



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103750862 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 30

(21) 申请号 201410028550. 4

(22) 申请日 2014. 01. 21

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381 号

(72) 发明人 黄庆华 叶鹏飞

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 蔡茂略

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

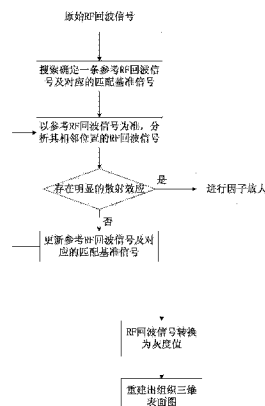
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,该方法是:搜索原始 RF 回波信号,找到一条参考 RF 回波信号,该信号所经路径不存在明显的散射效应,并确定匹配基准信号;以选取的参考 RF 回波信号为准,分析其位置上相邻的 RF 回波信号是否也存在明显的散射效应;如不存在,则对参考 RF 回波信号及对应的匹配基准信号进行更新,直到在搜索到的 RF 信号中发现因散射效应导致的强度下降的匹配基准信号,对该局部区域内的 RF 信号进行因子放大。最后将全部处理过后的原始 RF 回波信号转换成灰度图像,重建出组织的三维表面图。本发明很好地解决了超声探头在扫描时因组织表面不规则平整导致的信号散射严重等问题,使得重建出来的组织表面光滑均匀。



1. 一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,其特征在于,对扫描得到的原始 RF 回波信号进行搜索,一旦其中一条 RF 回波信号的能量值大于预设值,则将该条信号标记为参考 RF 回波信号,根据该参考 RF 回波信号上回波幅值选取若干个区域作为匹配基准信号;再次对原始 RF 回波信号进行搜索,利用匹配基准信号对搜索到的每条原始 RF 回波信号进行匹配,找到与该匹配基准信号最匹配的那段区域,将该区域内的原始 RF 回波信号进行放大;最后将全部处理过后的原始 RF 回波信号转换成灰度图像,重建出所扫描组织的三维表面图。

2. 根据权利要求 1 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1)对扫描得到的原始 RF 回波信号进行搜索,一旦其中一条 RF 回波信号的能量值大于预设值,则将该条信号标记为参考 RF 回波信号,根据该条参考 RF 回波信号遇到组织表面反射回来的强回波,确定若干区域 $S_d(i)$, d 表示该区域窗口长度, i 表示第 i 个回波区域,将 $S_d(i)$ 记为匹配基准信号;

(2)以参考 RF 回波信号为参照,分析其位置上相邻的原始 RF 回波信号,判断这些信号中 RF 回波信号的能量值是否大于预设值,如果是,则将这些原始 RF 回波信号确定为参考信号,并以原有的匹配基准信号 $S_d(i)$ 为基准,利用互相关方法在新标定的参考信号中标记搜索对应区域,获得新的基准信号 $S_d(i)$;

(3)重复步骤(2),直到在搜索到的原始 RF 回波信号中得到能量值小于预设值的信号,并确定其对应的基准回波信号,根据搜索到的基准回波信号幅度下降的程度,确定放大因子 β ,将该局部区域内的原始 RF 回波信号进行因子放大;

(4)重复步骤(2)、(3),直到全部原始 RF 回波信号处理完毕;将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像,重建出组织的三维表面图。

3. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,其特征在于,所述步骤(1)中,参考 RF 回波信号确定的步骤是:统计采集到的原始 RF 回波信号的能量中值或均值 M ,搜索原始 RF 回波信号,当搜索到的 RF 回波信号能量大于 M 时,停止搜索,即找到一条参考 RF 回波信号,所述信号能量为各个信号点的幅值平方和。

4. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,其特征在于,所述步骤(1)中,匹配基准信号 $S_d(i)$ 的确定方法是:

从确定出来的参考 RF 回波信号起始点开始搜索,当检测到回波幅值绝对值大于事先设定的阈值 α 时,停止搜索,将从该点开始的 d 个信号点记为匹配基准信号 $S_d(i)$, i 表示第 i 个强回波, d 表示基准信号长度。

5. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,其特征在于,所述步骤(2)中,以原有的匹配基准信号 $S_d(i)$ 为基准,利用互相关方法在新标定的参考 RF 回波信号中标记搜索对应区域的具体步骤是:

从新标定的参考 RF 回波信号起点开始,依次取一段长度为 d 的信号 x ,与原有的匹配基准信号 $S_{d,j}(i)$ 进行互相关运算;求取互相关系数:

$$r(s, x) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})(x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \bar{x})^2}};$$

上式中, s 表示匹配基准信号 $S_d(i)$, x 是新标定的参考 RF 回波信号中待搜索的一段信号, N 是匹配基准信号中包含的信号点数, $\bar{s}$ 和 $\bar{x}$ 分别表示匹配基准信号 s 和待匹配信号 x 的均值; 当互相关系数大于一定的阈值时, 则匹配成功。

6. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法, 其特征在于, 所述步骤(3)中, 放大因子 β 设定为:

$$\beta = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2} e^{-\lambda r};$$

其中, $\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2$ 为匹配基准信号能量, $\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2$ 为搜索到的基准回波信号能量, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描位置距离匹配基准信号对应的扫描位置之间的距离, λ 为常数因子。

7. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法, 其特征在于, 所述步骤(3)中, 放大因子 β 设定为:

$$\beta = \frac{|s|_{\max}}{|x|_{\max}} e^{-\lambda r};$$

其中, $|s|_{\max}$ 为基准信号绝对值的最大值, $|x|_{\max}$ 为搜索到的基准回波信号的绝对值的最大值, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描点距离匹配基准信号对应的扫描点之间的距离, λ 为常数因子。

8. 根据权利要求 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法, 其特征在于, 所述步骤(4)中, 在将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像前, 先对 RF 信号进行 Hilbert 变换, 将其对应的复数信号的模值作为图像的灰度值。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法, 其特征在于, 所述原始 RF 回波信号通过以下两种方式得到: 一种是利用机械驱动的 A 超探头对被扫描组织的表面进行多点连续扫描, 并将连续采集到的原始 RF 回波信号保存至数据集中; 另一种是通过 B 超探头直接获得原始 RF 回波信号。

一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学三维超声重建研究领域,特别涉及一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法。

背景技术

[0002] 目前,计算机断层成像(CT)、核磁共振成像(MRI)、超声成像等影像技术已经被广泛用于医疗诊断中。医学超声成像因其设备低廉、操作简单、成像清晰等优点,在现代医疗诊断中发挥的作用愈来愈明显。而其中的三维超声成像技术因其图像显示完整、直观,给医生提供的信息更加准确详实,因而受到更多人的关注。目前,医学三维超声成像中常用的扫描方法有:自由臂(Free-Hand)扫描、二维面阵探头扫描、机械驱动扫描三种方式。但不管哪种扫描方法,都是基于原始的超声数据来进行三维重建。

[0003] 例如,申请号为201210410472.5的中国发明专利公开了一种基于机械扫描的A超弹性成像系统及其方法,该方法具有定位精度高、灵活性大、图像分辨率高、实用性强和适用范围广等优点。

[0004] 然而,目前的扫描系统在扫描某些具有不规则表面的组织(如牙齿、手指等)时,超声信号仍然会因组织表面不平整而产生严重的散射,导致接收到的回波信号具有以下特征:遇到组织表面反射之前的回波幅值较微弱或极其微弱,在组织表面处出现强度不同的回波信号,但这些回波信号在位置上具有相邻或相近的特点,导致成像结果中出现明显的伪影。因此,对组织表面进行三维重建后,会出现组织表面不光滑均匀、表面断裂、甚至无法成像等现象,严重降低成像质量,影响医疗诊断的准确性。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,该方法能够克服超声探头扫描不规则组织表面时,因信号散射带来的RF回波幅值衰减严重等问题,提高了组织表面的三维重建质量,能够为医生诊断提供更加精确的图像信息。

[0006] 本发明的目的通过以下的技术方案实现:一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法,包括以下步骤:对扫描得到的原始RF回波信号进行搜索,一旦其中一条RF回波信号的能量值大于预设值,则将该条信号标记为参考RF回波信号,根据该参考RF回波信号上回波幅值选取若干个区域作为匹配基准信号;再次对原始RF回波信号进行搜索,利用匹配基准信号对搜索到的每条原始RF回波信号进行匹配,找到与该匹配基准信号最匹配的那段区域,将该区域内的原始RF回波信号进行放大;最后将全部处理过后的原始RF回波信号转换成灰度图像,重建出所扫描组织的三维表面图。

[0007] 具体的,包括以下步骤:

[0008] (1)对扫描得到的原始RF回波信号进行搜索,一旦其中一条RF回波信号的能量值大于预设值,则将该条信号标记为参考RF回波信号,根据该条参考RF回波信号遇到组织

表面反射回来的强回波,确定若干区域 $S_d(i)$, d 表示该区域窗口长度, i 表示第 i 个回波区域,将 $S_d(i)$ 记为匹配基准信号;

[0009] (2) 以参考 RF 回波信号为参照,分析其位置上相邻的原始 RF 回波信号,判断这些信号中 RF 回波信号的能量值是否大于预设值,如果是,则将这些原始 RF 回波信号确定为参考信号,并以原有的匹配基准信号 $S_d(i)$ 为基准,利用互相关方法在新标定的参考信号中标记搜索对应区域,获得新的基准信号 $S_d(i)$;

[0010] (3) 重复步骤(2),直到在搜索到的原始 RF 回波信号中得到能量值小于预设值的信号,并确定其对应的基准回波信号,根据搜索到的基准回波信号幅度下降的程度,确定放大因子 β ,将该局部区域内的原始 RF 回波信号进行因子放大;

[0011] (4) 重复步骤(2)、(3),直到全部原始 RF 回波信号处理完毕;将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像,重建出组织的三维表面图。

[0012] 优选的,所述步骤(1)中,参考 RF 回波信号确定的步骤是:统计采集到的原始 RF 回波信号的能量中值或均值 M ,搜索原始 RF 回波信号,当搜索到的

[0013] RF 回波信号能量大于 M 时,停止搜索,即找到一条参考 RF 回波信号,所述信号能量为各个信号点的幅值平方和。如果某条原始 RF 回波信号的能量值大于 M ,则认为不存在明显的散射效应。

[0014] 优选的,所述步骤(1)中,匹配基准信号 $S_d(i)$ 的确定方法是:

[0015] 从确定出来的参考 RF 回波信号起始点开始搜索,当检测到回波幅值绝对值大于事先设定的阈值 α 时,停止搜索,将从该点开始的 d 个信号点记为匹配基准信号 $S_d(i)$, i 表示第 i 个强回波, d 表示基准信号长度。

[0016] 优选的,所述步骤(2)中,以原有的匹配基准信号 $S_d(i)$ 为基准,利用互相关方法在新标定的参考 RF 回波信号中标记搜索对应区域的具体步骤是:

[0017] 从新标定的参考 RF 回波信号起点开始,依次取一段长度为 d 的信号 x ,与原有的匹配基准信号 $S_{d,j}(i)$ 进行互相关运算;求取互相关系数:

$$[0018] \quad r(s, x) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})(x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \bar{x})^2}};$$

[0019] 上式中, s 表示匹配基准信号 $S_d(i)$, x 是新标定的参考 RF 回波信号中待搜索的一段信号, N 是匹配基准信号中包含的信号点数, $\bar{s}$ 和 $\bar{x}$ 分别表示匹配基准信号 s 和待匹配信号 x 的均值;当互相关系数大于一定的阈值时,则匹配成功。

[0020] 作为一种优选,所述步骤(3)中,放大因子 β 设定为:

$$[0021] \quad \beta = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2} e^{-\lambda r};$$

[0022] 其中, $\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2$ 为匹配基准信号能量, $\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2$ 为搜索到的基准回波信号能量, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描位置距离匹配基准信号对应的扫描位置之间的距离, λ 为常数因子。

[0023] 作为另一种优选, 所述步骤(3)中, 放大因子 β 设定为:

$$[0024] \quad \beta = \frac{|s|_{\max}}{|x|_{\max}} e^{-\lambda r};$$

[0025] 其中, $|s|_{\max}$ 为基准信号绝对值的最大值, $|x|_{\max}$ 为搜索到的基准回波信号的绝对值的最大值, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描点距离匹配基准信号对应的扫描点之间的距离, λ 为常数因子。

[0026] 优选的, 所述步骤(4)中, 在将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像前, 先对 RF 信号进行 Hilbert 变换, 将其对应的复数信号的模值作为图像的灰度值。

[0027] 优选的, 所述原始 RF 回波信号通过以下两种方式得到: 一种是利用机械驱动的 A 超探头对被扫描组织的表面进行多点连续扫描, 并将连续采集到的原始 RF 回波信号保存至数据集中; 另一种是通过 B 超探头直接获得原始 RF 回波信号。

[0028] 本发明与现有技术相比, 具有如下优点和有益效果:

[0029] 1、本发明在传统方法的基础上, 创造性地提出对微弱 RF 信号幅值进行局部放大, 避免了整体幅值放大带来的噪声过大, 可以很好地解决超声探头在扫描组织时因表面不规则平整导致的信号散射严重等问题, 使得重建出来的组织表面光滑均匀。

[0030] 2、本发明中所涉及的方法实现便捷, 处理速度快, 具有很高的应用价值。

附图说明

[0031] 图 1 是本发明方法的流程示意图;

[0032] 图 2 是本实施例 1 中搜索到的参考 RF 回波信号及对应的匹配基准信号例图;

[0033] 图 3 是根据图 2 所示匹配基准信号搜索到的与其匹配的原始 RF 信号例图;

[0034] 图 4 是将图 3 中的匹配区域进行局部放大的例图。

具体实施方式

[0035] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述, 但本发明的实施方式不限于此。

[0036] 实施例 1

[0037] 本实施例一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法流程图如图 1 所示, 下面依据该图对每个步骤详细表述如下。

[0038] 1、获得原始 RF 回波信号。

[0039] 原始 RF 回波信号通过以下两种方式得到: 一种是利用机械驱动的 A 超探头对被扫描组织的表面进行多点连续扫描, 并将连续采集到的原始 RF 回波信号保存至数据集中; 另一种是通过 B 超探头直接获得原始 RF 回波信号。

[0040] 扫描得到的原始 RF 回波信号满足这样的特性: 遇到组织表面反射之前的回波幅

值微弱,在组织表面处出现强度不同的回波信号,但这些回波信号在位置上具有相邻或相近的特点。

[0041] 2、对扫描得到的原始 RF 回波信号进行搜索,一旦其中一条 RF 回波信号的能量值大于预设值,则将该条信号标记为参考 RF 回波信号,根据该条参考 RF 回波信号遇到组织表面反射回来的强回波,确定若干区域 $S_d(i)$, d 表示该区域窗口长度, i 表示第 i 个回波区域,将 $S_d(i)$ 记为匹配基准信号。

[0042] 参考 RF 回波信号确定的步骤是:统计采集到的原始 RF 回波信号的能量中值或均值 M ,搜索原始 RF 回波信号,当搜索到的 RF 回波信号能量大于 M 时,停止搜索,即找到一条参考 RF 回波信号,所述信号能量为各个信号点的幅值平方和。如果某条原始 RF 回波信号的能量值大于 M ,则认为不存在明显的散射效应。

[0043] 以图 2 为例,图中的这条信号即为参考 RF 回波信号,在上述参考 RF 回波信号确定匹配基准信号 $S_d(i)$ 的方法是:从确定出来的参考 RF 回波信号起始点开始搜索,当检测到回波幅值绝对值大于事先设定的阈值 α 时,停止搜索,将从该点开始的 d 个信号点记为匹配基准信号 $S_d(i)$, i 表示第 i 个强回波, d 表示基准信号长度。图中 A 框中的局部信号即为匹配基准信号。

[0044] 这里特别说明,原始 RF 回波信号是指采集到的未经任何处理的 RF 回波信号;参考 RF 回波信号是指在这些原始 RF 回波信号中,搜索到的一条信号,该信号所经路径不存在明显的散射效应,其本身也是原始的 RF 回波信号;匹配基准信号,是搜索到的参考回波信号中对应的一段强回波区域,是参考 RF 回波信号的一小段区域。

[0045] 3、以参考 RF 回波信号为参照,分析其位置上相邻的原始 RF 回波信号,判断这些信号中 RF 回波信号的能量值是否大于预设值,如果是,则将这些原始 RF 回波信号确定为参考信号,并以原有的匹配基准信号 $S_d(i)$ 为基准,利用互相关方法在新标定的参考信号中标记搜索对应区域,获得新的基准信号 $S_d(i)$ 。

[0046] 利用互相关方法在新标定的参考 RF 回波信号中标记搜索对应区域的具体步骤是:从新标定的参考 RF 回波信号起点开始,依次取一段长度为 d 的信号 x ,与原有的匹配基准信号 $S_{d,j}(i)$ 进行互相关运算;求取互相关系数:

$$[0047] \quad r(s, x) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})(x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - \bar{s})^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \bar{x})^2}};$$

[0048] 上式中, s 表示匹配基准信号 $S_d(i)$, x 是新标定的参考 RF 回波信号中待搜索的一段信号, N 是匹配基准信号中包含的信号点数, $\bar{s}$ 和 $\bar{x}$ 分别表示匹配基准信号 s 和待匹配信号 x 的均值;当互相关系数大于一定的阈值时,则匹配成功。

[0049] 4、重复步骤 3,直到在搜索到的原始 RF 回波信号中得到能量值小于预设值的信号,将此区域信号成为基准回波信号,如图 3 所示,图中 B 框中的局部信号即为基准回波信号,根据搜索到的基准回波信号幅度下降的程度,确定放大因子 β ,将该局部区域内的原始 RF 回波信号进行因子放大,对图 3 中基准回波信号进行局部放大如图 4 中的 C 框中的局部信号所示。

[0050] 在该步骤中,放大因子 β 可采用多种方法,例如:

[0051] 一种是,将放大因子 β 设定为:

$$[0052] \quad \beta = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2} e^{-\lambda r};$$

[0053] 其中, $\sum_{i=0}^{N-1} s_i^2$ 为匹配基准信号能量, $\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2$ 为搜索到的基准回波信号能量, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描位置距离匹配基准信号对应的扫描位置之间的距离, λ 为常数因子。

[0054] 另一种是,将放大因子 β 设定为:

$$[0055] \quad \beta = \frac{|s|_{\max}}{|x|_{\max}} e^{-\lambda r};$$

[0056] 其中, $|s|_{\max}$ 为基准信号绝对值的最大值, $|x|_{\max}$ 为搜索到的基准回波信号的绝对值的最大值, $e^{-\lambda r}$ 为距离加权因子, r 表示基准回波信号对应的扫描点距离匹配基准信号对应的扫描点之间的距离, λ 为常数因子。

[0057] 5、重复步骤 3、4,直到全部原始 RF 回波信号处理完毕;将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像,重建出组织的三维表面图。

[0058] 在实际处理时,可以在将全部处理过后的 RF 信号转换成灰度图像前,先对 RF 信号进行 Hilbert 变换,将其对应的复数信号的模值作为图像的灰度值。

[0059] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

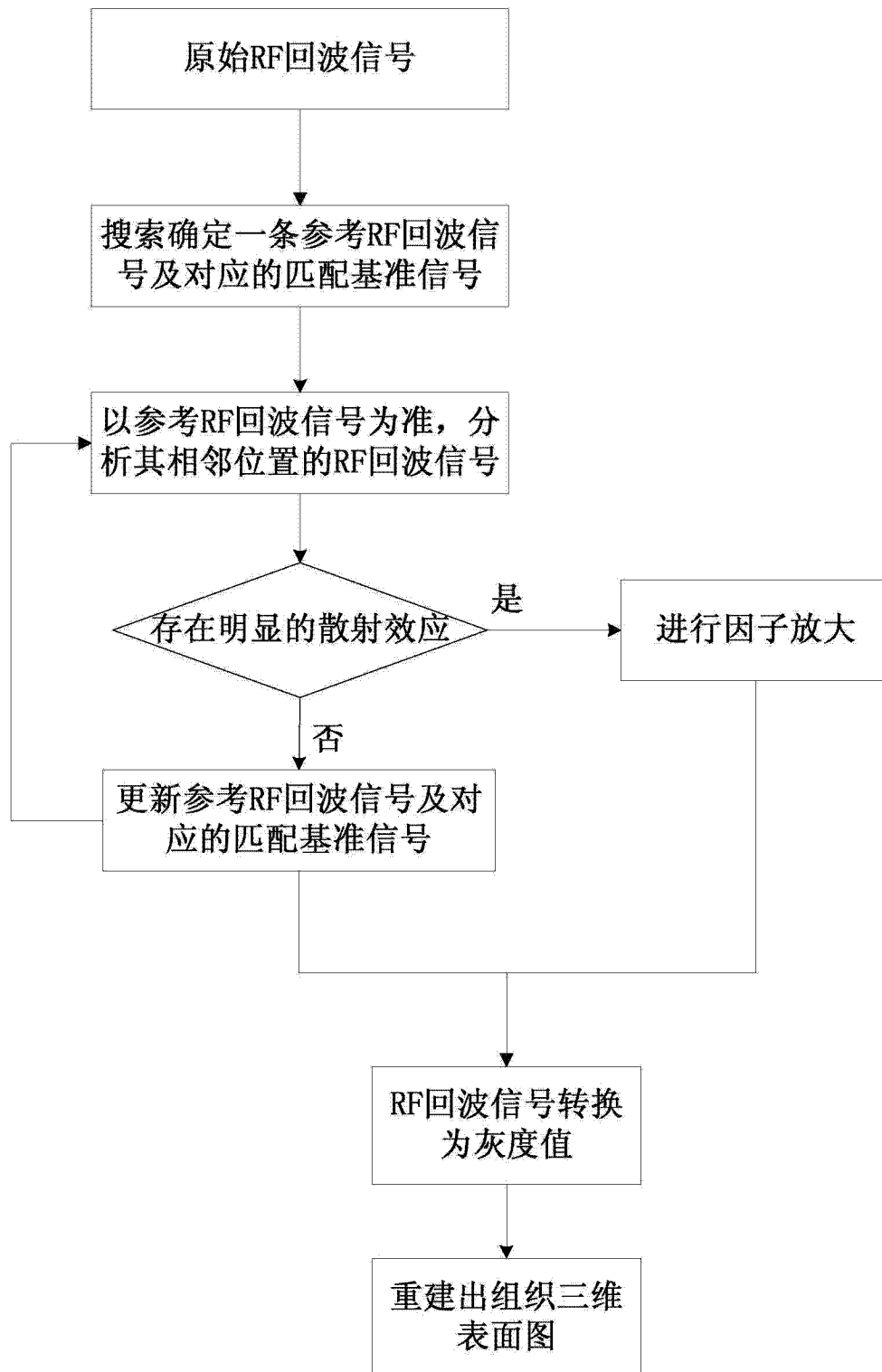


图 1

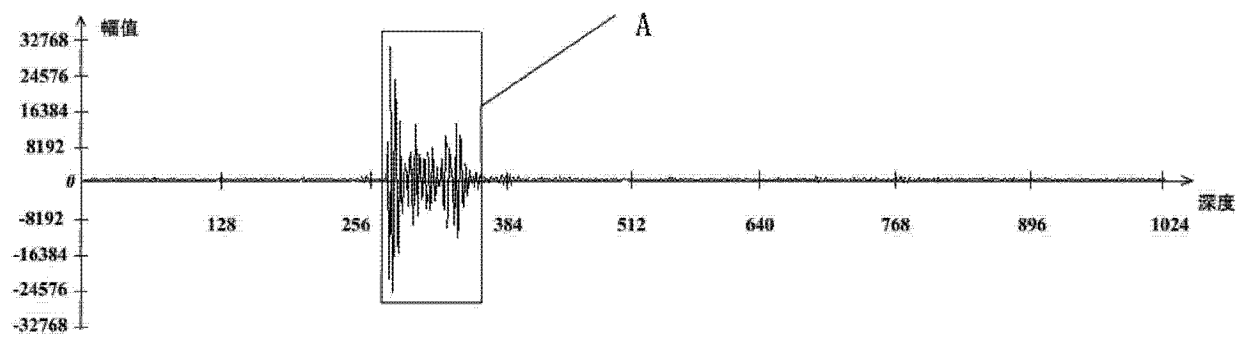


图 2

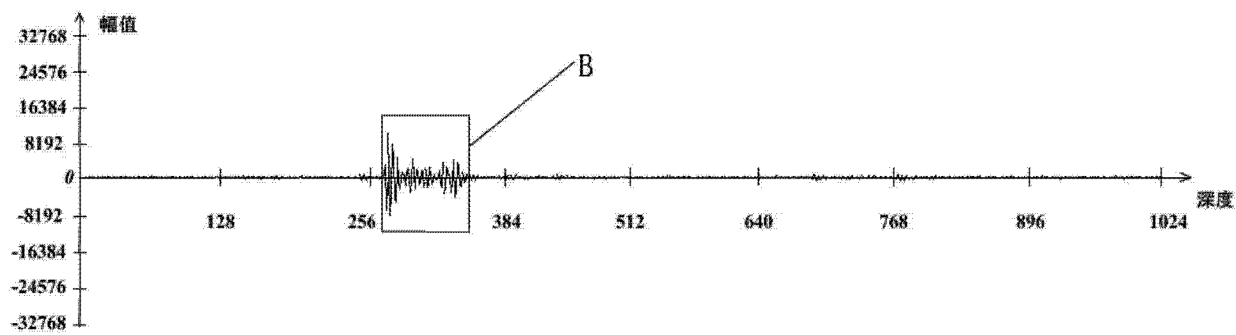


图 3

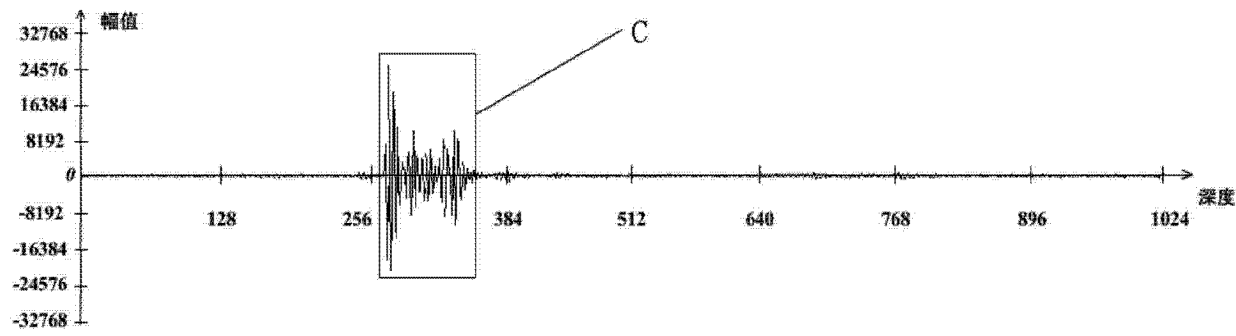


图 4

专利名称(译)	一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法		
公开(公告)号	CN103750862A	公开(公告)日	2014-04-30
申请号	CN201410028550.4	申请日	2014-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	黄庆华 叶鹏飞		
发明人	黄庆华 叶鹏飞		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103750862B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于不规则组织表面医学三维超声重建的方法，该方法是：搜索原始RF回波信号，找到一条参考RF回波信号，该信号所经路径不存在明显的散射效应，并确定匹配基准信号；以选取的参考RF回波信号为准，分析其位置上相邻的RF回波信号是否也存在明显的散射效应；如不存在，则对参考RF回波信号及对应的匹配基准信号进行更新，直到在搜索到的RF信号中发现因散射效应导致的强度下降的匹配基准信号，对该局部区域内的RF信号进行因子放大。最后将全部处理过后的原始RF回波信号转换成灰度图像，重建出组织的三维表面图。本发明很好地解决了超声探头在扫描时因组织表面不规则平整导致的信号散射严重等问题，使得重建出来的组织表面光滑均匀。

