



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102697521 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 03

(21) 申请号 201210124907. X

(22) 申请日 2012. 06. 01

(71) 申请人 声泰特(成都)科技有限公司

地址 610041 四川省成都市高新区创业路
16 号火炬大厦 A601

(72) 发明人 刘东权 高君

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

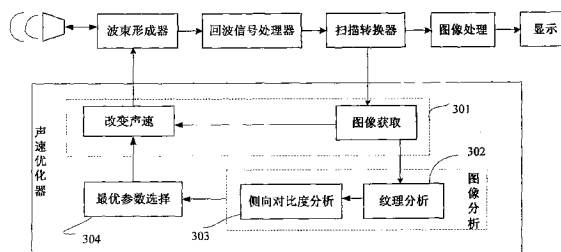
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种自适应的医疗超声系统成像参数的优化方法,设计了一种通过优化声速和组织声衰减系数来提高超声成像质量的方法,该方法通过迭代改变声速和组织声衰减系数,并使用一系列处理方法来获得最优的扫描声速和组织声衰减系数,最后把获得系数设置为该次超声成像所使用的参数,获得亮度更均匀,分辨率更好,对比度更强的超声影像。利用自适应的医疗超声系统成像参数的优化技术对诊断具有重要临床意义,适用于医学技术领域。



1. 一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 在声衰减优化器中使用不同的组织声衰减系数补偿同一幅二维灰度图像,声衰减系数的迭代范围为 $0.3\text{dB}/\text{cmMHz} \sim 1.3\text{dB}/\text{cmMHz}$,从而获得多幅使用不同声衰减系数得到的二维灰度图像;

2) 以小窗口遍历每幅二维灰度图像,根据如下公式计算每个小窗口的纹理能量值,根据各个小窗口的纹理能量值计算每张灰度图像的平均纹理能量值;

$$P_s(i; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$P_d(j; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = j\}$$

$$\text{能量} : \sum_i P_s(i)^2 \sum_j P_d(j)^2$$

3) 在所有二维灰度图像中,找到能量值最大的那幅灰度图对应的组织声衰减系数;

4) 把得到的组织声衰减系数设置为当前扫描的组织声衰减系数;

5) 在声速优化器中使用不同声速对同一扫描部位发射超声波,声速的迭代范围为 $1450\text{m/s} \sim 1640\text{m/s}$,从而获得多幅不同声速对应的二维灰度图像;

6) 图像分析:

a) 以小窗口遍历每幅二维灰度图像,根据如下公式计算每个小窗口的纹理熵值,并根据各个小窗口的纹理熵值计算每幅二维灰度图像的平均纹理熵值

$$\text{熵} : - \sum_i P_s(i) \log P_s(i) - \sum_j P_d(j) \log P_d(j)$$

b) 选出熵值最大的 $Z (> 5)$ 幅二维图像;

c) 根据如下公式计算选出的 Z 幅二维灰度的侧向对比度;

$$d_i = \sum_{j=0}^{M-2} |I_{i,j} - I_{i,j+1}|$$

$$\mu_i = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} I_{i,j}$$

$$\text{Contrast} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \frac{d_i}{\mu_i}$$

此处, N 为从图像中沿探头侧向方向选取的长度为 M 的整条采样线的数目, d_i 、 μ_i 分别代表第 i 条采样线所有像素点的逐点灰度差异绝对值总和与平均灰度值;

7) 找出 Z 幅二维灰度图像的侧向对比度最大的那幅灰度图像对应的声速;

8) 把得到声速设置为当前扫描的使用的系统声速。

一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化的方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学技术领域,涉及一种超声成像技术,具体涉及一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法。

背景技术

[0002] 在医疗超声系统成像系统中,声速和组织声衰减系数是两个非常重要的成像参数。超声波在人体不同组织中传播时,声速和组织声衰减系数都差异较大,例如,超声波在人体脂肪含量较高的脂肪传播时,声速大约为 1450m/s,组织声衰减系数为 0.63dB/cmMHz。而在肌肉中的声速为 1580m/s 左右,组织声衰减系数为 1.8dB/cmMHz。某些肌肉组织的声速甚至可高达 1640m/s,如表 1 所示。现在的医疗超声系统通常把 1540m/s 用于动态延迟聚焦波束形成,然而使用声速偏离真实声速的超声波经过了局部组织时,就会出现相位偏差,导致组织位置的偏移,点扩散函数的拓宽以及旁瓣的增加,影响图像的动态范围,对比度,降低图像的质量,影响医疗诊断的准确性。

[0003]

组织	声衰减系数 (dB/cmMHz)	声速 (m/s)
血液	0.2	1580
肌肉	1.8	1580
肾	1.0	1560
肝	0.94	1550
脂肪	0.63	1450

[0004] 表 1

[0005] 同样在医疗超声系统中通常使用固定的组织声衰减系数扫描特定的人体部位,这会导致图像的亮度不均匀。为了解决这一问题,超声仪器生产厂商往往通过时间增益补偿(TimeGain Control,TGC)滑条,让超声操作者手动给予探头接收到的回波信号一定数值的能量补偿。虽然此种交互式的增益补偿方法操作简单,且易于实现,但此方法需要操作员的参与及主观判断,不仅费时,而且必须随着深度、频率、扫描部位等成像参数的改变而再次调整。

[0006] 因此,使用一种自适应的医疗超声系统成像参数的优化方法,对声速,组织声衰减系数等声学参数进行优化,具有重要的临床意义。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于克服上述技术缺陷,提供一种能提高图像质量并且省时的自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法,该方法首先在声衰减参数优化器中通过多次迭代改变组织声衰减系数得到一系列的二维灰度图像,然后使用纹理分析的方法计算出最优的组织声衰减系数,并设其为当前扫描使用的声衰减系数,从而得到亮度均匀的超声影像,为下一步声速优化打下基础。在此基础上在声速优化器中通过多次迭代改变发射声速,获得一系列的二维灰度图像。最后通过二维图像分析找到最佳的声速,并把该声速设置为当前扫描使用的系统声速。

[0008] 其技术方案为：

[0009] 一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法，包括如下步骤：

[0010] 1) 在声衰减优化器中使用不同的组织声衰减系数补偿同一幅二维灰度图像，声衰减系数的迭代范围为 $0.3\text{dB/cmMHz} \sim 1.3\text{dB/cmMHz}$ ，从而获得多幅使用不同声衰减系数得到的二维灰度图像；

[0011] 2) 以小窗口遍历每幅二维灰度图像，根据如下公式计算每个小窗口的纹理能量值，根据各个小窗口的纹理能量值计算每张灰度图像的平均纹理能量值；

$$[0012] \quad P_s(i; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0013] \quad P_d(j; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = j\}$$

$$[0014] \quad \text{能量} : \sum_i P_s(i)^2 \sum_j P_d(j)^2$$

[0015] 3) 在所有二维灰度图像中，找到能量值最大的那幅灰度图对应的组织声衰减系数；

[0016] 4) 把得到的组织声衰减系数设置为当前扫描的组织声衰减系数；

[0017] 5) 在声速优化器中使用不同声速对同一扫描部位发射超声波，声速的迭代范围为 $1450\text{m/s} \sim 1640\text{m/s}$ ，从而获得多幅不同声速对应的二维灰度图像；

[0018] 6) 图像分析：

[0019] a) 以小窗口遍历每幅二维灰度图像，根据如下公式计算每个小窗口的纹理熵值，并根据各个小窗口的纹理熵值计算每幅二维灰度图像的平均纹理熵值： $-\sum_i P_s(i) \log P_s(i) - \sum_j P_d(j) \log P_d(j)$

[0020] b) 选出熵值最大的 $Z (Z > 5)$ 幅二维图像；

[0021] c) 根据如下公式计算选出的 Z 幅二维灰度的侧向对比度；

$$[0022] \quad d_i = \sum_{j=0}^{M-2} |I_{i,j} - I_{i,j+1}|$$

$$[0023] \quad \mu_i = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} I_{i,j}$$

$$[0024] \quad \text{Contrast} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \frac{d_i}{\mu_i}$$

[0025] 此处， N 为从图像中沿探头侧向方向选取的长度为 M 的整条采样线的数目， d_i 、 μ_i 分别代表第 i 条采样线所有像素点的逐点灰度差异绝对值总和与平均灰度值；

[0026] 7) 找出 Z 幅二维灰度图像的侧向对比度最大的那幅灰度图像对应的声速；

[0027] 8) 把得到声速设置为当前扫描的使用的系统声速。

[0028] 与现有技术相比，本发明的有益效果为：

[0029] 本发明一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法，操作简单，省时，对声速，组织声衰减系数等声学参数进行优化，进而提高超声系统成像质量，获得亮度更均匀，分辨率更好，对比度更强的超声影像，具有重要临床意义。

附图说明

[0030] 图 1 是超声 B 模式成像系统框图；

- [0031] 图 2 是本发明方法步骤 1) 中组织声衰减优化器的示意图；
 [0032] 图 3 是本发明方法步骤 1) 的示意图；
 [0033] 图 4 是本发明方法步骤 2) 和步骤 6) 的示意图；
 [0034] 图 5 是本发明方法步骤 5) 中声速优化器的示意图；
 [0035] 图 6 是本发明方法步骤 5) 的示意图；
 [0036] 图 7 是在使用本发明方法前的超声系统图像；
 [0037] 图 8 是使用本发明方法方法后的超声图像。

具体实施方式

[0038] 下面结合附图与具体实施方式对本发明作进一步详细地说明。

[0039] 一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化方法,包括如下步骤:

[0040] 1) 图 1 为传统的 B 模式超声成像标准的系统框图,它包括波束形成器、回波信号处理器,扫描转换器、图像处理器、显示这五大模块。在此基础上,我们添加一个组织声衰减系数优化器,此模块只在进行声衰减系数优化时打开,参照图 2。在图 2 的 201 这个子模块中,使用不同的组织声衰减系数补偿同一幅二维灰度图像,声衰减系数的迭代范围为 $0.3\text{dB}/\text{cmMHz} \sim 1.3\text{dB}/\text{cmMHz}$,每次迭代 $0.05\text{dB}/\text{cmMHz}$ 。从而在进入扫描转换器前获取多幅使用不同声衰减系数得到的二维灰度图像,并保存图像和当前图像对应的组织声衰减系数。整个迭代过程如图 3 所示;

[0041] 2) 在图 2 的 202 中,使用小窗口遍历每幅二维灰度图像,并根据如下公式计算每个小窗口的纹理能量值,平均各个小窗口的纹理能量值,从而每张灰度图像的平均纹理能量值。小窗口遍历一幅二维灰度图像的过程如图 4 所示,小窗口的大小为 $3 \times 3, 9 \times 9$ 或 16×16 等等。

$$[0042] \quad P_s(i; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0043] \quad P_d(j; d_x, d_y) = \text{Card}\{(k, l) | y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = j\}$$

$$[0044] \quad \text{能量} : \sum_i P_s(i)^2 \sum_j P_d(j)^2$$

[0045] 3) 在图 2 的 203 中,在所有二维灰度图像中找到“能量值”最大的那幅灰度图对应的组织声衰减系数;

[0046] 4) 把得到的组织声衰减系数设置为当前扫描的组织声衰减系数;

[0047] 5) 图 5 为声速优化器的系统框图,首先在声速优化器的 301 中,使用不同声速对同一扫描部位发射超声波,声速的迭代范围为 $1450\text{m/s} \sim 1640\text{m/s}$,每次迭代 5m/s 。从而获得多幅不同声速对应的二维灰度图像,保存灰度图像和该图像对应的声速参数,整个迭代发射的过程如图 6 所示;

[0048] 6) 图像分析:

[0049] a) 在图 5 的 302 中,使用小窗口遍历每幅二维灰度图像,如图 4 所示。根据如下公式计算每个小窗口的纹理熵值,并根据各个小窗口的纹理熵值计算每幅二维灰度图像的平均纹理熵值

$$[0050] \quad \text{熵} : -\sum_i P_s(i) \log P_s(i) - \sum_j P_d(j) \log P_d(j)$$

[0051] b) 选出熵值最大的 $Z (Z > 5)$ 幅二维图像;

[0052] c) 在图 5 的 303 中,根据如下公式计算选出的 Z 幅二维灰度的侧向对比度;

$$[0053] \quad d_i = \sum_{j=0}^{M-2} |I_{i,j} - I_{i,j+1}|$$

$$[0054] \quad \mu_i = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} I_{i,j}$$

$$[0055] \quad Contrast = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \frac{d_i}{\mu_i}$$

[0056] 此处, N 为从图像中沿探头侧向方向选取的长度为 M 的整条采样线的数目, d_i 、 μ_i 分别代表第 i 条采样线所有像素点的逐点灰度差异绝对值总和与平均灰度值;

[0057] 7) 在图 5 的 304 中,找出 Z 幅二维灰度图像的侧向对比度最大的那幅灰度图像对应的声速;

[0058] 8) 把得到声速设置为当前扫描的使用的系统声速。

[0059] 通过图 7 和图 8 的对比可以明显看出使用了本发明方法后图像的对比度明显提高,分辨率更好,也更细腻,聚焦效果也更好。

[0060] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,本发明的保护范围不限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明披露的技术范围内,可显而易见地得到的技术方案的简单变化或等效替换均落入本发明的保护范围内。

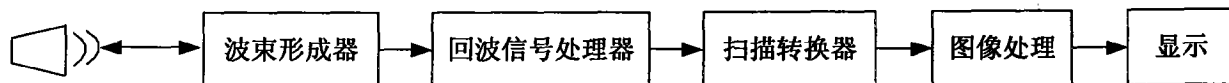


图 1

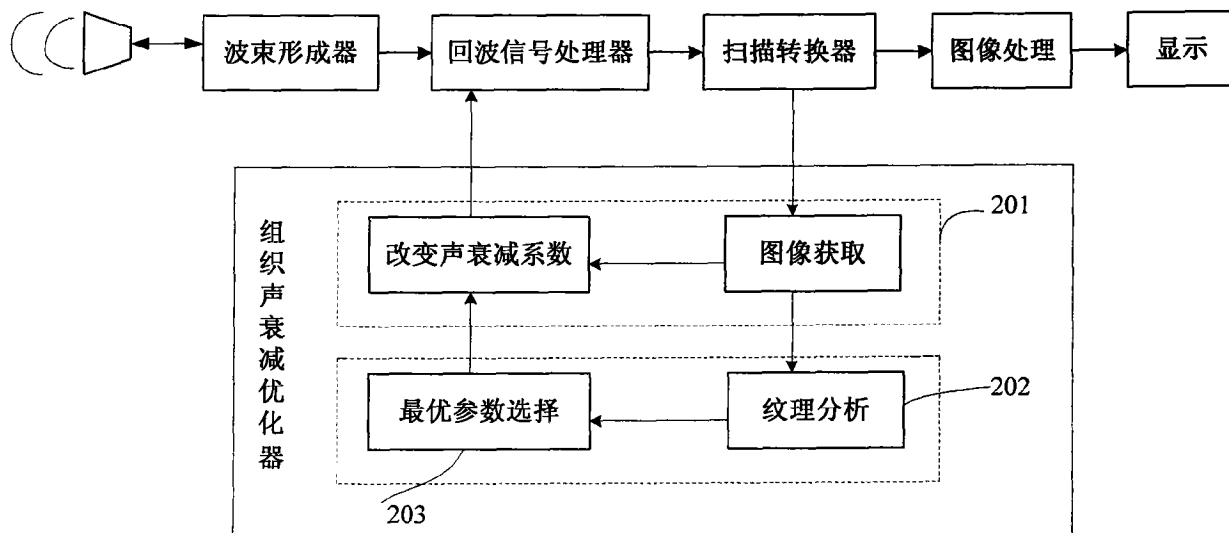


图 2

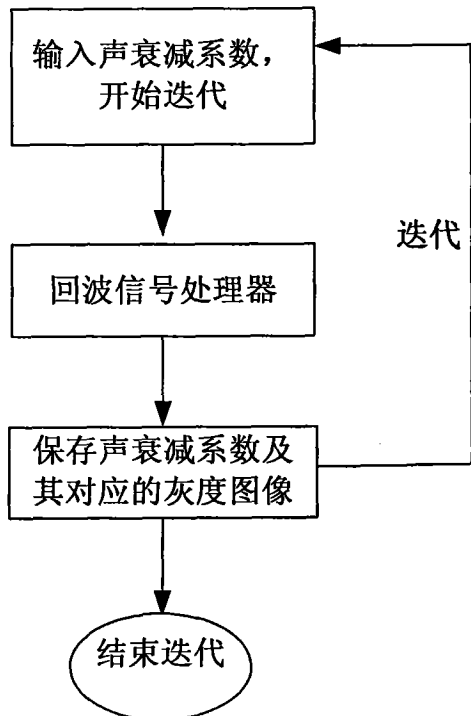


图 3

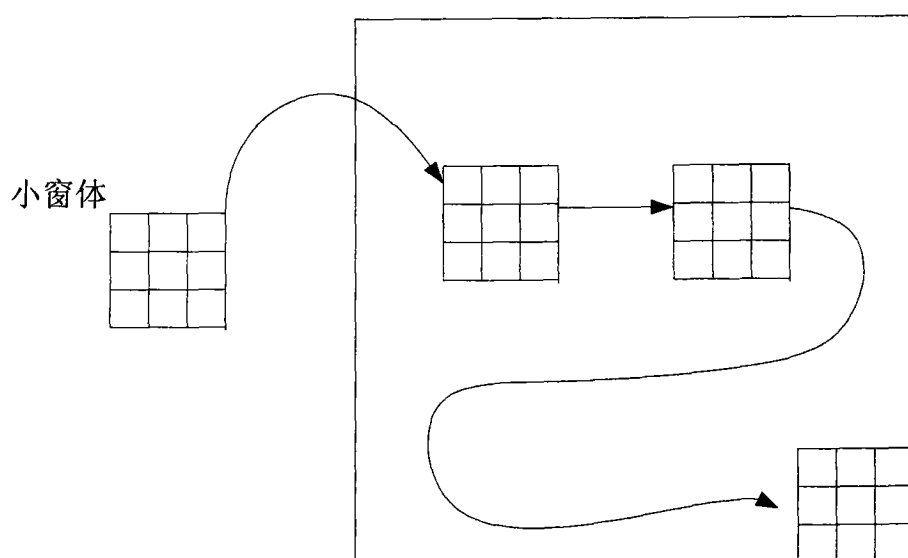


图 4

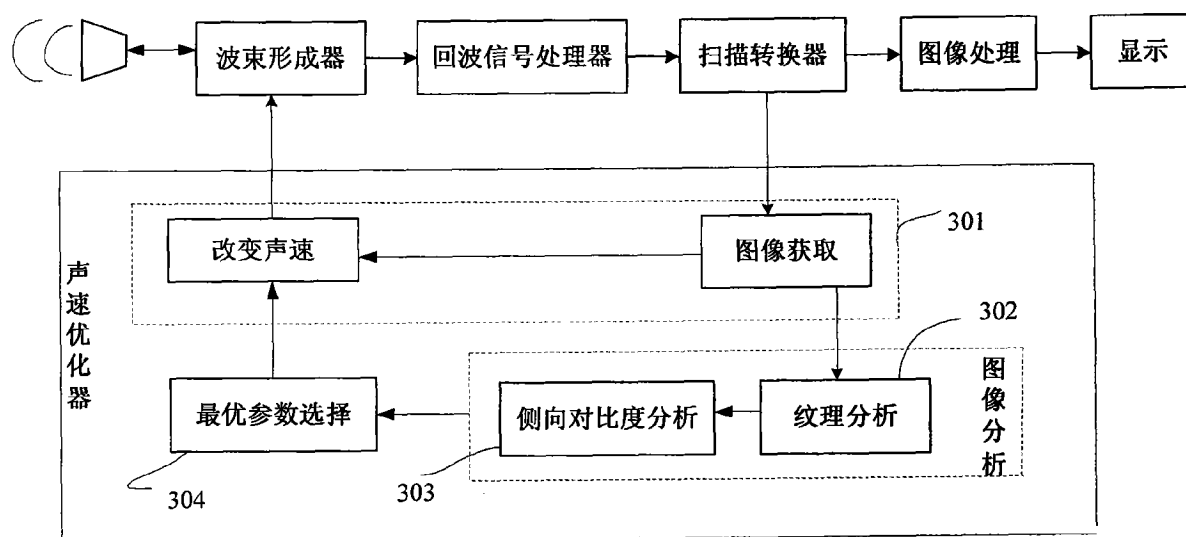


图 5

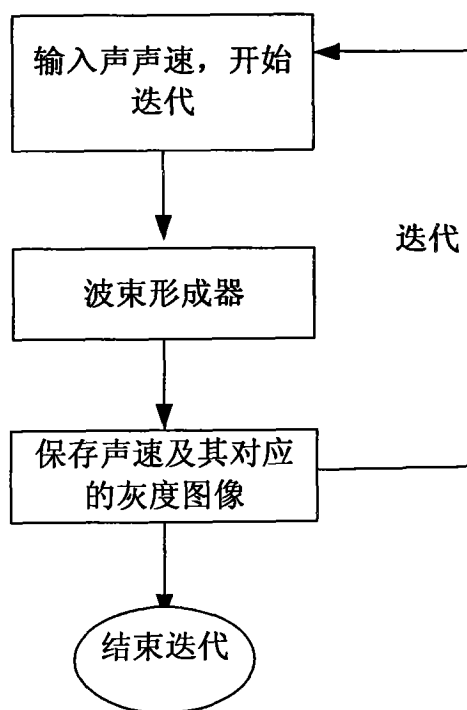


图 6

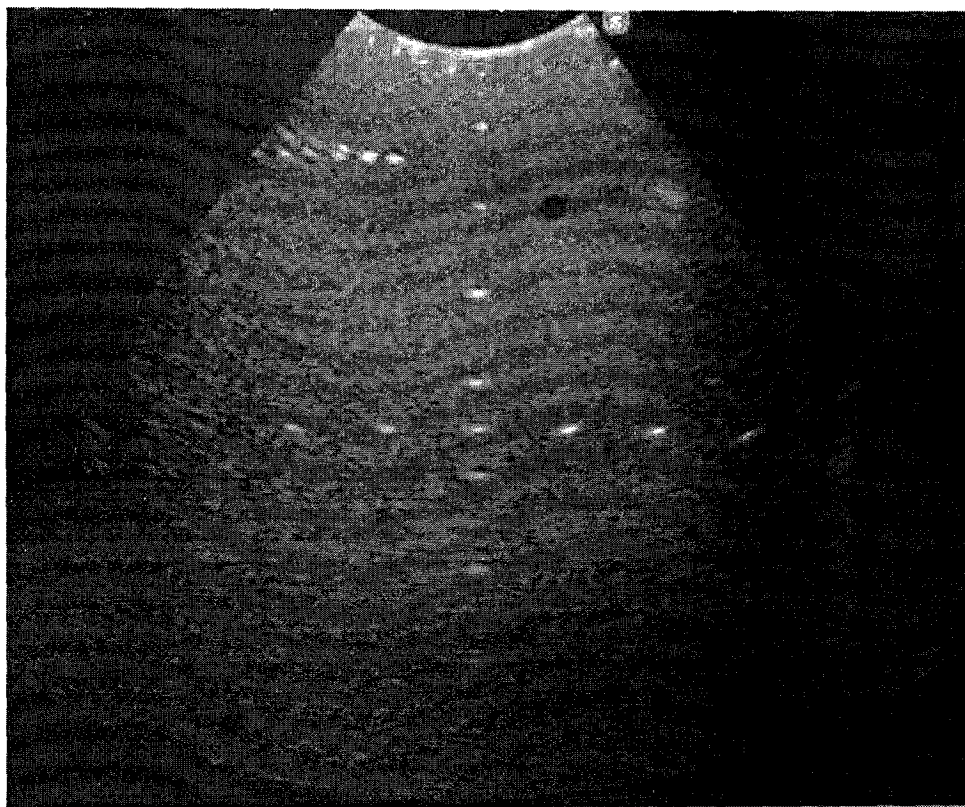


图 7

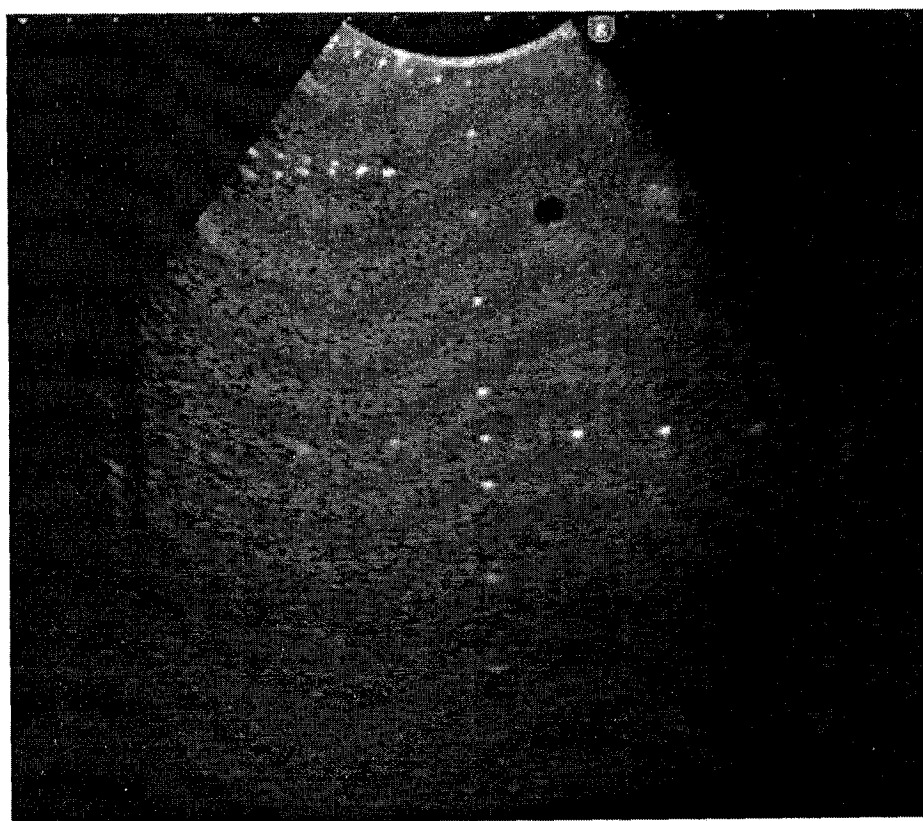


图 8

专利名称(译)	一种自适应的医疗超声系统成像中的声学参数优化的方法		
公开(公告)号	CN102697521A	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	CN201210124907.X	申请日	2012-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
[标]发明人	刘东权 高君		
发明人	刘东权 高君		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种自适应的医疗超声系统成像参数的优化方法，设计了一种通过优化声速和组织声衰减系数来提高超声成像质量的方法，该方法通过迭代改变声速和组织声衰减系数，并使用一系列处理方法来获得最优的扫描声速和组织声衰减系数，最后把获得系数设置为该次超声成像所使用的参数，获得亮度更均匀，分辨率更好，对比度更强的超声影像。利用自适应的医疗超声系统成像参数的优化技术对诊断具有重要临床意义，适用于医学技术领域。

