



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105719265 B

(45)授权公告日 2018.11.02

(21)申请号 201410712421.7

(22)申请日 2014.12.01

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105719265 A

(43)申请公布日 2016.06.29

(73)专利权人 安克生医股份有限公司  
地址 中国台湾台北市复兴北路167号3楼

(72)发明人 张金坚 陈正刚 陈炯年 王昱欣  
黄国祯 吴明勋

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理  
有限公司 11006

代理人 梁挥

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102982314 A,2013.03.20,  
US 2007/0196005 A1,2007.08.23,  
CN 102133109 A,2011.07.27,

审查员 徐晓艳

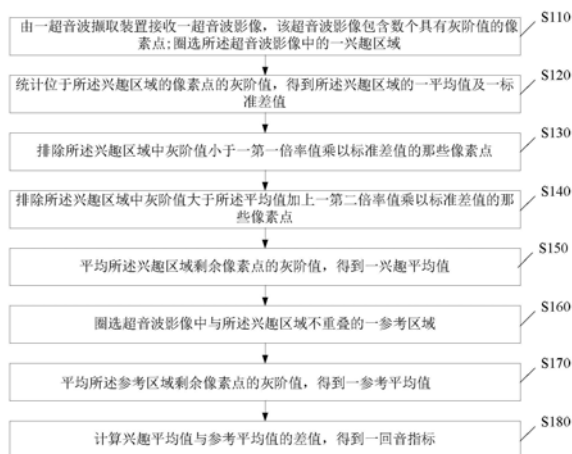
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

## (54)发明名称

回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超声波装置校正方法

## (57)摘要

本发明提供了一种回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超声波装置校正方法,其中,回音特征的量化方法包含:接收一超音波影像,该超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点;圈选该超音波影像中的一兴趣区域;统计位于兴趣区域的像素点的灰阶值,得到一平均值及一标准差值;排除兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值乘以标准差值的那些像素点,及灰阶值大于平均值加上第二倍率值乘以标准差值的那些像素点;平均兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值;圈选超音波影像中与该兴趣区域不重叠的参考区域;平均参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值;以及计算兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。



1. 一种回音特征的量化方法,其特征在於,包括:
  - 由一超音波撷取装置接收一超音波影像,该超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点;
  - 圈选所述超音波影像中的一兴趣区域;
  - 统计位于所述兴趣区域的像素点的灰阶值,得到所述兴趣区域的一平均值及一标准差值;
  - 排除所述兴趣区域中灰阶值小于一第一倍率值乘以标准差值的那些像素点;
  - 排除所述兴趣区域中灰阶值大于所述平均值加上一第二倍率值乘以标准差值的那些像素点;
  - 平均所述兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值;
  - 圈选超音波影像中与所述兴趣区域不重叠的一参考区域;
  - 统计位于参考区域的像素点的灰阶值,得到该参考区域的一参考平均值及一参考标准差值;
  - 排除所述参考区域中灰阶值小于一第三倍率值乘以所述参考标准差值的那些像素点;
  - 平均所述参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值;以及
  - 计算兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。
2. 如权利要求1所述的量化方法,其特征在於,第一倍率值为0至0.5范围的数值,且第二倍率值为2至5范围的数值。
3. 如权利要求2所述的量化方法,其特征在於,进一步包括:
  - 排除所述参考区域中灰阶值大于所述参考平均值加上一第四倍率值乘以所述参考标准差值的那些像素点。
4. 如权利要求1所述的量化方法,其特征在於,第三倍率值为0至0.5范围的数值,且第四倍率值为0至5范围的数值。
5. 如权利要求1所述的量化方法,其特征在於,还包括:
  - 设定所述兴趣区域以外的影像区域的灰阶值为一视觉敏感度相关的背景值;
  - 设定所述兴趣区域的灰阶值为所述背景值乘以所述兴趣平均值,再除以该参考平均值;以及
  - 绘制一色阶对比度影像。
6. 如权利要求1所述的量化方法,其特征在於,所述参考区域位于所述兴趣区域的重心点上方且非所述兴趣区域的影像区域。
7. 如权利要求1所述的量化方法,其特征在於,还包括:
  - 利用一转换函数校正所述超音波影像的灰阶值。
8. 一种回音特征的量化系统,其特征在於,包括:
  - 一超音波撷取装置,用于接收一超音波影像,所述超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点;
  - 一兴趣区域分析单元,连接所述超音波撷取装置,用于圈选超音波影像中的一兴趣区域;统计位于兴趣区域的像素点的灰阶值,得到该兴趣区域的一平均值及一标准差值;排除兴趣区域中灰阶值小于一第一倍率值乘以标准差值的那些像素点;排除该兴趣区域中灰阶值大于平均值加上一第二倍率值乘以标准差值的那些像素点;以及平均兴趣区域剩余像素

点的灰阶值,得到一兴趣平均值;

一参考区域分析单元,连接超音波撷取装置,用于圈选超音波影像中与兴趣区域不重叠的一参考区域;统计位于参考区域的像素点的灰阶值,得到参考区域的一参考平均值及一参考标准差值;排除参考区域中灰阶值小于一第三倍率值乘以参考标准差值的那些像素点;以及平均参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值;以及

一计算单元,连接该兴趣区域分析单元以及参考区域分析单元,用于计算兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。

9. 如权利要求8所述的量化系统,其特征在于,第一倍率值为0至0.5范围的数值,且第二倍率值为2至5范围的数值。

10. 如权利要求8所述的量化系统,其特征在于,参考区域分析单元进一步用于:

排除参考区域中灰阶值大于参考平均值加上一第四倍率值乘以参考标准差值的那些像素点。

11. 如权利要求10所述的量化系统,其特征在于,第三倍率值为0至0.5范围的数值,且第四倍率值为0至5范围的数值。

12. 如权利要求8所述的量化系统,其特征在于,还包括:

一显示装置,连接该计算单元,用于设定兴趣区域以外的影像区域的灰阶值为一视觉敏感度相关的背景值;设定兴趣区域的灰阶值为背景值乘以兴趣平均值,再除以该参考平均值;以及绘制一色阶对比度影像。

13. 如权利要求8所述的量化系统,其特征在于,参考区域位于兴趣区域的重心点上方且非兴趣区域的影像区域。

14. 如权利要求8所述的量化系统,其特征在于,超音波撷取装置还用于:利用一转换函数校正超音波影像的灰阶值。

15. 一种如权利要求14所述的转换函数的获取方法,其特征在于,包括:

先将超音波撷取装置对一具有数个声能强度区域的假体重复拍摄,得到数张第一假体影像,每个第一假体影像包括数个具有灰阶值的待校正像素点;

统计每一第一假体影像中,对应于一个声能强度区域的那些待校正像素点的灰阶值,得到该声能强度区域的一待校正平均值;

重复上述步骤,对应于不同的声能强度区域,取得数个待校正平均值;以及

通过一基准超音波撷取装置所取得的复数个基准平均值,用以比较相同的声能强度区域的待校正平均值以及基准平均值,且加入一最小灰阶范围值以及一最大灰阶范围值,进行一趋势线计算,取得这些待校正平均值以及这些基准平均值于不同的声能强度区域的转换函数。

16. 如权利要求15所述的转换函数的获取方法,其特征在于,这些基准平均值通过以下步骤获得:

先将基准超音波撷取装置对具有数个声能强度区域的假体重复拍摄,得到数张第二假体影像,每个第二假体影像包含数个具有灰阶值的基准像素点;

统计每一第二假体影像中,对应于一个声能强度区域的基准像素点的灰阶值,得到该声能强度区域的一基准平均值;

重复上述步骤,得到对应于不同声能强度区域的基准平均值。

## 回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超声波装置 校正方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种回音特征的量化方法、量化系统及使用回音特征量化数值的校正方法,特别是一种灰阶(即灰度)超声波回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值的超声波装置校正方法。

### 背景技术

[0002] 超声波影像为现代医疗中常用的临床诊断影像。灰阶超声波影像的回音强弱能反映组织内部结构或组成信息,是临床上重要的诊断指标之一。然而,灰阶超声波影像的回音性判读会因不同的影像参数设定、屏幕呈现、环境灯光或是个人主观判定的影响,而有解读误差,造成计算机分析的变异和后续统计分析、临床解读的困难。

[0003] 即使是同一个病灶,透过不同的超声波装置撷取,容易有不同的回音性。举例来说,甲状腺结节的灰阶超声波影像很容易因超声波装置机型的不同或各种参数设定的不同而获得不一致的影像,参数如增益(gain)、深度(depth)、时间增益补偿(time gain compensation)等都会直接影响到回音性。

[0004] 除了不同的超声波装置会造成不同的回音性,即使是相同的超声波装置与参数所撷取的影像、相同屏幕设定及呈现,仍会因为不同医师的主观判定不同、甚至是视觉疲劳状况不同,而有不同的解读。为了提高灰阶超声波影像辅助诊断之准确率并减轻医师的工作量,亟需发展一种客观量化及描述感兴趣区域(Region Of Interest, ROI)之回音性的方法。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超声波装置校正方法。回音特征的量化方法可以得到一回音指标,将其呈现在临床影像上,可以达到客观量化的目的。另外,回音指针若用于超声波装置之影像校正,可以校正不同超声波装置的回音性,使不同的超声波装置具有接近的回音性。

[0006] 本发明所提供的一种回音特征的量化方法包括:由一超声波撷取装置接收一超声波影像,该超声波影像包含数个具有灰阶值的像素点;圈选该超声波影像中的一兴趣区域;统计这些像素点的灰阶值,得到兴趣区域的一平均值及一标准差值;排除兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值乘以标准差值的那些像素点;排除兴趣区域中灰阶值大于该平均值加上第二倍率值乘以该标准差值的那些些像素点;平均兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值;圈选该超声波影像中与该兴趣区域不重叠的一参考区域;平均该参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值;以及计算该兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。

[0007] 本发明所提供一种回音特征的量化系统包含:一超声波撷取装置、一兴趣区域分析单元、一参考区域分析单元以及一计算单元;该超声波撷取装置系接收一超声波影像,该

超声波影像包含数个具有灰阶值的像素点;该兴趣区域的分析单元,连接该超声波撷取装置,用于圈选该超声波影像中的一兴趣区域;统计位于兴趣区域的像素点的灰阶值,得到兴趣区域的一平均值及一标准差值;排除兴趣区域中灰阶值小于一第一倍率值乘以标准差值的那些像素点;排除该兴趣区域中灰阶值大于该平均值加上一第二倍率值乘以该标准差值的那些像素点;以及平均该兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值;参考区域分析单元,连接该超声波撷取装置,用于圈选该超声波影像中与该兴趣区域不重叠的一参考区域;以及平均该参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值;以及计算单元,连接该兴趣区域分析单元以及参考区域分析单元,用于计算兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。

[0008] 藉由本发明的实施,可以得到量化回音特征的回音指针。回音指标应用在临床诊断,特别是甲状腺超声波诊断,因具有很好的特异性,证实可以提高诊断的准确率。

[0009] 下面结合附图及具体实施例对本发明进行详细说明。

### 附图说明

[0010] 图1为本发明实施例的一种回音特征的量化方法流程图;

[0011] 图2为本发明实施例的一种圈选兴趣区域与参考区域示意图;

[0012] 图3为本发明实施例的另一种圈选参考区域示意图;

[0013] 图4为本发明实施例的一种回音指针的影像化示意图;

[0014] 图5A至图5C为本发明实施例的一种不同p值所得到的影像化对比示意图;

[0015] 图6A和图6B为本发明实施例的一种包含不同回音的假体影像示意图;

[0016] 图7为本发明实施例的一种相关倍率函数图;

[0017] 图8为本发明实施例的一种回音特征的量化系统图;

[0018] 附图标记说明:10-兴趣区域;20-参考区域;21-区域;22-甲状腺组织区域;30-重心点;8-回音特征的量化系统;81-超声波撷取装置;82-兴趣区域分析单元;83-参考区域分析单元;84-计算单元;85-显示装置。

### 具体实施方式

[0019] 如图1所示,本发明实施例所揭露的一种回音特征的量化方法S100,包括:由一超声波撷取装置接收一超声波影像,该超声波影像包含数个具有灰阶值的像素点;圈选超声波影像中的一兴趣区域(步骤S110);统计兴趣区域中像素点的灰阶值,得到兴趣区域的一平均值及一标准差值(步骤S120);排除兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值乘以标准差值的那些像素点(步骤S130);再排除兴趣区域中灰阶值大于平均值加上一第二倍率值乘以标准差值的那些像素点(步骤S140);平均兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值(步骤S150);圈选超声波影像中与兴趣区域不重叠的一参考区域(步骤S160);平均参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值(步骤S170);以及计算该兴趣平均值与该参考平均值的差值,得到一回音指标(步骤S180)。

[0020] 如图2所示,本发明实施例的方法可以应用在超声波装置,或是应用在可以连接至超声波装置的计算机系统中。待超声波装置撷取完超声波影像以及用户在撷取的超声波影像中圈选出兴趣区域(Region Of Interest,ROI) 10后,进行步骤S110,超声波装置中的处

理单元或是计算机系统可以直接接收上述超音波影像,该超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点;在超音波影像中圈选一兴趣区域10。兴趣区域10通常可以是病灶所在的区域或是使用者感兴趣的区域,例如甲状腺结节(Nodule)区域。

[0021] 在步骤S120,统计位于兴趣区域10的像素点的灰阶值,计算出上述灰阶值的平均值作为该兴趣区域的一平均值(n1),及计算出上述灰阶值的标准差作为该兴趣区域的一标准差值(m1)。

[0022] 在一较佳实施例中,可以使用兴趣区域10中所有像素点的灰阶值进行上述统计。

[0023] 在一较佳实施例中,为了排除肿瘤外的一圈低回音带(halo)或是为了去除不同使用者轮廓圈选的变异,可以将兴趣区域10的轮廓向内缩小一既定环状范围,例如5~10个像素宽度。经此修正后,再对剩余之像素点的灰阶值进行统计,能得到较具有量化意义的该平均值(n1)及该标准差值(m1)。

[0024] 同样的,再一较佳实施例中,可以排除该兴趣区域10中具有灰阶特异数值或无意义区间值的像素点,再对剩余的像素点的灰阶值进行统计,亦能得到较具有量化意义的数值。灰阶特异数值(outlier)与无意义区间值会因组织的不同而有所差别。

[0025] 无意义区间值可以是无回音区域(Anechoic region)的灰阶值。进行步骤S130可以排除兴趣区域10中的无回音区域。原则是排除该兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值(a)乘以该标准差值(m1)的那些像素点,也就是说,无意义区间值可以是 $a \times m1$ 。

[0026] 灰阶特异数值可以是高回音焦点(Hyperechoic Foci)的灰阶值。进行步骤S140可以排除兴趣区域10中的高回音焦点。原则是排除灰阶值大于平均值(n1)加上第二倍率值(b)乘以标准差值(m1)的那些像素点,也就是说,灰阶特异数值可以是 $n1 + (b \times m1)$ 。其中,第一倍率值(a)可为0至0.5范围的数值,且该第二倍率值(b)可为2至5范围的数值

[0027] 在一较佳实施例中,亦可以在步骤S140前先排除无回音区域,并且统计兴趣区域10中剩余像素点的灰阶值的平均值与标准差值,以此结果更新该平均值(n1)与该标准差值(m1)后,再进行步骤S140。

[0028] 接着,进行步骤S150,排除上述像素点后,在兴趣区域10中,平均剩余像素点的灰阶值,以得到一兴趣平均值( $\mu_{ROI}$ )。之后,在步骤S160中,圈选超音波影像中与该兴趣区域不重叠的参考区域20。

[0029] 在一较佳实施例中,参考区域20可以是用户在超音波影像中圈选出来的区域。使用者可以圈选病灶外围正常、大面积的组织(例如甲状腺组织区域22)、或接近表面的肌肉组织(例如区域21)、或依照组织解剖位置选择影像中浅层区域作为参考区域20,以建立同幅影像回音亮度的对照区域。

[0030] 在图3所示的再一较佳实施例中,亦可以手动或自动圈选出参考区域20,其位于兴趣区域10的重心点30上方同时非位于兴趣区域10的影像区域(第3图中紫色区块),换句话说,参考区域20可以位于重心点30上方,且在兴趣区域10以外的影像区域,但范围界定不以此为限。

[0031] 在步骤S170,平均参考区域20剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值( $\mu_{Ref}$ )。

[0032] 在一较佳实施例中,若不排除任何参考像素点,参考平均值( $\mu_{Ref}$ )可以使用参考区域20中的所有像素点进行计算。

[0033] 在一较佳实施例中,本发明的方法可以进一步包含先排除具有无意义区间值的像

素点后再进行参考平均值 ( $\mu_{Ref}$ ) 的计算。首先,先统计上述像素点于该参考区域的灰阶值,得到该参考区域的一参考平均值 ( $n_2$ ) 及一参考标准差值 ( $m_2$ )。接着,排除该参考区域20中灰阶值小于第三倍率值 ( $c$ ) 乘以该参考标准差值 ( $m_2$ ) 的那些像素点,也就是说,无意义区间值可以是  $c \times m_2$ 。

[0034] 再一较佳实施例中,本发明的方法还可以包含进一步排除具有灰阶特异数值的参考像素点后再进行参考平均值 ( $\mu_{Ref}$ ) 的计算。原则是排除该参考区域中灰阶值大于该参考平均值 ( $n_2$ ) 加上第四倍率值 ( $d$ ) 乘以该参考标准差值 ( $m_2$ ) 的那些像素点,也就是说,灰阶特异数值可以是  $n_2 + (d \times m_2)$ 。其中,该第三倍率值 ( $c$ ) 可为0至0.5范围的数值,且该第四倍率值 ( $d$ ) 可为0至5范围的数值。

[0035] 在一较佳实施例中,亦可以在排除无意义区间值之后,先统计参考区域20中剩余像素点的灰阶值的平均值与标准差值,以此结果更新该参考平均值 ( $n_2$ ) 与该参考标准差值 ( $m_2$ ) 后,再排除灰阶特异数值。

[0036] 最后,在步骤S180计算兴趣平均值 ( $\mu_{ROI}$ ) 与参考平均值 ( $\mu_{Ref}$ ) 的差值,得到一回音指标 (Echogenicity Index, EI)。换句话说,回音指标定义为  $\mu_{ROI} - \mu_{Ref}$ 。

[0037] 在一较佳实施例中,也可以以  $\mu_{Ref}$  将回音指标进一步正规化。回音指针可以用来表示灰阶超音波影像中感兴趣区域 (如甲状腺结节) 的回音性程度,并且可以用来做临床诊断分析的依据,了解组织回音性在超音波影像量化后的意义。

[0038] 如图4所示,在一较佳实施例中,本发明的方法可以进一步包含将回音指针影像化,其可以将兴趣区域10与兴趣区域10以外的区域分别填入相对应的灰阶颜色,详细步骤如下:设定该兴趣区域10以外的影像区域的灰阶值为一视觉敏感度相关的背景值;设定该兴趣区域10的灰阶值为该背景值乘以该兴趣平均值再除以该参考平均值,绘制一色阶对比度影像。

[0039] 若算出的兴趣区域10的灰阶值大于显示色阶的最大值,则指定为最大值,反之,若算出的兴趣区域10的灰阶值小于显示色阶的最小值,则指定为最小值。

[0040] 在一较佳实施例中,本发明的方法可以进一步包含由使用者调整视觉敏感度 ( $p$ ) 来定义兴趣区域10以外的灰阶数值  $= x + y \times p$ 。其中  $x$  和  $y$  为常数,使灰阶数值在显示色阶最小和最大值之间,作为影像可视化的背景值。如图5所示,使用者可以藉由调整  $p$  值来调整视觉对比。图5A至图5C的  $x$  设定为41.31,  $y$  设定为0.8,可以看到  $p$  值越大,则影像化后的对比越明显,本发明不以此为限。

[0041] 为了确保该超音波影像的准确性,其回音特征的量化方法利用一转换函数校正该超音波影像的灰阶值,包含:先将该超音波撷取装置对一具有数个声能强度区域的假体重复拍摄,得到数幅第一假体影像,每幅第一假体影像包含数个具有灰阶值的待校正像素点。

[0042] 接着,统计每一该第一假体影像中,对应于其一个声能强度区域的待校正像素点的灰阶值,得到该声能强度区域的一待校正平均值。重复前述规则,对应于不同的声能强度区域,取得数个待校正平均值。

[0043] 如图6A和图6B所示,在一较佳实施例中,超音波撷取装置 (GE) 与一基准机型 (Philips) 扫描假体,获得七组区域影像,包括-9dB、-6dB、-3dB、0dB、3dB、6dB及Hyper组别,每组各十张影像,可以得到如下表1的待校正平均值与基准平均值的结果:

		-9dB	-6dB	-3dB	0dB	+3dB	+6dB	Hyper
[0044]	<b>Philips</b>	15.86	23.18	40.38	53.82	69.10	81.25	101.82
	<b>GE</b>	20.53	32.40	46.46	57.67	72.52	81.73	90.46

[0045] 表1

[0046] 最后,通过一基准超音波撷取装置所取得的数个基准平均值,比较相同的声能强度区域的待校正平均值以及该基准平均值,且加入一最小灰阶范围值以及一最大灰阶范围值,进行一趋势线计算,取得待校正平均值以及该些基准平均值于不同的声能强度区域的转换函数。

[0047] 如图7所示,在一较佳实施例中,将表1对比的超音波撷取装置(GE)与该基准机型(Philips)的灰阶数值都补上0和255两个数值,再绘制散布图(Scatter Plot);进一步,以三次多项式函数拟合待校机型(GE)影像转换至参考机型(Philips)影像的转换函数,如图7所示,于拟合后所得到的三次多项式函数的转换函数为 $y=0.000027x^3+0.008988x^2+0.487314x$ , $R^2=0.998890$ 。超音波撷取装置(GE)的临床影像即可通过此转换函数改变其灰阶特性而与该基准机型(Philips)比较相似,获得较接近的回音特征,本发明不以此为限。

[0048] 在一较佳实施例中,这些基准平均值是这样得到的:先将该基准超音波撷取装置对该具有复数个声能强度区域的假体重复拍摄,得到数幅第二假体影像,这些第二假体影像包含数个具有灰阶值的基准像素点:统计每一第二假体影像中,对应于其中一个声能强度区域的基准像素点的灰阶值,得到该声能强度区域的一基准平均值;重复前述规则,得到对应于其他不同的声能强度区域的基准平均值。

[0049] 如图8所示,本发明实施例亦揭露一种回音特征的量化系统8,包含:一超音波撷取装置81、一兴趣区域分析单元82、一参考区域分析单元83以及一计算单元84;该超音波撷取装置81,用于接收一超音波影像,该超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点。兴趣区域分析单元82,连接超音波撷取装置,用于圈选超音波影像中一兴趣区域;统计像素点于兴趣区域的灰阶值,得到该兴趣区域的一平均值及一标准差值;排除该兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值乘以该标准差值的那些像素点;排除兴趣区域中灰阶值大于该平均值加上一第二倍率值乘以该标准差值的那些像素点;以及平均兴趣区域剩余像素点的灰阶值,得到一兴趣平均值。参考区域分析单元83,连接该超音波撷取装置,用于圈选超音波影像中与兴趣区域不重叠的一参考区域;以及平均参考区域剩余像素点的灰阶值,得到一参考平均值。该计算单元84,连接兴趣区域分析单元以及参考区域的分析单元,用于计算兴趣平均值与参考平均值的差值,得到一回音指标。

[0050] 在一较佳实施例中,量化系统8还包含:一显示装置85,连接该计算单元,用于设定兴趣区域以外的影像区域的灰阶值为一视觉敏感度相关的背景值;设定兴趣区域的灰阶值为背景值乘以兴趣平均值,再除以参考平均值;以及绘制一色阶对比度影像。

[0051] 上述各实施例用于说明本发明特点,其目的在于使本领域普通技术人员能了解本发明内容并据以实施,而非限定本发明的保护范围,故凡其它未脱离本发明所揭示精神而完成的等效修饰或修改,仍应包含在本发明的权利要求书中。

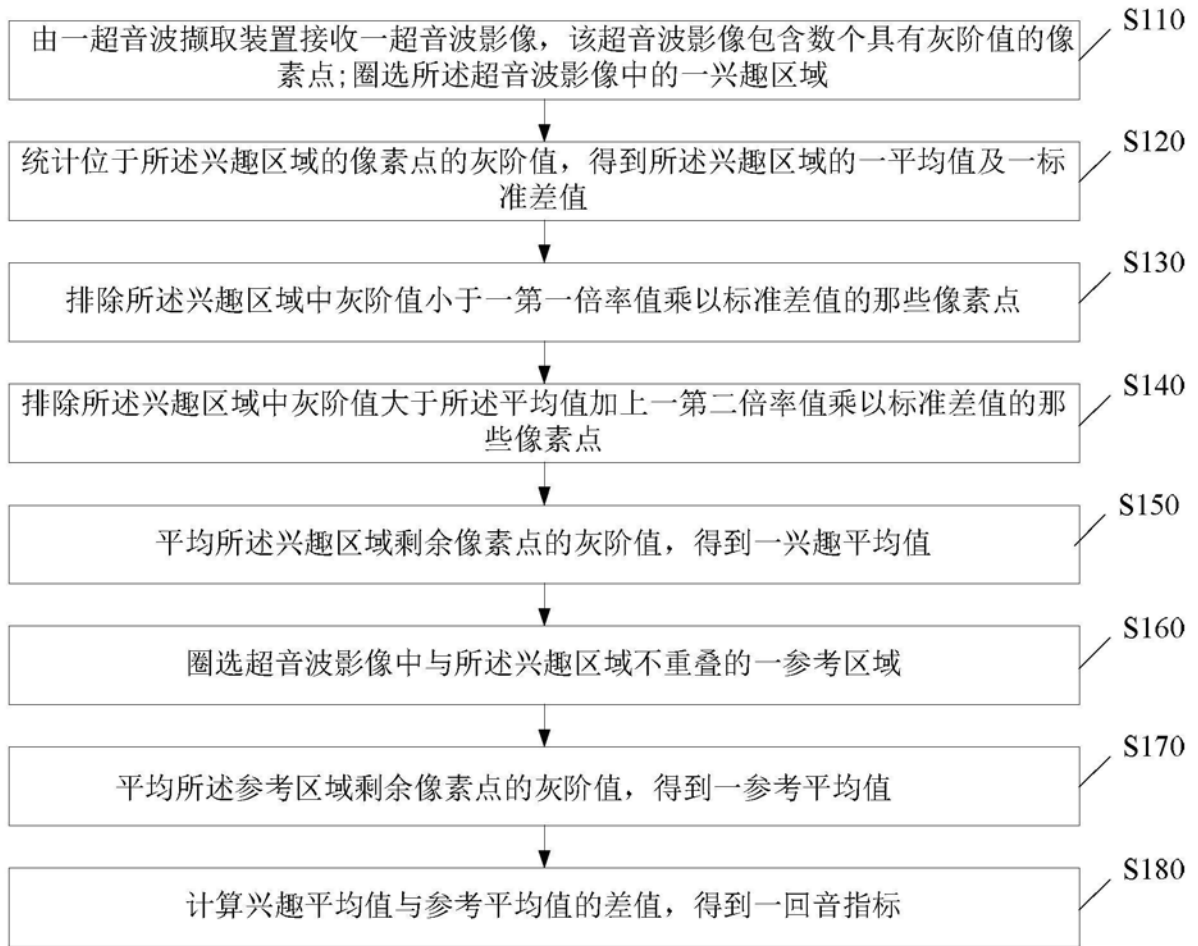


图1

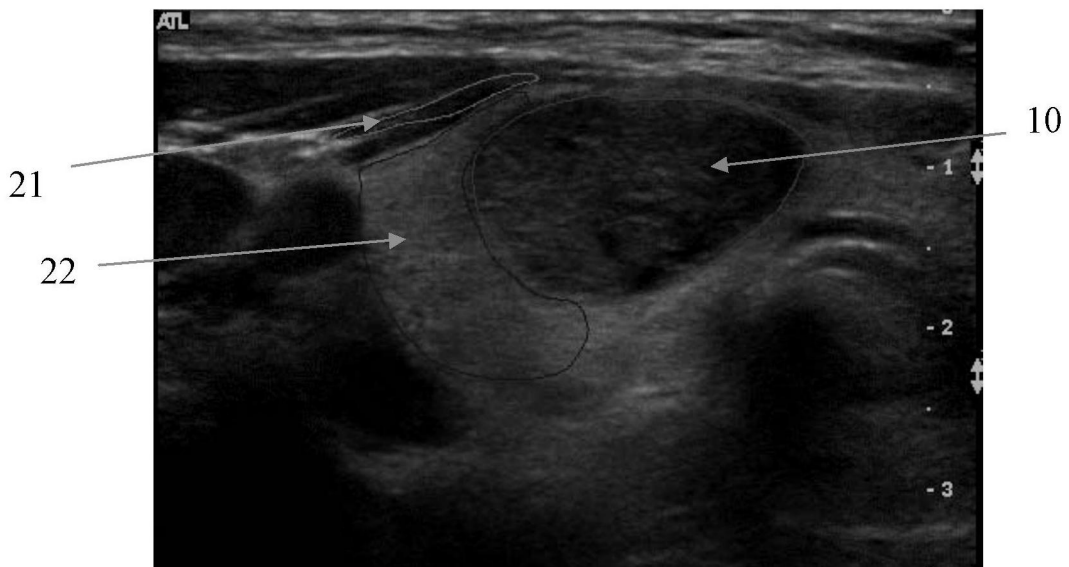


图2

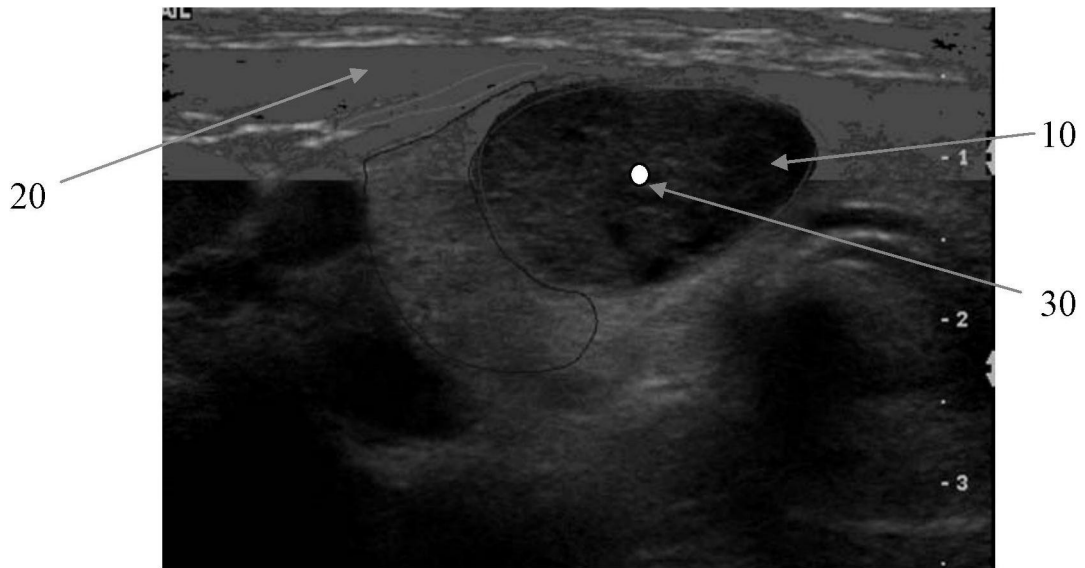


图3

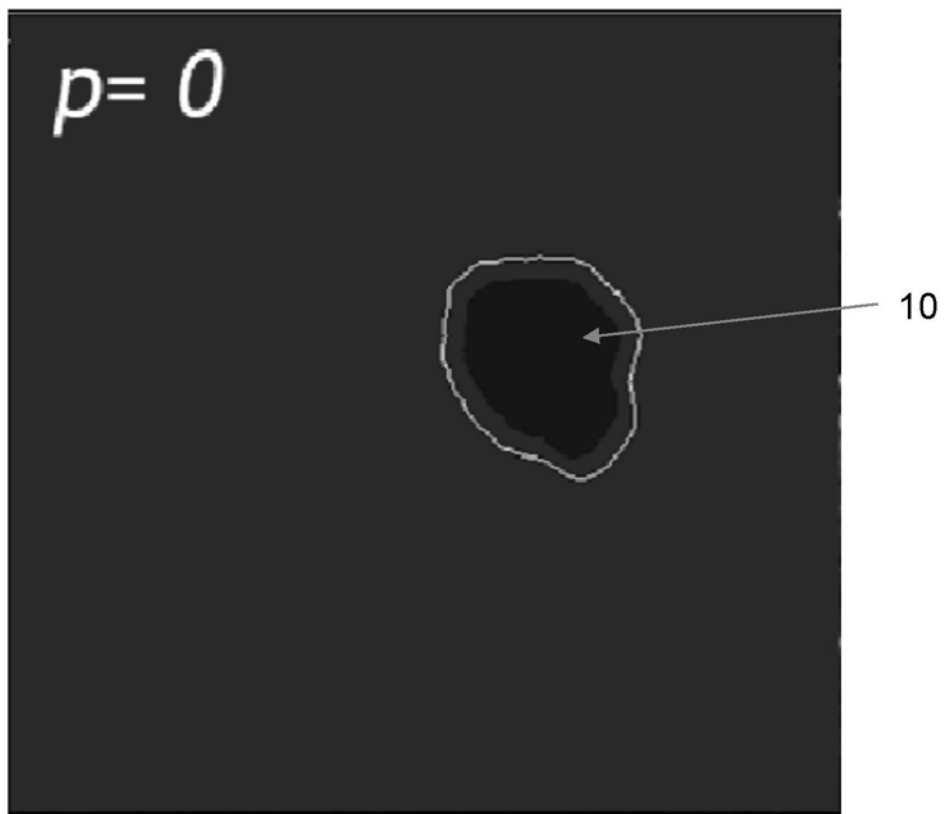


图4

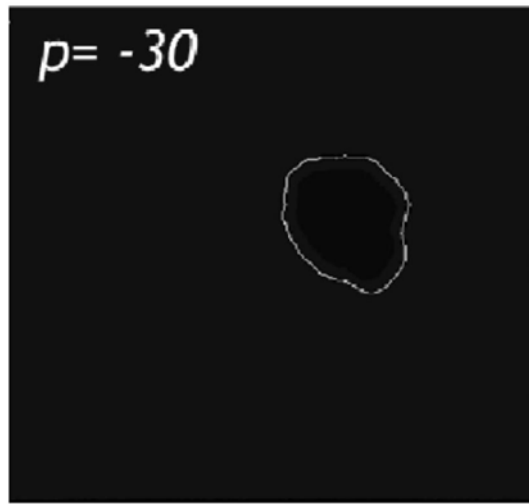


图5A

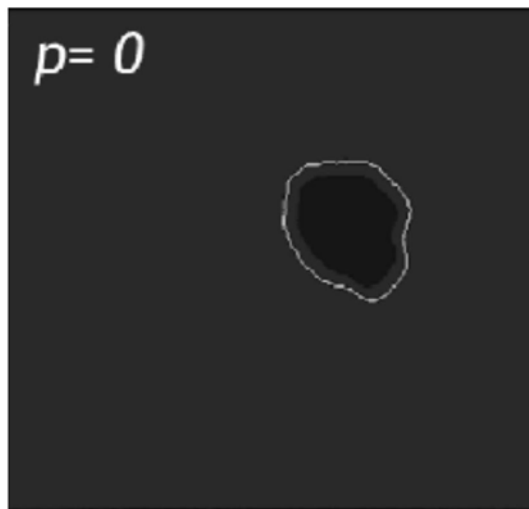


图5B

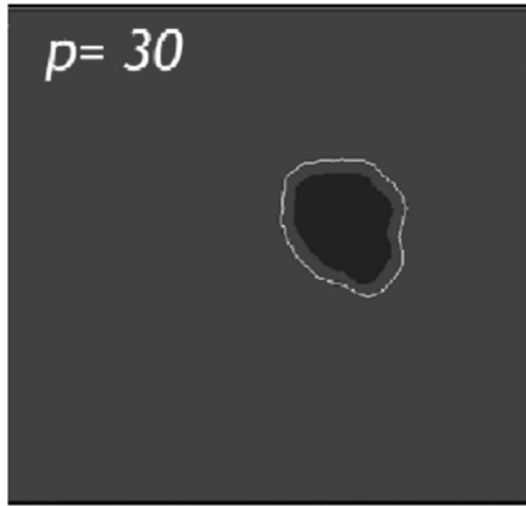


图5C

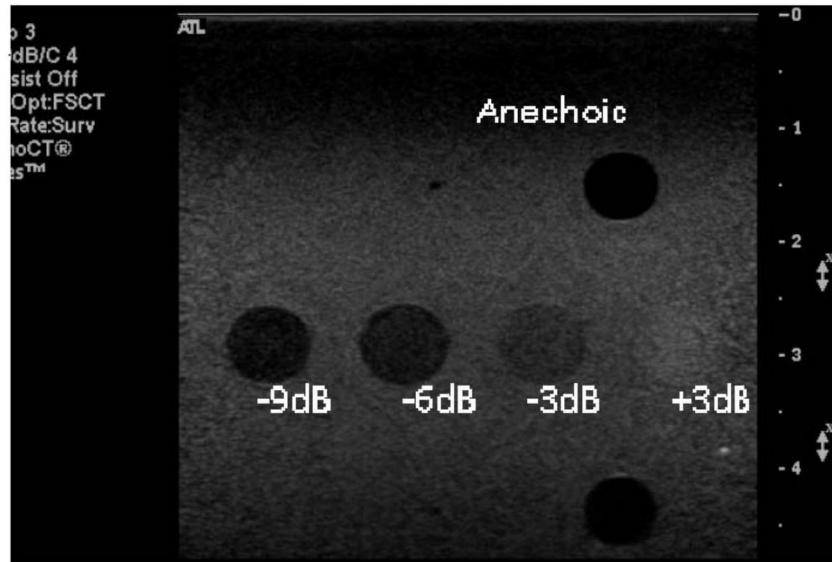


图6A

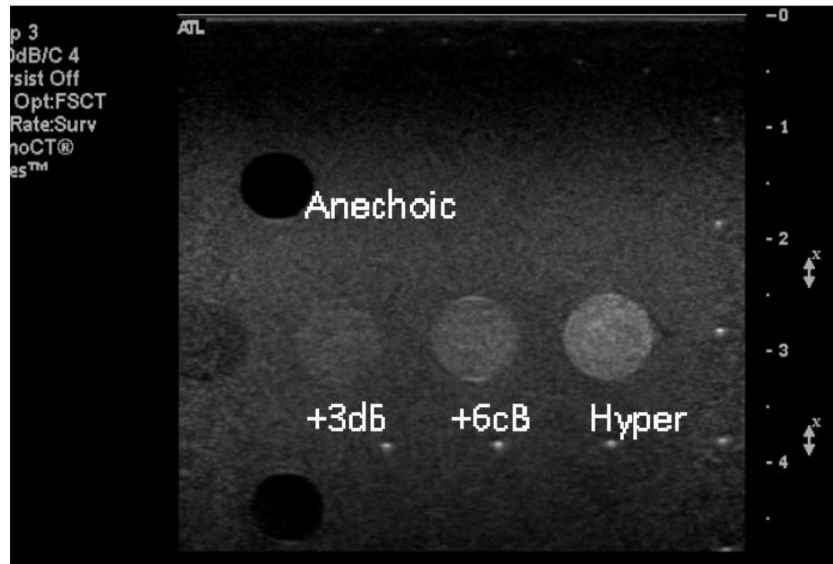


图6B

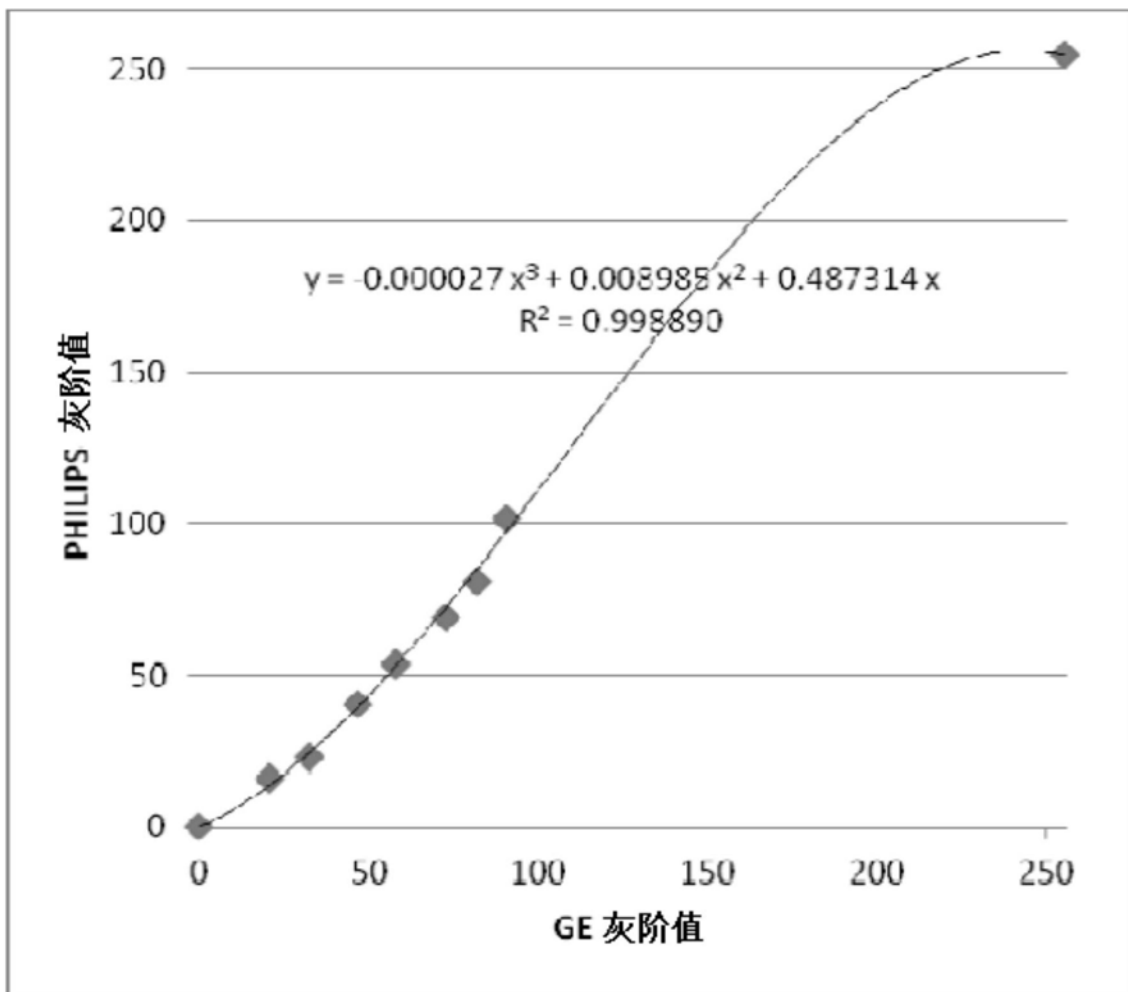


图7

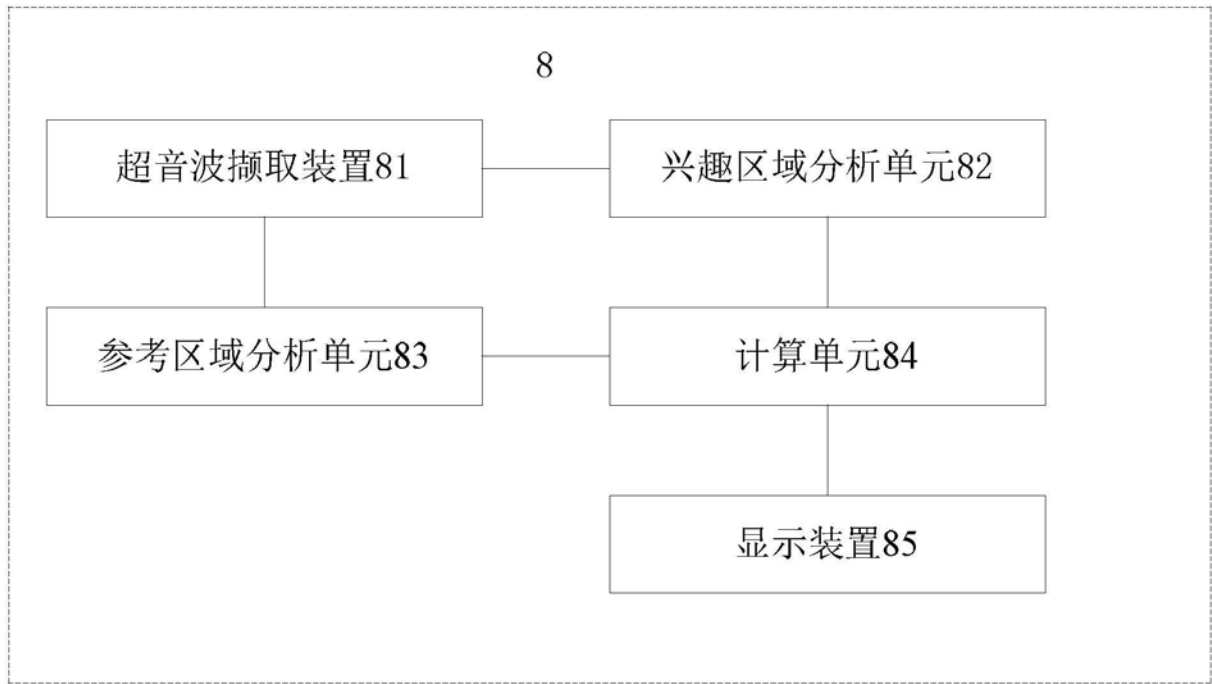


图8

专利名称(译)	回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超音波装置校正方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105719265B</a>	公开(公告)日	2018-11-02
申请号	CN201410712421.7	申请日	2014-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	美国医科华股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
[标]发明人	张金坚 陈正刚 陈炯年 王昱欣 黄国祯 吴明勋		
发明人	张金坚 陈正刚 陈炯年 王昱欣 黄国祯 吴明勋		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/00		
审查员(译)	徐晓艳		
其他公开文献	CN105719265A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种回音特征的量化方法及使用回音特征量化数值之超音波装置校正方法，其中，回音特征的量化方法包含：接收一超音波影像，该超音波影像包含数个具有灰阶值的像素点；圈选该超音波影像中的一兴趣区域；统计位于兴趣区域的像素点的灰阶值，得到一平均值及一标准差值；排除兴趣区域中灰阶值小于第一倍率值乘以标准差值的那些像素点，及灰阶值大于平均值加上第二倍率值乘以标准差值的那些像素点；平均兴趣区域剩余像素点的灰阶值，得到一兴趣平均值；圈选超音波影像中与该兴趣区域不重叠的参考区域；平均参考区域剩余像素点的灰阶值，得到一参考平均值；以及计算兴趣平均值与参考平均值的差值，得到一回音指标。

