



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102499711 B

(45) 授权公告日 2013. 07. 10

(21) 申请号 201110302352. 9

US 2007/0230759 A1, 2007. 10. 04, 全文 .

(22) 申请日 2011. 09. 28

CN 101599174 A, 2009. 12. 09, 全文 .

CN 101190135 A, 2008. 06. 04, 全文 .

(73) 专利权人 无锡祥生医学影像有限责任公司
地址 214142 江苏省无锡市新区硕放香楠路
8 号

审查员 薛艳华

(72) 发明人 赵丹华 许冠明 赵明昌 陆坚

(74) 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
32104

代理人 曹祖良

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101972152 A, 2011. 02. 16, 说明书
[0007] 段至 [0039] 段 .

CN 101972152 A, 2011. 02. 16, 说明书
[0007] 段至 [0039] 段 .

CN 101448460 A, 2009. 06. 03, 说明书第
[0018] 段 .

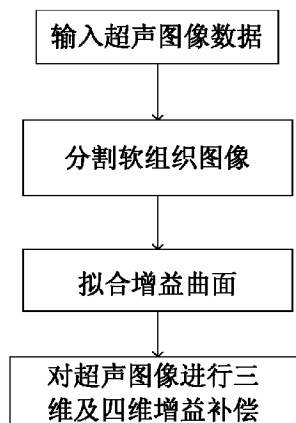
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

三维或四维超声图像自动优化调节方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声图像三维及其四维自动优化调节方法,其步骤包括有:输入图像数据;分割软组织图像区域;拟合增益平面;对图像进行三维及其四维增益补偿。其优点是:本发明对对数压缩前的包络数据或对数压缩后的图像数据根据统计参数计算像素点所带的权值,或利用信噪比进而将软组织与非软组织区分开,然后对其进行增益平面的拟合,计算出增益补偿值,将其用于超声图像进行三维及其四维均匀性的调整,从而使图像亮度均匀一致。



1. 三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) 输入超声图像数据,所述超声图像数据为对数压缩前的包络数据或对数压缩后的数据中的任一种;

2) 分割软组织图像,区分超声图像中的软组织图像与非软组织图像;

3) 对超声图像每一维方向所包含数据作拟合得到增益曲面;

4) 进而计算出增益补偿参数值,对超声图像进行多维自动优化调节;

在包括深度方向、横向方向以及时间方向上的三维自动优化调节中,步骤3中所述的拟合增益曲面的函数为:

$I=f(D_i, L_j, T_k)$, D_i, L_j, T_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及时间方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

1) 该函数在整个定义区间连续;

2) 该函数在整个定义区间内可导;

3) 该函数是光滑函数;

步骤2中所述分割软组织图像的方法为通过高斯分布计算权值来区分软组织图像区域与非软组织图像区域;

所述通过高斯分布计算权值来区分软组织图像区域与非软组织图像区域的步骤包括:

1) 根据超声图像中组织的像素均值 μ 和方差 δ^2 ,对于原超声图像中的任意一点的像素值 $Oimg(i, j)$ 利用高斯分布计算权值 $Weight(i, j)$,如下式:

$$Weight(i, j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(Oimg(i, j) - \mu)^2}{2\sigma^2}}$$

得到权值图像 $Weight$,其中 $Weight(i, j)$ 是权值图像中的位置为 (i, j) 对应的权值;

2) 遍历所述权值图像中的所有权值,搜索出最大的权值 $Weight_{max}$;

3) 利用所述最大权值对所有权值进行归一化计算:

$$Weight_{normal}(i, j) = \frac{Weight(i, j)}{Weight_{max}}$$

得到归一化后的权值图像,其中 $Weight_{normal}(i, j)$ 是权值图像经过归一化后,图像中位置为 (i, j) 对应的权值;

4) 根据所述归一化后的权值图像与所述输入图像计算加权后的图像:

$$Dimg(i, j) = Oimg(i, j) \cdot Weight_{normal}(i, j)$$

其中, $Dimg(i, j)$ 是加权图像中位置为 (i, j) 对应的像素值;

5) 利用预先设定的阈值 THr 对所述加权后的图像进行归一化计算:

$$Dimgnormal(i, j) = \frac{Dimg(i, j)}{THr}$$

其中, $Dimgnormal(i, j)$ 是加权图像经过归一化后,图像中位置为 (i, j) 对应的像素值。

2. 如权利要求1所述的三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在于,所述三维是指深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向四维中的任意三维。

3. 如权利要求 1 所述的三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在於,所述四维自动优化调节包括深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向上的调节。

4. 根据权利要求 1 所述的三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在於,步骤 2 中所述分割软组织图像的方法为利用信噪比 SNR 的不同来区分软组织图像区域与非软组织图像区域。

5. 根据权利要求 1 所述的三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在於,在包括深度方向、横向方向以及纵向方向上的三维自动优化调节中,步骤 3 中所述的拟合增益曲面的函数为:

$I=f(D_i, L_j, E_k)$, D_i, L_j, E_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及纵向方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

- 1) 该函数在整个定义区间连续;
- 2) 该函数在整个定义区间内可导;
- 3) 该函数是光滑函数。

6. 根据权利要求 1 所述的三维或四维超声图像自动优化调节方法,其特征在於,四维自动优化调节,即包括深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向上的调节中,步骤 3 中所述的拟合增益曲面的函数为: $I=f(D_i, L_j, T_k, E_m)$, D_i, L_j, T_k, E_m 分别代表沿深度方向、横向方向、时间方向以及纵向方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

- 1) 该函数在整个定义区间连续;
- 2) 该函数在整个定义区间内可导;
- 3) 该函数是光滑函数。

三维或四维超声图像自动优化调节方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像增益优化方法,尤其是一种三维或四维超声图像自动优化调节方法。

背景技术

[0002] 超声波在人体内传播时,随着传播距离的加深,反射回来的超声信号会减少,使超声图像沿深度方向呈现亮度不均匀的现象,这使得对医生诊断起着重要作用的软组织也往往不能够清晰准确地显示。为了得到优质的超声图像便于医生诊断,我们需要采取增益补偿措施,使损耗的图像增益得到较好的补偿以达到一个亮度均匀的超声图像。

[0003] 在超声诊断设备中对图像增益的补偿,一般是针对深度方向上进行补偿,称为DGC(Depth Gain Compensation,深度增益补偿),由于随着深度的增大,扫描时间也相应地增加,所以也称为TGC(Time Gain Compensation,时间增益补偿),在后面的叙述中均以TGC表述。常用的TGC调节一般采用多段(包括但不限于8段、16段、24段等)电位器调整不同深度的放大倍数。以8段TGC为例,其TGC曲线由7段直线拼接而成,其8个折点的端点值可以由控制面板上的8段TGC电位器值决定,中间值由两端增益值通过线性插值得到。医生可以通过调节电位器来改变增益曲线,进而对图像进行补偿。

[0004] 目前常用的自动增益调节方法首先需要对图像进行分块处理,进而利用预先选定的阈值判断子块是否是软组织图像,然后再计算增益补偿参数值进而优化图像质量。在此类方法中,对于图像分块后的子块中的像素点,常常采用预先设定的阈值判断是否是软组织图像的像素点,大于预先给定的阈值,则为软组织图像的像素点,以1值标记,否则为非软组织图像的像素点,以0值标记,这样做存在的缺点是:图像分割后软组织图像区域像素点对应的数值均为1值,非软组织图像区域(即近场、远场的噪声以及软组织中的囊肿等)的像素点对应的数值均为0值,使分块后的整个图像像素值不连续,对于软组织图像和非软组织图像之间的界定没有适当的过渡,仅单纯依靠0值和1值作区分,这样很容易对是否是软组织图像产生错误的判断。若对软组织图像判断不够准确,则会出现对原本是软组织图像的部分补偿不足的现象,从而影响医生做出正确的诊断结论。

[0005] 无论是DGC还是TGC,均是针对超声图像在深度方向上的增益衰减进行补偿,但是往往在一定深度上每一帧图像对于不同的超声回波强度也不一样,这时候仅仅调节TGC很难使图像中的软组织图像区域亮度均匀。目前,针对增益补偿方法提出了对超声图像在横向方向上进行增益补偿的方法,也称为LGC(Lateral Gain Compensation,横向增益补偿)。现有的方法需要根据软组织图像的均值分别计算横向和纵向的增益补偿曲线,然后根据横纵向增益补偿曲线进行图像优化,从而使图像达到纵横两个方向上的亮度均衡。这种方法虽然使图像不仅在深度方向上亮度更加均匀,而且在横向方向上亮度也均匀一致,但由于亮度并不仅仅随着深度方向和横向方向两个方向呈减弱的变化趋势,而是可能沿图像的任意方向非均匀变化,仅仅在两个方向上进行增益补偿依然不能够全面地补偿随着扫描时间增加带来的增益损耗。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种三维或四维超声图像自动优化调节方法,克服了目前医用超声设备手动完成 TGC 参数调节而且只能调节一至两个方向上的增益所带来的缺点。

[0007] 按照本发明提供的技术方案,所述三维或四维超声图像自动优化调节方法包括以下步骤:

[0008] 1) 输入超声图像数据,所述超声图像数据为对数压缩前的包络数据或对数压缩后的数据中的任一种;

[0009] 2) 分割软组织图像,区分超声图像中的软组织图像与非软组织图像;

[0010] 3) 对超声图像每一维方向所包含数据作拟合得到增益曲面;

[0011] 4) 进而计算出增益补偿参数值,对超声图像进行多维自动优化调节。

[0012] 所述三维是指深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向四维中的任意三维。

[0013] 所述四维自动优化调节包括深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向上的调节。

[0014] 步骤 2 中所述分割软组织图像的方法为通过高斯分布计算权值来区分软组织图像区域与非软组织图像区域。所述通过高斯分布计算权值来区分软组织图像区域与非软组织图像区域的步骤包括:

[0015] 1) 根据超声图像中组织的像素均值 μ 和方差 δ^2 ,对于原超声图像中的任意一点的像素值 $O_{img}(i, j)$ 利用高斯分布计算权值 $Weight(i, j)$,如下式:

$$[0016] \quad Weight(i, j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(O_{img}(i, j) - \mu)^2}{2\sigma^2}}$$

[0017] 得到权值图像 $Weight$,其中 $Weight(i, j)$ 是权值图像中的位置为 (i, j) 对应的权值;

[0018] 2) 遍历所述权值图像中的所有权值,搜索出最大的权值 $Weight_{max}$;

[0019] 3) 利用所述最大权值对所有权值进行归一化计算:

$$[0020] \quad Weight_{normal}(i, j) = \frac{Weight(i, j)}{Weight_{max}}$$

[0021] 得到归一化后的权值图像,其中 $Weight_{normal}(i, j)$ 是权值图像经过归一化后,图像中位置为 (i, j) 对应的权值;

[0022] 4) 根据所述归一化后的权值图像与所述输入图像计算加权后的图像:

$$[0023] \quad Dimg(i, j) = O_{img}(i, j) \cdot Weight_{normal}(i, j)$$

[0024] 其中, $Dimg(i, j)$ 是加权图像中位置为 (i, j) 对应的像素值。

[0025] 5) 利用预先设定的阈值 THr 对所述加权后的图像进行归一化计算:

$$[0026] \quad Dimgnormal(i, j) = \frac{Dimg(i, j)}{THr}$$

[0027] 其中, $Dimgnormal(i, j)$ 是加权图像经过归一化后,图像中位置为 (i, j) 对应的像素值。

[0028] 步骤 2 中所述分割软组织图像的方法为利用信噪比 SNR 的不同来区分软组织图像区域与非软组织图像区域。

[0029] 在包括深度方向、横向方向以及时间方向上的三维自动优化调节中,步骤3中所述的拟合增益曲面的函数为:

[0030] $I = f(D_i, L_j, T_k)$, D_i, L_j, T_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及时间方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

[0031] 1) 该函数在整个定义区间连续;

[0032] 2) 该函数在整个定义区间内可导;

[0033] 3) 该函数是光滑函数。

[0034] 在包括深度方向、横向方向以及纵向方向上的三维自动优化调节中,步骤3中所述的拟合增益曲面的函数为:

[0035] $I = f(D_i, L_j, E_k)$, D_i, L_j, E_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及纵向方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

[0036] 1) 该函数在整个定义区间连续;

[0037] 2) 该函数在整个定义区间内可导;

[0038] 3) 该函数是光滑函数。

[0039] 四维自动优化调节,即包括深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向上的调节中,步骤3中所述的拟合增益曲面的函数为: $I = f(D_i, L_j, T_k, E_m)$, D_i, L_j, T_k, E_m 分别代表沿深度方向、横向方向、时间方向以及纵向方向的自变量,该函数满足以下三个条件:

[0040] 1) 该函数在整个定义区间连续;

[0041] 2) 该函数在整个定义区间内可导;

[0042] 3) 该函数是光滑函数。

[0043] 本发明的优点是:本发明提供一种能够进行三维或四维增益自动优化的方法,整个过程无需手动调节参数,不但克服了传统操作繁琐的缺点,大大减少了医生诊断的时间,而且可以对包括深度方向、横向方向、纵向方向、时间方向的四维方向中的任意三维或四维方向进行增益补偿,使整个图像亮度均匀,从而提高了超声诊断的准确率。

附图说明

[0044] 图1为本发明涉及的超声诊断设备的系统框图。

[0045] 图2为本发明流程图。

[0046] 图3为本发明实施例的超声图像软组织图像分割流程图。

[0047] 图4为本发明实施例的超声图像矩阵示意图。

[0048] 图5为本发明实施例的权值图像矩阵示意图。

[0049] 图6为本发明实施例的加权后的图像矩阵示意图。

[0050] 图7为本发明实施例的一种三维自动优化调节示意图。

[0051] 图8为本发明实施例的另一种三维自动优化调节示意图。

[0052] 图9为本发明实施例的四维自动优化调节示意图。

具体实施方式

[0053] 下面结合附图和实施例详细说明本发明技术方案中所涉及各个细节问题。

[0054] 如图1所示,超声诊断设备系统包括:控制器、发射电路、换能器、接收电路、波束

合成、信号处理图像形成、键盘（或软键盘）以及显示器。首先键盘（或软键盘）是控制器的用户输入端，给用户一种便利的手段来与控制器交互，换能器（也叫探头）是超声波的发射和接收装置，可以将电能转换为声能，也可以将声能转换为电能，首先发射电路在控制器的协调下，向换能器发送电信号，由换能器将其转换为超声波发射出去，接收电路负责接收换能器传过来的回声信号（已经由换能器转换为电信号），并将其进行放大、数模变换等处理，波束合成对不同方向上的回声信号进行动态聚焦以及动态孔径处理，将其合成在一起，然后信号处理和图像形成对波束合成后的信号进行噪声抑制、包络检波、对数压缩等处理最终在显示器上显示。所显示的超声图像包括无信号区间、软组织图像区域（包括皮肤、皮神经、浅血管等所显示的图像区域）以及强反射区域（比如骨头、头骨等所显示的区域）。本发明所关注的是其中的软组织图像区域，也是超声检查中对诊断起作用的区域。

[0055] 图 2 所示的是三维或四维超声图像自动优化调节方法流程图。首先输入超声图像数据，该超声图像数据可以是对数压缩前的包络数据或对数压缩后的数据中的任何一种数据；然后区分出对诊断有重要意义的软组织图像；最后对深度方向、横向方向、纵向方向以及时间方向所包含数据作拟合得到增益曲面，其空间坐标系包括但不限于深度方向、横向方向、时间方向、纵向方向等多个方向，在具体实施中，可以是三维空间上进行优化，也可以是四维空间上进行优化，例如，三维空间上的优化可以对沿深度方向、横向方向以及时间方向上的各自变量进行拟合，另一实施例可以对沿深度方向、横向方向以及纵向方向上的各自变量进行拟合，更进一步地，四维空间上的优化可以对沿深度方向、横向方向、时间方向以及纵向方向上的各自变量进行拟合，进而计算出增益补偿参数值进行图像多维自动优化调节。

[0056] 为了更进一步地说明本发明所述的软组织图像的分割方法，在本发明的一个较佳的实施例中，对于三维或四维超声图像自动优化调节方法的说明如图 3 所示，在步骤 32 中，首先要明确待处理的数据是经过对数压缩前的包络数据还是对数压缩后的数据，对于这两种不同的数据，计算增益补偿后的图像的方法也不相同，本领域的技术人员很容易理解这两种不同数据实现优化可以达到相同的效果，并不会造成任何揭示不充分或揭示模糊的问题。

[0057] 在步骤 33 中，首先已知组织的像素均值 μ 和方差 δ^2 ，然后对超声图像中的每一个像素点计算其在图像中所占权值 $Weight(i, j)$ 并构成与原图像同等大小的权值图像 $Weight$ 。所述组织 (tissue) 像素的均值以及方差是指当前超声设备所检查的组织比如肝脏、心脏、肾脏、肺以及肌肉、子宫等所对应图像所计算出的均值和方差，这两个值是已知的。

[0058] 对于权值 $Weight(i, j)$ 的计算，设原超声图像为 $Oimg$ ，大小为 $M \times N$ ，其对应的组织像素均值为 μ ，方差为 δ^2 ，对于原超声图像中的任意一点的像素值 $Oimg(i, j)$ ，利用高斯分布计算权值 $Weight(i, j)$ ：

$$[0059] \quad Weight(i, j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(Oimg(i, j) - \mu)^2}{2\sigma^2}} ;$$

[0060] 已知在高斯分布中，该分布由两个参数——平均值 μ 和方差 δ^2 决定，其概率密度函数曲线以均值 μ 为对称中线，方差 δ^2 越小，分布越集中在均值 μ 附近。在本发明中，组织的像素均值有最大的高斯分布值，所以图像中的其余像素点随着距离组织像素均值越

来越远,其对应的权值也越来越小,这样做的好处在于:对超声图像中的软组织图像与非软组织图像(比如包含在软组织内部的囊肿等区域)进行有效的区分,由于从理论上讲,图像中每一个像素点的分布值均不为零,也就是说需要对超声图像中的每一个像素点进行计算,这样使得对软组织图像与非软组织图像的区分进行了模糊处理,换句话说,图像中的每一个像素点均有分布值是为了保证更加准确地判断软组织图像区域,避免了在图像分割中单纯依靠阈值来判断是否是软组织图像所带来不准确的问题。这里需要说明的是,对于本领域技术人员来说,实现加权的方法并不拘泥于本发明中所揭示的根据组织像素均值和方差利用高斯分布计算权值的方法,比如可以根据很多类似的统计参数(比如由均值或方差做相应的变换后的参数等)利用其他实现方法实现加权的计算等,都可以认为是本发明的变形,综上所述,凡是只要能用来对图像进行加权运算的方法,都适用于本发明。

[0061] 在步骤 34 中,首先遍历整个权值图像,搜索最大的权值,然后对在步骤 33 中计算出来的权值图像根据最大的权值对整个权值图像进行归一化计算,使权值均处于 0 值至 1 值之间。

[0062] 设 $Weight_{max}$ 是其中最大的权值, $Weight_{normal}(i, j)$ 是经过归一化计算后的权值,则对权值图像 $Weight$ 中的每一个权值 $Weight(i, j)$ 按照下式进行归一化计算:

$$[0063] \quad Weight_{normal}(i, j) = \frac{Weight(i, j)}{Weight_{max}} \quad \circ$$

[0064] 由于在高斯分布中,越靠近均值的附近,对应的概率分布函数值越大,反之,对应的概率分布函数值越小。若某一点的权值 $Weight_{normal}(i, j)$ 越接近 1 值,则代表该像素点对应的像素值越靠近组织像素均值,进而判断该像素点属于软组织图像的可能性越大,反之,若某点权值 $Weight_{normal}(i, j)$ 距离 1 值越远,即越靠近 0 值,则代表该像素点对应的像素值越远离组织像素均值,进而该像素点属于软组织图像的可能性越小,而属于非软组织图像比如软组织中类似囊肿或噪声的可能性越大,对此在图 5 中也给出了示意图。这里所述是否属于软组织图像的判断只是为了说明某一个像素点对应的权值大小与该点是否属于软组织图像有密切关系,在实际实现过程中,并不把权值的大小作为判断软组织图像的阈值并以 1 值和 0 值分割软组织图像和非软组织图像。

[0065] 在步骤 35 中,根据在步骤 34 中经过归一化的权值图像 $Weight_{normal}$ 以及原超声图像 $Oimg$ 计算加权后的图像 $Dimg$,计算公式如下:

$$[0066] \quad Dimg = Oimg \cdot Weight_{normal}$$

[0067] 这里的 \cdot 表示两个矩阵进行点乘。

[0068] 也就是说将每一个像素点对应的权值作用于该像素点上,进一步区分软组织图像区域与非软组织图像区域。若加权后的图像中部分像素点的像素值接近组织像素均值,则代表这部分像素点属于软组织图像,若像素值为接近 0 值的小数,则代表这部分像素点属于非软组织图像,在图 6 中也给出了示意图。

[0069] 在步骤 36 中,为了减小拟合的运算量,对加权后的图像 $Dimg$ 中的所有像素点根据预先设定的阈值 THr 进行归一化处理,其计算方法与在步骤 34 中揭示的方法相同:

$$[0070] \quad Dimgnormal(i, j) = \frac{Dimg(i, j)}{THr}$$

[0071] 其中 $Dimgnormal(i, j)$ 为加权后的图像进行归一化后的数值。

[0072] 需要说明的是,为了保证归一化后的 $\text{Dimgnormal}(i, j)$ 处于 0 值至 1 值之间,则预先设定的阈值可以是原图像中的最大的像素值,当然,预先设定的阈值并不仅限于此,用户可以根据本发明的思路做相应的变换,并无任何特定的限制。

[0073] 图 4、图 5 以及图 6 进一步对上述步骤中通过加权区分软组织图像的方法进行说明。

[0074] 图 4 是超声图像矩阵示意图。若当前组织的像素均值为 63,则可以看出软组织图像所在区域的像素点的像素值集中在 60-70 附近,而其余区域的像素点的像素值与组织像素均值相差较大,这表明,可以利用组织像素均值作为判断软组织图像的标准。

[0075] 根据组织的像素均值利用高斯分布计算原超声图像对应的权值矩阵如图 5 所示,由于高斯分布的特性,越靠近均值的像素点对应的概率密度函数值越大,即所谓的权值越大,反之,越远离均值的像素点对应的概率密度函数值越小,所以对比图 4 所示的超声图像和图 5 所示的权值图像可以看出,与组织像素均值接近的像素点对应的权值远远高于那些与组织像素均值差异较大的像素点对应的权值,而且相差达到两至三个数量级,然后将所计算出来的每个像素点的权值加权到对应的像素点上,得到如图 6 所示的加权后的图像。

[0076] 如图 6 所示,可以看出,加权后的图像的像素值分布很明显,经过加权后的部分像素点的像素值与原组织的像素均值接近,则认为这些与组织像素均值接近的像素点属于软组织图像,而加权后的部分像素点与原组织的像素均值相差在两至三个数量级,则认为非软组织图像,可以看出,加权后的图像已经把对医生诊断起着重要作用的软组织图像与非软组织图像相区分开,而且图像中的所有像素点都有对应的像素值,这一点是有别于在现有技术,在现有技术中,通常采用 0 值和 1 值简单地将软组织图像和非软组织图像进行分割,这种方法虽然简单,使处理后图像中的任意像素点对应的值不是 0 值则是 1 值,但是也存在不足之处:分割后的图像矩阵,其分割的好坏在很大程度上取决于预先选定的阈值。若分割阈值的选取不适合时,极易产生分割时的错误判断的现象,比如由于阈值选取的不当将软组织图像中的某部分的像素点以 0 值标记为是无效的像素点,这对医生来说,无疑是失去了一部分对诊断有重要价值的信息,在一定程度上,很可能造成医生做出不够准确的诊断结论,这在实际的诊断过程中会对患者造成很大的损害,在现有技术中为了使整个图像像素值相对连续,还需要根据软组织图像区域在同一深度所占的百分比计算有效行并利用插值算法对 0 值点进行插值运算,这样做无疑使计算量增大。为了克服这一问题,本发明中披露之技术与现有技术中的对图像有效区域或均匀子块的分割不同的是:如图 6 所示,加权后的图像矩阵中的每个像素点均有数值,在计算增益补偿之前,不需要做任何插值运算就已经实现了模糊处理,有利用图像整体的增益调节。

[0077] 图 4、图 5、图 6 给出的是对数压缩后的图像中的每个像素点进行加权计算的示意图,所示图像中的大小以及每个像素值仅起到解释说明的作用。

[0078] 对于软组织图像的分割,其包括但不限于通过上述加权的方法,在本发明的另一个实施例中,还可以利用信噪比 SNR 作为判断是否是软组织图像的标准。SNR 的计算公式如下:

$$[0079] \quad SNR = \frac{\mu}{\sigma}$$

[0080] 其中 μ 和 σ 是当前图像区域的均值和方差。

[0081] 通常,在超声图像中,若其服从瑞利分布,则 SNR 值一般在 1.9 左右,当然这也根据系统的不同而有所差异。

[0082] 根据上述公式可以看出,SNR 值与当前区域图像的均值和方差有关,则其每一个区域对应的 SNR 值也所有不同,这就可以作为区分软组织图像区域和其他区域(比如噪声区域以及强反射区域)的标准。比如当前超声图像分为三个区域:强反射区、软组织图像区以及噪声区,其分别对应的信噪比记为:SNR₀、SNR₁ 以及 SNR₂,对于给定的 SNR_{th},若满足以下条件

$$[0083] \quad |\text{SNR}_i - \text{SNR}_{\text{th}}| \leq m$$

[0084] 其中 $i = 0, 1, 2$, 阈值 m 可以由用户自定义,比如 0.1、0.2 等。

[0085] 则认为该信噪比所对应的区域是软组织图像区域。

[0086] 比如,在超声图像中若服从瑞利分布,则对应的信噪比 SNR 一般为 1.9 左右,若某区域的 SNR 值与理想值 1.9 之差的绝对值在给定范围内,即其越接近理想 SNR 值,则该区域判断是软组织图像的可能性越大,反之是强反射区域或噪声区域的可能性越大。这种方法比上述通过加权的方法进行软组织图像区域判别更加稳定,因为其只与超声图像本身的均值和方差有关,但是由于需要计算每一个子区域的方差,所以相对来说,计算量较大,在实际过程中,用户可以自己权衡并选择认为比较合适的方法进行软组织图像区分,并无特殊限制。

[0087] 通过加权有效地区分软组织图像后,将通过几个具体的优化实施例对三维及其四维自动优化调节中的增益曲面拟合分别进行说明。

[0088] 三维自动优化调节实施例 A:

[0089] 考虑到由于回波信号的衰减,每一帧超声图像不仅沿深度方向和横向方向的亮度有所减弱,而且随着扫描时间的增加,连续两帧图像间在相同位置的亮度也有所差别。

[0090] 为了更好地补偿超声图像沿深度方向 D(depth)、横向方向 L(lateral) 以及时间方向 T(time) 的增益衰减,将超声图像 (Dimagnormal) 记为 I,则建立以下方程:

$$[0091] \quad I = f(D_i, L_j, T_k)$$

[0092] 其中, D_i, L_j, T_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及时间方向的自变量,也就是说,超声图像 I 中的像素值 $I(i, j, k)$ 是关于图像深度、横向方向以及扫描时间这三个自变量的函数,其满足以下三个条件:

[0093] (1) 该函数在整个定义区间连续;

[0094] (2) 该函数在整个定义区间内可导;

[0095] (3) 该函数是光滑函数;

[0096] 其中深度方向 D、横向方向 L 以及扫描时间 T 如图 7 所示的 x 轴、y 轴以及 t 轴。随着自变量的变化,其对应的函数值也发生变化。

[0097] 为了更进一步说明上述函数关系,在本发明的一个实施例中,可以采用多项式拟合增益曲面:

$$[0098] \quad I = \sum_i^{M_1} \sum_j^{M_2} \sum_k^{M_3} a_{i,j,k} D^i L^j T^k$$

[0099] 其中 $a_{i,j,k}$ 是待定系数, M_1, M_2 以及 M_3 可以相同大小,也可以不同。比如当 $M_1 = M_2 = M_3 = 2$ 时,拟合得到的是一个二次增益曲面。

[0100] 然后通过解超定方程组确定系数 $a_{i,j,k}$ 进而确定增益曲面。

[0101] 对上述包含深度方向、横向方向、时间方向以及像素值的四维空间的拟合包括但不限于实施例 A 中所述的方法,在具体实施过程中,用户可以根据当前情况采用多种方法完成增益曲面的拟合,其包括但不限于采用多项式方法,比如当前增益变化呈对数函数分布趋势,则可以采用对数函数进行拟合,比如形如 $a \log(x+b)$,若当前增益变化呈指数分布趋势,则可以采用指数函数进行拟合,比如形如 $y = e^{ax}+b$,还可以是多元非线性曲面拟合、多元最小二乘法拟合等方法,总之,对此可以采用多种方式实现,并无特定限制。凡是对上述四维空间拟合求得超声图像增益值的拟合方法均在本发明保护范围之内。

[0102] 三维自动优化实施例 B:

[0103] 目前用于实时三维成像的方式包括但不限于利用二维相控阵换能器、摇摆线阵换能器以及摇摆凸阵换能器产生三维数据,还可以是机械驱动扫查或磁场空间定位自由臂扫查等方式。以二维相控阵换能器为例,其晶片呈矩阵形排列,被纵向、横向多线场均匀切割,形成多个微型正方形小格。探头发射声速时按相控阵方式沿 y 轴方向进行方位转向,形成二维图像,再沿着 z 轴方向扇形移动进行立体仰角转向,形成金字塔数据库,对于采集的一系列分立的二维图像进行空间定位,并对相邻切面之间的空隙进行像素插补平滑后,形成三维立体数据库,在一个扫描周期中可以产生多个这样的三维数据库,则在该周期内的相邻三维数据库的相同位置的像素值也存在差异,并且该差异与其三维数据库之间的间隔有关,所以这时超声图像的亮度值不仅与图像深度方向以及横向方向有关,还与沿纵向方向的变化有关,如图 8 所示的 z 轴方向,所以超声图像的像素值是关于深度方向 D (depth)、横向方向 L (lateral) 以及纵向方向 E (elevation) 的函数,其中深度方向 D 、横向方向 L 以及纵向方向 E 如图 8 所示的 x 轴、 y 轴以及 z 轴所示的方向。

[0104] 为了更好地补偿超声图像沿深度方向 D (depth)、横向方向 L (lateral) 以及纵向方向 E (elevation) 的增益衰减,将超声图像 (Dimagnormal) 记为 I ,则建立以下方程:

$$[0105] \quad I = f(D_i, L_j, E_k)$$

[0106] 其中, D_i, L_j, E_k 分别代表沿深度方向、横向方向以及纵向方向的自变量。

[0107] 与实施例 A 不同的是,超声图像 I 中的像素值 $I(i, j, k)$ 是关于图像深度、横向方向以及纵向方向这三个自变量的函数,但其函数特性依然满足如实施例 A 中所述的三个条件,其中深度方向 D 、横向方向 L 以及纵向方向 E 如图 8 所示的 x 轴、 y 轴以及 z 轴。

[0108] 为了更进一步说明上述函数关系,在本发明的一个实施例中,可以采用多项式来拟合增益曲面:

$$[0109] \quad I = \sum_i^{M_1} \sum_j^{M_2} \sum_k^{M_3} a_{i,j,k} D^i L^j E^k$$

[0110] 其中 $a_{i,j,k}$ 是待定系数, M_1, M_2 以及 M_3 可以相同大小,也可以不同,然后通过解超定方程组确定系数 $a_{i,j,k}$ 进而确定增益曲面。

[0111] 对上述包含深度方向、横向方向、纵向方向以及像素值的四维空间的拟合包括但不限于实施例 A 以及实施例 B 中所述的方法,在具体实施过程中,用户可以根据当前情况采用多种方式完成增益曲面的拟合,其包括但不限于采用多项式方法,比如当前增益变化呈对数函数分布趋势,则可以采用对数函数拟合,若当前增益变化呈指数分布趋势,则可以采用指数函数拟合,还可以是多元非线性曲面拟合、多元最小二乘法拟合等方法,可以采用多种

方式实现,并无特定限制。凡是对上述四维空间拟合求得超声图像增益值的拟合方法均在本发明保护范围之内。

[0112] 四维自动优化实施例 C:

[0113] 上述实施例 A 可以对包括深度方向、横向方向以及时间方向进行自动优化调节,在实施例 B 中可以对包括深度方向、横向方向以及纵向方向进行自动优化调节,但是对于目前的四维彩超仅仅在三个方向上进行调节还不能够达到充分的优化,原因在于,四维超声技术是在采用三维超声图像加上时间维度参数,将三维超声图像中的不同时间的立体图像按照时间周期的先后顺序连续放映,形成实时动态的三维图像,所以在实施例 B 中仅考虑了深度方向、横向方向以及纵向方向显然是不充分的,还需要考虑在时间维度上超声图像像素值的变化,所以在四维超声中,其超声图像的像素值是关于深度方向 D(depth)、横向方向 L(lateral)、纵向方向 E(elevation) 以及时间方向 T(time) 的函数,其中深度方向 D、横向方向 L、纵向方向 E 以及时间方向 T 如图 9 所示的 x 轴、y 轴、z 轴以及 t 轴所示的方向。

[0114] 为了更好地补偿超声图像沿深度方向 D(depth)、横向方向 L(lateral)、纵向方向 E(elevation) 以及时间方向 T(time) 的增益衰减,将超声图像 (Dimagnormal) 记为 I,则建立以下方程:

$$[0115] \quad I = f(D_i, L_j, T_k, E_m)$$

[0116] 其中, D_i, L_j, T_k, E_m 分别代表沿深度方向、横向方向、时间方向以及纵向方向的自变量。

[0117] 也就是说,超声图像 I 中的像素值 $I(i, j, k, m)$ 是关于图像深度、横向方向、扫描时间以及纵向时间这四个自变量的函数,其函数特性满足如实施例 A 中所述的三个条件,其中深度方向 D、横向方向 L、时间方向 T 以及纵向方向 E 如图 8 所示的 x 轴、y 轴、z 轴以及 t 轴。

[0118] 为了更进一步说明上述函数关系,依然以多项式来拟合增益曲面为例:

$$[0119] \quad I = \sum_i^{M_1} \sum_j^{M_2} \sum_k^{M_3} \sum_m^{M_4} a_{i,j,k,m} D^i L^j T^k E^m$$

[0120] 其中 $a_{i,j,k,m}$ 是待定系数, M_1, M_2, M_3 以及 M_4 可以相同大小,也可以不同,然后通过解超定方程组确定系数 $a_{i,j,k,m}$ 进而确定增益曲面。

[0121] 对上述包含深度方向、横向方向、纵向时间、时间方向以及像素值的五维空间的拟合包括但不限于实施例 A 中所述的方法,在具体实施过程中,用户可以根据当前情况采用多种方式完成增益曲面的拟合,其包括但不限于采用多项式方法,比如当前增益变化呈对数函数分布趋势,则可以采用对数函数拟合,若当前增益变化呈指数分布趋势,则可以采用指数函数拟合,还可以是多元非线性曲面拟合、多元最小二乘法拟合等方法,可以采用多种方式实现,并无特定限制。凡是对上述五维空间拟合求得超声图像增益值的拟合方法均在本发明保护范围之内。

[0122] 最后,根据预先设定的阈值计算出增益补偿值,将其用于三维或四维超声图像自动优化调节。

[0123] 在本发明的实施例中,对加权后的图像矩阵经过归一化处理后再进行曲面拟合是为了减小运算量,也可以直接对加权后的图像矩阵进行曲面拟合,这两种方式均可达到相同的技术效果,并不拘泥于本发明中所述的方式,这一点对于本领域技术人员来说很容易

理解的。

[0124] 上述实施例的具体步骤以及相关图示的说明较为具体,并不能因此而认为是对本发明的专利保护范围的限制,凡是用到了对图像进行加权运算并利用拟合算法计算增益参数值的方法,均应在本发明的保护范围之内。

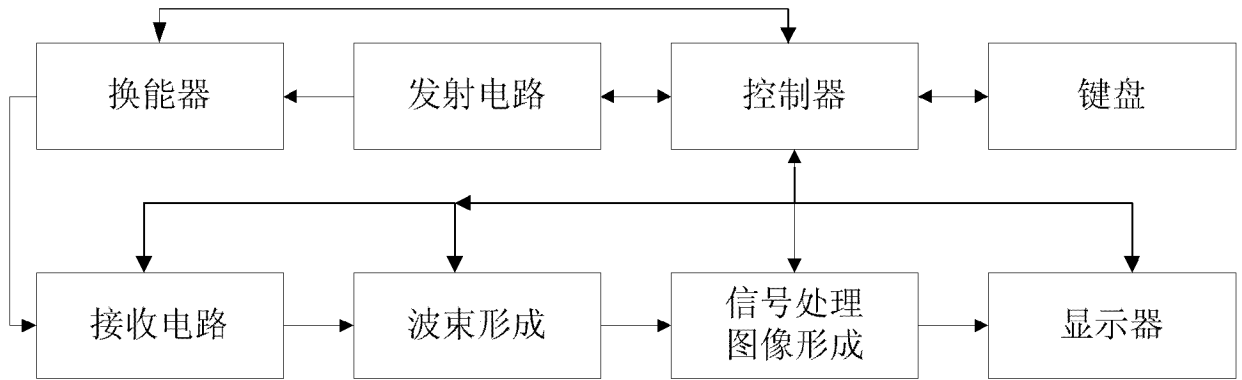


图 1

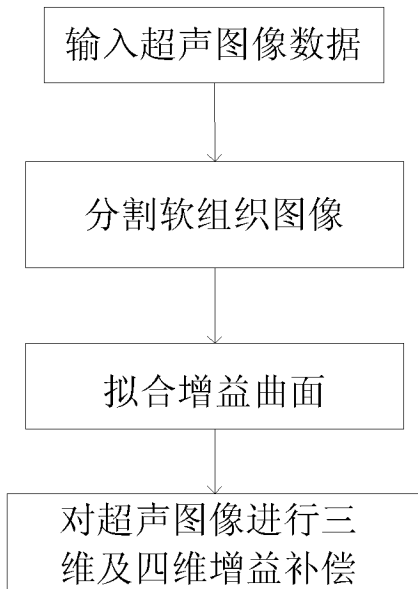


图 2

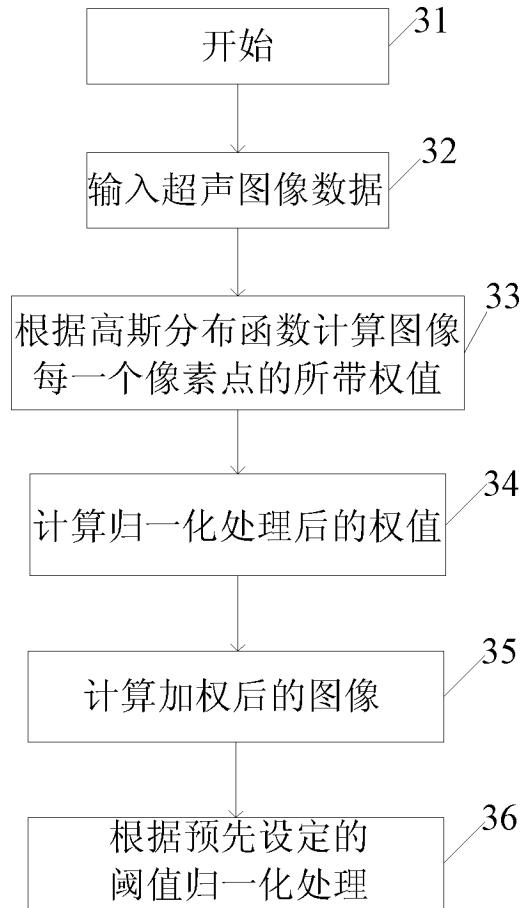


图 3

105	62	69	67	109	108	106	98
95	67	62	63	64	65	68	100
88	68	66	65	62	62	67	79
78	54	66	67	64	61	48	33
52	50	48	65	63	62	42	39
45	46	38	40	42	39	40	44

图 4

0.005	0.91	0.90	0.93	0.002	0.001	2.001	0.004
0.006	0.92	0.95	0.97	0.99	0.96	0.92	0.008
0.004	0.94	0.99	0.98	0.95	0.95	0.93	0.005
0.002	0.003	0.97	0.95	0.99	0.91	0.004	0.003
0.002	0.001	0.002	0.92	0.93	0.92	0.002	0.001
0.001	0.002	0.003	0.004	0.003	0.002	0.001	0.002

图 5

0.525	56	57	62	0.02	0.13	0.11	0.39
0.57	62	59	61	63	62	63	0.8
0.35	64	65	64	59	59	62	0.4
0.16	0.16	66	64	63	56	0.19	0.10
0.10	0.05	0.10	60	59	57	0.08	0.04
0.005	0.09	0.11	0.16	0.13	0.078	0.004	0.09

图 6

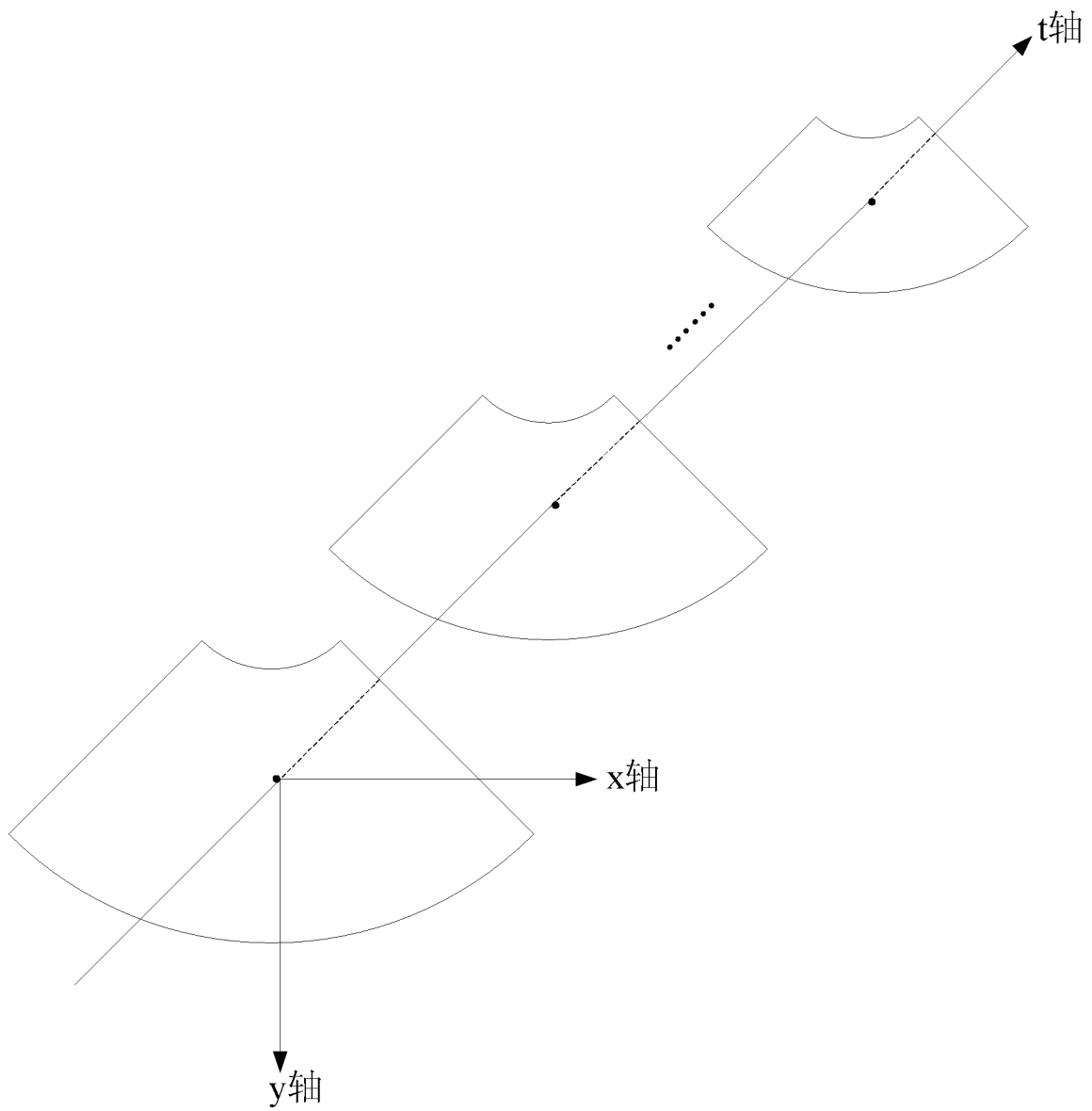


图 7

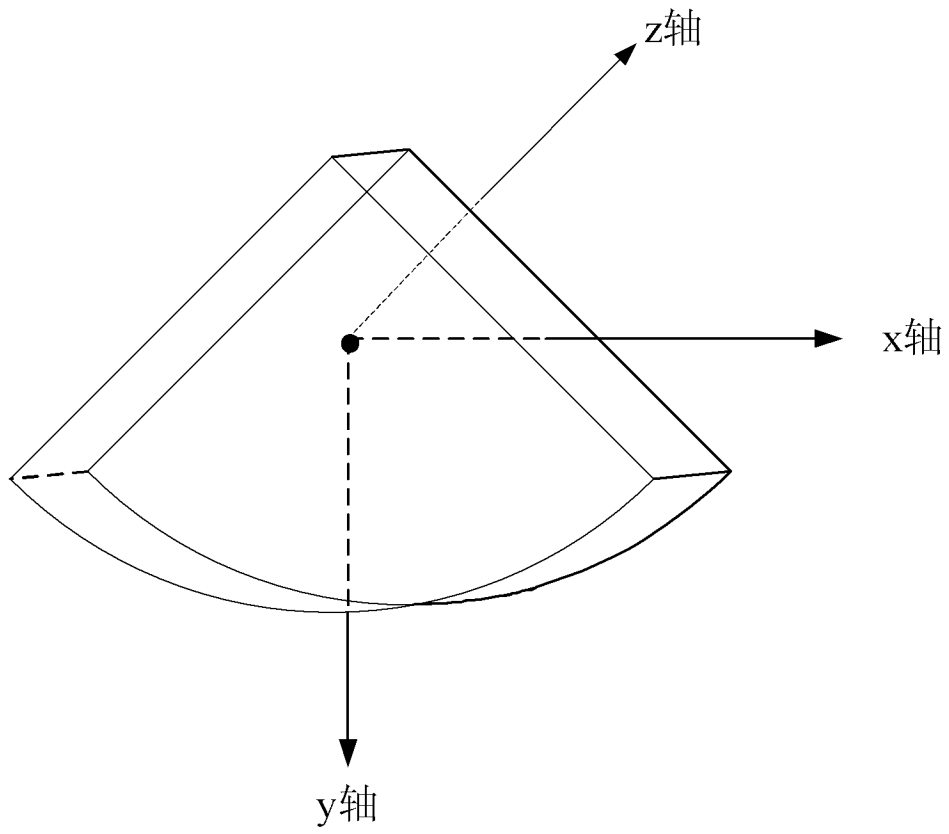


图 8

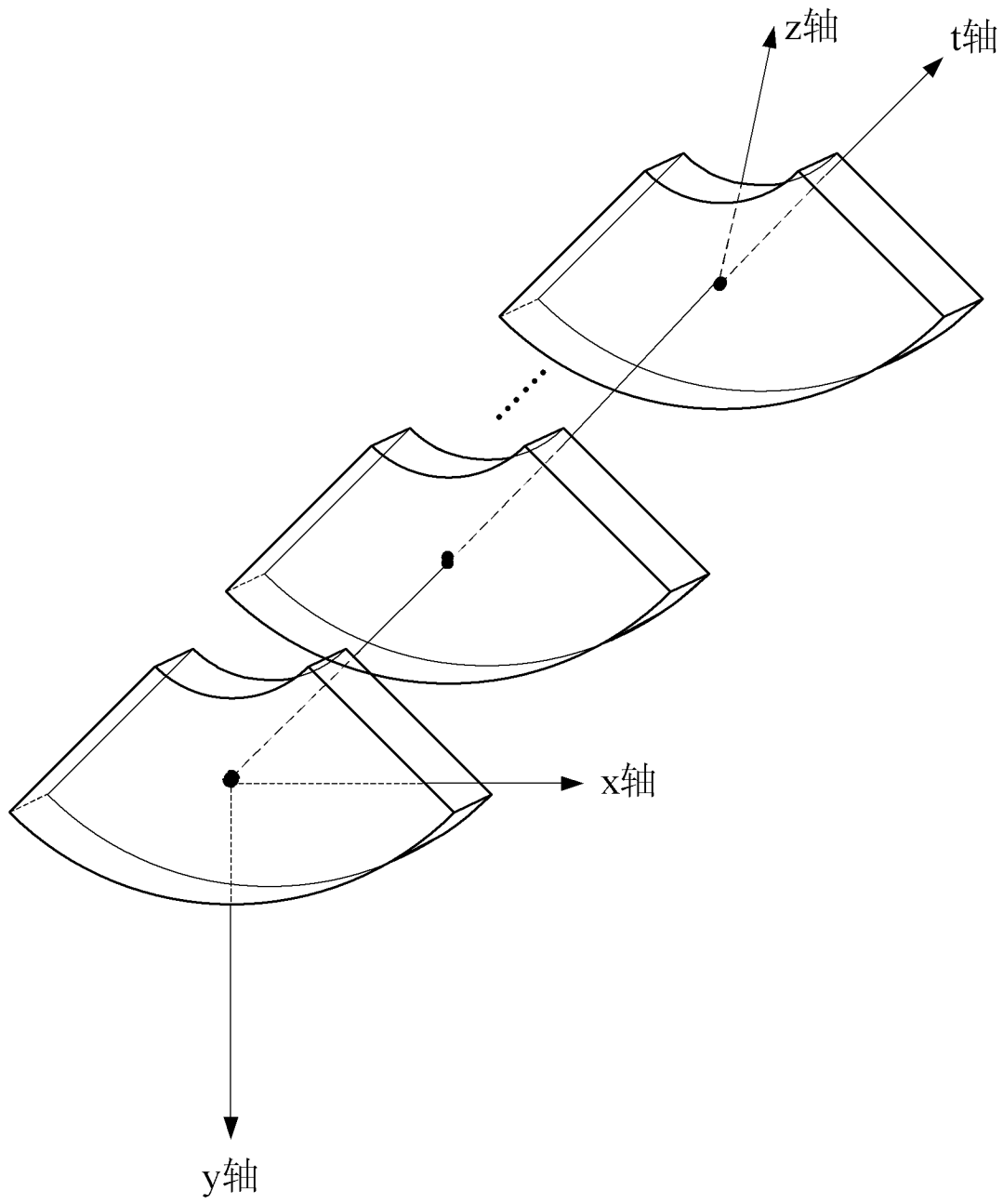


图 9

专利名称(译)	三维或四维超声图像自动优化调节方法		
公开(公告)号	CN102499711B	公开(公告)日	2013-07-10
申请号	CN201110302352.9	申请日	2011-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	赵丹华 许冠明 赵明昌 陆坚		
发明人	赵丹华 许冠明 赵明昌 陆坚		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN102499711A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声图像三维及其四维自动优化调节方法，其步骤包括有：输入图像数据；分割软组织图像区域；拟合增益平面；对图像进行三维及其四维增益补偿。其优点是：本发明对对数压缩前的包络数据或对数压缩后的图像数据根据统计参数计算像素点所带的权值，或利用信噪比进而将软组织与非软组织区分开，然后对其进行增益平面的拟合，计算出增益补偿值，将其用于超声图像进行三维及其四维均匀性的调整，从而使图像亮度均匀一致。

