



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105249993 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201510794296. 3

(22) 申请日 2015. 11. 16

(71) 申请人 南京大学

地址 210093 江苏省南京市鼓楼区汉口路
22 号南京大学 1019 信箱

申请人 同济大学

(72) 发明人 袁杰 叶濛 程茜 王学鼎

刘晓峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

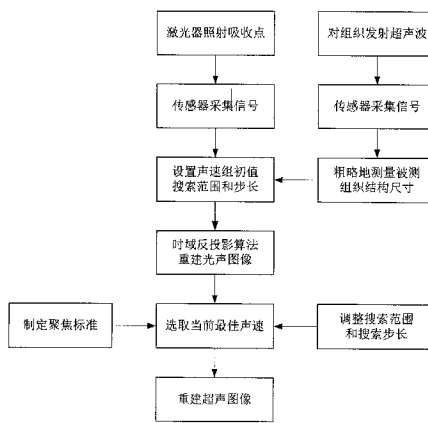
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,采用超声传感器采集信号,使用时域反投影算法重建图像,通过聚焦程度的评价调整搜索范围和搜索步长,最终得到矫正的声速值,来优化超声成像的结果。包括以下步骤:在光声成像系统中用激光照射被测组织下部吸收点;传感器采集被激光照射组织下部吸收点发出的超声波信号;在超声成像系统中对整个被测组织发射超声波;传感器采集被超声波照射组织发出的超声波信号;结合超声成像得到的粗略被测组织内部结构的尺寸并设置声速组的初始值和搜索范围以及步长;根据声速和时域反投影算法重建光声图像;根据聚焦程度的评价标准选取当前最优声速并调整搜索范围和步长;根据评价标准选取最优声速并实现对吸收点的聚焦;根据得到的最优声速优化超声重建图像。



1. 一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤一,在光声成像的设备系统中用激光器发射激光照射组织下部的吸收点;

步骤二,传感器接收吸收点发出的光声信号;

步骤三,在超声成像的设备系统中用超声传感器发射超声波照射组织;

步骤四,传感器接收组织发出的超声波信号;

步骤五,根据超声成像粗略测量内部结构的尺寸并根据组织结构的特点设置声速组的初始值和搜索范围以及步长;

步骤六,用时域反投影算法重建光声图像;

步骤七,根据聚焦程度的评价标准选取当前最优声速并调整搜索范围和步长;

步骤八,根据评价标准选取最优声速并实现对吸收点的聚焦;

步骤九,根据得到的最优声速优化超声重建图像。

2. 根据权利要求 1 所述的一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,所述步骤五测量内部结构粗略的尺寸,由于声速的复杂性,超声成像得到的内部结构是粗略的;声速组初始值与组织的内部结构有关,组织中不同的介质对应不同的传播声速;声速的搜索范围以及步长应结合组织的性质制定。

3. 根据权利要求 1 所述的一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,所述步骤六中光声图像重建的方法为时域反投影算法,该算法可以根据声信号传播路径中经过不同介质的传播声速来修正到达传感器的传播时间,从而使得重建图像的结果由声速决定。

4. 根据权利要求 1 所述的一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,所述步骤七中聚焦情况以能量聚集程度为评价标准,聚焦好的吸收点成像清晰,对比度好,成像质量高,反之,聚焦不好的吸收点成像模糊;评价标准最高对应的声速即为当前最优声速;聚焦标准的选择应结合声速的搜索范围以及步长决定。

5. 根据权利要求 1 所述的一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,所述步骤八中的最优声速为符合精度要求的搜索声速范围以及步长时由当前评价标准选取出的最优声速。

6. 根据权利要求 1 所述的一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,其特征在于,所述步骤九中的超声重建图像为使用最优声速组代入计算得到优化的超声成像。

一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像和超声成像的图像重建领域,特别是一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法。

背景技术

[0002] 用于医学诊断的超声成像具有安全、设备比其他影像诊断方法简单、价格便宜、能够区分不同的软组织等优点,是超声技术最主要的应用之一。大部分临床超声成像系统应用的是预置声波速度成像,也就是声波在人体实质性组织脏器中的传播速度,约为 1540m/s,然而在超声波束的发射与接收过程中由于人体组织组成成分与温度的不同超声波的实际传播声速是各不相同的。这种声速误差,特别是接收声波的声速误差,会导致超声图像的分辨率与对比度降低。在医疗成像中,系统声速与组织声速的不匹配会造成分辨率下降、图像模糊,进而影响医生的诊断。

[0003] 光声成像是近年来新兴发展的一种无损医学成像方法,可以提供高分辨率和高对比度的组织成像。它是一种结合了纯光学成像的高对比度特性和纯超声成像的高穿透深度特性的优点,可以提供高对比度和高分辨率的组织影像,为研究生物组织的结构形态、生理特征、代谢功能、病例特征等提供了重要手段,在生物医学临床诊断以及在体组织结构和功能成像领域具有广泛的应用前景。

发明内容

[0004] 发明目的:本发明所要解决的技术问题是针对内部结构组织中不同介质的传播声速不同的问题,通过预置声速的超声成像粗略估计被测组织内部结构,结合光声成像和评价标准,选取最佳声速,从而重建出质量更高的图像。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明公开了一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤一,在光声成像的设备系统中用激光器发射激光;

[0007] 步骤二,传感器接收吸收点发出的光声信号;

[0008] 步骤三,在超声成像的设备系统中用超声传感器发射超声波照射组织;

[0009] 步骤四,传感器接收组织发出的超声波信号;

[0010] 步骤五,根据超声成像粗略测量内部结构的尺寸并根据组织结构的特点设置声速组的初始值和搜索范围以及步长;

[0011] 步骤六,用时域反投影算法重建光声图像;

[0012] 步骤七,根据聚焦程度的评价标准选取当前最佳声速并调整搜索范围和步长;

[0013] 步骤八,根据评价标准选取最佳声速并实现对吸收点的聚焦;

[0014] 步骤九,根据得到的最佳声速优化超声重建图像。

[0015] 本发明中,优选的,步骤一所采用的光声成像系统中,受照射的组织产生光声效应,满足方程

$$[0016] \quad \nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\mathbf{r}, t) \quad (1)$$

[0017] 其中 $p(\mathbf{r}, t)$ 为声压, $H(\mathbf{r}, t)$ 为入射激光在成像区域激发的热源函数, $H(\mathbf{r}, t) = A(\mathbf{r})I(t)$, $A(\mathbf{r})$ 是组织的光吸收分布, $I(t)$ 为照射光强, β 为热膨胀系数, C_p 为比热容, c 是经验声速, 激光打到吸收点和传感器开始接收信号几乎为同时进行。

[0018] 本发明中, 优选的, 步骤二所采用的传感器紧贴被测组织, 传感器前端为声波透镜, 使得经光声效应产生的超声波有一定的汇聚作用, 传感器个数越多, 采集的信号越多, 重建图像的质量也越高。

[0019] 本发明中, 优选的, 步骤三所采用的超声成像是与光声系统相结合的成像系统, 具体的说就是该系统既可以完成光声图像的重建也可以完成超声图像的重建, 该系统使用的传感器(超声换能器)既可以接收超声波也可以发射超声波的同时接收超声波。

[0020] 本发明中, 优选的, 步骤四所采用的传感器与步骤二的传感器一致, 同样紧贴被测组织, 传感器前端为声波透镜; 同样的, 传感器个数越多, 采集的信号越多, 重建图像的质量也越高。

[0021] 本发明中, 优选的, 步骤五所测量到的内部结构尺寸是测量预置系统声速超声重建的图像得到的, 可以粗略的估计被测组织内部结构的分布以及尺寸大小; 根据被测组织内部结构的特点来设置声速组的初始值的数量和数值, 以及声速的搜索范围和搜索步长, 声速搜索的参考范围; 1450m/s(脂肪)至 1650m/s(结缔组织)。

[0022] 本发明中, 优选的, 步骤六中重建采用的算法是时域反投影算法。在光声重建中, 应用的比较多的算法是反投影重建算法和延时求和算法, 反投影重建算法是对于光声信号的时间导数进行加权求和, 而延时求和算法是对于光声信号直接求和。相比于延时求和算法, 时域反投影算法可以计算出光声信号传播到每一个传感器单元所需的时间, 传播时间由信号传播路径中组织结构的传播声速决定。

[0023] 本发明中, 优选的, 步骤七中聚焦的概念与超声中聚焦的概念类似, 图像中达到聚焦的部分一般成像的质量最高, 能量最高, 对比度高。聚焦评价的标准的选择根据声速组的搜索范围以及步长和重建图像的特点而定, 一般聚焦部分具有较高的能量, 较高的对比度, 较高的分辨率, 故可以采用能量法和对比度法来检测聚焦程度, 来逐渐精确声速组的搜索范围和搜索步长, 从而使得选取最佳声速的过程趋于收敛。

[0024] 本发明中, 优选的, 步骤八中选取最佳声速的过程是趋于收敛的过程, 具体说就是通过比较在不同声速组的条件下光声重建图像在吸收点位置的聚焦程度, 选取对于每个吸收点聚焦程度都为比较好的那幅图像对应的声速组作为最佳声速组。

[0025] 本发明中, 优选的, 步骤九中的超声成像是指将由光声成像选取的最佳声速组代入预置系统声速组中, 重建出对比度更好、分辨率更高、结构信息更明确的超声图像。如果需要得到更为清晰的超声成像, 可以在步骤九的基础上重复步骤五至步骤九。

附图说明

[0026] 图 1 是本发明方法的流程图。

[0027] 图 2 是本发明方法中装置摆放图。

[0028] 图 3 是本发明方法中选取声速的示意图。

具体实施方式

[0029] 本发明结合光声成像和粗略的被测组织内部结构尺寸,通过对聚焦程度的评价标准选取由时域反投影算法重建的图像对应的最佳声速组,然后代入超声重建得到优化的超声成像结果。

[0030] 如图 1 所示,本发明公开了一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法,包括以下步骤:

[0031] 步骤一,在光声成像的设备系统中用激光器发射激光;

[0032] 步骤二,传感器接收吸收点发出的光声信号;

[0033] 步骤三,在超声成像的设备系统中用超声传感器发射超声波照射组织;

[0034] 步骤四,传感器接收组织发出的超声波信号;

[0035] 步骤五,根据超声成像粗略测量内部结构的尺寸并根据组织结构的特点设置声速组的初始值和搜索范围以及步长;

[0036] 步骤六,用时域反投影算法重建光声图像;

[0037] 步骤七,根据聚焦程度的评价标准选取当前最佳声速并调整搜索范围和步长;

[0038] 步骤八,根据评价标准选取最佳声速并实现对吸收点的聚焦;

[0039] 步骤九,根据得到的最佳声速优化超声重建图像。

[0040] 本发明中,步骤一,所采用的光声成像系统中,激光器发出的激光的工作波长范围在 532 至 1064nm,激光器的功率约为 $20\text{mJ}/\text{cm}^2$ 。激光照射被测组织下方的吸收点。传感器紧贴被测组织放置,传感器所在平面一般与激光所在平面垂直。

[0041] 本发明中,步骤二,传感器接收步骤一中光声效应产生的超声波,超声波经过探头中的声波透镜到达传感器,声压强度被记录。所用的超声传感器越多,重建出图像的分辨率越高。传感器的排列方式为线型。假设传感器数目为 N ,记录第 k 路传感器由公式 (1) 中光声效应产生的声压信号为 $p_k(t)$, $k = 1, 2, \dots, N$ 。

[0042] 本发明中,步骤三,传感器发射超声波,传感器紧贴被测组织放置,传感器所在平面一般与激光所在平面垂直。

[0043] 本发明中,步骤四,传感器接收步骤三中被测组织与吸收点返回的超声波,超声波经过探头中的声波透镜到达传感器,声压强度被记录。所用的超声传感器越多,重建出图像的分辨率越高。传感器的排列方式为线型。

[0044] 本发明中,步骤五,测量粗略的组织内部结构较为容易,通过超声重建被测量的组织图像即可。在初次重建超声图像时,预设系统声速的值(一般为 1540m/s),从组织的超声回波中提取反映组织成分和组织结构的声学特征量,如声阻抗等,可提供较为量化的信息。此时的超声成像,虽然图像模糊、分辨率不高,但依据成像灰度信息和声学特征能够测量出粗略的尺寸信息并设置相应的声速组的初始值,具体操作如下:首先按照初次超声成像的成像灰度的阈值范围和结构的纹理对组织结构进行区域划分,然后测量该区域的尺寸,即组织结构在纵向和横向的长度信息,那么就得到了每一个区域的粗略的结构尺寸;根据组织内部不同的介质数量和声学特征设置声速组的数量和初始的数值,以及声速搜索的范围和步长。

[0045] 本发明中,步骤六,时域反投影重建算法为公式 (1) 中所述光声效应的逆过程,在

线型超声传感器阵列上所测得光声信号为

$$[0046] \quad p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{\partial H(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \frac{d^3 \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \Big|_{t'=t-|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|/c} \quad (2)$$

[0047] 其中 β 是热膨胀系数, C_p 是比热容, $H(\mathbf{r}, t)$ 为入射激光在成像区域激发的热源函数, \mathbf{r}' 是传感器的坐标向量, $|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|$ 是重建区域到传感器的距离。当激光脉冲的宽度远小于声压衰减的时间时, 公式 (2) 可以表示为由激光脉冲产生的 δ 函数传感器的脉冲响应 $I_e(t)$ 与实际的光声信号 $p_0(\mathbf{r}', t)$ 的卷积:

$$[0048] \quad p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi c^2} \frac{\partial}{\partial t} \left[\frac{1}{ct} \iiint p_0(\mathbf{r}') \delta\left(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}{c}\right) d^3 \mathbf{r}' \right] \quad (3)$$

[0049] 上述过程的逆过程即是重建过程, 重建方法由下面的公式给出:

$$[0050] \quad p_0(\mathbf{r}) = \iiint_{\Omega_0} \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \left[2p(\mathbf{r}', t) - 2t \frac{\partial p(\mathbf{r}', t)}{\partial t} \right] \Big|_{t=|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|/c} \quad (4)$$

[0051] 其中, Ω_0 是一个立体角, 相对于重建的点 \mathbf{r} 的表面 S_0 而言, \mathbf{r}' 表示一个传感器单元的矢量值, 对 $d\Omega_0$ 的定义如下:

$$[0052] \quad d\Omega_0 = \frac{dS_0}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^2} \frac{\langle \mathbf{r} - \mathbf{r}', \mathbf{n}_0 \rangle}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \quad (5)$$

[0053] 其中, \mathbf{n}_0 是 dS_0 的法向矢量。考虑传感器阵列的分布, 我们将公式 4 离散化如下:

$$[0054] \quad p_0(\mathbf{r}) = 2 \sum_{\mathbf{r}'} A(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \left\{ p\left(\frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{c}\right) - \left[p\left(\frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{c}\right) - p\left(\frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{c} - \Delta t\right) \right] \right\} \quad (6)$$

[0055] 其中, Δt 是超声传感器的采样间隔, $A(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 是传感器的分布函数。

[0056] 本发明中, 步骤七, 聚焦程度的评价标准为重建图像在吸收点附近的光声压之和、光声压的收敛程度和光声压的侧向 (垂直于激光发射器的一侧) 对比度。在设置每一种介质的传播声速构成最初的声速组之后, 通过评价标准达到递归和自适应的目的, 更新声速值。当这些传播声速越接近于正确值时, 光声重建的图像将越会呈现出更多的细节部分, 聚焦程度可以作为评价图像是否重建的更好, 即声速值是否接近于正确值的重要判断依据。

[0057] 本发明中, 步骤八, 通过以下三种方法选取最佳声速组。第一种 (公式 (7)) 是光声重建图像在吸收点同一深度的光声压之和, 该评价标准用于对声速的阈值非常不确定, 声速搜索范围很广的情况, 如此可以尽快的缩小声速值的搜索范围。第二种 (公式 (8)) 是光声重建图像在吸收点附近的光声压之和, 该评价标准用于公式 (7) 缩小声速的搜索范围之后的第一次验证, 如果评价结果一致, 那么搜索范围和步长继续缩小和精确; 如果评价结果不一致, 那么将会回到前一次的搜索范围重新判断。第三种 (公式 (9)) 是吸收点附近的光声压的侧向对比度, 该评价标准用于搜索范围较小、搜索步长精确的情况, 由此选取最接近于正确值的声速组为最佳声速组。

$$[0058] \quad F_1 = \sum_{k=1}^K p_k(r) \quad (7)$$

$$[0059] \quad F_2 = \sum_{k=1}^K \sum_{m=1}^M p_k(r_m) \quad (8)$$

$$[0060] \quad F_3 = \sum_{k=1}^K \sum_{m=1}^M \frac{d_r}{\mu_r} \quad (9)$$

$$[0061] \quad d_r = \sum_{m=1}^{M-1} |p_k(r_m) - p_k(r_{m+1})|, \quad \mu_r = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M p_k(r_m) \quad (10)$$

[0062] 其中, d_r 为第 r 条采样线上逐点的声压差绝对值的和、 μ_r 是平均声压值。

[0063] 本发明中, 步骤九, 步骤八在对于光声重建图像每个吸收点的聚焦程度评价结果都为最佳时输出对应的最佳声速, 此时的光声成像在吸收点的成像质量最高。由于脉冲激光照射的部分仅限于吸收点的深度, 所以光声成像结果仅限于吸收点的部分, 这样使得评价过程更为快捷, 评价结果更为有效, 如图 3 所示。通过这样的方法得到二次超声重建图像, 其图像质量明显高于步骤五种的初次超声重建结果。

[0064] 本发明提供了一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法, 应当指出, 对于本技术领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明的前提下, 还可以做出若干改进和润饰, 这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。另外, 本实施例中为明确的各组成部分均可以用现有技术加以实现。

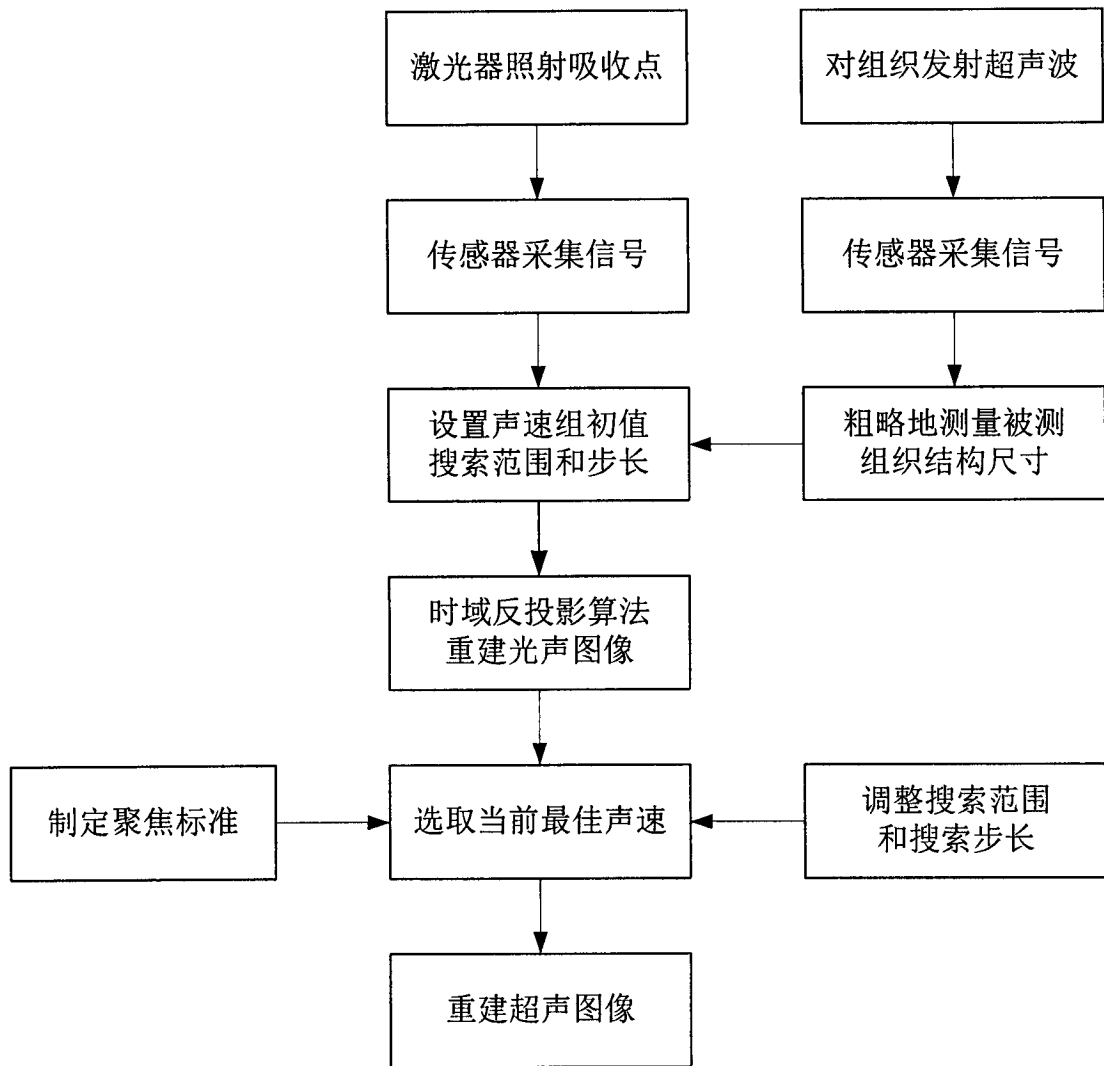


图 1

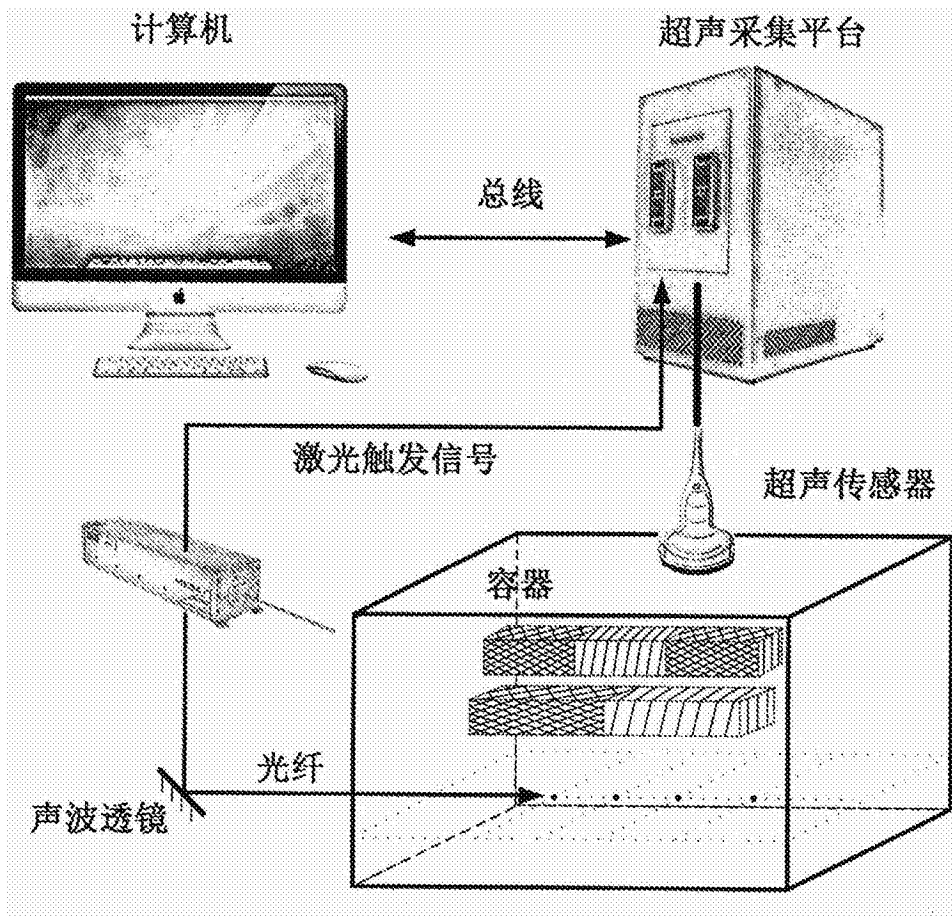


图 2

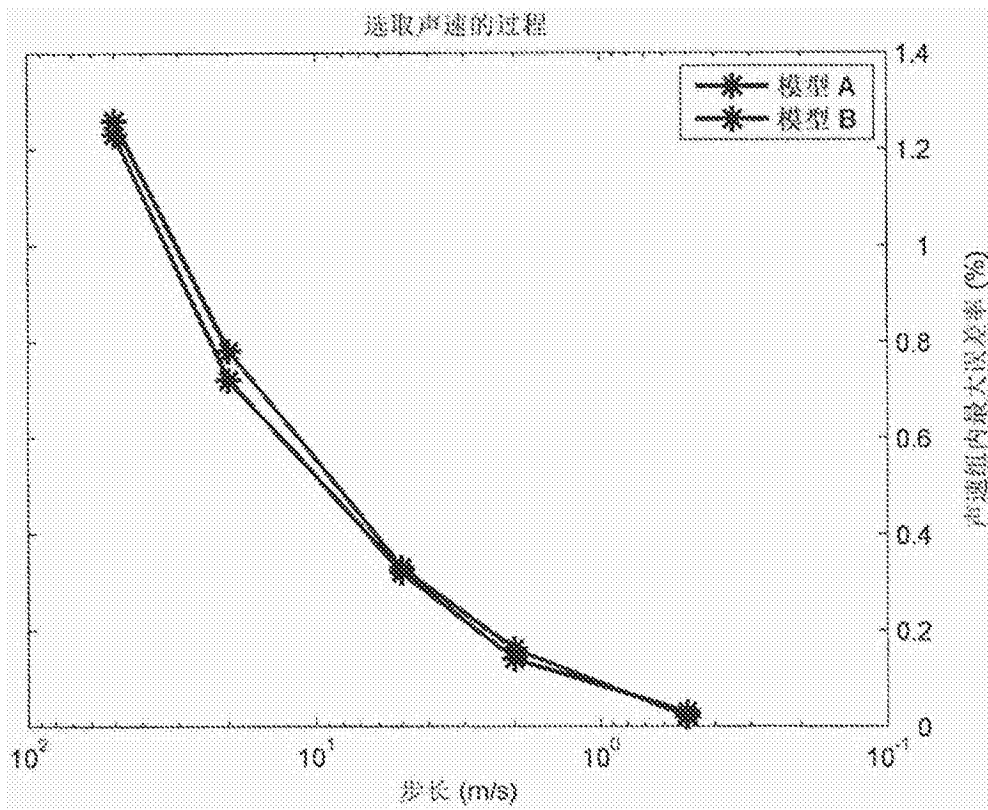


图 3

专利名称(译)	一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法		
公开(公告)号	CN105249993A	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201510794296.3	申请日	2015-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学 同济大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学 同济大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学 同济大学		
[标]发明人	袁杰 叶濛 程茜 王学鼎 刘晓峻		
发明人	袁杰 叶濛 程茜 王学鼎 刘晓峻		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN105249993B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种通过光声成像选取最佳声速组优化超声成像的方法，采用超声传感器采集信号，使用时域反投影算法重建图像，通过聚焦程度的评价调整搜索范围和搜索步长，最终得到矫正的声速值，来优化超声成像的结果。包括以下步骤：在光声成像系统中用激光照射被测组织下部吸收点；传感器采集被激光照射组织下部吸收点发出的超声波信号；在超声成像系统中对整个被测组织发射超声波；传感器采集被超声波照射组织发出的超声波信号；结合超声成像得到的粗略被测组织内部结构的尺寸并设置声速组的初始值和搜索范围以及步长；根据声速和时域反投影算法重建光声图像；根据聚焦程度的评价标准选取当前最优声速并调整搜索范围和步长；根据评价标准选取最优声速并实现对吸收点的聚焦；根据得到的最优声速优化超声重建图像。

