



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102596048 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 18

(21) 申请号 201180002843. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 10. 26

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-240112 2010. 10. 26 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 01. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/074684 2011. 10. 26

(87) PCT申请的公布数据

W02012/057211 JA 2012. 05. 03

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 佐佐木琢也

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

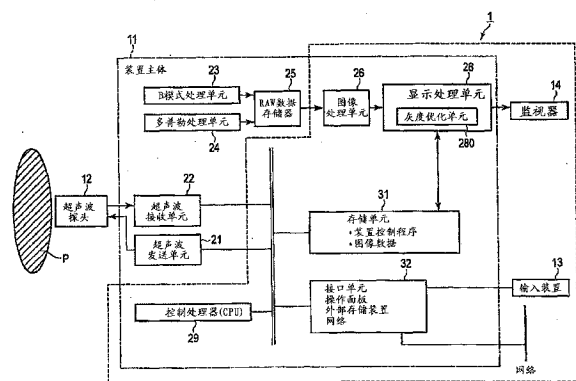
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 18 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置及医用图像处理装置

(57) 摘要

一实施方式涉及的超声波诊断装置,具备:图像数据取得单元,对被检体的包含诊断对象的规定区域内发送超声波,接收来自规定区域内的反射波,并根据反射波取得超声波图像数据;校正单元,执行超声波图像数据的灰度校正,校正单元在灰度校正中,算出与图像数据的亮度相关的直方图,使用直方图来算出与诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
图像数据取得单元,对被检体的包含诊断对象的规定区域内发送超声波,接收来自上述规定区域内的反射波,并根据上述反射波取得超声波图像数据;以及
校正单元,执行上述超声波图像数据的灰度校正,
上述校正单元在上述灰度校正中,
算出与上述图像数据的亮度相关的直方图,
使用上述直方图来算出与上述诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元算出上述直方图的累积和,利用上述亮度分布范围中的上述累积和的斜率来算出上述灰度校正函数的斜率。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元使用从上述直方图的二阶微分得到的特征点来算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将上述直方图的拐点作为上述特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。
5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将上述直方图的二阶微分的最低值、最大值、第2零点、第3零点中的至少一个作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。
6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将经由输入装置指定的任意点作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元使用从上述直方图的n阶微分得到的特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数,其中,n为自然数。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将上述直方图的拐点作为上述特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。
9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将上述直方图的n阶微分的第i极值、第j零点中的至少一个作为上述特征点,算出上述灰度校正函数,其中,n,i,j分别为自然数。
10. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述校正单元将经由输入装置指定的任意点作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在增益调整被进行了的情况下,上述校正单元算出与增益调整后的上述图像数据的亮度相关的上述直方图。
12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述诊断对象为心脏,

上述校正单元将与上述直方图的心肌对应的区域决定为上述亮度分布范围。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备输入单元,用于输入上述灰度校正的开始指示,

上述校正单元应答经由上述输入单元输入的上述开始指示,执行上述灰度校正。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

每当上述图像数据取得单元取得超声波图像数据,上述校正单元就会执行上述灰度校正。

15. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,对被检体的包含诊断对象的规定区域内发送超声波,接收来自上述规定区域内的反射波,并根据上述反射波存储超声波图像数据;以及

校正单元,执行上述超声波图像数据的灰度校正,

上述校正单元在上述灰度校正中,

算出与上述图像数据的亮度相关的直方图;

使用上述直方图算出与上述诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元算出上述直方图的累积和,利用上述亮度分布范围中的上述累积和的斜率算出上述灰度校正函数的斜率。

17. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元使用从上述直方图的二阶微分得到的特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元以上述直方图的拐点作为上述特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。

19. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元将上述直方图的二阶微分的最低值、最大值、第 2 零点、第 3 零点中的至少一个作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。

20. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元将经由输入装置指定的任意点作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。

21. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元使用从上述直方图的 n 阶微分得到的特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数,其中, n 为自然数。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元将上述直方图的拐点作为上述特征点,算出上述亮度分布范围与上述灰度校正函数。

23. 根据权利要求 21 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元将上述直方图的 n 阶微分的第 i 极值、第 j 零点中的至少一个作为上述特征点,算出上述灰度校正函数,其中, n, i, j 分别为自然数。

24. 根据权利要求 21 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述校正单元将经由输入装置指定的任意点作为上述特征点,算出上述灰度校正函数。

25. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述诊断对象为心脏,

上述校正单元将与上述直方图的心肌对应的区域决定为上述亮度分布范围。

26. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
还具备输入单元,用于输入上述灰度校正的开始指示,

上述校正单元应答经由上述输入单元输入的上述开始指示,执行上述灰度校正。

27. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
每次上述图像数据取得单元取得超声波图像数据,上述校正单元执行上述灰度校正。

28. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
在增益调整被进行了的情况下,上述校正单元算出与增益调整后的上述图像数据的亮度相关的上述直方图。

29. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,具备:

图像数据取得单元,取得与被检体的包含诊断对象的规定区域相关的图像数据;以及
校正单元,执行上述波图像数据的灰度校正,

上述校正单元在上述灰度校正中,

算出与上述图像数据的亮度相关的直方图;

使用上述直方图算出与上述诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。

30. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,存储与被检体的包含诊断对象的规定区域相关的图像数据;以及
校正单元,执行上述图像数据的灰度校正,

上述校正单元在上述灰度校正中,

算出与上述图像数据的亮度相关的直方图;

使用上述直方图算出与上述诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置 及医用图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及根据使用超声波探头进行超声波扫描而得到的信号生成并显示图像时,以进行适当的灰度校正为目的而被使用的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置及医用图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是对被检体内放射从设置于超声波探头的振动元件发生的超声波脉冲,由上述振动元件接收由于被检体组织的声阻抗的差异而生成的超声波反射波并收集生物体信息的装置。能够以只使超声波探头与体表接触的简单的操作来实时显示图像数据,例如,由于可以观察心脏等存在活动的对象物,因此,广泛用于循环器官区域、各种脏器的形态诊断或功能诊断中。为了易于观察这样的由超声波诊断装置取得的超声波图像,需要根据对象物适当设定、调整亮度的浓淡(灰度)等。

发明内容

[0003] 但是,由于生物体内的构造、部位(脏器),在诊断中不需要的噪音等变多,存在难以进行用于使超声波图像的对比度适当的调整,或在用户自身可调整的范围内不能够进行适当地调整的情况等。然而,现有的超声波诊断装置操作性较低,例如,在上述各情况下,不能适当地帮助图像灰度的设定、调整。

[0004] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于,提供一种与现有的超声波诊断装置相比较,能够适当设定、调整图像的灰度的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置及医用图像处理装置。

[0005] 一实施方式涉及的超声波诊断装置,其特征在于,具备:图像数据取得单元,对被检体的包含诊断对象的规定区域内发送超声波,接收来自上述规定区域内的反射波,并根据上述反射波取得超声波图像数据;以及校正单元,执行上述超声波图像数据的灰度校正,上述校正单元在上述灰度校正中,算出与上述图像数据的亮度相关的直方图,使用上述直方图来算出与上述诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。

[0006] 根据上述本发明,可以实现一种与现有的超声波诊断装置相比较,能够适当地设定、调整图像的灰度的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置及医用图像处理装置。

附图说明

[0007] 图1是表示实施方式涉及的超声波诊断装置1的方框结构图。

[0008] 图2是表示在依照本灰度优化功能的处理中执行的各处理的流程的流程图。

[0009] 图3是表示在依照本灰度优化功能的处理中执行的各处理的流程的流程图。

[0010] 图4是表示在灰度优化处理中取得的直方图及直方图的累积和的一个例子的图。

- [0011] 图 5 是表示在灰度优化处理中取得的直方图的微分的一个例子的图。
- [0012] 图 6 是表示在灰度优化处理中取得的直方图的二阶微分的一个例子的图。
- [0013] 图 7 是用于说明使用了特征点的亮度分布范围的设定处理的图。
- [0014] 图 8 是表示未实施本灰度优化处理的超声波图像的一个例子的图。
- [0015] 图 9 是表示对于图 8 的图像实施本灰度优化处理的超声波图像的一个例子的图。
- [0016] 图 10 是表示采用使第 2 零点 P2 中的平滑化累积值的斜率标准化而算出的 A2 的斜率的变形例的图。
- [0017] 图 11 是用于说明本实施方式的变形例 2 的图。
- [0018] 图 12 是用于说明本实施方式的变形例 3 的图。
- [0019] 图 13 是用于说明本实施方式的变形例 3 的图。
- [0020] 图 14 是用于说明本实施方式的变形例 3 的图。
- [0021] 图 15 是使本灰度优化处理应用于运动图像显示时（变形例 5 涉及的情况）的流程图的一个例子。
- [0022] 图 16 是表示与规定的超声波图像的增益调整前的亮度值相关的直方图的一个例子的图。
- [0023] 图 17 是表示图 16 所示的直方图的一阶导数的曲线的图。
- [0024] 图 18 是表示图 16 所示的直方图的二阶导数的曲线的图。
- [0025] 图 19 是表示图 16 所示的直方图的三阶导数的曲线的图。
- [0026] 图 20 是与提高了增益时的超声波图像的亮度值相关的直方图的一个例子的图。
- [0027] 图 21 是表示图 20 所示的直方图的一阶导数的曲线的图。
- [0028] 图 22 是表示图 20 所示的直方图的二阶导数的曲线的图。
- [0029] 图 23 是表示图 20 所示的直方图的三阶导数的曲线的图。
- [0030] 图 24 是表示与降低了增益时的超声波图像的亮度值相关的直方图的一个例子的图。
- [0031] 图 25 是表示图 24 所示的直方图的一阶导数的曲线的图。
- [0032] 图 26 是表示图 24 所示的直方图的二阶导数的曲线的图。
- [0033] 图 27 是表示图 24 所示的直方图的三阶导数的曲线的图。
- [0034] 符号说明
- [0035] 10... 超声波诊断装置 12... 超声波探头 13... 输入装置 14... 监视器 21... 超声波发送单元 22... 超声波接收单元 23... B 模式处理单元 24... 血流检测单元 25... RAW 数据存储单元 26... 体数据生成单元 27... 管腔附近血流描绘单元 28... 图像处理单元 29... 控制处理器 30... 显示处理单元 31... 存储单元 32... 接口单元

具体实施方式

[0036] 下面,参照附图对本实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,对于具有大致相同功能及结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0037] (第 1 实施方式)

[0038] 图 1 是表示本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的方框结构图。如该图所示,本超

声波诊断装置 1 具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、血流检测单元 24、RAW 数据存储器 25、图像处理单元 26、具有灰度优化单元 280 的显示处理单元 28、控制处理器 (CPU) 29、存储单元 30、接口单元 31。以下。针对各个构成要素的功能进行说明。

[0039] 超声波探头 12 是对于被检体发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的装置(探针),具有多个在其前端排列的压电振子、匹配层背衬材料等。超声波探头 12 根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号对扫描区域内的所希望的方向发送超声波,压电振子将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层设置于该压电振子上,是用于使超声波能量有效地传播的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头 12 对被检体 P 发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于反射时的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲因移动的血流而被反射时的回波由于多普勒效应依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,而受到频移。

[0040] 另外,在取得体数据时,作为超声波探头 12,例如可以采用二维阵列探头(多个超声波振子二维矩阵状排列的探头)、或机械 4D 探头(能够一边使超声波振子列机械地在正交于其排列方向的方向上摇动一边执行超声波扫描的探头)。但是,并不拘泥于该例子,例如也可以将一维阵列探头作为超声波探头 12 来使用,即使将其一边手动地进行摆动,一边进行超声波扫描,也能够取得体数据。

[0041] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。另外,输入装置 13 在后述的灰度优化功能中,具有其开始指示或作为对象的超声波图像的选择指示等。

[0042] 监视器 14 根据来自图像处理单元 28 的视频信号,将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像来显示。

[0043] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路及脉冲发生器电路等。在触发发生电路中,以规定的额定频率 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) 反复发生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,针对每个通道将超声波会集成束状并决定发送指向性所需的延迟时间提供给各触发脉冲。脉冲发生器电路以基于该触发脉冲的定时来对探头 12 施加驱动脉冲。

[0044] 另外,超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描序列,而具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等功能。特别对于发送驱动电压的变更,通过能够瞬时切换其值的线性放大器型的发送电路、或电切换多个电源单元的机构来实现。

[0045] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。在放大电路中,针对每个通道将经由探头 12 取入的回波信号放大。在 A/D 转换器中,对于被放大的回波信号决定接收指向性,并提供进行接收动态聚焦所需的延迟时间,之后在加法器中进行相加处理。通过该相加,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并根据接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合性的波束。

[0046] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 来接收回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,并生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据。

[0047] 血流检测单元 24 根据从接收单元 22 接收到的回波信号来检测血流信号,并生成血流数据。血流信号的检测通常由 CFM(Color Flow mapping:彩色血流成像)来进行。此时,解析血流信号,作为血流数据就多点求得平均速度、分散、能量等血流信息。

[0048] RAW 数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接收到的 B 模式数据、从血流检测单元 24 接收到的血流数据,分别生成每一帧的 B 模式 RAW 数据、血流 RAW 数据。另外,RAW 数据存储单元 25 根据需要通过执行 RAW 体素转换,从而从 RAW 数据生成体数据。

[0049] 图像处理单元 28 对于从 RAW 数据存储单元 25 接收到的 RAW 数据,执行扫描转换处理等。另外,图像处理单元 28 对于从 RAW 数据存储单元 25 接收到的体数据,进行体绘制、多剖面转换显示(MPR:multi planar reconstruction:多平面重建)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity Projection)等规定的图像处理。另外,为了使噪音降低或图像的连接优良,可以在图像处理单元 28 之后插入二维滤波器,进行空间性的平滑处理。

[0050] 显示处理单元 28 对于在图像处理单元 28 中生成、处理的各种图像数据,执行各种动态范围、亮度(brightness)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等。并且,显示处理单元 28 所具有的灰度优化单元 280 按照来自控制处理器 29 的控制来执行后述的依照灰度优化功能的处理。

[0051] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 30 读出用于实现后述的灰度优化功能的专用程序,并在自身所具有的存储器上展开,执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0052] 存储单元 30 保管有用于实现后述的灰度优化功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的评论等)、诊断协议、发送接收条件、用于实现散斑除去功能的程序、体标生成程序以及其他数据组。另外,根据需要,也可以用于保管 RAW 数据存储单元中的图像等。存储单元 30 的数据能够经由接口单元 31 向外部周边装置传送。

[0053] 接口单元 31 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据和解析结果等能够通过接口单元 31,经由网络传送给其他装置。

[0054] (灰度优化功能)

[0055] 然后,针对本超声波诊断装置 1 所具有的灰度优化功能进行说明。该功能根据使用所取得的各个超声波图像数据而生成的直方图、该直方图的一阶微分、二阶微分来算出特征点,并设定与诊断对象对应的亮度分布范围。另外,使用算出的特征点来设定控制条件,并使用设定的控制条件算出每个图像的灰度校正函数。

[0056] 图 2、图 3 是表示在依照本灰度优化功能的处理(灰度优化处理)中执行的各处理的流程的流程图。以下,针对各步骤中的处理的内容进行说明。

[0057] 另外,在以下的说明中,为了使说明具体化,以对于通过 B 模式对包含心肌的二维区域进行超声波扫描所得到的超声波图像进行灰度优化处理时为例进行说明。另外,在超声波图像处理装置中实现本灰度优化处理时,例如,预先存储在步骤 S2 中生成的超声波图像数据,然后执行步骤 S3 以后的处理。此时的超声波图像处理装置具备图 1 的虚线内的结构。

[0058] [输入接受患者信息、发送接收条件:步骤 S1]

[0059] 经由输入装置 13 执行患者信息的输入,发送接收条件(被扫描区域的大小、焦点

位置、发送电压等)、用于将被检体的规定区域进行超声波扫描的摄影模式、扫描序列等的选择(步骤 S1)。输入、选择的各信息、条件等被自动地存储在存储单元 30 中。

[0060] [超声波扫描、超声波图像的生成:步骤 S2、S3]

[0061] 超声波探头 12 抵接在被检体表面的希望位置上,将包含诊断部位(此时,为心脏)的二维区域作为被扫描区域,执行基于 B 模式的超声波扫描(步骤 S2)。由基于 B 模式的超声波扫描而取得的回波信号依次经由超声波接收单元 22 被送至 B 模式处理单元 23。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理、包络线检波处理等并生成多个 B 模式数据。RAW 数据存储单元 25 使用多个从 B 模式处理单元 23 接收到的 B 模式数据来生成 B 模式 RAW 数据。图像处理单元 26 通过对于生成的 B 模式 RAW 数据执行扫描转换来生成每一帧的超声波图像(步骤 S3)。

[0062] [灰度优化处理:步骤 S4]

[0063] 然后,灰度优化单元 280 对于在图像处理单元 26 中生成的超声波图像执行图 3 所示那样的灰度优化处理。即,灰度优化单元 280 首先生成与从图像处理单元 26 接收到的超声波图像的亮度相关的直方图,并对于得到的直方图执行平滑化处理(步骤 S41)。之后,灰度优化单元 280 使用得到的直方图,如图 4 所示那样算出直方图的累积和,并执行平滑化处理(步骤 S42)。

[0064] 然后,灰度优化单元 280 算出直方图的微分(或差分)之后,执行平滑化处理,得到图 5 所示的那样的结果(步骤 S43)。并且,灰度优化单元 280 算出直方图的二阶微分(或二阶差分)之后,执行平滑化处理,得到图 6 所示的那样的结果(步骤 S44)。

[0065] 然后,灰度优化处理 280 使用算出的直方图的二阶微分,算出直方图的特征点(步骤 S45)。在本实施方式中,作为直方图的特征点的例子,假设使用直方图二阶微分的负的最低(极大)值(相当于直方图的正的峰值位置(最大值或极大值))、直方图二阶微分的第 2 零点(直方图的底部区域中的拐点:相当于直方图微分的负的峰值位置)、直方图的底部区域中的拐点、直方图二阶微分的第 3 零点(例如相当于来自心肌区域的信号与来自其他区域的信号的分支点)这 4 个点。

[0066] 然后,灰度优化处理 280 使用算出的特征点来设定亮度分布范围(步骤 S46)。例如,如图 7 所示,灰度优化单元 280 设定将直方图二阶微分的负的最低值(极大值)P1 作为下限,将直方图二阶微分的第 3 零点 P4 作为上限的亮度分布范围 L。

[0067] 然后,灰度优化单元 280 使用算出的特征点、设定的控制条件及亮度分布范围 L 来算出灰度特性函数(步骤 S47)。如果列举出一个例子,灰度优化单元 280 根据以下的控制条件(1)~(5)来算出灰度特性函数。

[0068] (1) 使直方图二阶微分的负的最低值(极大值)P1 中的平滑化累积值的斜率标准化,并作为灰度特性函数的斜率。

[0069] (2) 使输入最小值与输出最小值对应(图 7 下方的点 B1)。

[0070] (3) 噪音水平上限作为拐点(二阶微分的第 2 零点),与所希望的输出值对应。(图 7 下方的点 B2)

[0071] (4) 对象物区域(此时为心肌区域)根据噪音水平条件(拐点),作为第 3 零点,第 3 零点的输出值与由所希望的斜率求得的价值对应(图 7 下方的点 B3)。

[0072] (5) 输入最大值与输出最大值对应(图 7 下方的点 B4)。

[0073] 然后,灰度优化单元 280 将在步骤 S47 中得到的灰度特性函数进行插补(例如,样条插补),并算出例如图 7 下方的灰度校正函数 C1(步骤 S48),使用算出的灰度校正函数 C1,对于超声波图像执行灰度优化处理(步骤 S49)。

[0074] [超声波图像显示:步骤 S5]

[0075] 然后,监视器 14 将被实施了灰度优化处理的超声波图像以规定的形态进行显示(步骤 S5)。

[0076] 图 8 是表示未实施本灰度优化处理的超声波图像的一个例子的图,图 9 是表示对于图 8 的图像实施了本灰度优化处理了的超声波图像的一个例子的图。比较图 8 与图 9 得知,通过本灰度优化处理进行灰度调整的超声波图像变成对比度清晰、易于观察的图像。

[0077] 另外,灰度优化处理的内容并不拘泥于上述例子。以下,针对本灰度优化处理的变形例进行说明。

[0078] (变形例 1)

[0079] 例如,如图 10 所示,也能够采用使第 2 零点 P2 的平滑化累积值的斜率标准化而算出的 A2 的斜率,算出灰度校正函数 C2。另外,也可以采用使与对象物区域对应的范围(例如亮度分布范围 P2-P3)的斜率平均而算出的斜率。

[0080] (变形例 2)

[0081] 对于上述(1)~(5),也可以追加进一步的控制条件并算出灰度特性函数。例如,可以增加以抑制高亮度区域的斜率为目的的以下控制条件。

[0082] (6)选择存在于从第 3 零点到输入最大值(例如灰度为 256)之间的输入值,使该输入值与所希望的输出值对应(例如,图 11 下方的点 B5)。

[0083] 另外,也可以将这样的控制条件(6)的追加,在算出灰度特性函数中相对于控制条件(1)~(5)并列地追加。另外,也可以基于使用控制条件(1)~(5)算出的灰度特性函数的结果,根据需要追加控制条件(6),并重新算出灰度特性函数。另外,例如当与追加的控制条件对应的位置的灰度特性低于 255 时,为了抑制特性的混乱,优选校正为灰度特性函数变得单调增加。

[0084] (变形例 3)

[0085] 也可以根据需要进行灰度扩展处理。作为是否进行灰度扩展处理的判定例子,例如,当输入图像的直方图累积和成为规定量以上的位置达到比进行平滑处理的端部处理区域还往前的情况下,设为图像取得时的动态范围(DR)或灰度特性不恰当,例如在步骤 S47 的算出中,进行图 12 至图 13 所示的那样的灰度特性的扩展。

[0086] (变形例 4)

[0087] 亮度分布范围可以任意地进行变更。例如,可以将上述图 7 的亮度分布范围 L(下限:直方图二阶微分的负的最低值。上限:第 3 零点)在任意的定时变更成图 14 所示的亮度分布范围 L1(下限:第 2 零点。上限:第 3 零点)。由此,有时可以更好地提取出对象物。

[0088] (变形例 5)

[0089] 本灰度优化处理也能够适用于取得并显示运动图像的情况。

[0090] 图 15 是使本灰度优化处理应用于运动图像显示时的流程图的一个例子。与图 3 所示的流程图相比较,在追加了步骤 S40“直方图解析图像的选择处理”这一点不同。

[0091] 在直方图解析图像的选择处理(步骤 S40)中,在取得的多个超声波图像(一次心

跳或多次心跳时的心脏的超声波图像)中,选择任一图像并执行步骤 S41 以后的灰度优化处理。直方图解析图像例如可以选择与预先设定的时相或定时对应的图像、与规定期间的最初、中间或最后的时相对应的图像、图像的亮度平均最大的图像、图像的灰度平均为多个图像中的平均数的图像等。虽然将哪一图像作为直方图解析图像是自由的,但当将诊断对象设为心脏时,由于直方图累积和配合收缩、扩张而周期性地变动等原因,应该不要选择较暗的图像及为将对象物适当进行成像的图像等。

[0092] (变形例 6)

[0093] 本灰度优化处理例如可以每当取得超声波图像数据时执行。另外,不需要对于所有的图像总是执行时,例如可以应答从用户经由输入装置 13 输入的指示,在任意的定时来执行。

[0094] (应用例)

[0095] 在以上所述的实施方式中,示出了将与超声波图像的亮度值相关的直方图的二阶导数的第 1 极值、第 2、第 3 零点等作为特征点而算出的例子。但是,本灰度优化功能不拘泥于该例,例如,也可以将 n 阶导数的第 i 极值、第 j 零点(其中, n, i, j 分别为任意的自然数)作为特征点来算出,并使用得到的特征点算出亮度分布范围、灰度校正曲线。

[0096] 根据以上所述的结构,可以得到以下的效果。

[0097] 根据本超声波诊断装置,根据使用取得超声波图像数据而生成的直方图、该直方图的一阶微分、二阶微分等算出特征点,并设定与诊断对象对应的亮度分布范围。另外,使用算出的特征点设定控制条件,并使用设定的控制条件算出灰度校正函数。从而,可以将与各个图像的灰度特性相应的适当的灰度分布范围、灰度校正函数进行定义。其结果可以根据诊断对象或个体差、摄影状况,迅速且简单地将灰度校正进行优化。

[0098] (第 2 实施方式)

[0099] 然后,针对第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置进行说明。在进行成为本灰度优化处理的对象的超声波图像的增益调整时,与增益调整后的亮度值相关的直方图的形状发生变化,其结果直方图的累积和、 n 阶导数(其中, n 为自然数)的形状也发生变化。在本实施方式中,针对这样直方图的形状由于增益调整而发生变化时的灰度优化处理进行说明。

[0100] 假设如下情况:取得规定的超声波图像,得到如图 16 那样与该图像的增益调整前的亮度值相关的直方图。此时,直方图的一阶导数、二阶导数、三阶导数分别如图 17、图 18、图 19 所示的那样。

[0101] 对于现在的超声波图像(与图 16 的直方图对应的超声波图像)实施提高增益的处理时,与提高增益后的亮度值相关的直方图、直方图的一阶导数、二阶导数、三阶导数分别变成图 20、图 21、图 22、图 23 所示的那样。在此,例如,如果将图 16 与图 20 相比较,则得知提高了增益的结果使直方图的峰值位置发生移动(向右方向偏移)。另外,如果分别比较图 17 与图 21、图 18 与图 22、图 19 与图 23,则得知提高了增益的结果,在各阶导数中各极值与各零点的位置也发生移动(向右方向偏移)。特别是如果观察图 19 与图 23,则在图 19 中最初出现的极值的极性为负,与此相对,在图 23 中最初出现的极值的极性变成正。因而,例如,增益调整前“采用图 19 所示的三阶导数的第 1、第 2 极值作为特征点”的条件与增益调整后“采用图 23 所示的增益调整前的三阶导数的第 2、第 3 极值作为特征点”的条件对应。

[0102] 另外,对于现在的超声波图像实施降低增益的处理时,与降低了增益后的亮度值相关的直方图、直方图的一阶导数、二阶导数、三阶导数分别变成图 24、图 25、图 26、图 27 所示的那样。在此,例如,如果将图 16 与图 24 相比较,则得知降低了增益的结果使直方图的峰值位置向左方向发生偏移。另外,如果分别比较图 17 与图 25、图 18 与图 26、图 19 与图 27,则得知降低了增益的结果在各次(各阶)导数中,各极值与各零点的位置也向左方向发生偏移。特别地,如果在增益上升前后分别比较一阶导数、二阶导数、三阶导数,则得知相同顺序的极值的极性分别发生逆转(例如,在一阶导数中,增益上升前的最初的极值的极性为正,与此相对,增益上升后的最初的极值的极性变为负)。因而,例如,增益调整前“采用图 18 所示的二阶导数的第 2、第 3 零点作为特征点”的条件与增益调整后“采用图 26 所示的增益调整前的二阶导数的第 1、第 2 零点作为特征点”的条件对应。

[0103] 即,直方图的峰值位置、直方图的 n 阶导数的各极值的极性、各零点的位置根据增益调整而发生变化。因而,灰度优化处理中的算出特征点中所使用的第 i 个极值、第 j 个极值的零点(i, j 为自然数)最好根据增益校正后的直方图、 n 阶导数的位置、形状而单独地适当地进行选择。

[0104] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段在不脱离本发明的要旨范围内,可以将构成要素进行变形并进行具体化。作为具体的变形例,例如存在以下形式。

[0105] (1) 本实施方式涉及的各项功能可以通过将执行该处理的程序安装在工作站等计算机上,并将他们在存储器上展开来实现。此时,可以使计算机执行该方法的程序能够存储并分布在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质中。

[0106] (2) 在上述实施方式中,以对于利用 B 模式将包含心肌的二维区域进行超声波扫描而得到的超声波图像进行灰度优化处理时为例进行说明。但是,本灰度优化功能并不拘泥于该例子。例如,也可以适用于以心脏以外的部位作为诊断对象的情况、不利用 B 模式而利用血流检测模式(CFM 模式等)进行摄影的情况、超声波扫描三维区域的情况等情况。特别地,在超声波扫描三维区域时,能够对于构成体数据的各二维图像、MPR 图像等,分别应用上述灰度优化处理,从而取得最优的超声波图像。

[0107] (3) 在上述各实施方式中,以对于由超声波诊断装置取得的超声波图像数据执行灰度优化处理的情况为例进行了说明。但是,在本灰度优化处理中对象并不限于超声波图像数据,也能够适用于通过 X 射线诊断装置、X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置等医用图像诊断装置取得的各医用图像。另外,也可以将由各种医用图像诊断装置取得的图像使用医用图像处理装置,事后进行灰度优化处理。

[0108] 另外,可以根据上述实施方式中公开的多个的构成要素的适宜的组合,形成各种的发明。例如:既可以从实施方式中显示的全部构成要素中削除几个构成要素。进而还可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

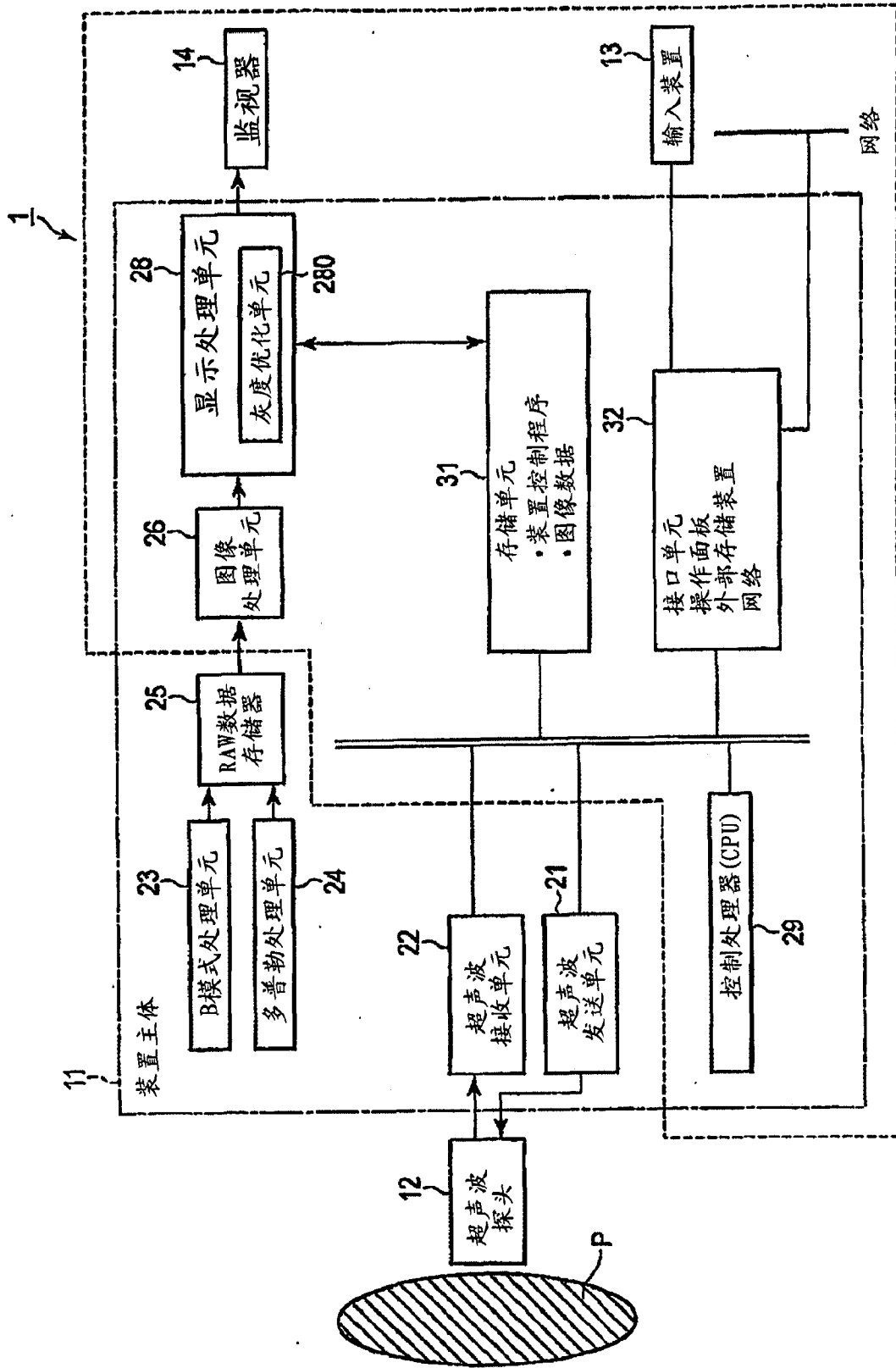


图 1

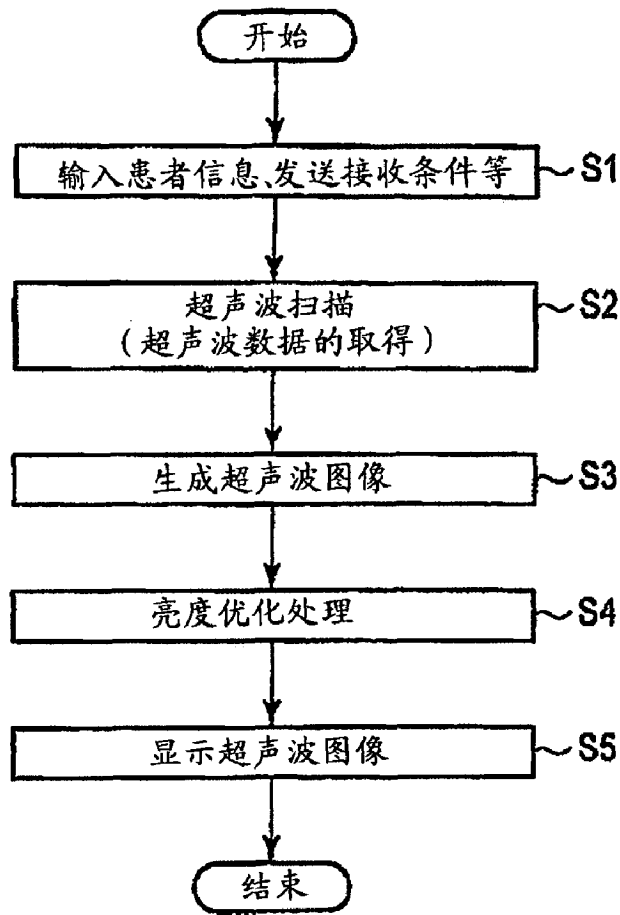


图 2

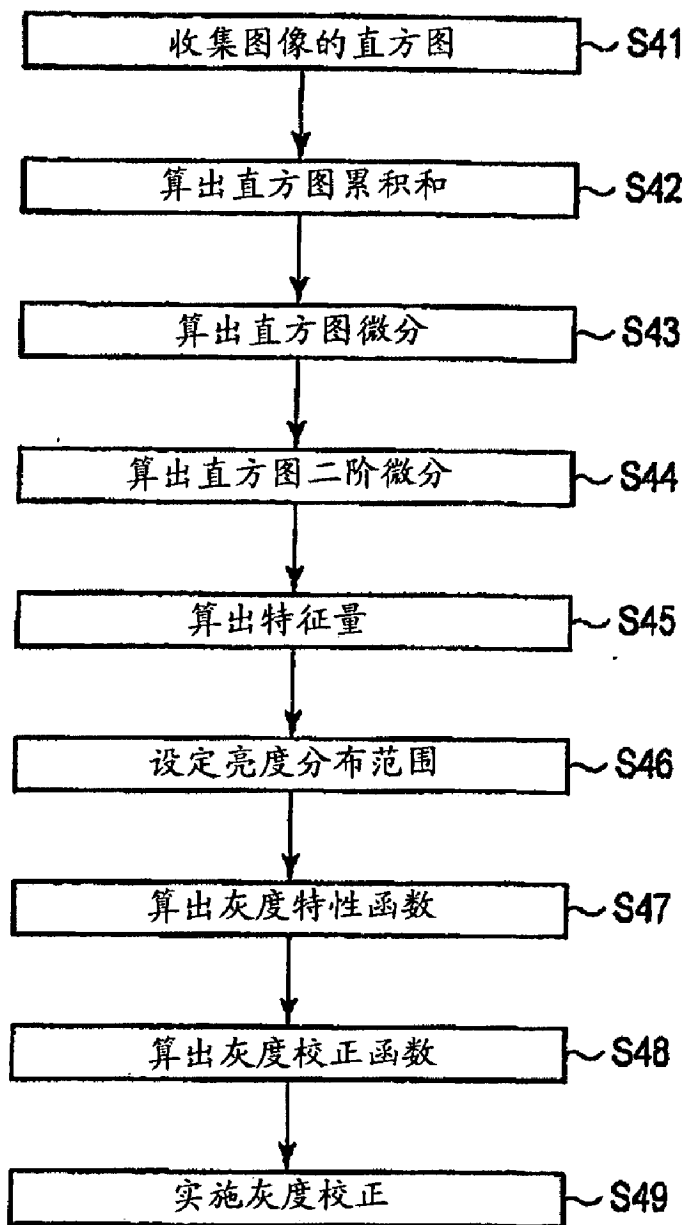


图 3

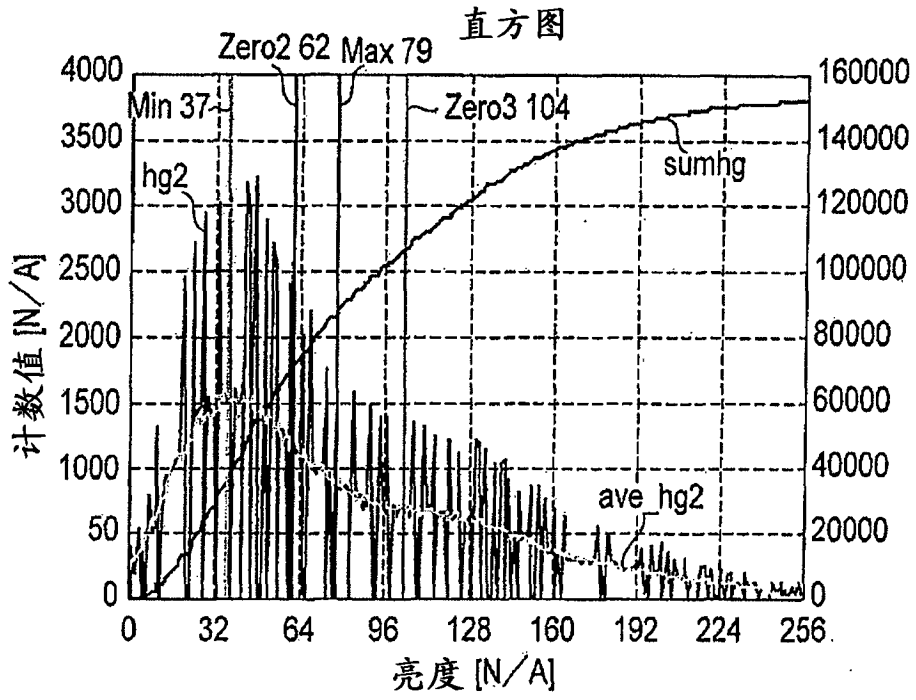


图 4

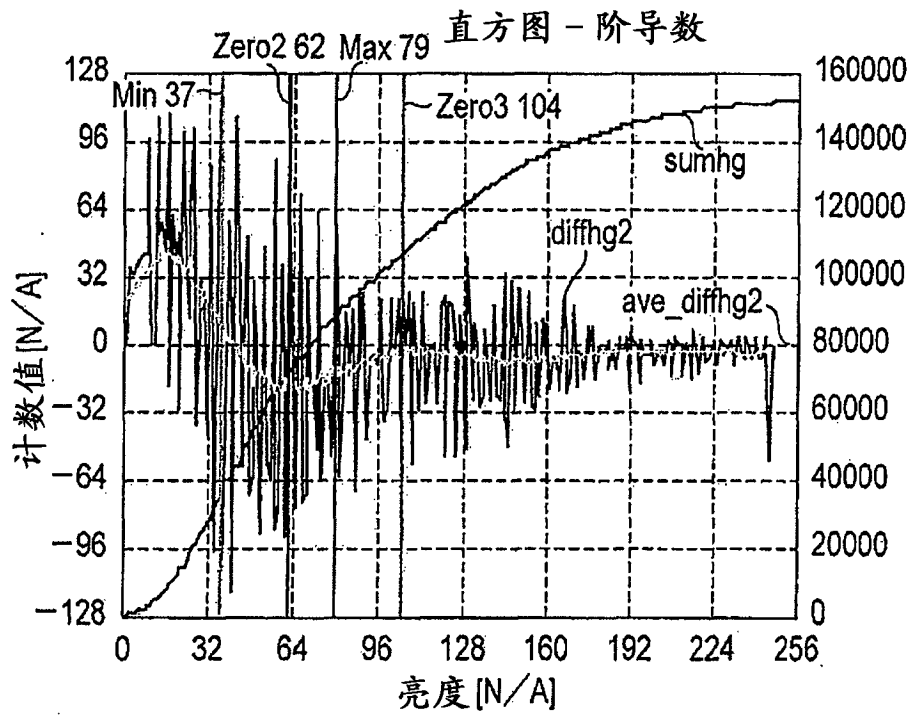


图 5

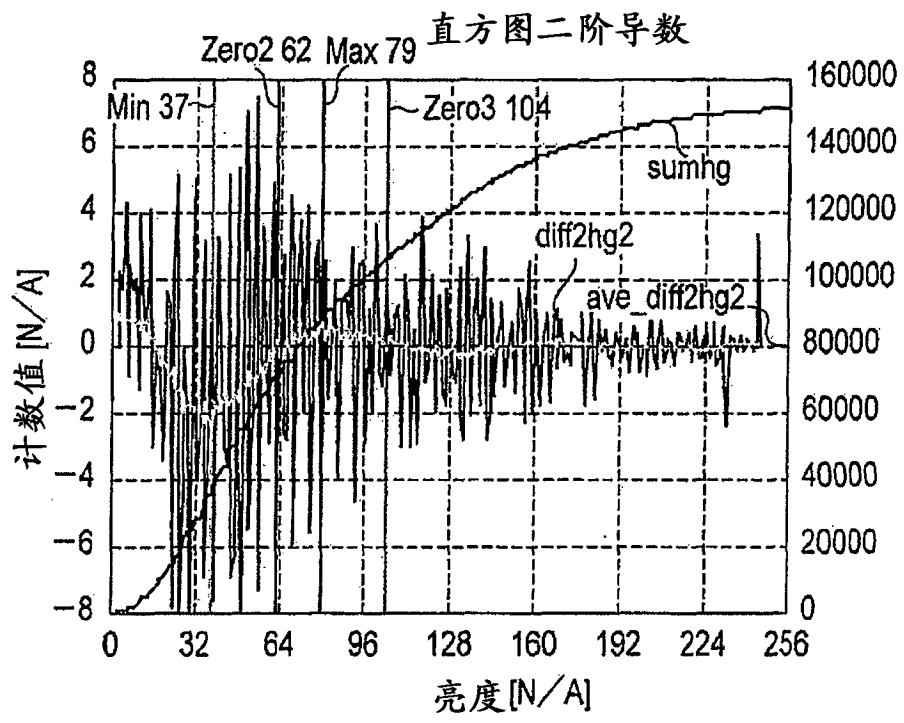


图 6

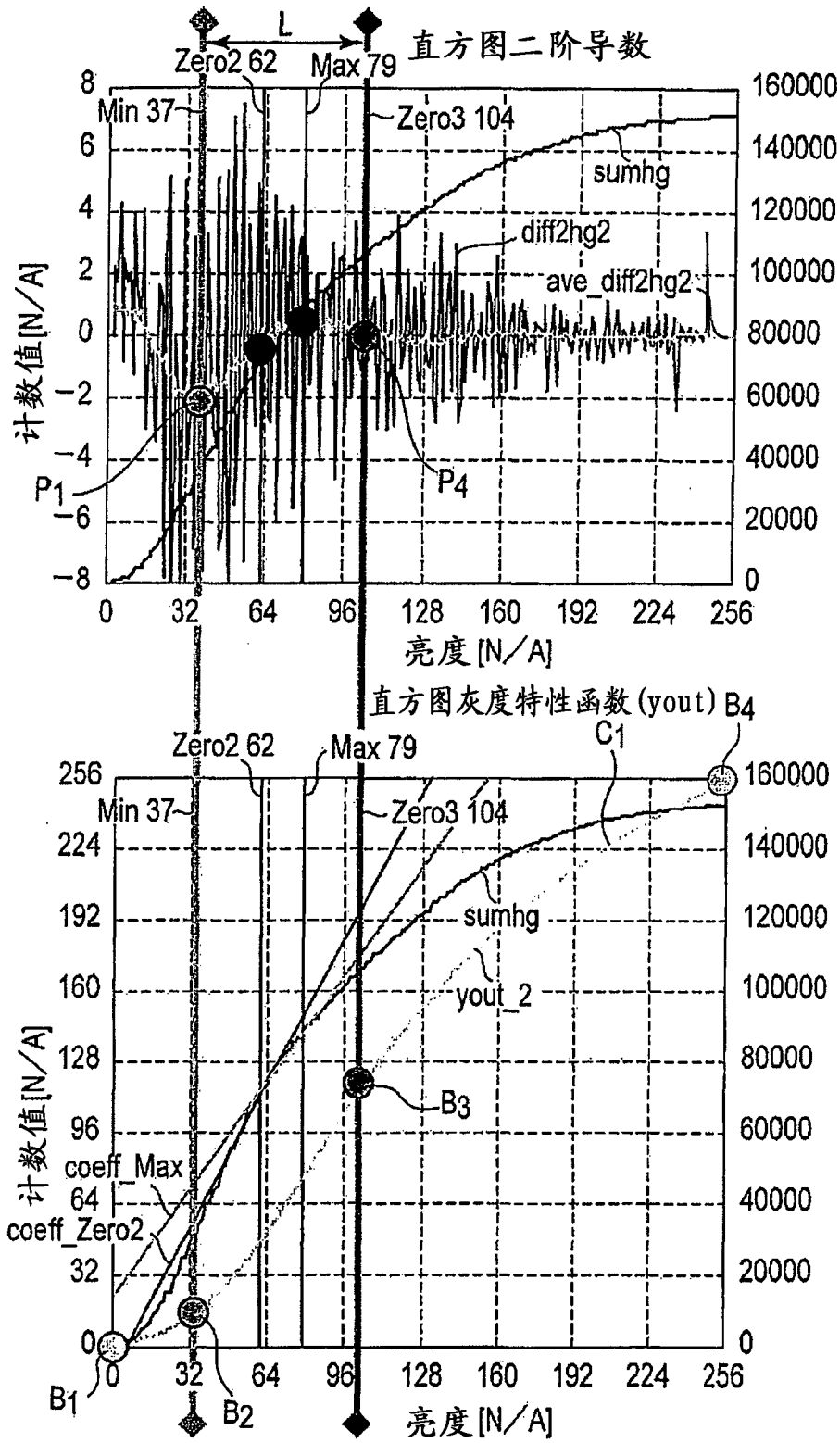


图 7

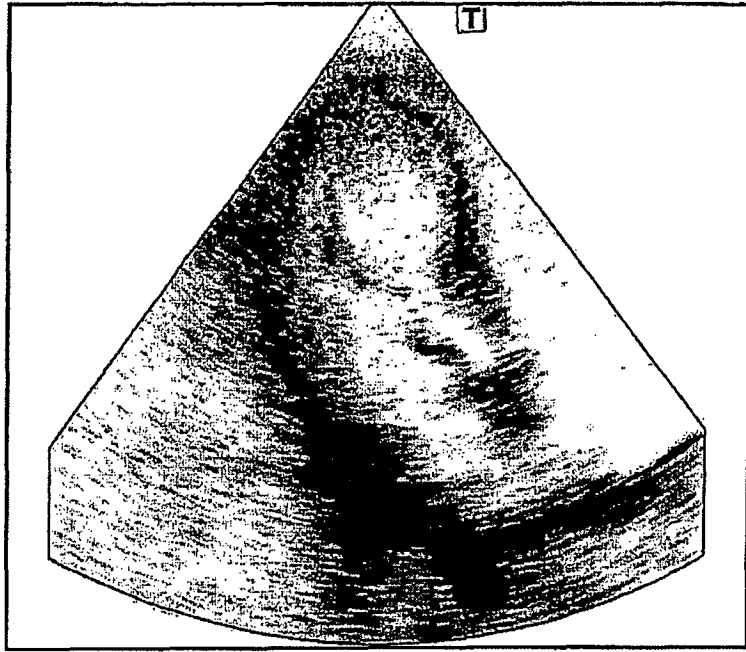


图 8

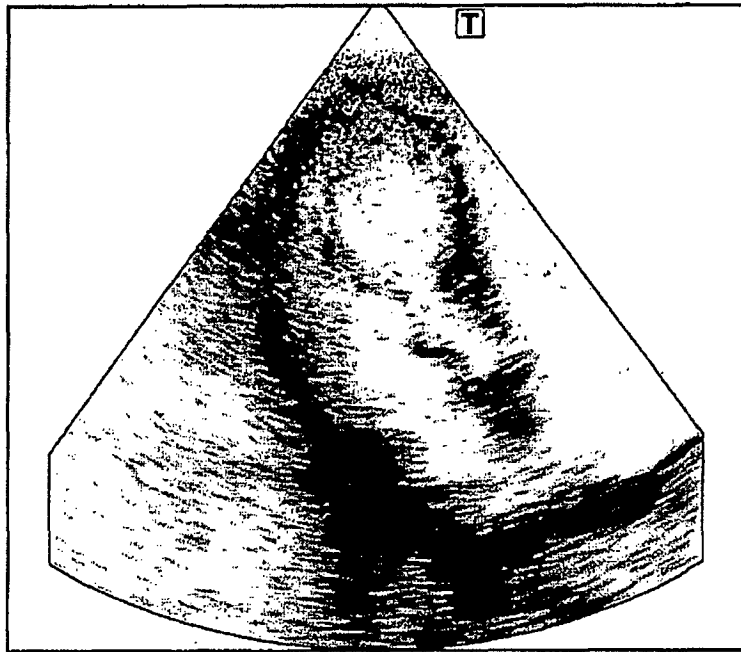


图 9

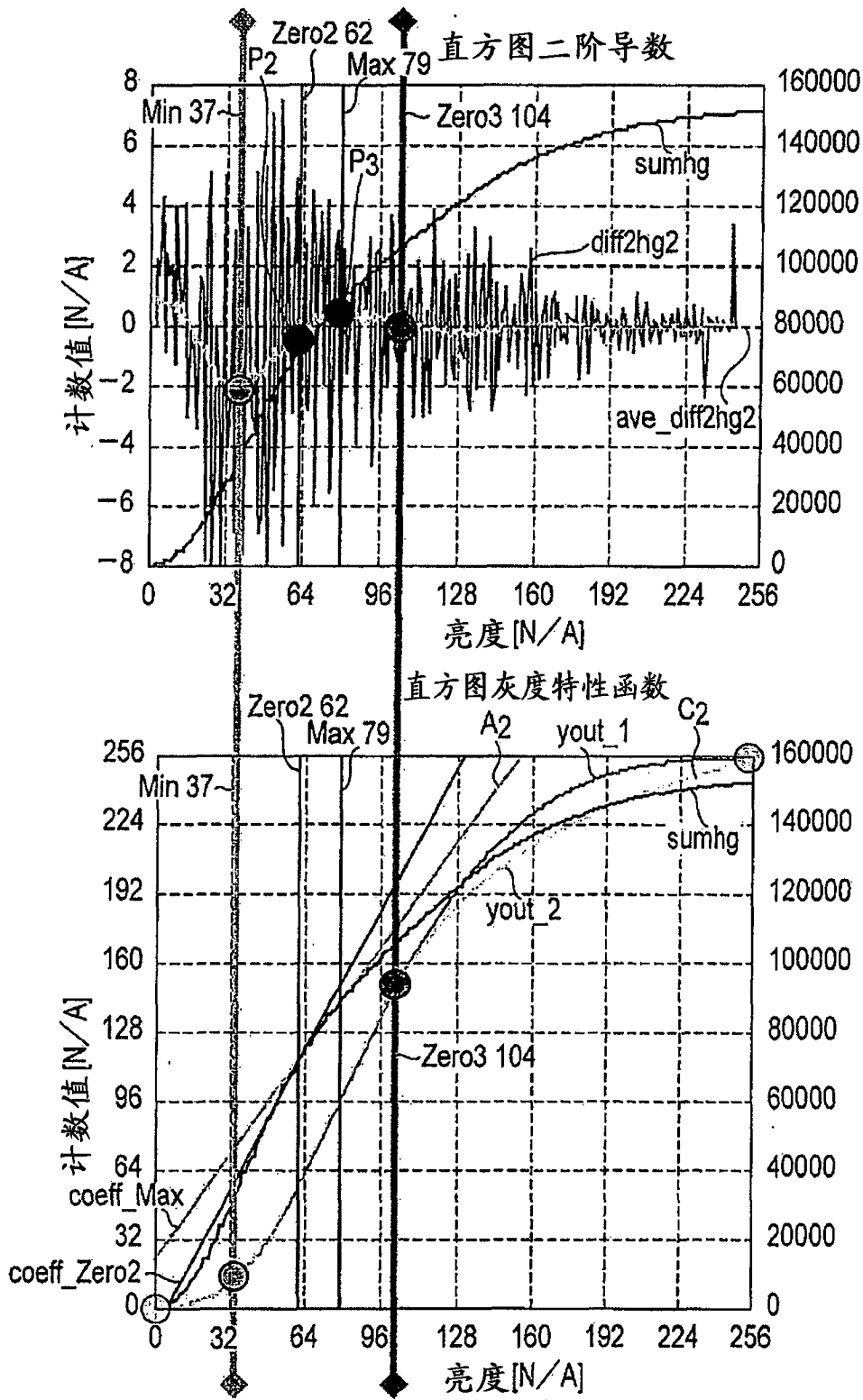


图 10

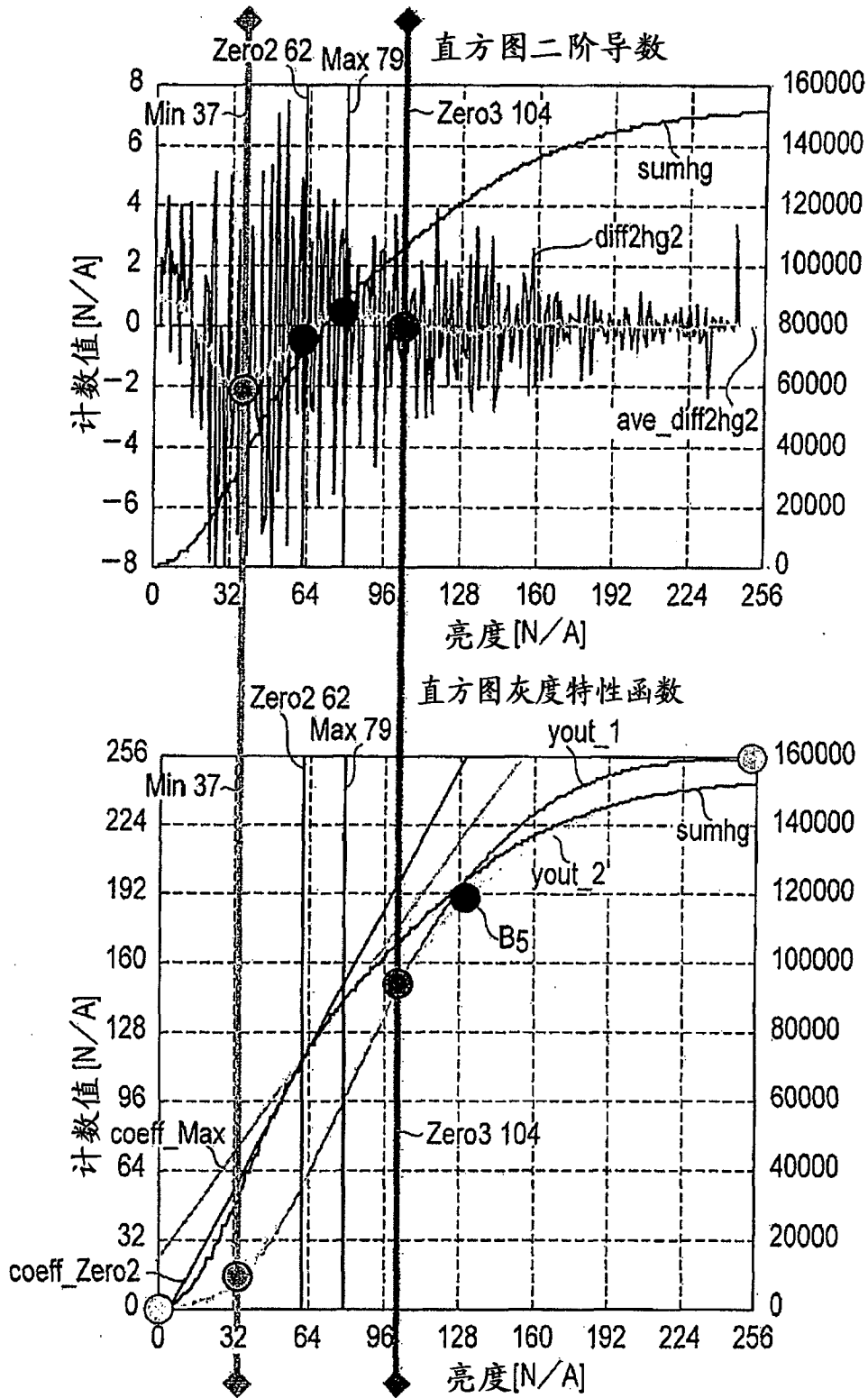


图 11

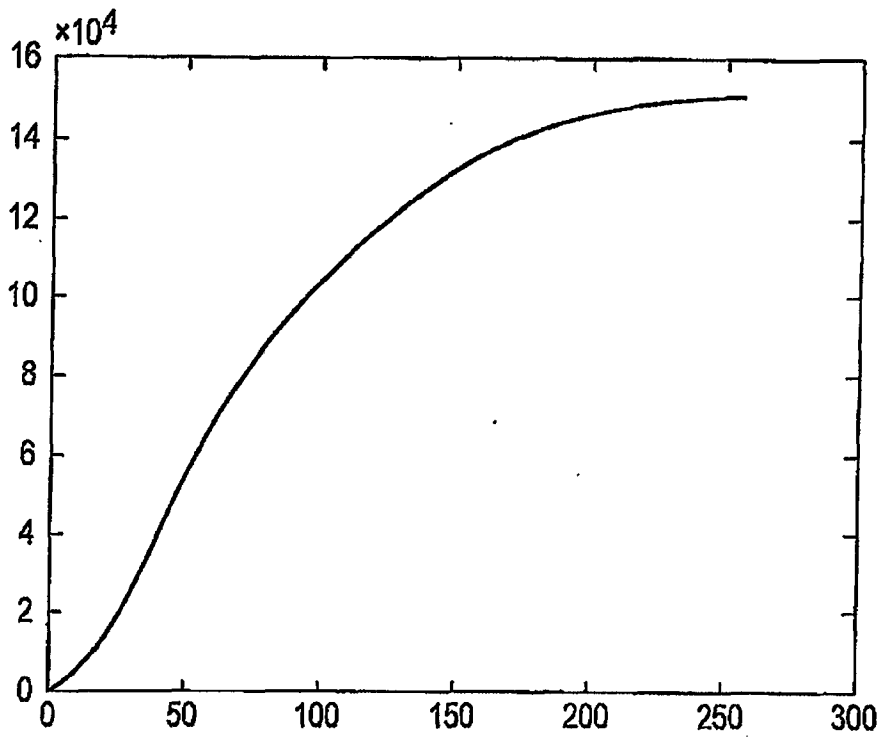


图 12

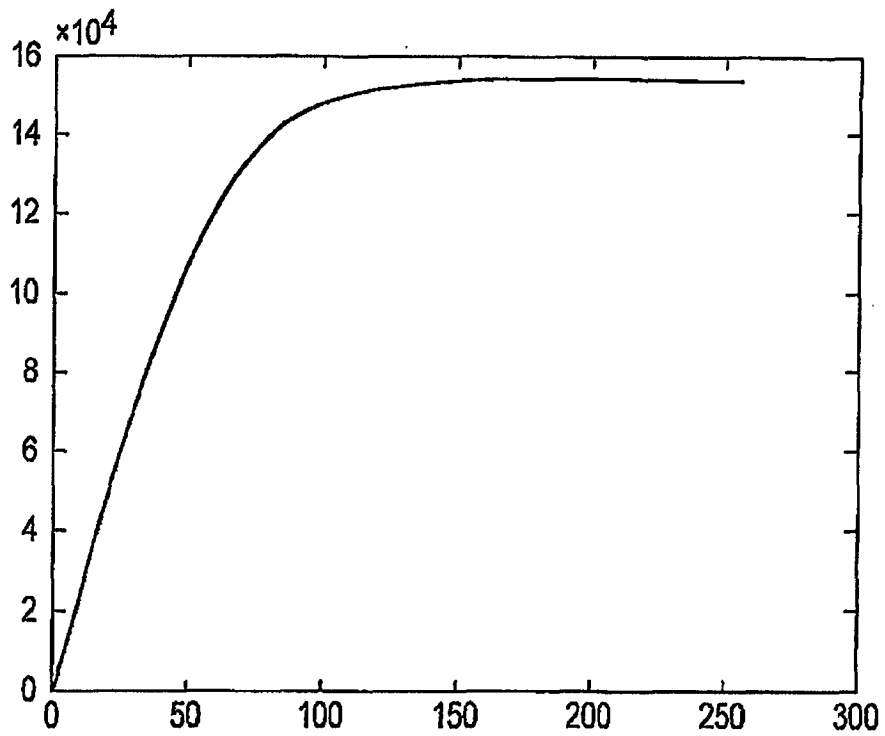


图 13

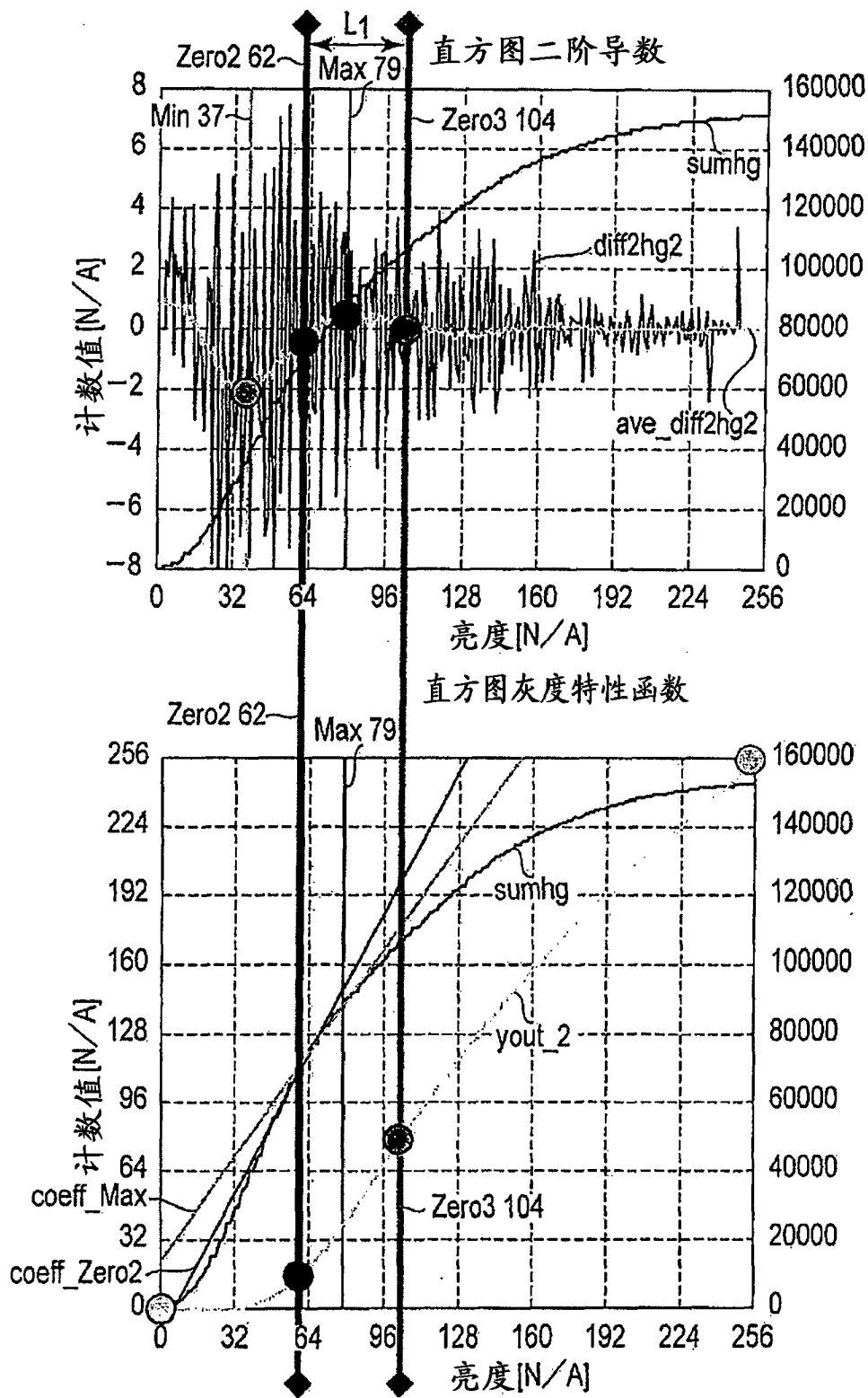


图 14

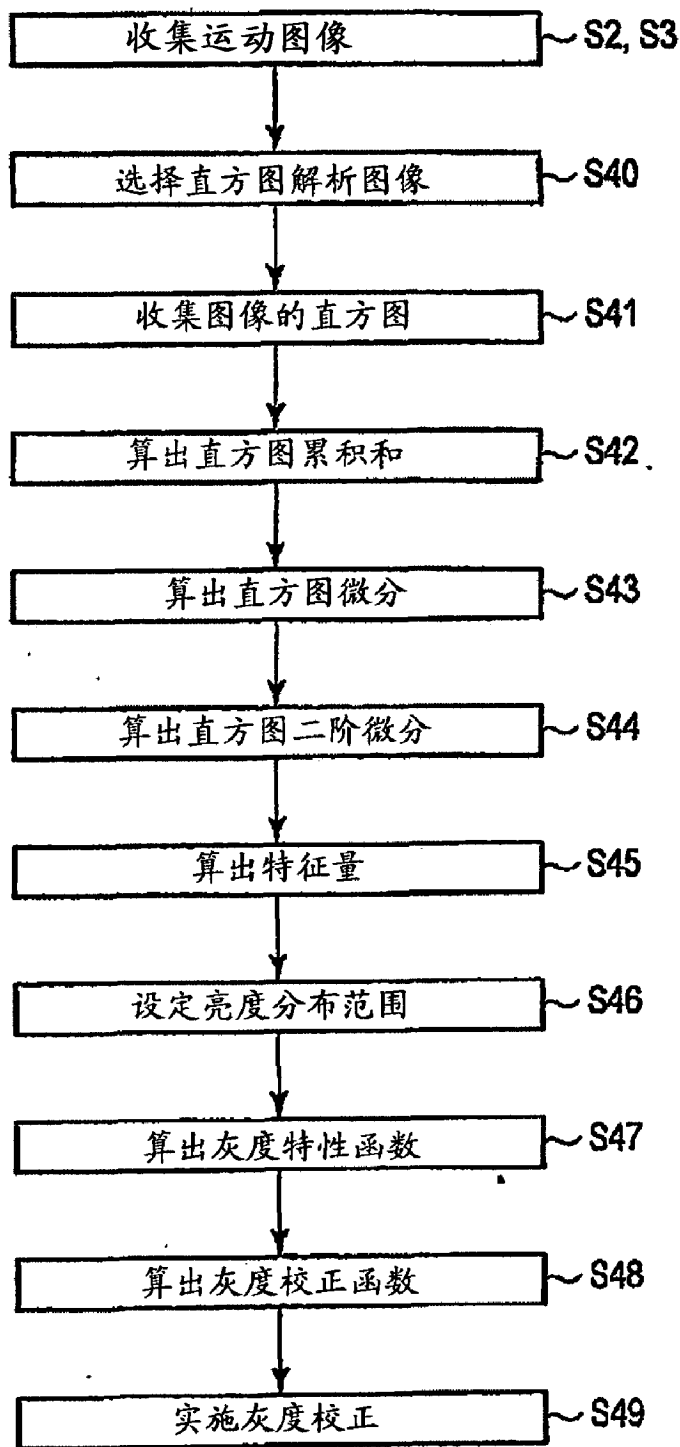


图 15

直方图

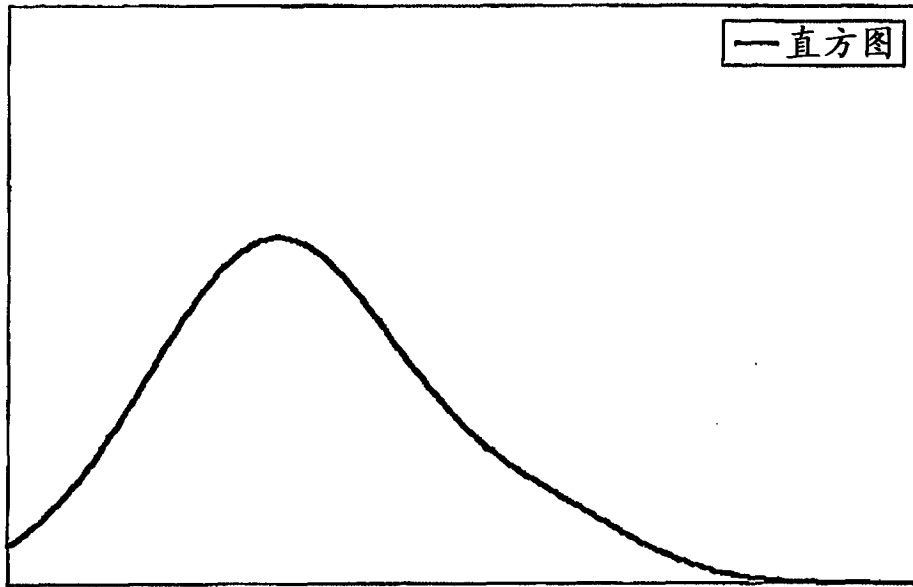


图 16

一阶导数

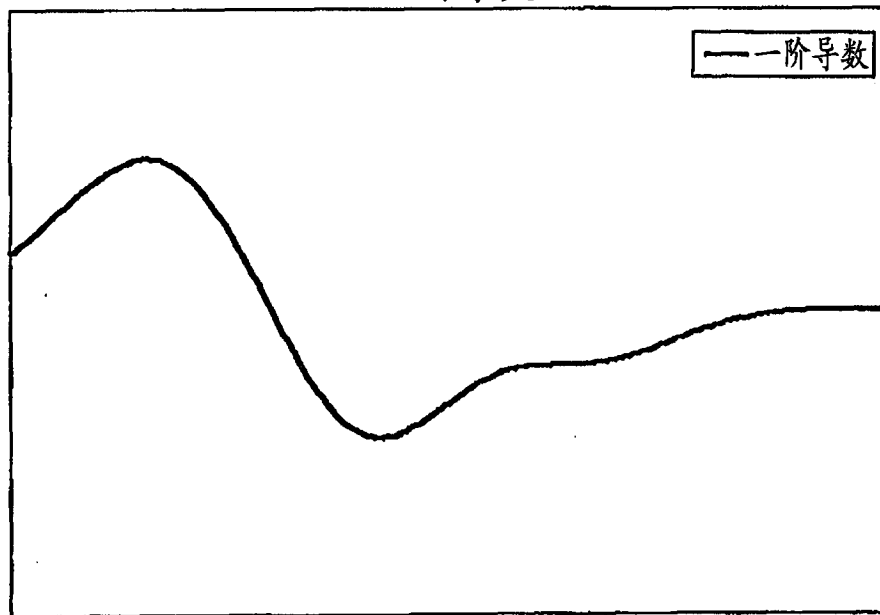


图 17

二阶导数

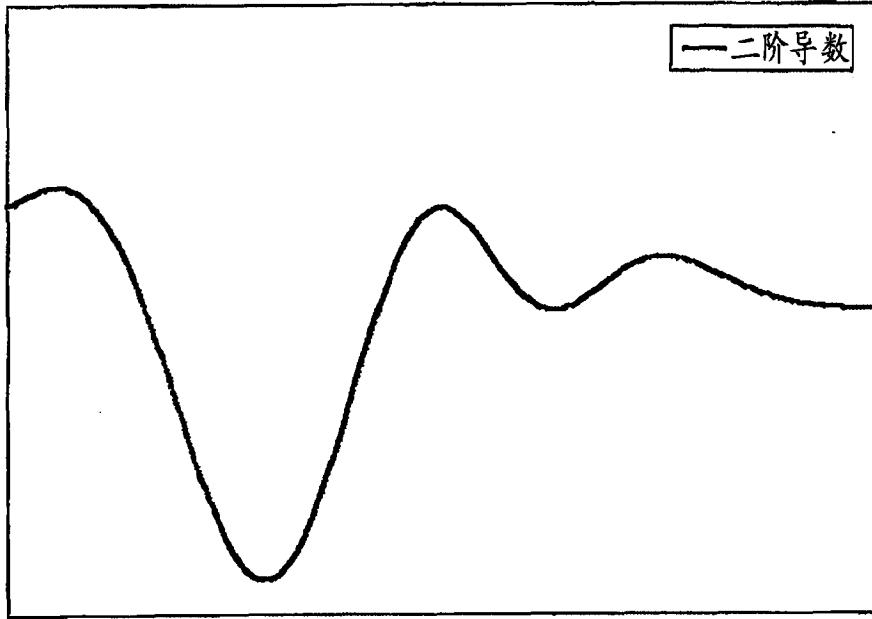


图 18

三阶导数

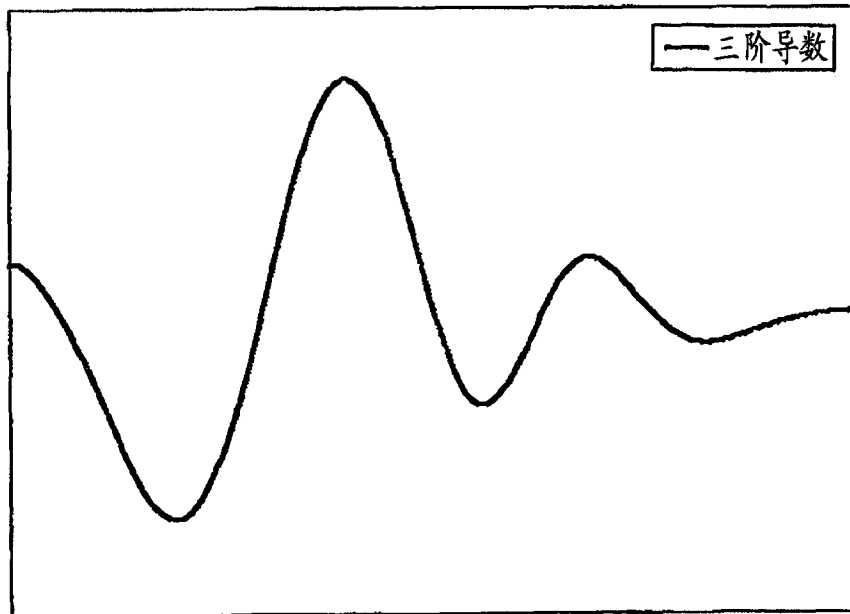


图 19

直方图

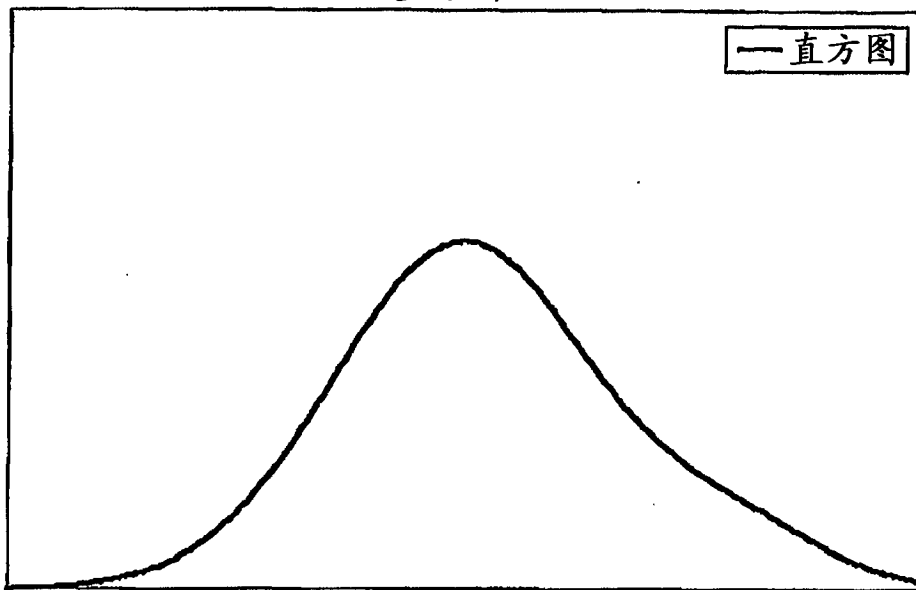


图 20

一阶导数

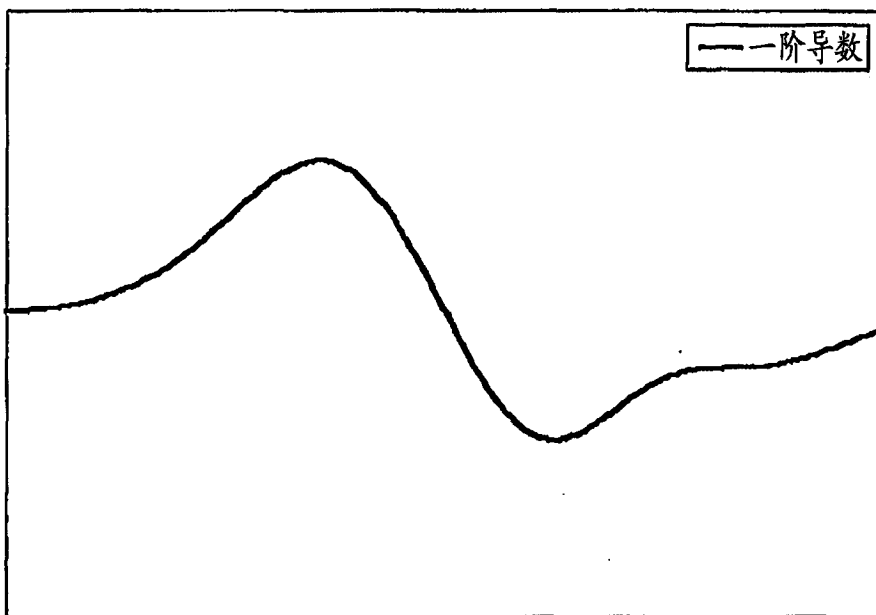


图 21

二阶导数

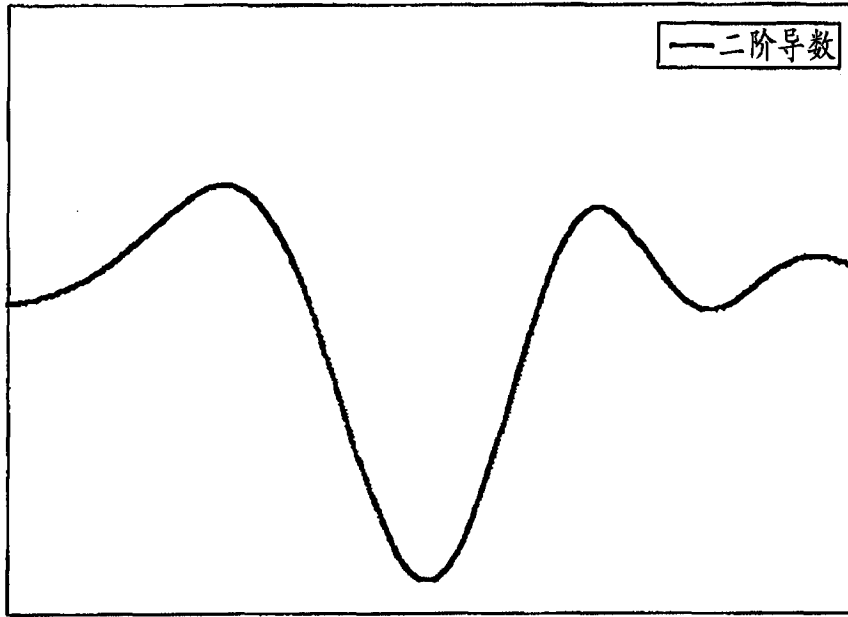


图 22

三阶导数

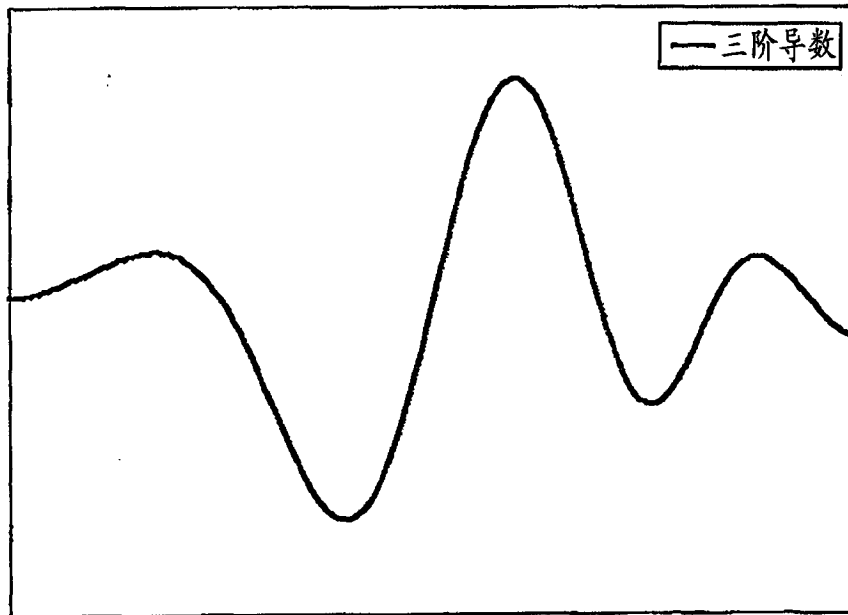


图 23

直方图

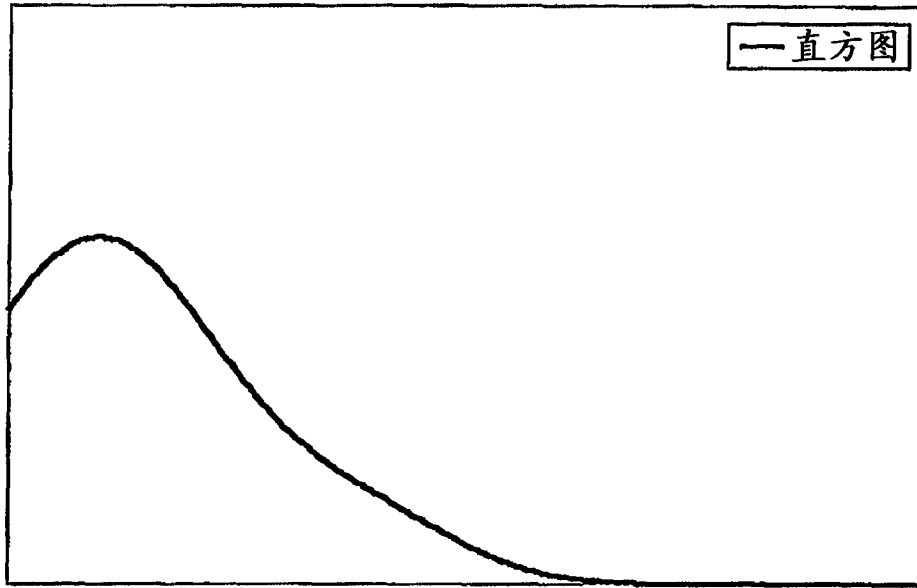


图 24

一阶导数

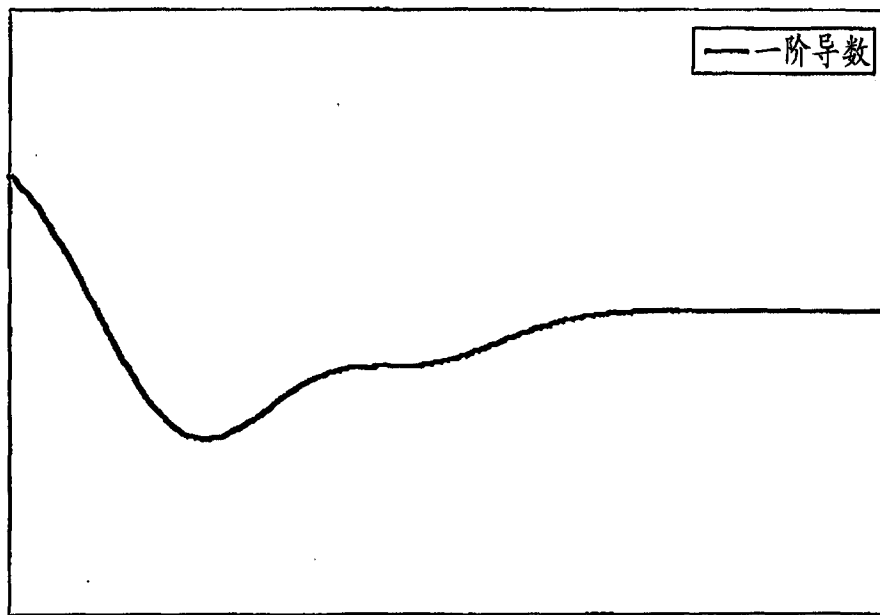


图 25

二阶导数

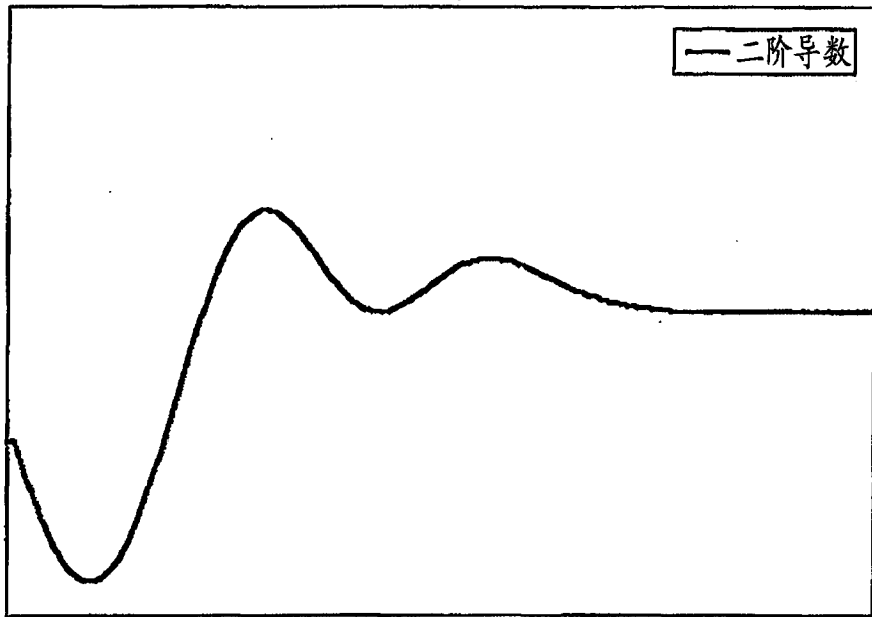


图 26

三阶导数

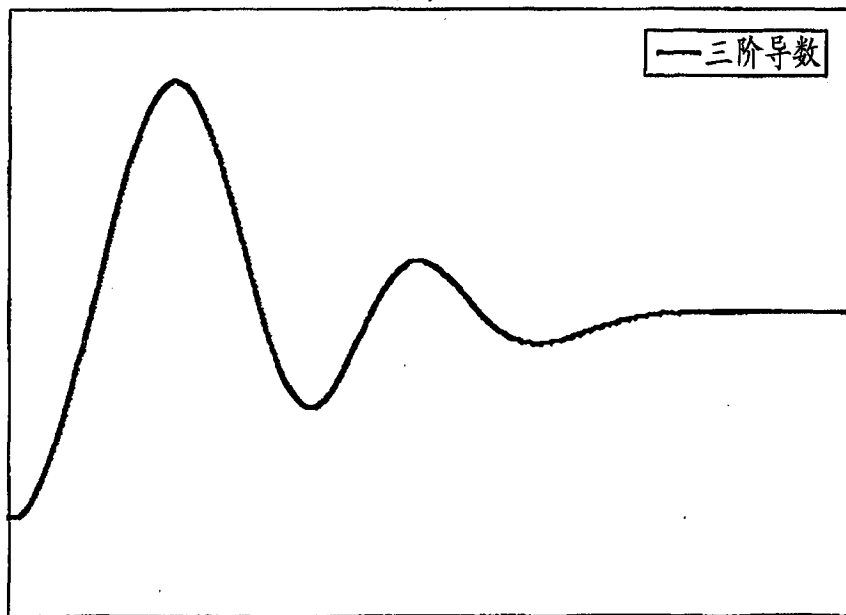


图 27

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN102596048A	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN201180002843.X	申请日	2011-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	佐佐木琢也		
发明人	佐佐木琢也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4483 G06T2207/10132 G06T2207/30044 A61B8/5269 G06T5/009 A61B8/58 G06T5/40 A61B8/06 A61B8/466 A61B8/483 G06T2207/20008		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2010240112 2010-10-26 JP		
其他公开文献	CN102596048B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一实施方式涉及的超声波诊断装置，具备：图像数据取得单元，对被检体的包含诊断对象的规定区域内发送超声波，接收来自规定区域内的反射波，并根据反射波取得超声波图像数据；校正单元，执行超声波图像数据的灰度校正，校正单元在灰度校正中，算出与图像数据的亮度相关的直方图，使用直方图来算出与诊断对象对应的亮度分布范围与灰度校正函数。

