



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103169506 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 26

(21) 申请号 201310088520. 8

(22) 申请日 2013. 03. 19

(71) 申请人 安徽皖仪科技股份有限公司

地址 230088 安徽省合肥市高新区文曲路 8 号

(72) 发明人 翟畅 张鑫

(74) 专利代理机构 安徽合肥华信知识产权代理有限公司 34112

代理人 余成俊

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

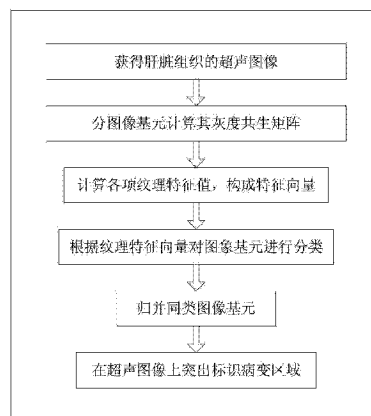
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法

(57) 摘要

本发明公开了一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法,先用超声波扫描被检测体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,通过超声发射和接收单元,获取肝脏部位的回波信号;再通过前处理单元完成信号的前置放大、模数转换;再通过信号处理单元完成对信号的解调、DSC 变换、降噪滤波等处理;再通过图像合成单元生成肝脏区域的超声图像;再通过图像计算单元基于获得的超声图像分析图像的纹理,识别图像中肝癌组织的部分;最后在图像显示单元中显示。本发明实现了通过提取超声图像的纹理特征从而自动识别肝癌组织,有效辅助诊断肝癌的发生和发展程度,不但方便,而且准确率高。



1. 一种自动识别肝癌的超声诊断装置,其特征在于:包括有依次连接的超声发射和接收单元、前处理单元、信号处理单元、图像合成单元、图像计算单元、图像显示单元。

2. 一种基于权利要求1所述的超声诊断装置的自动识别肝癌的方法,其特征在于,先用超声波扫描被检测体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,通过超声发射和接收单元,获取肝脏部位的回波信号;再通过前处理单元完成信号的前置放大、模数转换;再通过信号处理单元完成对信号的解调、DSC变换、降噪滤波等处理;再通过图像合成单元生成肝脏区域的超声图像;再通过图像计算单元基于获得的超声图像分析图像的纹理,识别图像中肝癌组织的部分;最后在图像显示单元中显示;

具体包括以下步骤:

把图像合成单元生成的肝脏区域的超声图像存储为位图格式,并输入至图像计算单元,在图像计算单元中完成抽取出纹理特征,进行定量计算;

选用计算图像纹理的灰度共生矩阵的方法进行定量计算:

1) 使用灰度共生矩阵 $P_{\delta}(i, j)$ 描述与灰度为 i 的像素点满足某个固定位

置关系 $\delta = (Dx, Dy)$ 的像素点其灰度为 j 的概率 ($i, j=0, 1, 2, \dots, L-1$), L 表示图像的灰度级,不同的 δ 决定了两个像素间的距离和方向;

2) 设计某种规定的像素位置关系组合来构造图像基元;

3) 在规定的图像基元内统计符合步骤1)中条件的像素对数,获得此图像基元的灰度共生矩阵;

4) 对矩阵每个元素除以各元素之和,将矩阵进行归一化,并对矩阵进行阈值化和正规化的处理;

5) 在待测的超声图像中逐次移动图像基元,获得整个待测超声图像的灰度共生矩阵;

6) 基于每个图像基元的灰度共生矩阵各计算出一组参数作为图像基元的特征,假设选取能量 E 、熵 ENT 、对比度 CON 、相关 COR 作为特征值:

$$E = \sqrt{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)}$$

$$ENT = - \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j) \log \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$CON = \sum_{n=0}^{L-1} n^2 \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{\substack{j=0 \\ |i-j|=n}}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$COR = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} ij \hat{P}_{\delta}^2(i, j) - \mu_i \mu_j}{\sigma_i^2 \sigma_j^2}$$

$$\mu_i = \sum_{i=0}^{L-1} i \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \mu_j = \sum_{j=0}^{L-1} j \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_i^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (i - \mu_i)^2 \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_j^2 = \sum_{j=0}^{L-1} (j - \mu_j)^2 \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j) \quad (7)$$

对于待测超声图像,若对于图像基元的每一项特征值,同确诊样本进行单项对比分析,病变组织和正常组织的某一特征值交界很可能重叠交叉,难以分辨,为了避免此种情况的发生,将多项特征值组成特征向量,构成多维特征空间,每块图像基元按其特征值在特征空间有

对应的位置,同类的图像基元在特征空间相距接近,而不同类别则在特征空间相距较远,按照在特征空间聚集区域将图像基元划分到相应的类别。

下面依照图 4 描述分类待测的图像基元的步骤:

8) 如有两个待测图像基元的特征值向量分别为 X_i, X_j , 可能在同一个类 u 中, 也可能分别在类 u 和类 v 中, 其中 u 为病变组织类, v 为正常肝脏组织类;

$$X_i = \begin{bmatrix} x_{i1} \\ x_{i2} \\ \vdots \\ x_{in} \end{bmatrix}, X_j = \begin{bmatrix} x_{j1} \\ x_{j2} \\ \vdots \\ x_{jn} \end{bmatrix}, \quad n \text{ 为特征组的维数};$$

9) 使用已经确诊为肝癌的超声图像作为样本, 共有 m 份样本, 以肝癌组织所有样品特征的平均值作为类中心, 计算出聚类中心 $X^{(u)}$;

$$X^{(u)} = \left[\frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s1}, \quad \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s2}, \quad \dots \quad \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{sn} \right]^T \quad s=1, 2, \dots, m$$

10) 计算出所有样品间的最大距离 $2T$, 作为归类阈值:

$$2T = \max(d_{st}) \quad \text{其中} \quad (d_{st} = |X_s - X_t|, X_s \in u, X_t \in u)$$

11) 计算每个待测图像基元 X 与类 u 的中心点 $X^{(u)}$ 的距离:

$$\overline{D^2(X, u)} = D^2(X, X^{(u)}) = \sum_{k=1}^n |x_k - x_k^{(u)}|^2$$

12) 若 D 小于阈值 T , 则将此图像基元归于类 u , 判定为肝癌病变区域; 若大于给定的阈值 T , 则认为归于另一类 v , 判定为正常肝脏组织;

13) 规定从某一图像基元中心向上下左右四个方向同时进行, 或者仅依次沿着行或者列的方向, 依循设定的方向进行归并;

14) 当两个图像基元的边界接触或者两个基元出现重叠现象时, 用这两个图像基元公共的外界区域来代替这两个基元;

15) 遵循步骤 14) 所示的原则, 对超声图像中每个图像基元进行归并;

16) 将这些图像基元的边界通过闭合的多边形定义, 最终得到病变组织的输出区域;

17) 最后把肝癌病变组织区域标识出来, 从而实现肝癌的自动识别。

一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法

技术领域：

[0001] 本发明涉及医学图像处理领域，具体涉及一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法，特别是用于探测医学图像中病变的组织。

背景技术：

[0002] 肝癌是高发的恶性肿瘤之一，在中国，肝癌的死亡率居第二位，仅次于肺癌。早期诊断和治疗是降低肝癌患者死亡率的重要措施，通过医学影像设备可以早期发现肝癌，其中超声检查具有操作简便，无辐射，实时性等优点，一直被人们视为筛查和诊断肝脏实体占位性病变的首选检查方法，在肝内病灶的鉴别与诊断中发挥了巨大的作用。实际情况中超声科医生每日要接收众多患者，工作量繁重，面对大量的超声图像诊断，即使是有经验的医生有时也会因疲劳等因素判断错误，造成误诊或者漏诊。因此，发展医疗影像设备的自动辅助诊断功能，对医学图像进行定性或定量分析，并给出参考意见或者提示，有着重要的现实意义。

[0003] 从组织解剖学来看，肝癌组织多成巢状或者索状排列，与正常的组织具有不同的形态，得到的超声图像中则具备不同的图像纹理，如可通过肝血管瘤内部的超声图像纹理呈细网络样的特性，来区别良性肿瘤和恶性肿瘤。专利 US patent NO. 4, 817, 015 和 US patent NO. 4, 817, 015 中曾提出超声背向散射信号随着生物组织结构的尺寸和形状变化，反应在超声图像的灰度分布不同，并提出一种自相关方程的方法来识别不正常的组织。专利 US patent NO. 6, 984, 211 B2 中曾提出一种计算超声图像中肿瘤周围声晕的圆周百分比率，来判别恶性肿瘤的方法，这种方法对于各种包膜不完整的癌结节，其圆周百分比率较难界定，而对于少数癌肿无包膜的情况则更加难以辨别。

发明内容：

[0004] 本发明目的在于提供一种通过识别超声图像肝癌组织的图像特征，从而自动识别肝癌的超声诊断装置和方法。

[0005] 本发明为了达到上述目的，采用以下技术方案：

[0006] 一种自动识别肝癌的超声诊断装置，其特征在于：包括有依次连接的超声发射和接收单元、前处理单元、信号处理单元、图像合成单元、图像计算单元、图像显示单元。

[0007] 一种基于超声诊断装置的自动识别肝癌的方法，其特征在于，先用超声波扫描被检测体的包括肝脏的至少一部分在内的区域，通过超声发射和接收单元，获取肝脏部位的回波信号；再通过前处理单元完成信号的前置放大、模数转换；再通过信号处理单元完成对信号的解调、DSC 变换、降噪滤波等处理；再通过图像合成单元生成肝脏区域的超声图像；再通过图像计算单元基于获得的超声图像分析图像的纹理，识别图像中肝癌组织的部分；最后在图像显示单元中显示；

[0008] 具体包括以下步骤：

[0009] 把图像合成单元生成的肝脏区域的超声图像存储为位图格式，并输入至图像计算

单元,在图像计算单元中完成抽取出纹理特征,进行定量计算;

[0010] 选用计算图像纹理的灰度共生矩阵的方法进行定量计算;

[0011] 1)使用灰度共生矩阵 $P_{\delta}(i, j)$ 描述与灰度为 i 的像素点满足某个固定位

[0012] 置关系 $\delta = (Dx, Dy)$ 的像素点其灰度为 j 的概率 ($i, j=0, 1, 2, \dots, L-1$), L 表示图像的灰度级,不同的 δ 决定了两个像素间的距离和方向;

[0013] 2)设计某种规定的像素位置关系组合来构造图像基元;

[0014] 3)在规定的图像基元内统计符合步骤1)中条件的像素对数,获得此图像基元的灰度共生矩阵;

[0015] 4)对矩阵每个元素除以各元素之和,将矩阵进行归一化,并对矩阵进行阈值化和正规化的处理;

[0016] 5)在待测的超声图像中逐次移动图像基元,获得整个待测超声图像的灰度共生矩阵;

[0017] 6)基于每个图像基元的灰度共生矩阵各计算出一组参数作为图像基元的特征,假设选取能量 E 、熵 ENT 、对比度 CON ,相关 COR 作为特征值:

$$[0018] \quad E = \sqrt{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)}$$

$$[0019] \quad ENT = -\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j) \log \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$[0020] \quad CON = \sum_{n=0}^{L-1} n^2 \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{\substack{j=0 \\ |i-j|=n}}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$[0021] \quad COR = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} ij \hat{P}_{\delta}^2(i, j) - \mu_i \mu_j}{\sigma_i^2 \sigma_j^2}$$

$$[0022] \quad \mu_i = \sum_{i=0}^{L-1} i \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \mu_j = \sum_{j=0}^{L-1} j \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_i^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (i - \mu_i)^2 \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_j^2 = \sum_{j=0}^{L-1} (j - \mu_j)^2 \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

7)对于待测超声图像,若对于图像基元的每一项特征值,同确诊样本进行单项对比分析,病变组织和正常组织的某一特征值交界很可能重叠交叉,难以分辨,为了避免此种情况的发生,将多项特征值组成特征向量,构成多维特征空间,每块图像基元按其特征值在特征空间有对应的位置,同类的图像基元在特征空间相距接近,而不同类别则在特征空间相距较远,按照在特征空间聚集区域将图像基元划分到相应的类别。

[0023] 下面依照图4描述分类待测的图像基元的步骤:

[0024] 8)如有两个待测图像基元的特征值向量分别为 X_i, X_j ,可能在同一个类 u 中,也可能分别在类 u 和类 v 中,其中 u 为病变组织类, v 为正常肝脏组织类;

$$[0025] \quad X_i = \begin{bmatrix} x_{i1} \\ x_{i2} \\ \vdots \\ x_{in} \end{bmatrix}, X_j = \begin{bmatrix} x_{j1} \\ x_{j2} \\ \vdots \\ x_{jn} \end{bmatrix}, n \text{ 为特征组的维数};$$

[0026] 9) 使用已经确诊为肝癌的超声图像作为样本, 共有 m 份样本, 以肝癌组织所有样品特征的平均值作为类中心, 计算出聚类中心 $X^{(u)}$;

$$[0027] \quad X^{(u)} = \left[\frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s1}, \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s2}, \dots, \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{sn} \right]^T \quad s=1, 2, \dots, m$$

[0028] 10) 计算出所有样品间的最大距离 $2T$, 作为归类阈值;

$$[0029] \quad 2T = \max(d_{st}) \text{ 其中 } (d_{st} = |X_s - S_t|, X_s \in u, X_t \in u)$$

[0030] 11) 计算每个待测图像基元 X 与类 u 的中心点 $X^{(u)}$ 的距离:

$$[0031] \quad \overline{D^2(X, u)} = D^2(X, X^{(u)}) = \sum_{k=1}^n |x_k - x_k^{(u)}|^2$$

[0032] 12) 若 D 小于阈值 T , 则将此图像基元归于类 u , 判定为肝癌病变区域; 若大于给定的阈值 T , 则认为归于另一类 v , 判定为正常肝脏组织;

[0033] 13) 规定从某一图像基元中心向上下左右四个方向同时进行, 或者仅依次沿着行或者列的方向, 依循设定的方向进行归并;

[0034] 14) 当两个图像基元的边界接触或者两个基元出现重叠现象时, 用这两个图像基元公共的外界区域来代替这两个基元;

[0035] 15) 遵循步骤 14) 所示的原则, 对超声图像中每个图像基元进行归并;

[0036] 16) 将这些图像基元的边界通过闭合的多边形定义, 最终得到病变组织的输出区域;

[0037] 17) 最后把肝癌病变组织区域标识出来, 从而实现肝癌的自动识别。

[0038] 本发明的有益效果在于:

[0039] 本发明实现了通过提取超声图像的纹理特征从而自动识别肝癌组织, 有效辅助诊断肝癌的发生和发展程度, 不但方便, 而且准确率高。

附图说明:

[0040] 图 1 是本发明的实施例的超声诊断装置及超声信号处理流程图。

[0041] 图 2 是本发明的实施例的超声图像处理的流程图。

[0042] 图 3 本发明的实施例的提取计算超声图像的纹理特征的示意图。

[0043] 图 4 本发明的实施例中根据纹理特征对图像基元进行归类的示意图。

[0044] 图 5 本发明的实施例中将符合同一类特征的图像基元归并的示意图。

具体实施方式:

[0045] 实施例:

[0046] 如图 1 所示,一种自动识别肝癌的超声诊断装置,包括有依次连接的超声发射和接收单元、前处理单元、信号处理单元、图像合成单元、图像计算单元、图像显示单元。

[0047] 一种基于超声诊断装置的自动识别肝癌的方法,先用超声波扫描被检测体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,通过超声发射和接收单元,获取肝脏部位的回波信号;再通过前处理单元完成信号的前置放大、模数转换;再通过信号处理单元完成对信号的解调、DSC 变换、降噪滤波等处理;再通过图像合成单元生成肝脏区域的超声图像;再通过图像计算单元基于获得的超声图像分析图像的纹理,识别图像中肝癌组织的部分;最后在图像显示单元中显示;

[0048] 图像的纹理是指灰度在空间以一定的形式变化而产生的图案,肝脏中的癌变组织与正常组织的纹理具有不同的特征,通过对超声图像的纹理特征的计算分析,区分肝脏中的癌变组织;

[0049] 具体包括以下步骤:

[0050] 如图 2 所示,首先超声图像存储为位图格式(例如 BMP 格式),输入图像计算单元,在图像计算单元中完成抽取出纹理特征,进行定量计算。本实施例中选用计算图像纹理的灰度共生矩阵的方法。

[0051] 依照图 3 分步骤进行说明,其中 1 为肝部,2 为病变组织,3 为图像基元。

[0052] 1) 使用灰度共生矩阵 $P_{\delta}(i, j)$ 描述与灰度为 i 的像素点满足某个固定位

[0053] 置关系 $\delta = (Dx, Dy)$ 的像素点其灰度为 j 的概率 $(i, j=0, 1, 2, \dots, L-1)$, L 表示图像的灰度级。不同的 δ 决定了两个像素间的距离和方向。本实施例中 δ 选择依照 0° 方向, 45° 方向, 90° 方向以及 135° 方向相距为肝部 1 的位置关系。

[0054] 步骤 1) 中所述灰度共生矩阵为阶数与图像灰度的阶数相同的对称矩阵,为了提高数据计算速度和减轻数据存储的压力,可预先对图像进行灰度统计,选取合适的映射函数进行像素的灰度映射,保留最有价值信息的灰度范围,或者直接对灰度进行降级,以缩小灰度的等级。

[0055] 2) 设计某种规定的像素位置关系组合来构造图像基元,比如选择某一像素 (x, y) 的 4 个邻域像素 $(x-1, y)$, $(x+1, y)$, $(x, y-1)$, $(x, y+1)$ 构成图像基元,或者依照需求选择更为复杂的位置关系。为了叙述简便,本例中选择像素的邻域像素构成 5×5 的图像基元(计算窗口)。如图 3 中所示的一个图像基元 3。

[0056] 3) 在规定的计算窗口(图像基元)内统计符合步骤 1) 中条件的像素对数,获得此图像基元的灰度共生矩阵。

[0057] 4) 对矩阵每个元素除以各元素之和,将矩阵进行归一化,并对矩阵进行阈值化和正规化的处理。

[0058] 5) 在待测的超声图像中逐次移动计算窗口,获得整个待测超声图像的灰度共生矩阵。

[0059] 6) 基于每个图像基元的灰度共生矩阵各计算出一组参数作为图像基元的特征,本实施例选取能量 E 、熵 ENT 、对比度 CON , 相关 COR 作为特征值。

[0060]
$$E = \sqrt{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)}$$

$$[0061] \quad ENT = - \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j) \log \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$[0062] \quad CON = \sum_{n=0}^{L-1} n^2 \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{\substack{j=0 \\ |i-j|=n}}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

$$[0063] \quad COR = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} ij \hat{P}_{\delta}^2(i, j) - \mu_i \mu_j}{\sigma_i^2 \sigma_j^2}$$

$$[0064] \quad \mu_i = \sum_{i=0}^{L-1} i \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \mu_j = \sum_{j=0}^{L-1} j \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_i^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (i - \mu_i)^2 \sum_{j=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j), \sigma_j^2 = \sum_{j=0}^{L-1} (j - \mu_j)^2 \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{\delta}^2(i, j)$$

[0065] 7) 对于待测超声图像, 若对于图像基元的每一项特征值, 同确诊样本进行单项对比分析, 病变组织和正常组织的某一特征值交界很可能重叠交叉, 难以分辨, 为了避免此种情况的发生, 将多项特征值组成特征向量, 构成多维特征空间, 每块图像基元按其特征值在特征空间有对应的位置, 同类的图像基元在特征空间相距接近, 而不同类别则在特征空间相距较远, 按照在特征空间聚集区域将图像基元划分到相应的类别。

[0066] 下面依照图 4 描述分类待测的图像基元的步骤:

[0067] 8) 如有两个待测图像基元的特征值向量分别为 X_i, X_j , 可能在同一个类 u 中, 也可能分别在类 u 和类 v 中。图中 1 所示为病变组织类 u 。

$$[0068] \quad X_i = \begin{bmatrix} x_{i1} \\ x_{i2} \\ \vdots \\ x_{in} \end{bmatrix}, X_j = \begin{bmatrix} x_{j1} \\ x_{j2} \\ \vdots \\ x_{jn} \end{bmatrix}, n \text{ 为特征组的维数。}$$

[0069] 9) 使用已经确诊为肝癌的超声图像作为样本, 共有 m 份样本, 如图 4 中 3 所示, 以肝癌组织所有样品特征的平均值作为类中心, 计算出聚类中心 $X^{(u)}$, 如图 4 中 2 所示。

$$[0070] \quad X^{(u)} = \left[\frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s1}, \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{s2}, \dots, \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m x_{sn} \right]^T \quad s=1, 2, \dots, m$$

[0071] 10) 计算出所有样品间的最大距离 $2T$, 作为归类阈值。

[0072] $2T = \max(d_{st})$ 其中 $(d_{st} = |X_s - X_t|, X_s \in u, X_t \in u)$

[0073] 11) 计算每个待测图像基元 X 计算与类 u 的中心点 $X^{(u)}$ 的距离:

$$[0074] \quad \overline{D^2(X, u)} = D^2(X, X^{(u)}) = \sum_{k=1}^n |x_k - x_k^{(u)}|^2$$

[0075] 12) 若 D 小于阈值 T , 则讲此图像基元归于类 u , 判定为肝癌病变区域。若大于给定的阈值 T , 则认为归于另一类 v , 判定为正常肝脏组织。

[0076] 以下依照图 5 描述将符合同一类特征的图像基元归并为统一的区域的步骤:

[0077] 13) 规定从某一基元中心向上下左右四个方向同时进行, 或者仅依次沿着行(如图 5 所示)或者列的方向, 依循设定的方向进行归并。

[0078] 14) 当两个图像基元的边界接触或者两个基元出现重叠现象时,用这两个图像基元公共的外界区域来代替这两个图像基元。

[0079] 15) 遵循步骤 14) 所示的原则,对超声图像中每个图像基元进行归并。

[0080] 16) 将这些图像基元的边界通过闭合的多边形定义,最终得到病变组织的输出区域。

[0081] 17) 最后用肝癌病变组织区域标识出来,从而实现肝癌的自动识别。

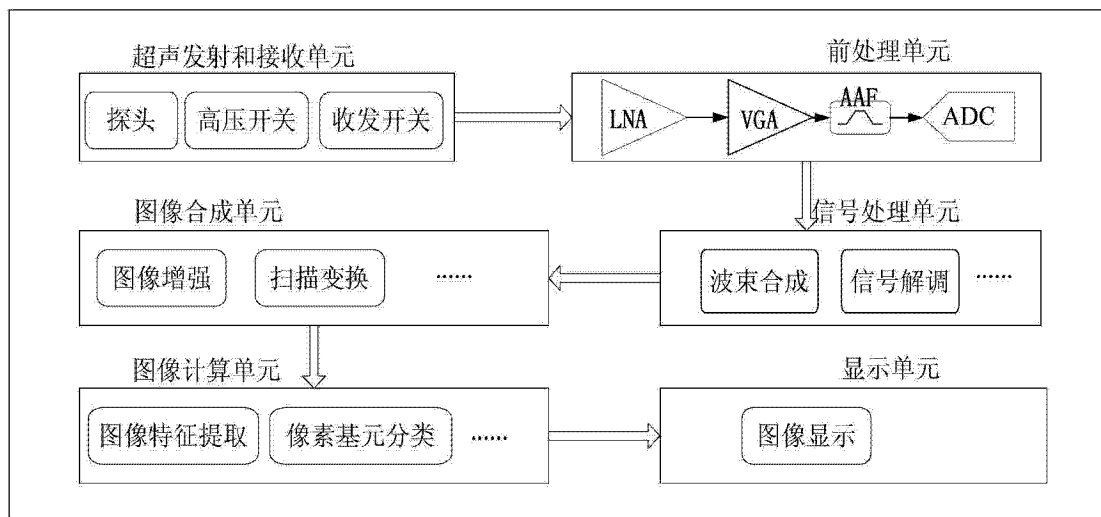


图 1

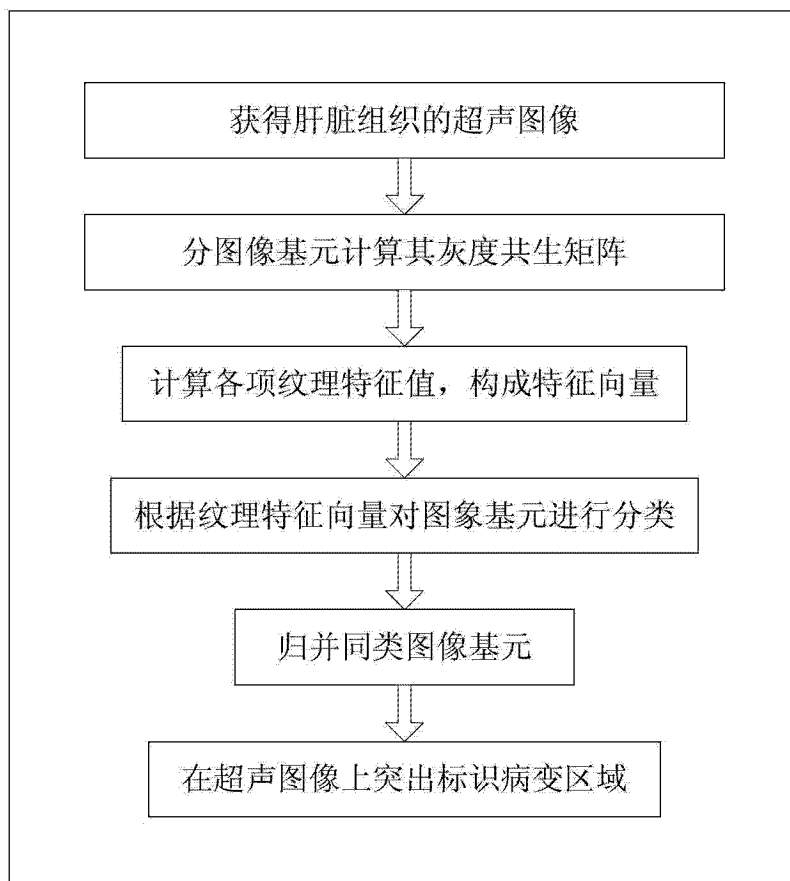


图 2

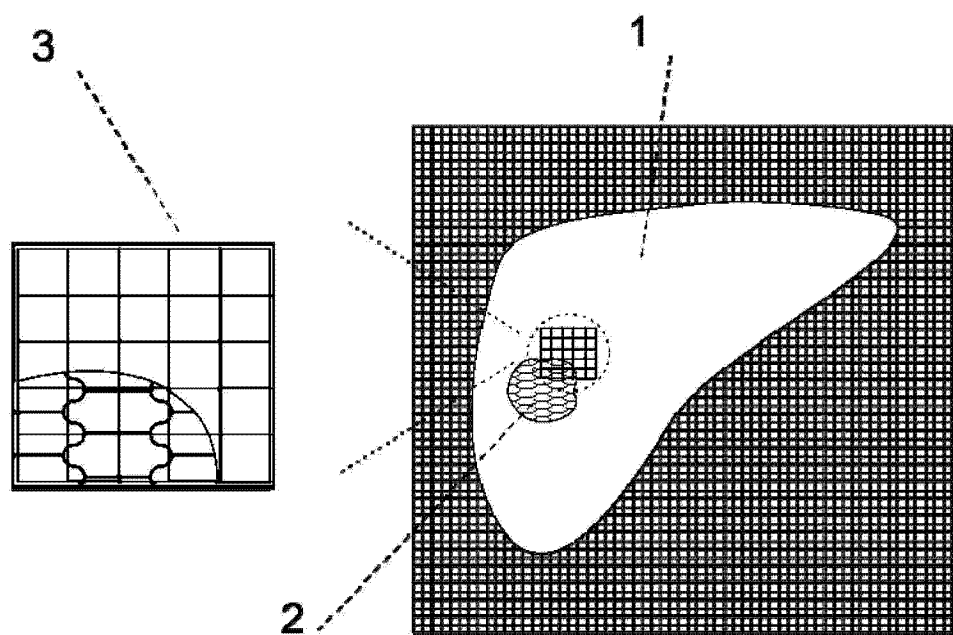


图 3

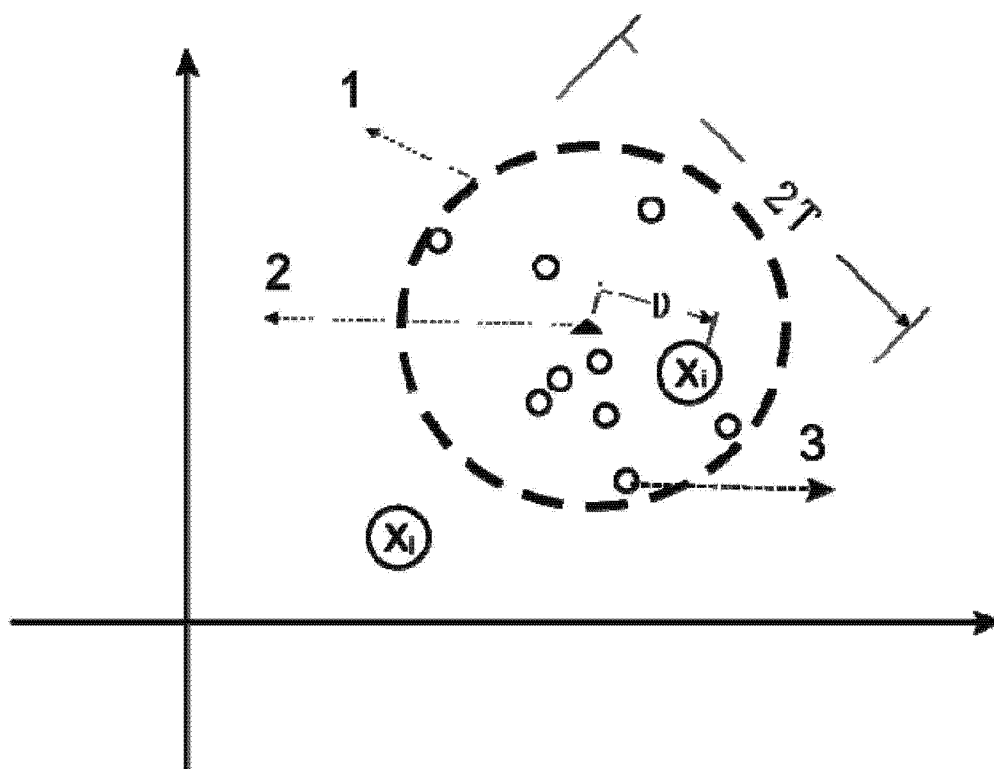


图 4

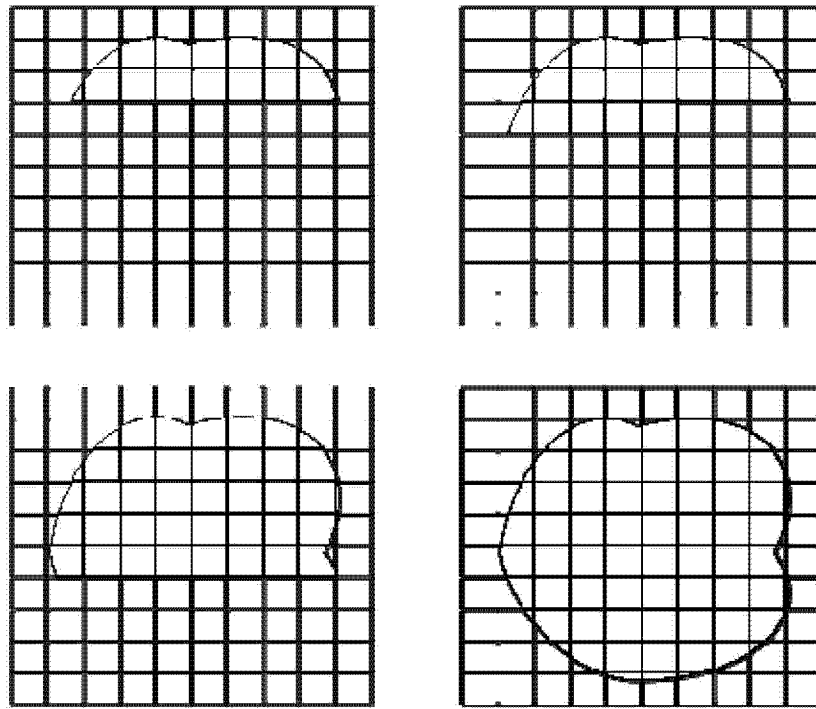


图 5

专利名称(译)	一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法		
公开(公告)号	CN103169506A	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	CN201310088520.8	申请日	2013-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	安徽皖仪科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	安徽皖仪科技股份有限公司		
[标]发明人	翟畅 张鑫		
发明人	翟畅 张鑫		
IPC分类号	A61B8/08		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种自动识别肝癌的超声诊断装置和方法，先用超声波扫描被检测体的包括肝脏的至少一部分在内的区域，通过超声发射和接收单元，获取肝脏部位的回波信号；再通过前处理单元完成信号的前置放大、模数转换；再通过信号处理单元完成对信号的解调、DSC变换、降噪滤波等处理；再通过图像合成单元生成肝脏区域的超声图像；再通过图像计算单元基于获得的超声图像分析图像的纹理，识别图像中肝癌组织的部分；最后在图像显示单元中显示。本发明实现了通过提取超声图像的纹理特征从而自动识别肝癌组织，有效辅助诊断肝癌的发生和发展程度，不但方便，而且准确率高。

