



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105286912 B
(45)授权公告日 2019.03.01

(21)申请号 201410365753.2

(22)申请日 2014.07.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105286912 A

(43)申请公布日 2016.02.03

(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 陈坤源
王昱欣 黄国祯

(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.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1235323 A,1999.11.17,
YAIR ZIMMER et al.AN AUTOMATIC
APPROACH FOR MORPHOLOGICAL ANALYSIS AND
MALIGNANCY EVALUATION OF OVARIAN MASSES
USING B-SCANS.《Ultrasound in Medicine and
Biology》.2003,第29卷(第11期),1561-1570.

审查员 谢春苓

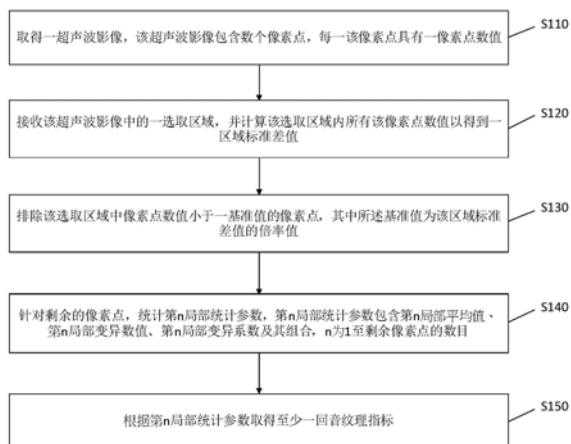
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

回音纹理特征的量化及可视化方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种回音纹理特征的量化及可视化方法,所述方法包含:取得超声波影像;计算超声波影像中选取区域内所有像素点数值以得到区域标准差值;排除选取区域中,像素点数值小于区域标准差值的倍率值的像素点;针对剩余的像素点,分别统计以第n像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的第n局部平均值、第n局部变异数值及第n局部变异系数,n为1至剩余像素点的数目;以及根据这些局部平均值、局部变异数值、局部变异系数或其组合以取得回音纹理指标。可视化则以连续色阶的呈现来显示纹理分布情形,并透过可视化对比强度参数来调整不同的可视化呈现的对比度。



1. 一种回音纹理特征的量化方法, 包含:

取得一超声波影像, 该超声波影像包含数个像素点, 每一该像素点具有一像素点数值;

接收该超声波影像中的一选取区域, 并计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值;

排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的像素点, 其中所述基准值为该区域标准差值的倍率值;

针对剩余的像素点, 分别统计以一第 n 像素点为中心的一组像素点, 计算出对应的一组像素点数值的一第 n 局部统计参数, n 为1至剩余的该像素点的数目, 其中 n 为自然数; 以及

根据所述第 n 局部统计参数取得至少一回音纹理指标;

其中所述第 n 局部统计参数包含数个局部平均值以及数个局部变异数值, 所述回音纹理指标由计算数个局部平均值以及数个局部变异数值以得到一局部变异平均数值及一局部变异的变异值, 再将所述局部变异的变异值的平方根除以该局部变异平均数值而取得。

2. 如权利要求1所述的量化方法, 其中所述第 n 局部统计参数包含数个局部变异系数, 所述回音纹理指标由计算该些局部变异系数以得到一局部变异平均系数而取得。

3. 如权利要求1所述的量化方法, 其中该组像素点的范围为一 $k \times k$ 方阵, 其中 k 为自然数。

4. 一种回音纹理特征的可视化方法, 包含:

取得一超声波影像, 所述超声波影像包含数个像素点, 每一该像素点具有一像素点数值;

接收所述超声波影像中的一选取区域, 并计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值;

排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的像素点, 其中所述基准值为该区域标准差值的倍率值;

针对剩余的像素点, 分别统计以一第 n 像素点为中心的一组像素点, 计算出对应的一组像素点数值的一第 n 局部统计参数, n 为1至剩余像素点的数目, 其中 n 为自然数, 所述第 n 局部统计参数包含数个局部平均值;

根据所述第 n 局部统计参数取得至少一回音纹理指标;

计算剩余像素点数值, 以取得一区域平均值, 且分别计算所述局部平均值与该区域平均值的绝对差值以取得每一该像素点的一回音纹理强度可视化值; 以及

结合回音纹理强度可视化值与回音纹理指标, 绘制一回音纹理影像化色阶图。

5. 如权利要求4所述的可视化方法, 进一步包含:

比较每一回音纹理强度可视化值与一上界值与一下界值, 以得到一可视化呈现值;

当任一像素点的回音纹理强度可视化值大于所述上界值时, 可视化呈现值为0;

当任一像素点的回音纹理强度可视化值小于所述下界值时, 可视化呈现值为一色阶值; 以及

当任一像素点的回音纹理强度可视化值小于所述上界值且大于所述下界值时, 可视化呈现值为该上界值减去回音纹理强度可视化值除以所述上界值减去所述下界值, 再乘以所述色阶值。

6. 如权利要求5所述的可视化方法, 其中所述第 n 局部统计参数进一步包含数个局部变

异数值,所述方法进一步包含:计算剩余像素点数值,以取得一区域标准差参数;以及计算所述局部平均值以及所述局部变异数值以得到一局部变异平均数值及一局部变异的变异值,所述上界值为局部变异平均数值除以局部变异的变异值,再乘以区域标准差参数除以一上界参数,且所述下界值为该局部变异平均数值除以该局部变异的变异值,再乘以所述区域标准差参数除一下界参数。

7.如权利要求5所述的可视化方法,其中所述第n局部统计参数进一步包含数个局部变异系数,所述方法进一步包含:计算剩余像素点数值,以取得一区域标准差参数;以及计算所述局部变异系数以得到一局部变异平均系数,所述上界值为该局部变异平均系数的倒数,再乘以所述区域标准差参数除以一上界参数,且该下界值为所述局部变异平均系数的倒数,再乘以所述区域标准差参数除一下界参数。

8.如权利要求6或7所述的可视化方法,其中所述上界参数及下界参数为一对比强度参数,所述上界参数及该下界参数介于0.5~10.0之间,且该下界参数大于该上界参数。

9.如权利要求4所述的可视化方法,其中该组像素点的范围为一 $k \times k$ 方阵,其中k为自然数。

10.一种回音纹理特征的量化系统,包含:

一超声波影像撷取装置,用于取得一超声波影像,该超声波影像包含数个像素点,每一该像素点具有一像素点数值;

一影像处理模块,连接该超声波影像撷取装置,用于接收及处理该超声波影像,所述影像处理模块包含一分析单元及一运算单元,该分析单元与该运算单元相互连接;

一显示装置,连接影像处理模块,用于显示该超声波影像;以及

一输入装置,连接影像处理模块,用于选取该超声波影像中的一选取区域;

其中,分析单元接收该选取区域,运算单元计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值,该分析单元排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的该像素点,其中所述基准值为该区域标准差值的倍率值,该运算单元针对剩余像素点,分别统计以一第n像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的一第n局部统计参数,n为1至剩余像素点的数目,其中n为自然数,该运算单元根据所述第n局部统计参数取得至少一回音纹理指标;

其中所述第n局部统计参数包含数个局部平均值以及数个局部变异数值,所述运算单元计算数个局部平均值以及数个局部变异数值以得到一局部变异平均数值及一局部变异的变异值,再将所述局部变异的变异值的平方根除以所述局部变异平均数值而取得该回音纹理指标。

11.如权利要求10所述的量化系统,其中所述第n局部统计参数包含数个局部变异系数,所述运算单元计算所述局部变异系数以得到一局部变异平均系数而取得该回音纹理指标。

12.一种回音纹理特征的可视化系统,包含:

一超声波影像撷取装置,用于取得一超声波影像,所述超声波影像包含数个像素点,每一像素点具有一像素点数值;

一影像处理模块,连接该超声波影像撷取装置,用于接收及处理所述超声波影像,该影像处理模块包含一分析单元及一运算单元,分析单元与运算单元相互连接;

一显示装置,连接所述影像处理模块,用以显示该超声波影像;以及
一输入装置,连接所述影像处理模块,用以选取该超声波影像中的一选取区域;

其中该分析单元接收该选取区域,该运算单元计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值,该分析单元排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的该像素点,其中该基准值为该区域标准差值的倍率值,该运算单元针对剩余像素点,分别统计以一第n像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的一第n局部统计参数,n为1至剩余像素点的数目,其中n为自然数,所述第n局部统计参数包含数个局部平均值,该运算单元根据所述第n局部统计参数取得至少一回音纹理指标,该运算单元计算剩余像素点数值,以取得一区域平均值,且分别计算所述局部平均值与该区域平均值的绝对差值以取得每一该像素点的一回音纹理强度可视化值,该分析单元结合该回音纹理强度可视化值与该回音纹理指标用以绘制一回音纹理影像化色阶图。

13.如权利要求12所述的可视化系统,其中所述分析单元进一步比较每一该回音纹理强度可视化值与一上界值与一下界值以得到一可视化呈现值,当任一像素点的回音纹理强度可视化值大于上界值时,该可视化呈现值为0;当任一像素点的该回音纹理强度可视化值小于下界值时,该可视化呈现值为一色阶值;以及当任一像素点的回音纹理强度可视化值小于上界值且大于下界值时,该可视化呈现值为上界值减去该回音纹理强度可视化值除以上界值减去下界值,再乘以该色阶值。

14.如权利要求13所述的可视化系统,其中所述第n局部统计参数进一步包含数个局部变异数值,所述运算单元计算剩余像素点数值,以取得一区域标准差参数,并计算所述局部平均值以及所述局部变异数值以得到一局部变异平均数值及一局部变异的变异值,所述运算单元将所述局部变异平均数值除以所述局部变异的变异值,再乘以所述区域标准差参数除以一上界参数以取得该上界值,且将该局部变异平均数值除以该局部变异的变异值,再乘以所述区域标准差参数除以下界参数以取得该下界值。

15.如权利要求13所述的可视化系统,其中所述第n局部统计参数进一步包含数个局部变异系数,所述运算单元计算剩余像素点数值,以取得一区域标准差参数,并计算所述局部变异系数以得到一局部变异平均系数,该运算单元将所述局部变异平均系数的倒数,再乘以该区域标准差参数除以一上界参数以取得该上界值,且将该局部变异平均系数的倒数,再乘以该区域标准差参数除以下界参数以得到该下界值。

16.如权利要求14或15所述的可视化系统,其中所述上界参数及所述下界参数为一对比强度参数,所述上界参数及所述下界参数介于0.5~10.0间,且下界参数大于上界参数。

回音纹理特征的量化及可视化方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种量化及可视化方法与系统,特别是一种回音纹理特征的量化及可视化方法与系统。

背景技术

[0002] 近年来,由于医用超声波影像技术不论在影像的分辨率上及影像数字化上均有显著的进步,所以医用超声波影像技术逐步地被应用在各种类型的肿瘤状态的判断上,例如甲状腺肿瘤。而且,由于医用超声波影像技术的非侵入成像特性,医师也逐渐藉由医用超声波影像技术的协助来判断肿瘤性质及评估后续的处置方式。

[0003] 肿瘤的性质可以藉由超声波影像的回音纹理评估,通常都是由医生以肉眼直接进行评估与判断。尤其肿瘤的回音纹理在灰阶超声波影像中仅为某些像素点所具有的灰阶梯度值的些微改变,对于医生的肉眼来说,这些特征并不容易辨识出来,医生仅能凭感觉来判断这些特征是否存在,进而造成肿瘤性质的判断仅能基于医师的主观感受,而无法基于事实而精确判断。

[0004] 主观的感受与经验会影响诊断的结果,即使是同一个医生,亦有可能因为精神或眼睛疲累程度不同而有不同的诊断结果。也就是说,目前藉由超声波影像判断肿瘤性质的程序并无一种客观的机制存在。

[0005] 因此,业界需要一种有效且可靠的回音纹理的量化及可视化方法与系统。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种回音纹理特征的量化及可视化方法与系统,由此得到一回音纹理指标,以达到客观量化的目的,若再加以影像化呈现在临床影像上,供医师诊断评估之用,可以达到辅助诊断,减少医师工作负担。

[0007] 本发明的一种回音纹理特征的量化及可视化方法包含:取得一超声波影像,超声波影像包含数个像素点,每一像素点具有一像素点数值;接收超声波影像中的一选取区域,并计算选取区域内所有像素点数值以得到该区域的标准差值;排除选取区域中像素点数值小于一基准值的像素点,其中基准值为该区域的标准差值的倍率值;针对剩余像素点,分别统计以一第n像素点为中心的一组像素点的局部统计参数,该第n局部统计参数包含第n局部平均值、第n局部变异数值、第n局部变异系数或其组合,n为1至剩余像素点的数目;以及根据所述局部平均值、所述局部变异数值、所述局部变异系数或其组合取得至少一回音纹理指标。

[0008] 本发明的一种回音纹理特征的量化系统包含:

[0009] 一超声波影像撷取装置,用于取得一超声波影像,该超声波影像包含数个像素点,每一该像素点具有一像素点数值;

[0010] 一影像处理模块,连接该超声波影像撷取装置,用于接收及处理该超声波影像,所述影像处理模块包含一分析单元及一运算单元,该分析单元与该运算单元相互连接;

- [0011] 一显示装置,连接影像处理模块,用于显示该超声波影像;以及
- [0012] 一输入装置,连接影像处理模块,用于选取该超声波影像中的一选取区域;
- [0013] 其中,分析单元接收该选取区域,运算单元计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值,该分析单元排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的该像素点,其中所述基准值为该区域标准差值的倍率值,该运算单元针对剩余像素点,分别统计以一第n像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的一第n局部统计参数,n为1至剩余像素点的数目,其中n为自然数,该运算单元根据该些局部统计参数取得至少一回音纹理指标。
- [0014] 本发明的一种回音纹理特征的可视化系统包含:
- [0015] 一超声波影像撷取装置,用于取得一超声波影像,所述超声波影像包含数个像素点,每一像素点具有一像素点数值;
- [0016] 一影像处理模块,连接该超声波影像撷取装置,用于接收及处理所述超声波影像,该影像处理模块包含一分析单元及一运算单元,分析单元与运算单元相互连接;
- [0017] 一显示装置,连接所述影像处理模块,用以显示该超声波影像;以及
- [0018] 一输入装置,连接所述影像处理模块,用以选取该超声波影像中的一选取区域;
- [0019] 其中该分析单元接收该选取区域,该运算单元计算该选取区域内所有该像素点数值以得到一区域标准差值,该分析单元排除该选取区域中像素点数值小于一基准值的该像素点,其中该基准值为该区域标准差值的倍率值,该运算单元针对剩余像素点,分别统计以一第n像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的一第n局部统计参数,n为1至剩余像素点的数目,其中n为自然数,所述局部统计参数包含数个局部平均值,该运算单元根据所述局部统计参数取得至少一回音纹理指针,该运算单元计算剩余像素点数值,以取得一区域平均值,且分别计算所述局部平均值与该区域平均值的绝对差值以取得每一该像素点的一回音纹理强度可视化值,该分析单元结合该回音纹理强度可视化值与该回音纹理指标用以绘制一回音纹理影像化色阶图。
- [0020] 藉由本发明的实施,可以得到量化回音纹理特征的回音纹理指针。回音纹理指标应用在临床诊断,特别是甲状腺肿瘤超声波诊断,因具有很好的特异性,证实可以提高诊断的准确率到74.8%。
- [0021] 下面结合附图并通过实施例对本发明进行详细说明,以便本领域技术人员理解本发明的上述相关目的及优点。

附图说明

- [0022] 图1为本发明实施例的一种回音纹理特征的量化方法流程图;
- [0023] 图2为本发明实施例的一种选取区域及一组像素点的示意图;
- [0024] 图3为本发明实施例的一种连续色阶呈现图;
- [0025] 图4A为本发明实施例的一种原始超声波影像;
- [0026] 图4B为本发明实施例的一种影像化回音纹理分布均匀示意图;
- [0027] 图5A为本发明实施例的一种原始超声波影像;
- [0028] 图5B为本发明实施例的一种影像化回音纹理分布杂乱示意图;
- [0029] 图6A为本发明实施例的一种原始超声波影像;

- [0030] 图6B为本发明实施例的一种对比强度参数 $S1=1.125$ 及 $S2=3$ 的示意图；
- [0031] 图6C为本发明实施例的一种对比强度参数 $S1=1.5$ 及 $S2=4$ 的示意图；
- [0032] 图6D为本发明实施例的一种对比强度参数 $S1=1.875$ 及 $S2=5$ 的示意图；
- [0033] 图7A为本发明实施例的一种原始超声波影像；
- [0034] 图7B为本发明实施例的一种影像化回音纹理分布示意图；
- [0035] 图7C为已知的一种影像化回音纹理分布示意图；
- [0036] 图8为本发明实施例的一种回音纹理特征的量化及可视化系统。
- [0037] 附图标记说明：A-回音纹理特征的量化及可视化系统；10-选取区域；20-超声波影像撷取装置；30-影像处理模块；31-分析单元；32-运算单元；40-输入装置；50-显示装置；S110~S150-步骤。

具体实施方式

[0038] 本发明提供一种回音纹理特征的量化及可视化方法，以及一种回音纹理特征的量化及可视化系统，本发明实施例中所揭露的回音纹理特征的量化及可视化方法除可应用于本发明所揭露的回音纹理特征的量化及可视化系统外，亦可以直接应用在超声波仪器，或是应用在可以连接至超声波仪器的计算机系统中。本发明实施例的执行步骤可以写成软件程序，软件程序可以储存于任何微处理单元可以辨识、解读的记录媒体，或包含有上述纪录媒体的物品及装置。不限定为任何形式，上述物品可以为硬盘、软盘、光盘、ZIP、磁光装置(MO)、IC芯片、随机存取内存(RAM)，或任何熟悉此技术者所可使用的包含有上述纪录媒体的物品。

[0039] 计算机系统可以包含显示装置、处理器、内存、输入装置及储存装置。其中，输入装置可以用以输入影像、文字、指令等数据至计算机系统。储存装置系例如为硬盘、光驱或藉由因特网连接的远程数据库，用以储存系统程序、应用程序及使用者数据等，亦可以储存本发明实施例所写成的软件程序。内存系用以暂存数据或执行的程序。处理器用以运算及处理数据等。显示装置则用以显示输出的数据。当计算机系统执行本发明实施例的回音纹理特征的量化及可视化方法时，对应的程序便被加载内存，以配合处理器执行本发明实施例的评估方法。最后，再将结果显示于显示装置或储存于储存装置。

[0040] 为了简便起见，下面以超声波仪器的应用为例，对本发明的方法和系统进行说明。

[0041] 如图1所示，本发明实施例为一种回音纹理特征的量化方法，其能得到回音纹理指针，以表示范围区域内的回音纹理的复杂度。回音纹理特征的量化方法包含：取得一超声波影像，该超声波影像包含数个像素点，每一像素点具有一像素点数值，像素点数值可以是灰阶亮度值(步骤S110)；接收该超声波影像中的一选取区域，并计算选取区域内所有像素点数值以得到该区域标准差值(步骤S120)；排除选取区域中，像素点数值小于一基准值的像素点，其中基准值为该区域标准差值的倍率值(步骤S130)；针对剩余的像素点，分别统计以一第n局部统计参数，该第n局部统计参数包含第n局部平均值、第n局部变异数值、第n局部变异系数或其组合，n为1至剩余的像素点的数目(步骤S140)；以及根据第n局部统计参数取得至少一回音纹理指标(步骤S150)。

[0042] 如图2所示，当超声波装置撷取完超声波影像，超声波装置中的微处理单元或是计算机系统可以直接取得上述超声波影像，超声波影像包含复数个像素点，每一个像素点具

有一个像素点数值(步骤S110)。当使用者在超声波影像上圈选或定义出一选取区域10;步骤S120,接收超声波影像中的选取区域10(图2中白色封闭曲线所围的区域)。选取区域10通常可以是病灶所在的区域或是使用者感兴趣的区域(Region Of Interest,ROI),例如甲状腺肿瘤区域,本发明不以此为限。

[0043] 接着,计算选取区域10内所有像素点数值以得到一区域标准差值。每个像素点可以定义为一个如图中选取区域10内的一个小方格,小方格的像素点数值即为 $GR(i, j)$ 。因此区域标准差值(σ)就是选取区域10内像素点的像素点数值 $GR(i, j)$ 的标准差, $\sigma = \text{std}(GR(i, j))$ 。在一实施例中,可以使用选取区域10中所有像素点数值进行区域标准差值的计算。

[0044] 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值,本发明实施例更可以将选取区域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,再对剩余的像素点的像素点数值进行统计,能得到较具有量化意义的区域标准差值,本发明不以此为限。

[0045] 为了能得到较具有量化意义的数值,需先排除选取区域10中具有无意义区间值的像素点。无意义区间值可以是无回音区域(Anechoic region)的像素点数值,其会因组织的不同而有所差别。因此,步骤S130系排除选取区域10中,像素点数值小于一基准值的像素点,基准值为该区域标准差值(σ)的倍率值(r),也就是为 $r \times \sigma$,其中倍率值(r)可让使用者依照不同的组织来调整设定。

[0046] 针对上述排除步骤后,在选取区域10中剩余的像素点中,分析每一像素点局部范围内的统计参数,例如步骤S140系分别统计以一第 n 像素点为中心的一组像素点。统计第 n 像素点的局部范围内的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值后可以得到一第 n 局部统计参数,该第 n 局部统计参数包含第 n 局部平均值、第 n 局部变异数值、第 n 局部变异系数或其组合, n 为1至剩余的像素点的数目。局部范围以一个屏蔽(mask)定义出,屏蔽的中心为目前的像素点,其余的像素点为邻近像素点,屏蔽覆盖的一组像素点的范围即是局部范围,其可以是 $k \times k$ 的方阵。如第2图所示,目前的像素点为 $P(i, j)$,像素点的像素点数值为 $GR(i, j)$, $k=5$,且 $k=2q+1$, n 为1至剩余的像素点的数目。 k 是用来定义方阵(矩阵)宽度的参数。方阵 $A_{i,j}^q$ 的组成元素可表示为:

$$[0047] \quad A_{i,j}^q = \begin{Bmatrix} P_{i-q,j-q} & \cdots & P_{i,j-q} & \cdots & P_{i+q,j-q} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{i-q,j} & \cdots & P_{i,j} & \cdots & P_{i+q,j} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{i-q,j+q} & \cdots & P_{i,j+q} & \cdots & P_{i+q,j+q} \end{Bmatrix},$$

[0048] 步骤S150,根据上述计算出每一个像素点的该统计参数,用以取得至少一回音纹理指标,该统计参数包含每一个像素点的局部平均值(local Mean)、每一个像素点的局部变异数值(local Variance)、每一个像素点的局部变异系数(local Coefficient of Variance,local CV)或其组合。位于 $A_{i,j}^q$ 内的各点的样本平均被定义为局部平均值(local mean),其可表示为 $\mu_{A_{i,j}^q}^2$,且可以下式计算:

$$[0049] \quad \mu_{A_{i,j}^q}^2 = \frac{\sum_{i'=i-q}^{i+q} \sum_{j'=j-q}^{j+q} (GR_{i',j'})}{(2q+1)^2}$$

[0050] 位于 $A_{i,j}^q$ 内的各点的样本变化被定义为局部变异数值 (local variance), 其可表示为 $S_{A_{i,j}^q}^2$, 且可以下式计算:

$$[0051] \quad S_{A_{i,j}^q}^2 = \frac{\sum_{i'=i-q}^{i+q} \sum_{j'=j-q}^{j+q} (GR_{i',j'} - \mu_{A_{i,j}^q}^2)}{(2q+1)^2 - 1}$$

[0052] 位于 $A_{i,j}^q$ 内的各点的样本离散程度被定义为局部变异系数 (local coefficient of variance), 其可表示为 $CV_{A_{i,j}^q}^2$, 且可以下式计算:

$$[0053] \quad CV_{A_{i,j}^q}^2 = \frac{S_{A_{i,j}^q}^2}{\mu_{A_{i,j}^q}^2} \times 100\%$$

[0054] 然而, 当 $A_{i,j}^q$ 包含圈选范围10以外的点时, $A_{i,j}^q$ 的上述参数将不会被计算。

[0055] 在一较佳实施例中, 本发明的量化方法可以得到一个总体的回音纹理指标, 用以评估肿瘤整体的回音纹理分布的复杂度。例如, 回音纹理指标可以由计算该些局部平均值以及该些局部变异数值以得到一局部变异平均数值 (Mean of local Variance, MOV) 及一局部变异的变异值 (Variance of local Variance, VOV), 可将该局部变异平均数值或该局部变异的变异值作为回音纹理指标, 亦或将局部变异的变异值的平方根除以局部变异平均数值而之值作为回音纹理指标, 也就是回音纹理指标为 $\text{Sqrt}(VOV)/MOV$ 。回音纹理指针数值越大代表选取区域10内回音纹理的分布越杂乱越不一致。

[0056] 在一较佳实施例, 回音纹理指标可以为计算该些局部变异系数而得到的一局部变异平均系数 (Mean of local CV, MOCV) 而取得, 也就是回音纹理指标为 MOCV, 回音纹理指标数值越大代表选取区域10内回音纹理的分布越杂乱越不一致。

[0057] 为了简化描述, 我们已知 n 为剩余的像素点的数目, 因此局部变异平均数值 (MOV) 可以计算如下:

$$[0058] \quad MOV_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} (S_{A_{i,j}^q}^2)}{n_q}$$

[0059] 局部变异的变异值 (VOV) 可以计算如下:

$$[0060] \quad \text{VOV}_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} (S_{A_v^q}^2 - \overline{S_{A_v^q}^2})}{n_q - 1}, \quad \text{其中 } \overline{S_{A_v^q}^2} = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} S_{A_v^q}^2}{n_q}$$

[0061] 局部变异平均系数 (MOCV) 可以计算如下:

$$[0062] \quad \text{MOCV}_q = \frac{\sum_{v=1}^{n_q} CV_{A_v^q}^2}{n_q}$$

[0063] 在本发明的量化方法可以得到每一个像素点局部范围的回音纹理指标,用以评估肿瘤局部的回音纹理分布的复杂度。将每一个像素点局部范围的回音纹理指针影像化可以轻易地由影像判断肿瘤的回音纹理,提升诊断准确度及减轻医生的工作负担。

[0064] 本发明的可视化方法除上述量化步骤外,进一步包含计算剩余的像素点数值,以取得一区域平均值 (μ') 及一区域标准差参数 (σ'),区域平均值 (μ') 系选取区域10内扣除无回音像素点后,剩余的像素点的平均灰阶亮度值。且每一像素点的一回音纹理强度可视化值可以分别计算该些局部平均值与区域平均值的绝对差值而取得,并可以结合上述所得的回音纹理指标用以绘制一回音纹理影像化色阶图,以显示选取区域10的回音纹理程度,例如蓝色属于回音纹理均匀,红色属于回音纹理杂乱。上述像素点 (i, j) 的回音纹理强度可视化值可以表示为 $T_{i,j} = \text{Abs}(\text{local Mean}_{i,j} - \mu')$ 。

[0065] 在一较佳实施例,本发明的可视化方法可以进一步包含比较每一回音纹理强度可视化值与一上界值 (U) 与一下界值 (L) 以得到每一像素点的一可视化呈现值 ($V_{i,j}$),当任一像素点的回音纹理强度可视化值大于上界值时,其可视化呈现值 ($V_{i,j}$) 为0;当任一像素点的回音纹理强度可视化值小于下界值时,其可视化呈现值为一色阶值;当任一像素点的回音纹理指标小于上界值且大于下界值时,其可视化呈现值为上界值减去回音纹理强度可视化值除以上界值减去该下界值,再乘以色阶值。

[0066] 若色阶值以230为例,每一像素点 (i, j) 的可视化呈现值 ($V_{i,j}$) 可以表示如下:

$$[0067] \quad V_{i,j} = \begin{cases} 0, & \text{if } T_{i,j} > U \\ 230, & \text{if } T_{i,j} < L \\ 230 \times (U - T_{i,j}) / (U - L), & \text{if } L \leq T_{i,j} \leq U \end{cases}$$

[0068] 本发明的可视化方法可以进一步包含计算该些局部平均值以及该些局部变异数值以得到的一局部变异平均数值 (MOV) 及一局部变异的变异值 (VOV),上界值可以为局部变异平均数值 (MOV) 除以局部变异的变异值 (VOV),再乘以该区域标准差参数 (σ') 除以一上界参数 (S_1);且下界值可以为局部变异平均数值 (MOV) 除以局部变异的变异值 (VOV),再乘以该区域标准差参数 (σ') 除一下界参数 (S_2),其中 S_1 及 S_2 为一对比强度参数,介于0.5~10.0之间,且 S_2 大于 S_1 ,使用者可自行调整 S_1 以及 S_2 。上界值 (U) 及下界值 (L) 可以表示如下:

$$[0069] \quad U = (\text{MOV}/\text{VOV}) \times (\sigma') / (S_1)$$

$$[0070] \quad L = (\text{MOV}/\text{VOV}) \times (\sigma') / (S_2)$$

[0071] 在另一较佳实施例,本发明的可视化方法亦可以进一步包含计算该些局部变异系数以得到的一局部变异平均系数 (MOCV), 上界值可以为该局部变异平均系数的倒数 (1/MOCV), 再乘以该区域标准差参数 (σ') 除以一上界参数 (S_1); 且下界值可以该局部变异平均系数的倒数 (1/MOCV), 再乘以该区域标准差参数 (σ') 除一下界参数 (S_2), 其中 S_1 及 S_2 为一对比强度参数, 介于 0.5~10.0 之间, 且 S_2 大于 S_1 , 使用者可自行调整 S_1 以及 S_2 。上界值 (U) 及下界值 (L) 可以表示如下:

$$[0072] \quad \begin{cases} U = (1/MOCV) \times \sigma' / (S_1) \\ L = (1/MOCV) \times \sigma' / (S_2) \end{cases}$$

[0073] 如图3所示,最后,将每一像素点的可视化呈现值 ($V_{i,j}$), 透过HSV色彩模型转换RGB色彩模型的方式,将每一个像素点所对应的色彩计算出来,将会以一由红、橙、黄、绿、蓝连续色阶方式影像化呈现。如果将所有像素点所取得的可视化呈现值作组合,可以绘制一纹理影像化色阶图,以显示该超声波影像异质组织的分布。

[0074] 如图4A及图4B、图5A及图5B所示,明显可看出,本发明的可视化方法的影像所呈现的色彩分布较为连续,且确实可把原始回音分布较为杂乱的区域更清楚地突显出来。图4B为超声波影像回音纹理分布较均匀的案例,影像化呈现愈趋向蓝色。图5B为超声波影像回音纹理分布较为杂乱的案例,影像化呈现愈趋向红色区域愈多,表示回音纹理分布愈杂乱。

[0075] 如图6A至图6D所示,本发明实施例的可视化方法还可以进一步利用上述回音纹理分布影像化的对比强度参数 S_1 及 S_2 值调整影像的显示对比,可以发现 S_1 及 S_2 值越大,则对比越明显。

[0076] 本发明实施例的量化及可视化方法会先排除感兴趣区域内无意义区域,使得到的回音纹理指数更具有量化意义,同时利用回音纹理分布影像化对比强度参数来调整不同的影像化呈现的对比度,加上透过HSV色彩模型转换RGB色彩模型的方式,使原有影像能因此提供高对比的影像特征,如图7A及图7B所示,应用本发明的量化及可视化方法,原始的超声波影像变成能使医疗人员更轻易地对异质性病兆作诊断的高对比影像。相较于如图7C的已知方法所做出的回音纹理对比影像,本案应用于临床甲状腺肿瘤案例良恶性的判别分析上,其平均准确率达到74.8%,比已知的60%有相当幅度的提升。故本案得有效改善影像化呈现的技术,更突显出回音纹理分布的情形。

[0077] 本发明提供一种回音纹理特征的量化及可视化系统A,用以实施前述回音纹理特征的量化及可视化方法,回音纹理特征的量化及可视化系统A可区分为量化系统及可视化系统,两者具有相同的组件,仅在于实施的方法有所差异,量化系统可执行前述回音纹理特征的量化方法,而可视化系统可执行前述回音纹理特征的可视化方法。如第8图所示,于一实施例中,本发明的系统包含:一超声波影像撷取装置20、一影像处理模块30、一显示装置50以及一输入装置40。

[0078] 超声波影像撷取单元20用以取得一超声波影像,超声波影像包含复数个像素点,每一像素点具有一像素点数值,像素点数值可以是灰阶亮度值,本发明所指的超声波影像撷取单元20涵盖所有可取得超声波影像的超声波仪器。

[0079] 影像处理模块30系连接超声波影像撷取装置20,用以接收及处理超声波影像,影像处理模块30包含一分析单元31以及一运算单元32,分析单元31与运算单元32相互连接,

本发明所指的影像处理模块30涵盖所有可进行影像处理,且包含分析及运算功能的软件或硬件,例如以软件或嵌入式系统的方式安装于超声波影像撷取单元20中,或是直接以计算机主机或影像处理器作为影像处理模块30,本发明不以此为限。

[0080] 显示装置50系连接影像处理模块30,用以显示超声波影像。输入装置40系影像处理模块30,用以选取超声波影像中的一选取区域,输入装置40涵盖所有可以用以输入影像、文字或指令的工具,例如鼠标、键盘、手写板,亦或是可结合显示装置50达到输入目的的工具,例如触控屏幕或声控的麦克风,本发明不以此为限。

[0081] 在一较佳实施例中,在回音纹理特征的量化系统中,使用者在显示装置50上观看超声波影像,并通过输入装置40选取超声波影像中的一选取区域后,分析单元31接收选取区域,运算单元32会计算选取区域内所有像素点数值以得到一区域标准差值,分析单元31则排除选取区域中,像素点数值小于一基准值的像素点,其中基准值为区域标准差值的倍率值,接着,运算单元32针对剩余的像素点,分别统计以一第 n 像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的第一 n 局部统计参数, n 为1至剩余的该像素点的数目,其中 n 为自然数,最后,运算单元32根据该些局部统计参数取得至少一回音纹理指标。该些局部统计参数可包含复数个局部变异系数、复数个局部平均值、复数个局部变异数值或其组合,统计参数及回音纹理指针系由运算单元32计算取得,其计算方法如前述回音纹理特征的量化方法中所述,在此不多加赘述。

[0082] 在一较佳实施例中,在回音纹理特征的可视化系统中,使用者在显示装置50上观看超声波影像,并透过输入装置40选取超声波影像中的一选取区域后,分析单元31接收选取区域,运算单元32会计算选取区域内所有像素点数值以得到一区域标准差值,分析单元31则排除选取区域中,像素点数值小于一基准值的像素点,其中基准值为区域标准差值的倍率值,然后,运算单元32针对剩余的像素点,分别统计以一第 n 像素点为中心的一组像素点,计算出对应的一组像素点数值的第一 n 局部统计参数, n 为1至剩余的该像素点的数目,其中 n 为自然数,而局部统计参数至少包含复数个局部平均值,运算单元32根据该些局部统计参数取得至少一回音纹理指针,接着,运算单元32计算剩余的像素点数值,以取得一区域平均值,且分别计算该些局部平均值与区域平均值的绝对差值以取得每一像素点的一回音纹理强度可视化值,最后,分析单元31则结合回音纹理强度可视化值与回音纹理指标用以绘制一回音纹理影像化色阶图。该些局部统计参数可进一步包含复数个局部变异系数以及复数个局部变异数值,统计参数、回音纹理指标及回音纹理强度可视化值及相关数值系由运算单元32计算取得,其计算方法如前述回音纹理特征的可视化方法中所述,在此不多加赘述。

[0083] 在另一较佳实施例中,分析单元31可进一步比较每一回音纹理强度可视化值与一上界值与一下界值以得到一可视化呈现值,其中比较方法及可视化呈现值的取得方式如前述回音纹理特征的可视化方法中所述,在此不多加赘述。而上界值、下界值及相关数值系由运算单元32计算取得,其计算方法同样地如前述回音纹理特征的可视化方法中所述,在此不多加赘述。

[0084] 尽管上文对本发明进行了详细说明,但是本发明不限于此,本技术领域技术人员可以根据本发明的原理进行各种修改。因此,凡按照本发明原理所作的修改,都应当理解为落入本发明的保护范围。

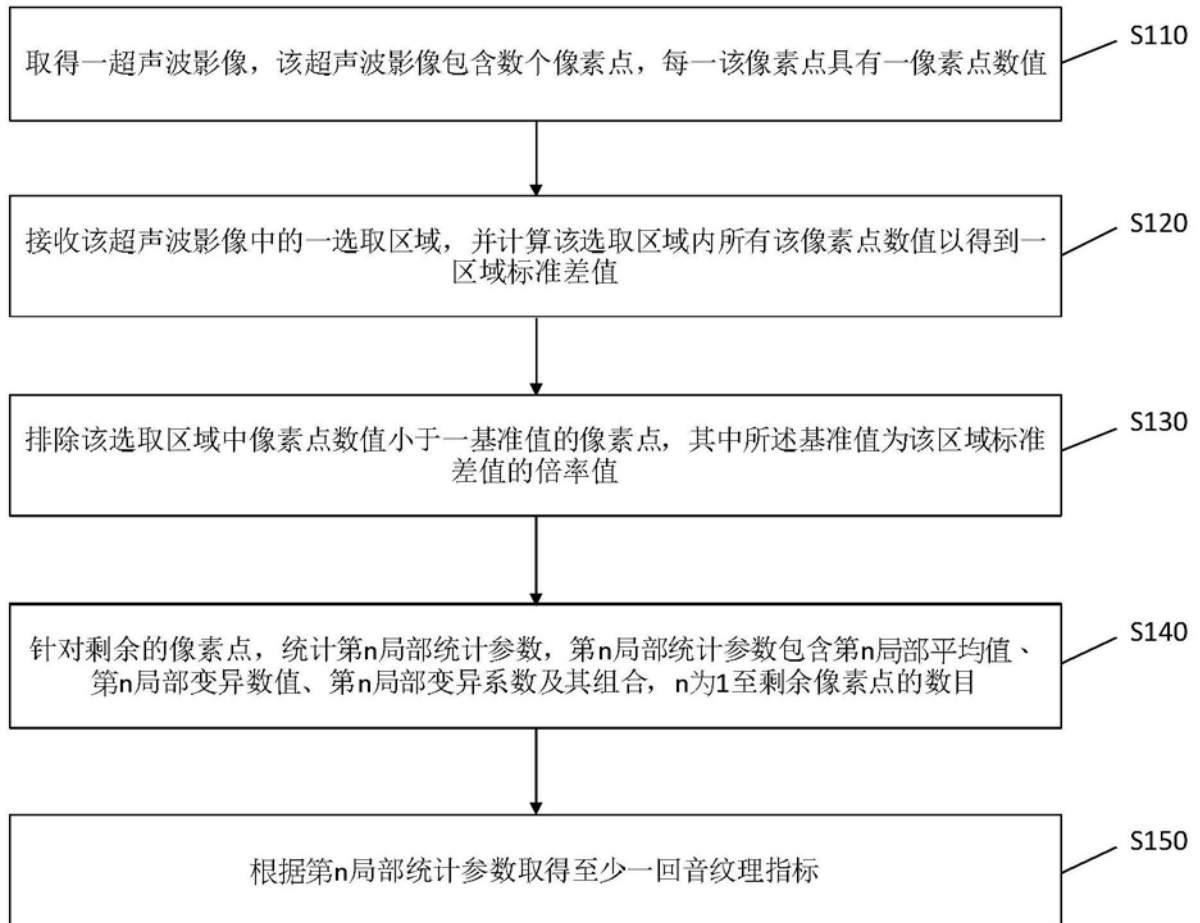


图1

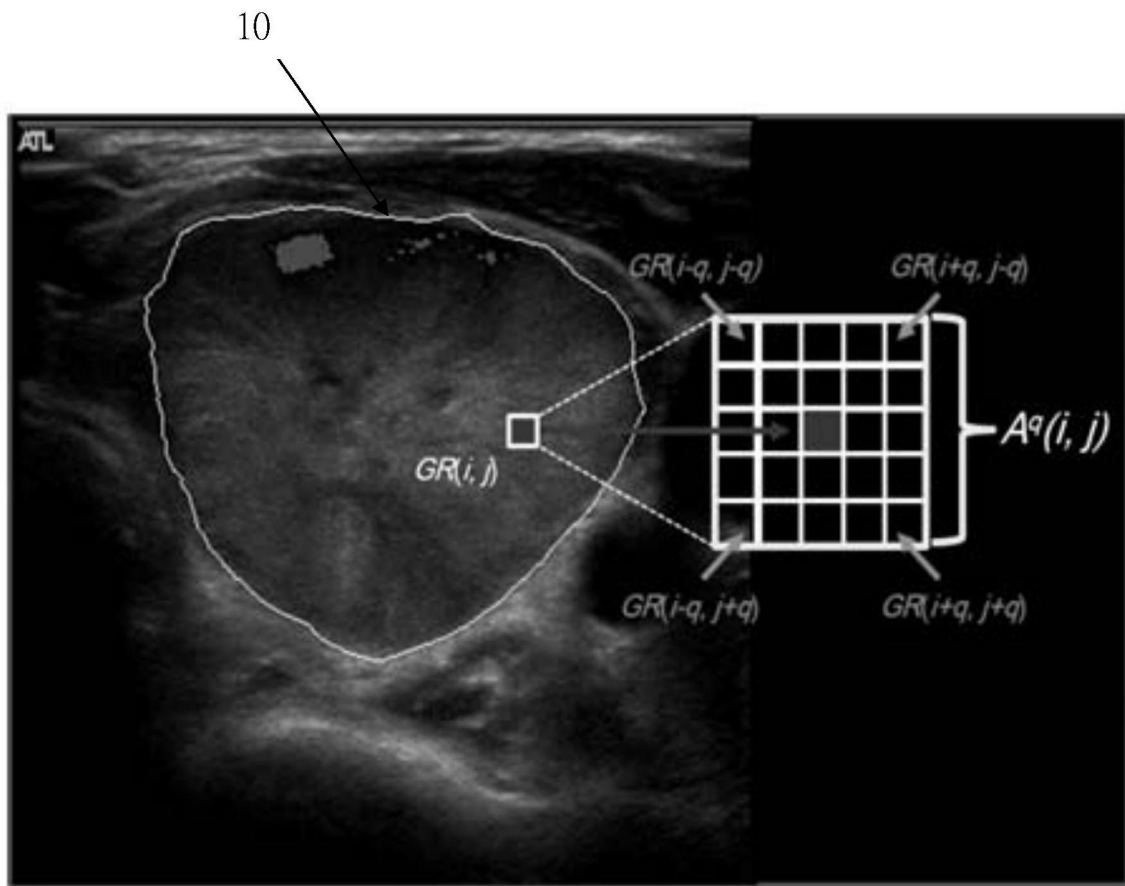


图2



图3



图4A

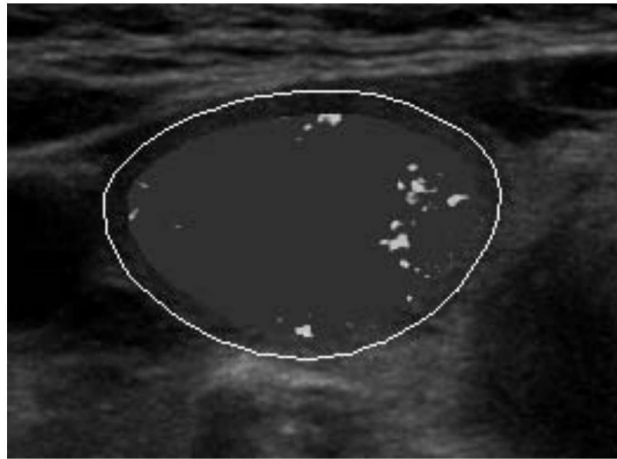


图4B



图5A

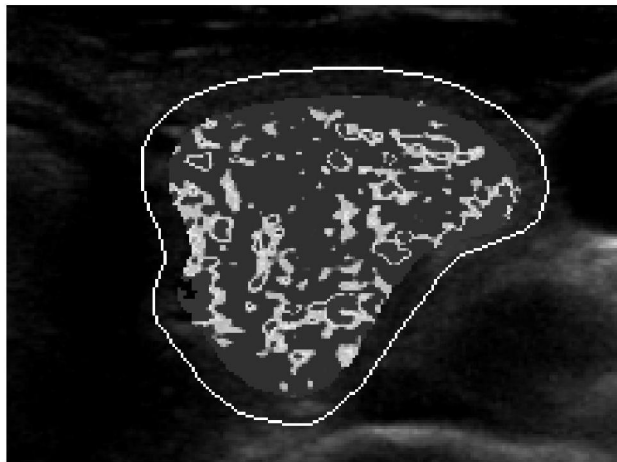


图5B

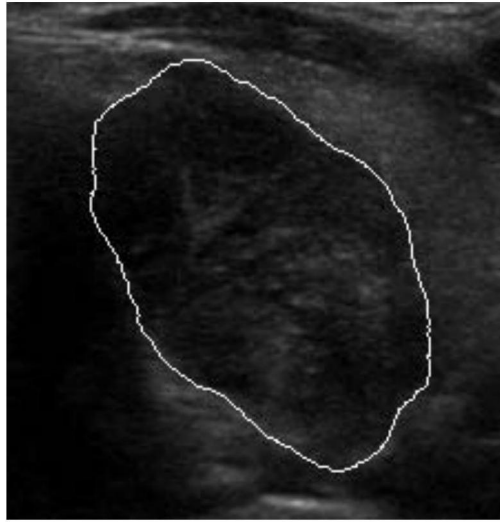


图6A

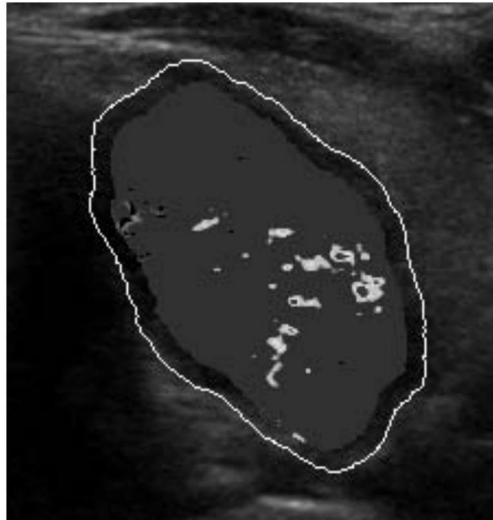


图6B

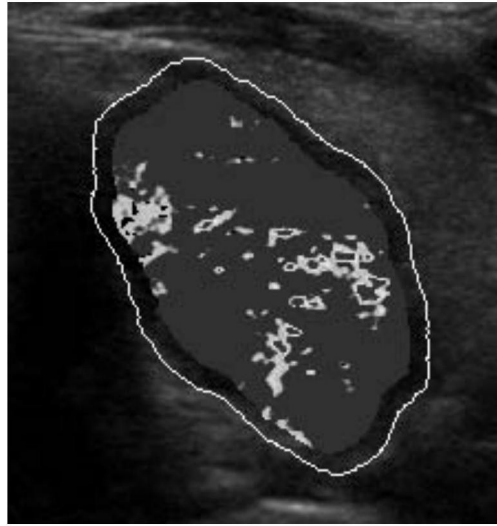


图6C

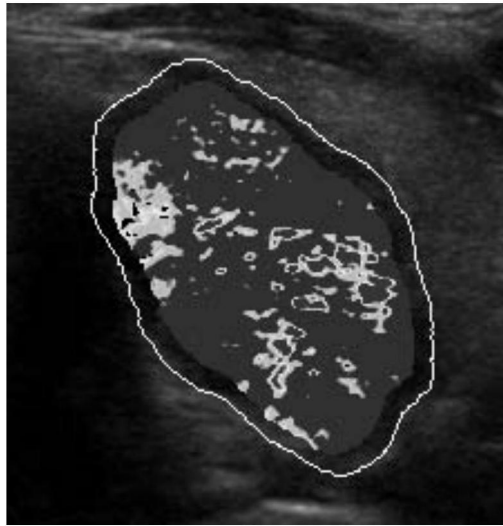


图6D



图7A

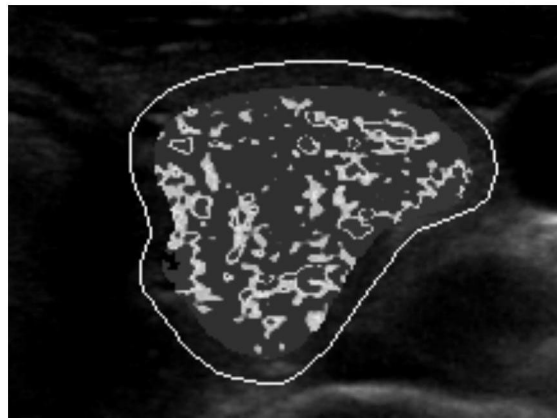


图7B

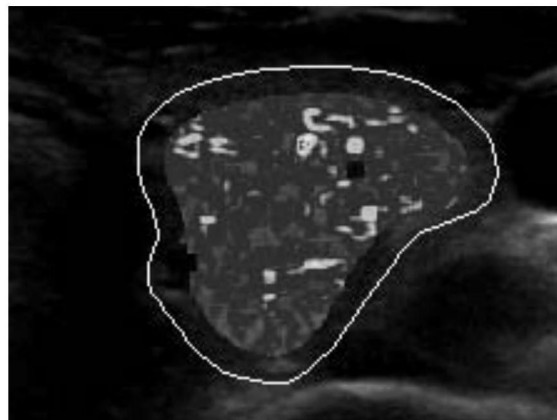


图7C

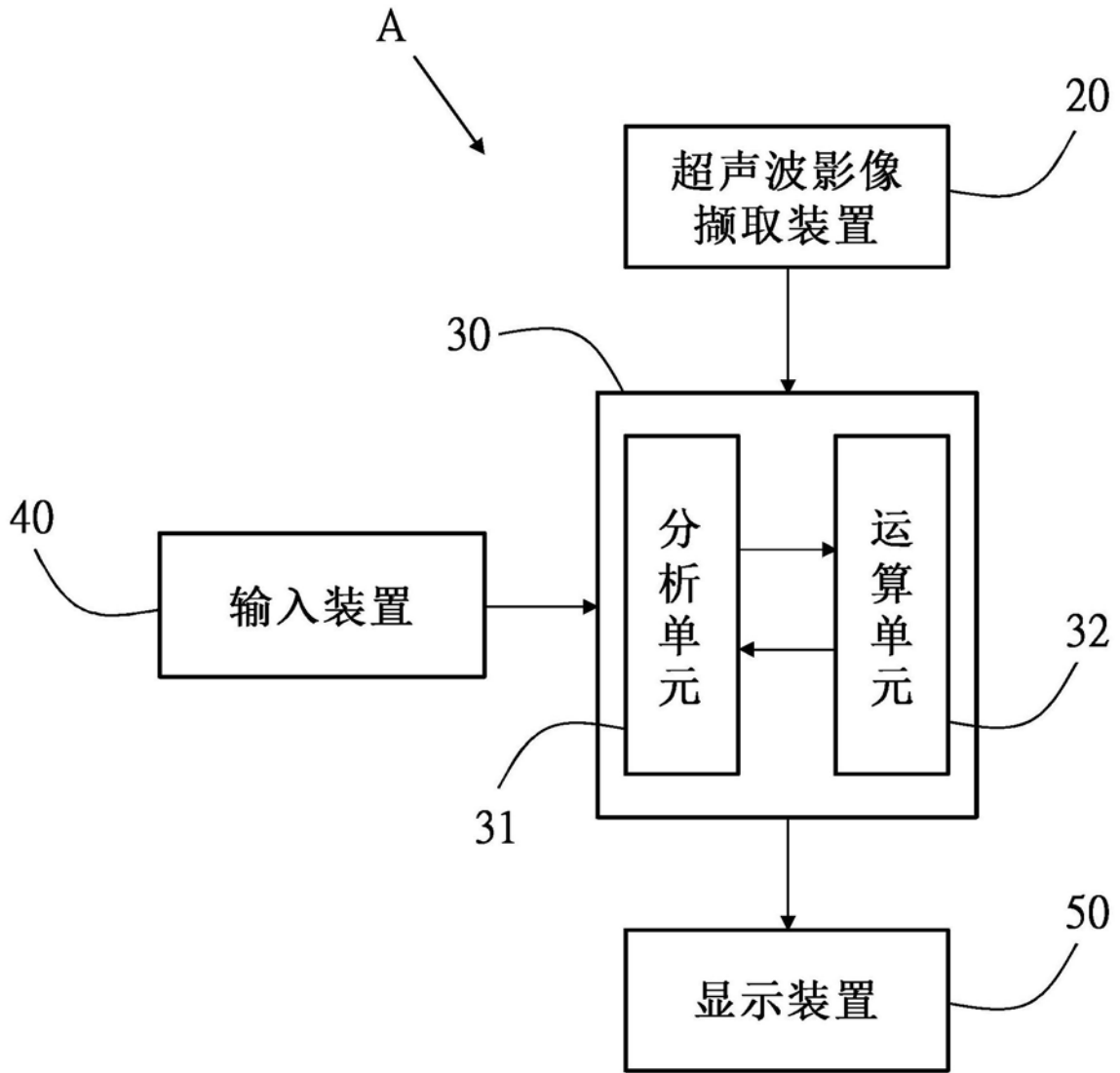


图8

专利名称(译)	回音纹理特征的量化及可视化方法及系统		
公开(公告)号	CN105286912B	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201410365753.2	申请日	2014-07-29
[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 陈坤源 王昱欣 黄国祯		
发明人	张金坚 陈正刚 陈炯年 陈坤源 王昱欣 黄国祯		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN105286912A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种回音纹理特征的量化及可视化方法，所述方法包含：取得超声波影像；计算超声波影像中选取区域内所有像素点数值以得到区域标准差值；排除选取区域中，像素点数值小于区域标准差值的倍率值的像素点；针对剩余的像素点，分别统计以第n像素点为中心的一组像素点，计算出对应的一组像素点数值的第n局部平均值、第n局部变异数值及第n局部变异系数，n为1至剩余像素点的数目；以及根据这些局部平均值、局部变异数值、局部变异系数或其组合以取得回音纹理指标。可视化则以连续色阶的呈现来显示纹理分布情形，并透过可视化对比强度参数来调整不同的可视化呈现的对比度。

