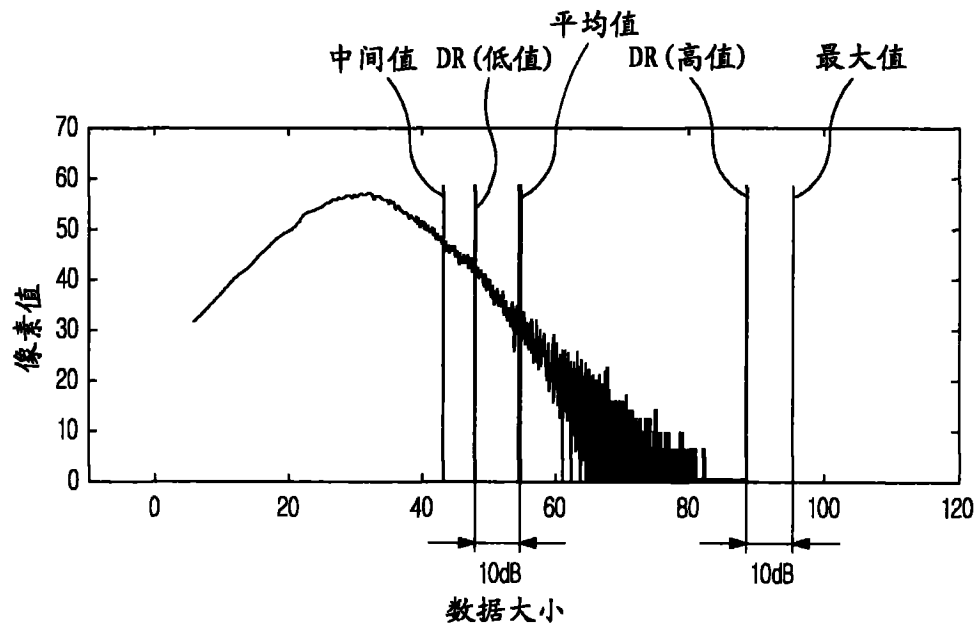


图 7

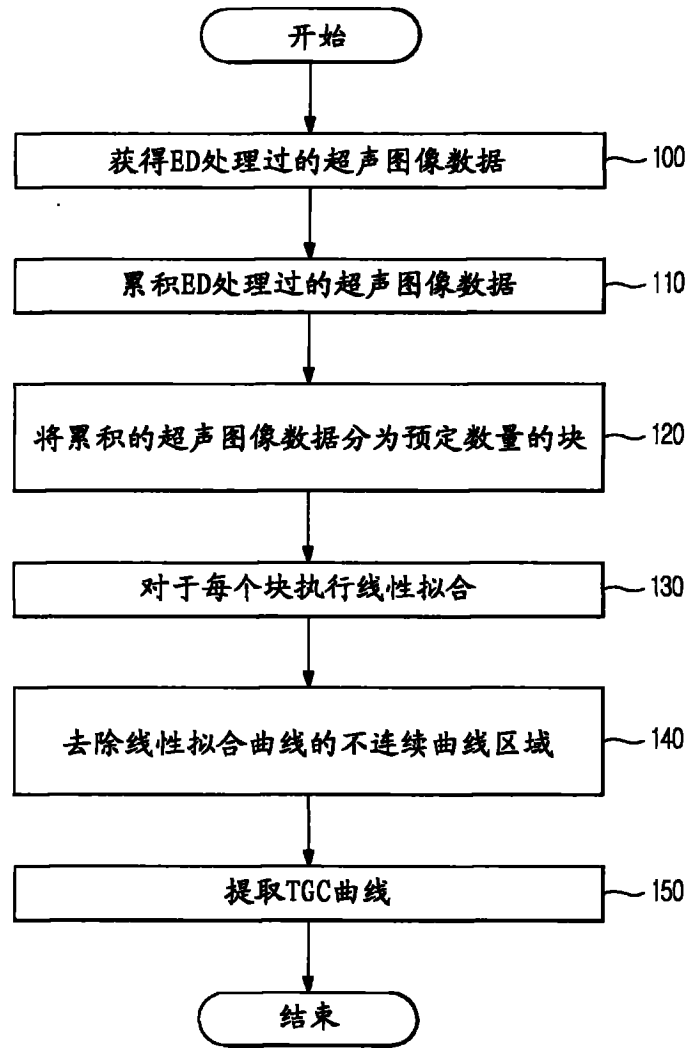


图 8

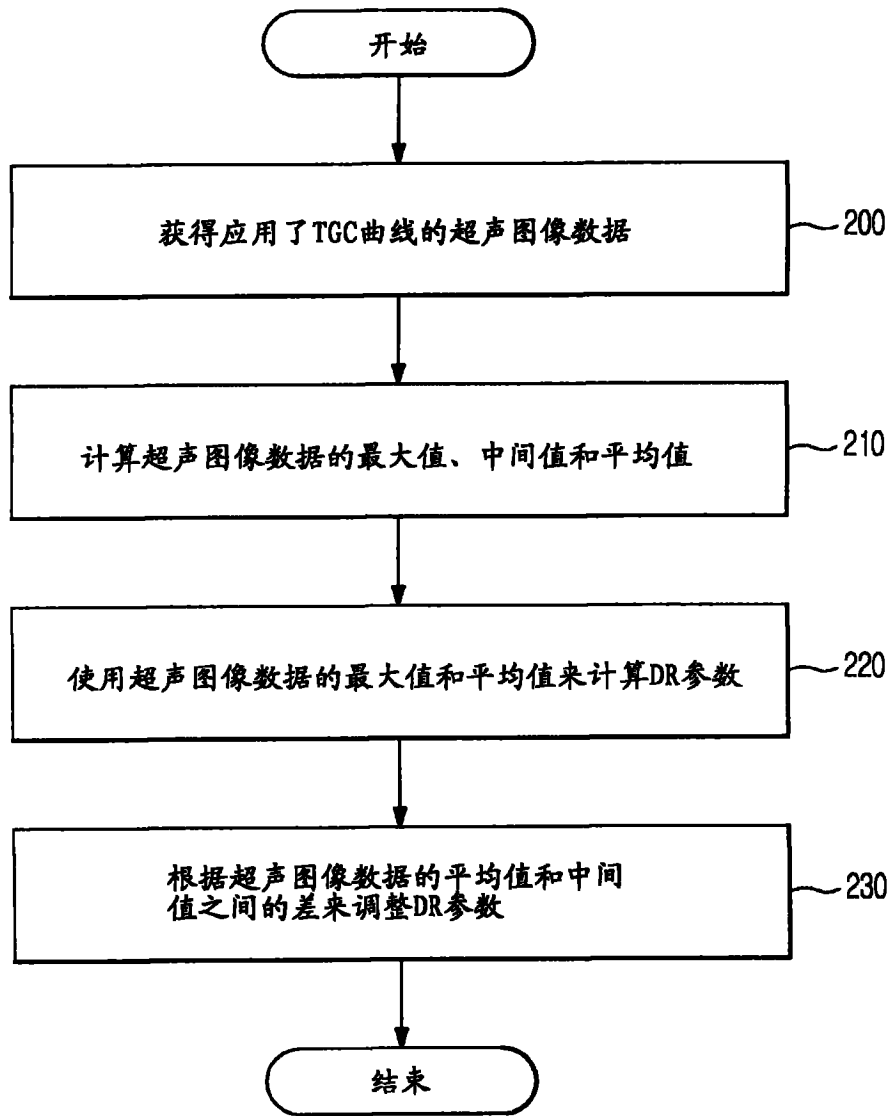


图 9

专利名称(译)	超声诊断及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102525556A</a>	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201110394010.4	申请日	2011-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社 西江大学校产学协力团		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社 西江大学校产学协力团		
[标]发明人	金康植 宋泰庚 张珍镐 刘亮模 宋在禧 陈圣旻 金草蕊		
发明人	金康植 宋泰庚 张珍镐 刘亮模 宋在禧 陈圣旻 金草蕊		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/08 G01S7/00 A61B8/5207 G01S7/52033		
代理人(译)	韩明星		
优先权	1020100117786 2010-11-25 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种超声诊断及其控制方法，以通过自动调整图像参数来改善画面品质。该超声诊断仪包括：图像信号处理器，图像信号处理器对超声图像数据执行包络检波处理；图像参数处理器，图像参数处理器从包络检波处理过的超声图像数据计算时间增益补偿(TGC)参数、基于TGC参数来调整包络检波处理过的超声图像数据、并从基于TGC参数进行调整过的包络检波处理过的超声图像数据计算动态范围(DR)参数，以将DR参数应用于包络检波处理过的超声图像数据。

