(19)中华人民共和国国家知识产权局



(12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 110840484 A (43)申请公布日 2020.02.28

- (21)申请号 201911184446.3
- (22)申请日 2019.11.27
- (71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公 司
 - 地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街 道麻岭社区高新中区科技中2路1号深 圳软件园(2期)12栋201、202
- (72)发明人 吴翔 朱建武
- (74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事 务所(普通合伙) 44285

代理人 夏欢

(51) Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(54)发明名称

自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置 及超声设备

(57)摘要

本发明公开了一种自适应匹配最优声速的 超声成像方法、装置及超声设备,通过获取待成 像图像的通道数据,并根据预设边界信息从成像 区域中划分出ROI区域,然后在每个声速下根据 对应声速计算出ROI区域中每个采样点到各个阵 元的延时时间,从而得到与每个采样点对应的多 个延时时间,并根据各个延时时间从通道数据中 得到相应的接收延时信号,并根据每个声速下与 每个采样点对应的多个接收延时信号得到各声 速下与每个采样点对应的相位相干因子,根据各 个相位相干因子得到ROI区域的最优声速;本申 ▼ 请不需要进行横向傅里叶变换,且相位相干因子 的计算过程简单、计算量小,因此本发明在使用 过程中计算简单高效,有利于提高自适应匹配最 优声速的效率。



权利要求书3页 说明书12页 附图7页

110840484

S

1.一种自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,包括:

获取待成像图像的通道数据;

依据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域;

在每个声速下,根据相应的声速得到所述ROI区域内每个采样点到各个阵元的延时时间,并依据每个所述延时时间从所述通道数据中得到每个所述采样点对应各个所述阵元的 接收延时信号;

根据各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相位相干因子;

根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速。

2.根据权利要求1所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,各个所述 采样点为每个所述声速下每条接收线上的不同深度的采样点;

所述根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速的过程包括:

对各条所述接收线上位于同一深度的采样点的相位相干因子求加权平均,得到每个所 述声速下不同深度处的相位相干因子;

将每个所述声速下不同深度处的相位相干因子求加权平均,得到每个所述声速的相位 相干因子;

将每个所述声速的相位相干因子进行拟合得到拟合曲线,并将所述拟合曲线的极大值 对应的声速作为所述ROI区域的最优声速。

3.根据权利要求2所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述根据 各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相位相干因子的过程包括:

依据与每个所述声速下、各条所述接收线上每个所述采样点对应的各个接收延时信号 及相位相干因子计算关系式,得到每个所述采样点的相位相干因子,其中,所述相位相干因 子计算关系式为:

线上深度方向第n个采样点的第i个阵元对应的接收延时信号, b_i (n)表示接收延时信号 x_i^d (n)的符号位,EleNum表示接收孔径中阵元总数目。

4.根据权利要求1至3任意一项所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述R0I区域为一个;所述方法还包括:

将所述ROI区域的最优声速作为所述成像区域的全局最优声速;

依据所述成像区域的全局最优声速进行波束合成,得到与所述成像区域对应的全局最 优超声图像。

5.根据权利要求1至3任意一项所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述R0I区域为多个,各个所述R0I区域沿所述成像区域的深度方向排列,各个所述R0I 区域依次相连构成所述成像区域;所述方法还包括:

分别根据每个所述ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到与每个所述ROI区 域各自对应的子超声图像;

将各个所述子超声图像进行拼接,得到与所述成像区域对应的全局最优超声图像。

6. 根据权利要求5所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述分别

根据每个所述ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到与每个所述ROI区域各自对应的子超声图像的过程为:

依据与第k个ROI区域对应的最优声速,按照预设规则对所述第k个ROI区域在深度方向的起始位置、结束位置和相邻采样点的间距进行调节;其中,k=1,2,3,…K,K为ROI区域总数量;

依据与所述第k个ROI区域对应的最优声速以及调节后的起始位置、结束位置和相邻采 样点的间距进行波束合成,得到与所述第k个ROI区域对应的子超声图像;其中,所述预设规 则为:

start_segk=depth_startk*speedoptk/1540;

end_segk=depth_endk*speedoptk/1540;

samplestep_segk=samplestep*speedoptk/1540;

其中,1540为理论上超声在软组织内传播的平均速度,depth_startk和depth_endk分别表示第k个ROI区域的起始位置和结束位置;start_segk和end_segk分别表示第k个ROI区域调节后的起始位置和结束位置;samplestep表示声速1540下相邻采样点的间距; speedoptk表示第k个ROI区域的最优声速;samplestep_segk表示与第k个ROI区域对应的调节后的相邻采样点的间距。

7.根据权利要求2所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述ROI 区域为整个所述成像区域,所述方法还包括:

根据每个所述声速下不同深度处的相位相干因子,得到与每个所述深度处的最大相位 相干因子对应的目标声速,以得到与每个所述深度各自对应的最优声速;

依据与每个所述深度各自对应的最优声速建立深度与最优声速的关系曲线;

将所述深度与最优声速的关系曲线沿深度方向划分为M段,并计算出每一段的平均最优声速,所述M为多个;

依据各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速;

依据与每段各自对应的局部声速,建立深度与局部声速的关系曲线。

8.根据权利要求7所述的自适应匹配最优声速的超声成像方法,其特征在于,所述依据 各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速的过程包括:

依据每段的平均最优声速以及局部声速计算关系式,得到各段的局部声速;其中,所述 局部声速计算关系式为:

 $\frac{1}{c_m} = \frac{m}{c_{avg,m}} - \frac{m-1}{c_{avg,m-1}},$ 其中,m大于1,cm为第m段的局部声速,cavg,m为第m段的平均最优声

速, $c_{avg,m-1}$ 为第m-1段的平均最优声速; $\frac{1}{c_{avg,m}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{m} \frac{1}{c_j} \bigcup Q \frac{1}{c_{avg,m-1}} = \frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^{m-1} \frac{1}{c_j}$,其中, c_j 表示第i段的局部声速,其中,第1段的局部声速等于其平均最优声速。

9.一种自适应匹配最优声速的超声成像装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取待成像图像的通道数据:

划分模块,用于依据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域;

延时模块,用于在每个声速下,根据相应的声速得到所述ROI区域内每个采样点到各个 阵元的延时时间,并依据每个所述延时时间从所述通道数据中得到每个所述采样点对应各 个所述阵元的接收延时信号;

计算模块,用于根据各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相 位相干因子;

分析模块,用于根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速。

10.一种超声设备,其特征在于,包括:

存储器,用于存储计算机程序;

处理器,用于执行所述计算机程序时实现如权利要求1至8任意一项所述自适应匹配最 优声速的超声成像方法的步骤。

自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及超声成像技术领域,特别是涉及一种自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备。

背景技术

[0002] 超声成像技术在医学中的应用十分广泛,超声图像为医生对病情的诊断和治疗提供重要参考依据。在医疗超声成像过程中,声速是重要的成像参数之一,由于超声波在人体不同组织中传播时,声速会差异较大,若用于波束合成的声速为偏离真实声速的超声波在经过局部组织时,就会出现相位偏差,导致组织的偏移,影响图像的成像质量,从而影响医疗诊断的准确性。因此,在超声成像过程中匹配出最优声速是提高超声图像成像质量的必要手段。

[0003] 目前,如专利US 20150073276A1—《aberration correction using channel data in ultrasound imaging system》,中描述了一种超声通道数据的处理及分析来评估 当前成像质量最优声速的方法,该专利中主要是将对应一帧B图像的通道ADC数据,经过一 系列不同迭代声速的波束合成处理后,得到各个迭代声速下的波束合成后的RF数据;根据 系统预设的ROI深度方向的上下边界线以及横向的左右边界线,截取出ROI框范围内的RF数据,对这部分数据进行横向傅里叶变换,得到各个声速下不同深度采样点的横向空间频谱;设定低频阈值频率,以归一化处理后的零到低频阈值频率的积分和作为该深度采样点的图 像质量评估因子,该质量评估因子越大表明图像的横向分辨率越好。用ROI框内各个深度采样点的频谱加权求和后的频谱,作为该ROI区域的平均频谱,该频谱的归一化后的低频部分积分和就是ROI区域图像质量评估因子。绘制各个迭代声速的ROI区域图像质量评估因子的 曲线,对该曲线拟合平滑处理之,就可以求得该曲线的极大值,以该极大值所对应的迭代声速作为当前成像的最优声速。但是,专利US 20150073276A1中提出的方法需要在ROI区域客 深度采样点处做横向傅里叶变换,对于实时系统成像来说,运算量较大,影响整体工作效率。

[0004] 鉴于此,如何提供一种解决上述技术问题的自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备成为本领域技术人员目前需要解决的问题。

发明内容

[0005] 本发明实施例的目的是提供一种自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备,在使用过程中计算简单高效,有利于提高自适应匹配最优声速的效率。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明实施例提供了一种自适应匹配最优声速的超声成像 方法,包括:

[0007] 获取待成像图像的通道数据;

[0008] 依据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域;

[0009] 在每个声速下,根据相应的声速得到所述ROI区域内每个采样点到各个阵元的延

时时间,并依据每个所述延时时间从所述通道数据中得到每个所述采样点对应各个所述阵 元的接收延时信号;

[0010] 根据各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相位相干因子;

[0011] 根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速。

[0012] 可选的,各个所述采样点为每个所述声速下每条接收线上的不同深度的采样点;

[0013] 所述根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速的过程包括:

[0014] 对各条所述接收线上位于同一深度的采样点的相位相干因子求加权平均,得到每 个所述声速下不同深度处的相位相干因子;

[0015] 将每个所述声速下不同深度处的相位相干因子求加权平均,得到每个所述声速的 相位相干因子;

[0016] 将每个所述声速的相位相干因子进行拟合得到拟合曲线,并将所述拟合曲线的极大值对应的声速作为所述R0I区域的最优声速。

[0017] 可选的,所述根据各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相位相干因子的过程包括:

[0018] 依据与每个所述声速下、各条所述接收线上每个所述采样点对应的各个接收延时 信号及相位相干因子计算关系式,得到每个所述采样点的相位相干因子,其中,所述相位相 干因子计算关系式为:

接收线上深度方向第n个采样点的第i个阵元对应的接收延时信号, b_i (n)表示接收延时信 $\exists x_i^d(n)$ 的符号位,EleNum表示接收孔径中阵元总数目。

[0020] 可选的,所述ROI区域为一个;所述方法还包括:

[0021] 将所述ROI区域的最优声速作为所述成像区域的全局最优声速;

[0022] 依据所述成像区域的全局最优声速进行波束合成,得到与所述成像区域对应的全局最优超声图像。

[0023] 可选的,所述R0I区域为多个,各个所述R0I区域沿所述成像区域的深度方向排列, 各个所述R0I区域依次相连构成所述成像区域;所述方法还包括:

[0024] 分别根据每个所述ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到与每个所述 ROI区域各自对应的子超声图像;

[0025] 将各个所述子超声图像进行拼接,得到与所述成像区域对应的全局最优超声图像。

[0026] 可选的,所述分别根据每个所述ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到 与每个所述ROI区域各自对应的子超声图像的过程为:

[0027] 依据与第k个ROI区域对应的最优声速,按照预设规则对所述第k个ROI区域在深度 方向的起始位置、结束位置和相邻采样点的间距进行调节;其中,k=1,2,3,…K,K为ROI区 域总数量;

[0028] 依据与所述第k个ROI区域对应的最优声速以及调节后的起始位置、结束位置和相

邻采样点的间距进行波束合成,得到与所述第k个ROI区域对应的子超声图像;其中,所述预 设规则为:

[0029] start_segk=depth_startk*speedoptk/1540;

[0030] end_segk=depth_endk*speedoptk/1540;

[0031] samplestep_segk=samplestep*speedoptk/1540;

[0032] 其中,1540为理论上超声在软组织内传播的平均速度,depth_startk和depth_ endk分别表示第k个ROI区域的起始位置和结束位置;start_segk和end_segk分别表示第k 个ROI区域调节后的起始位置和结束位置;samplestep表示声速1540下相邻采样点的间距; speedoptk表示第k个ROI区域的最优声速;samplestep_segk表示与第k个ROI区域对应的调 节后的相邻采样点的间距。

[0033] 可选的,所述ROI区域为整个所述成像区域,所述方法还包括:

[0034] 根据每个所述声速下不同深度处的相位相干因子,得到与每个所述深度处的最大相位相干因子对应的目标声速,以得到与每个所述深度各自对应的最优声速;

[0035] 依据与每个所述深度各自对应的最优声速建立深度与最优声速的关系曲线;

[0036] 将所述深度与最优声速的关系曲线沿深度方向划分为M段,并计算出每一段的平均最优声速,所述M为多个;

[0037] 依据各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速;

[0038] 依据与每段各自对应的局部声速,建立深度与局部声速的关系曲线。

[0039] 可选的,所述依据各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速的过程包括:

[0040] 依据每段的平均最优声速以及局部声速计算关系式,得到各段的局部声速;其中, 所述局部声速计算关系式为:

[0041] $\frac{1}{c_m} = \frac{m}{c_{avg,m}} - \frac{m-1}{c_{avg,m-1}}$,其中,m大于1,cm为第m段的局部声速,cavg,m为第m段的平均最

优声速, $c_{avg,m-1}$ 为第m-1段的平均最优声速; $\frac{1}{c_{avg,m}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{m} \frac{1}{c_j}$ 以及 $\frac{1}{c_{avg,m-1}} = \frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^{m-1} \frac{1}{c_j}$,其中,

cj表示第j段的局部声速,其中,第1段的局部声速等于其平均最优声速。

[0042] 本发明实施例相应的提供了一种自适应匹配最优声速的超声成像装置,包括:

[0043] 获取模块,用于获取待成像图像的通道数据;

[0044] 划分模块,用于依据预设边界信息从成像区域中划分出R0I区域;

[0045] 延时模块,用于在每个声速下,根据相应的声速得到所述ROI区域内每个采样点到 各个阵元的延时时间,并依据每个所述延时时间从所述通道数据中得到每个所述采样点对 应各个所述阵元的接收延时信号;

[0046] 计算模块,用于根据各个所述接收延时信号得到每个所述声速下各个所述采样点的相位相干因子;

[0047] 分析模块,用于根据各个所述相位相干因子,得到所述ROI区域的最优声速。

[0048] 本发明实施例还提供了一种超声设备,包括:

[0049] 存储器,用于存储计算机程序;

[0050] 处理器,用于执行所述计算机程序时实现如上述所述自适应匹配最优声速的超声

成像方法的步骤。

[0051] 本发明实施例提供了一种自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备,本申请中在进行超声成像自适应匹配最优声速时,通过获取待成像图像的通道数据,并 根据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域,然后在每个声速下,根据对应声速计算出 ROI区域中每个采样点到各个阵元的延时时间,从而得到与每个采样点对应的多个延时时间,并根据各个延时时间从通道数据中得到相应的接收延时信号,并根据每个声速下与每 个采样点对应的多个接收延时信号得到各声速下与每个采样点对应的相位相干因子,并进 一步根据各个相位相干因子得到ROI区域的最优声速;该过程中不需要进行横向傅里叶变换,且相位相干因子的计算过程简单、计算量小,因此本发明在使用过程中计算简单高效, 有利于提高自适应匹配最优声速的效率。

附图说明

[0052] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对现有技术和实施例中所 需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施 例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获 得其他的附图。

[0053] 图1为本发明实施例提供的一种自适应匹配最优声速的超声成像方法的流程示意 图;

[0054] 图2为本发明实施例提供的一种线阵下ROI区域划分方式示意图;

[0055] 图3为本发明实施例提供的一种线阵的接收延时计算示意图;

[0056] 图4为本发明实施例提供的一种根据相位相干因子计算最优声速的流程示意图;

[0057] 图5为与图4对应的最优声速计算示意图;

[0058] 图6为本发明实施例提供的一种硬件实时计算SCF的LUT表示意图;

[0059] 图7为本发明实施例提供的一种线阵下多R0I区域的划分示意图;

- [0060] 图8为本发明实施例提供的一种最优声速与局部声速的示意图;
- [0061] 图9为与图8中对应的线阵探头的成像区域中各部分组织的声速示意图;

[0062] 图10为本发明实施例提供的一种自适应匹配最优声速的超声成像装置的结构框图。

具体实施方式

[0063] 本发明实施例提供了一种自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备,在使用过程中计算简单高效,有利于提高自适应匹配最优声速的效率。

[0064] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0065] 请参照图1,图1为本发明实施例提供的一种自适应匹配最优声速的超声成像方法的流程示意图。该方法包括:

[0066] S11:获取待成像图像的通道数据;

[0067] 具体的,例如待成像图像为B图像,则获取一帧B图像的通道数据,其中,一般通过 弱聚焦发射波束方式,16次发射的数据就可以通过多波束合成的方式组成一帧B图像。另 外,具体如何获取一帧B图像的通道数据为现有技术,本申请对此不做详述。

[0068] S12:依据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域;

[0069] 需要说明的是,成像区域确定了待成像图像成像的位置,在进行ROI区域划分之前,可以预先设置好用来圈定ROI区域的边界信息,其中,预设边界信息包括横向起始百分比参数fraction_start、横向结束百分比参数fraction_end、深度方向起始边界线depth_ start和深度方向结束边界线depth_end,以线阵探头为例,本实施例中提供的一种ROI区域 划分方式可参照图2,其中,图2中上端的一排为线阵探头的各个阵元。

[0070] 另外,在不同声速下进行划分ROI区域时,由于不同声速下相同的采样对象之间的间距可能会发生拉伸或者压缩,为了使在每个声速下所划分出的ROI区域中所包含的采样对象一一对应相同,因此,可以分别根据相应的声速对所划分的ROI区域在深度方向的起始边界线和结束边界线的位置进行调节,例如对于声速c1来说,划分出的ROI区域在深度方向的起始边界线位置为depth_start1=(c_1/c_0)*depth_start,结束边界线位置为depth_end1 = (c_1/c_0)*depth_end,其中, c_0 为系统声速,其数值为1540m/s。

[0071] S13:在每个声速下,根据相应的声速得到R0I区域内每个采样点到各个阵元的延时时间,并依据每个延时时间从通道数据中得到每个采样点对应各个阵元的接收延时信号;

[0072] 需要说明的是,可以预先设置好迭代声速起始值和结束值,以及迭代声速步距,例 如迭代声速的起始值和结束值分别为1440m/s和1580m/s,也即迭代声速范围为1440~ 1580m/s,迭代声速步距为10m/s,因此,在对迭代声速过程中会得到各个声速,并且在每个 声速下均计算出R0I区域内每个采样点到各个阵元的延时时间,然后根据相应的延时时间 从通道数据中获取对应的接收延时信号,然后再根据每个采样点对应的各个接收延时信号 计算出相应采样点的相位相干因子。也即,在声速迭代过程中,每个声速均计算出在该声速 下各个采样点的相位相干因子后,在进行下一个声速下各个采样点的相位相干因子计算, 直至最后一个声速下各个采样点的相位相干因子计算完成。

[0073] 可以理解的是,在进行延时时间计算时,根据ROI区域内的采样点到接收孔径中的 某个阵元之间的声程除以对应的声速,即可得到采样点到该阵元的延时时间,然后根据该 延时时间从通道数据的信号数据中获取与该延时时间对应的接收延时信号,也即,获取出 在相应声速下对应采样点到阵元的接收延时信号。

[0074] 例如,共有3个声速分别为c1、c2、c3,R0I区域内的采样点有N个,接收孔径中阵元数 量共为128个,则在声速c1下计算出N个采样点各自到各个阵元的延时时间,则每个采样点 对应128个延时时间,相应的根据每个延时时间能够从通道数据中得到对应的接收延时信 号,则每个采样点对应128个接收延时信号;同样,在声速c2下每个采样点对应得到与128个 阵元各自对应的延时时间,每个采样点对应128个接收延时信号,在声速c3下,同样一个采 样点对应128个接收延时信号。

[0075] 还需要说明的是,为了进一步保证在不同声速下,所划分出的ROI区域中包含的采 样点一一对应相同,在进行延时时间计算时,在每个声速下可以根据当前声速对深度方向 的相邻采样点的间距进行调节,例如,在声速c1下深度方向的相邻采样点的间距可以调节

为(c1/2)/Fs,其中,Fs为系统采样率,在系统默认声速1540m/s下,深度方向采样间距为(co/2)/Fs。

[0076] S14:根据各个接收延时信号得到每个声速下各个采样点的相位相干因子;

[0077] S15:根据各个相位相干因子,得到ROI区域的最优声速。

[0078] 由于图像聚焦越好,相位相干因子的值越接近于1,反之越接近于0,因此,本申请 中可以将相位相干因子用于图像质量评估。具体的,在上述得到每个声速下各个采样点的 各个接收延时信号后,根据相应声速下每个采样点的各个接收延时信号,能够计算出在该 声速下每个采样点的相位相干因子,然后根据每个声速下每个采样点的相位相干因子就能 够得出ROI区域的最优声速。由于根据接收延时信号计算出采样点的相位相干因子的计算 过程要比现有技术中对ROI区域范围内的RF数据进行横向傅里叶变换简单的多,因此,本申 请中的计算过程会更加简单,确定出最优声速的效率会更高。

[0079] 在上述实施例的基础上,本实施例对技术方案作了进一步的说明和优化。

[0080] 具体如下:

[0081] 进一步的,各个采样点为每个声速下每条接收线上的不同深度的采样点;

[0082] 具体的,在实际应用中接收孔径中的每个阵元会对应一条接收线,并且每条接收 线上沿深度方向分布有不同深度的采样点,也即,本实施例中的各个采样点是由每个声速 下位于每条接收线上不同深度处的采样点构成的,并且在一个声速下,各条接收线上的采 样点数量相同,其中一条接收线上的各个采样点的深度不同,每条接收线上的各个采样点 在深度方向的分布情况相同。

[0083] 则,在进行延时时间计算时,本实施例以线阵为例进行说明,可参照图3,图3中以 一条接收线上的第n个采样点到第i个阵元为例进行说明,第n个采样点到第i个阵元的延时 时间可以由第n个采样点到第i个阵元之间的声程除以对应的声速得到,其中,第n个采样点 到第i个阵元之间的声程为1₁+1₂,接收线上的每个采样点到各个阵元之间的延时时间均按 照上述方法得到,从而得到各条接收线上的各采样点到各阵元的延时时间,进一步得到各 个接收延时信号及对应的相位相干因子。

[0084] 则,在上述实施例中的S15中根据各个相位相干因子,得到R0I区域的最优声速的过程可以包括以下步骤,具体请参照图4:

[0085] S150:对各条接收线上位于同一深度的采样点的相位相干因子求加权平均,得到 每个声速下不同深度处的相位相干因子;

[0086] 具体的,请参照图5,其中,列方向是采样点深度方向,横向是接收线排列方向,页 方向是迭代声速排布方向,其中,图5中的Speed为声速。在接收线排列方向分布有各条接收 线,在声速迭代方向分布有各个声速,在每个声速对应的各条接收线上分布有多个沿深度 方向的各个采样点(如图5中的a部分),也即,在S14中得到的是三维数组,本实施例中通过 沿接收线排列方向将每个声速下、各条接收线上处于同一深度的各个采样点的相位相干因 子进行加权求平均,即可的到每个声速下不同深度处的相位相干因子,也即得到二维数组 (如图5中的b部分)。

[0087] S151:将每个声速下不同深度处的相位相干因子求加权平均,得到每个声速的相位相干因子;

[0088] 具体的,在得到每个声速下不同深度处的相位相干因子后,将每个声速下的各个

深度处的相位相干因子进行加权平均,即可得到与相应声速对应的相位相干因子;也即,将 图5中的b部分中每条线上的各个深度对应的相位相干因子进行加权平均,得到与对应声速 的相位相干因子,例如共有L个声速,则得到与每个声速各自对应的相位相干因子,也即得 到一个一维数组(如图5中的c部分)。

[0089] S152:将每个声速的相位相干因子进行拟合得到拟合曲线,并将拟合曲线的极大值对应的声速作为R0I区域的最优声速。

[0090] 具体的,为了得到更加优选的声速,本实施例中可以将每个声速各自对应的相位 相干因子进行曲线拟合,得到对应的拟合曲线,从该拟合曲线中选择出极大值对应的声速, 并将该声速作为R0I区域的最优声速。

[0091] 当然,在实际应用中还可以直接从每个声速各自对应的相位相干因子中选择出最大相位相干因子对应的声速,并将该声速作为ROI区域的最优声速。

[0092] 更进一步的,上述实施例中的S14中的根据各个接收延时信号得到每个声速下各个采样点的相位相干因子的过程,具体可以包括以下步骤:

[0093] 依据与每个声速下、各条接收线上每个采样点对应的各个接收延时信号及相位相干因子计算关系式,得到每个采样点的相位相干因子,其中,相位相干因子计算关系式为:

接收线上深度方向第n个采样点的第i个阵元对应的接收延时信号,d表示延时,bi(n)表示接收延时信号*x^d_i*(*n*)的符号位,EleNum表示接收孔径中阵元总数目。

[0095] 需要说明的是,在计算各个采样点的相位相干因子时,对于每个声速下的每条接收线,接收线上的每个采样点对应多个接收延时信号,则采样点的相位相干因子可以根据与该采样点对应的各个接收延时信号及上述相位相干因子计算关系式得到,其中,当 x^d_i(n)<0时,该接收延时信号的符号位b_i(n)为-1,当x^d_i(n)>=0,该接收延时信号的符号 位b_i(n)为+1。由上述相位相干因子计算关系式可知,本申请中的相位相干因子计算方式简 单,并且在计算过程中不需要进行阈值设置,能够进一步降低人为因素的影响,使分析结果 更加准确。

[0096] 另外,还需要说明的是计算相位相干因子SCF的优势不仅在于计算量小,而且其可 以兼顾算法在硬件环境下实施,例如,对于在硬件上实时计算接收延时信号的系统而言, SCF可以制作成查询表,从而避免平方运算,其中,正数的二进制格式符号位为0,负数的二 进制格式符号位为1,将其符号位直接相加可以得到二进制格式符号位之和,可以将该和记 为SB,将SB作为该表的查询地址,根据SB与SCF表达式的关系,可以知道该查询表一共有 EleNum+1个元素,且数值关于EleNum/2这条直线对称,也就是说只需要存储EleNum/2个元 素组成的数组即可,详细的LUT表(也即查询表)格式如图6所示。

[0097] 例如,接收线上深度方向第n个采样点的各个阵元对应的接收延时信号均为正数,则采用二进制格式表示各个接收延时信号的符号位,则每个接收延时信号对应的符号位均为0,各个符号位之和SB=0,根据预设的对应关系在SCF表达式中每个接收延时信号的符号位均为1,因此,SB=0对应的SCF表达式中b_i(n)均为1,此时SCF(n)等于1。另外,当接收线上 深度方向第n个采样点的各个阵元对应的接收延时信号均为负数时,则采用二进制格式表

示各个接收延时信号的符号位,则每个接收延时信号对应的符号位均为1,各个符号位之和 SB=EleNum,根据预设的对应关系在SCF表达式中每个接收延时信号的符号位均为-1,因此,SB=EleNum对应的SCF表达式中bi(n)均为-1,此时SCF(n)也等于1,SCF表达式中bi(n)均为1对应的SCF值与SCF表达式中bi(n)均为-1对应的SCF值相等,也即,SB=0对应的SCF值与 SB=EleNum对应的SCF值相同,按照上述方式,将SB的各个具体数值与SCF的值进行对应,形成查询表,并且查询表中各个元素的数值关于EleNum/2这条直线对称。

[0098] 当然,若在上位机上实现相位相干因子的计算方法,则可以使用相干因子CF (Coherence Factor)及相位相干因子PCF等CF的变形版本来作为图像质量评估因子,其中, 相干因子CF及相位相干因子PCF的计算方法可以参照现有技术中已有的计算方法,在实际 应用中具体采用哪种本申请不作特殊限定,能够实现本申请的目的即可。

[0099] 在上述实施例的基础上,本实施例对技术方案作了进一步优化和说明,具体如下: [0100] 进一步的,从成像区域中划分出的ROI区域为一个;则,该方法还可以包括以下步骤:

[0101] 将R0I区域的最优声速作为成像区域的全局最优声速;

[0102] 依据成像区域的全局最优声速进行波束合成,得到与成像区域对应的全局最优超声图像。

[0103] 可以理解的是,在划分一个ROI区域时,需要以该ROI区域的最优声速表征整个成像区域的最优声速,因此,在得到ROI区域的最优声速后,直接将该最优声速作为成像区域的全局最优声速即可,并根据该全局最优声速进行波束合成,得到与该成像区域对应的全局最优超声图像,也即得到待成像图像的全局最优超声图像。

[0104] 进一步的,从成像区域中划分出的ROI区域为多个,并且各个ROI区域沿成像区域的深度方向排列,各个ROI区域依次相连构成成像区域;则,该方法还可以包括以下步骤:

[0105] 分别根据每个ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到与每个ROI区域各自对应的子超声图像;

[0106] 将各个子超声图像进行拼接,得到与成像区域对应的全局最优超声图像。

[0107] 可以理解的是,在对成像区域进行ROI区域划分时,可以沿深度方向将整个成像区域划分为多个ROI区域,并且各个ROI区域依次相连,如图7所示,将成像区域划分成3个ROI 区域,分别为seg0、seg1和seg2,其中,start_seg1为seg1区域在深度方向的起始线位置, end_seg1为seg1区域在深度方向的结束线位置。当然,ROI区域的具体划分数量可以根据实际需要进行确定,本实施例不作特殊限定。

[0108] 具体的,每个ROI区域均按照上述实施例中所提供的方法得到对应的最优声速,为 了得到整个成像区域的全局最优图像,可以分别根据各个ROI区域的最优声速进行波束合 成,得到与每个ROI区域对应的子超声图像,也即先得到与每个ROI区域各自对应的局部最 优超声图像,然后将各个子超声图像(局部最优超声图像)按照对应的顺序进行拼接,即可 得到与整个成像区域对应的全局最优超声图像。

[0109] 由于相邻的两个ROI区域的声速不连续,若直接将相邻两个ROI区域对应的子超声 图像相连接,则会造成两个子超声图像相连的位置呈现出不连贯的伪影,也就是不同声速 下,图像会出现一定程度的拉伸或压缩,声速较小时图像会被压缩,声速较大时图像呈现出 拉伸现象,例如图7中的seg0最优声速为1480m/s,seg1最优声速为1540m/s,seg0的底部会

有seg1的图像出现,从而造成图像重复出现的现象。本实施例中为了解决图像的拉伸和压缩效应对图像拼接产生的影响,在根据每个ROI区域的最优声速进行波束合成时,可以对相应ROI区域的在深度方向的起始位置、结束位置和相邻采样点的间距进行调节,具体如下:

[0110] 上述分别根据每个ROI区域各自对应的最优声速进行波束合成,得到与每个ROI区域各自对应的子超声图像的过程,具体可以为:

[0111] 依据与第k个ROI区域对应的最优声速,按照预设规则对第k个ROI区域在深度方向的起始位置、结束位置和相邻采样点的间距进行调节;其中,k=1,2,3,…K,K为ROI区域总数量;

[0112] 依据与第k个ROI区域对应的最优声速以及调节后的起始位置、结束位置和相邻采 样点的间距进行波束合成,得到与第k个ROI区域对应的子超声图像;其中,预设规则为:

[0113] start_segk=depth_startk*speedoptk/1540;

[0114] end_segk=depth_endk*speedoptk/1540;

[0115] samplestep_segk=samplestep*speedoptk/1540;

[0116] 其中,1540为理论上超声在软组织内传播的平均速度,depth_startk和depth_ endk分别表示第k个ROI区域的起始位置和结束位置;start_segk和end_segk分别表示第k 个ROI区域调节后的起始位置和结束位置;samplestep表示声速1540下相邻采样点的间距, 具体可以为(1540/2)/Fs;speedoptk表示第k个ROI区域的最优声速;samplestep_segk表示 与第k个ROI区域对应的调节后的相邻采样点的间距。

[0117] 需要说明的是,按照上述方法根据每个ROI区域的最优声速进行波束合成时,对每 个ROI区域的在深度方向的起始位置、结束位置和相邻采样点的间距进行调节,然后再将得 到的与每个ROI区域对应的子超声图像拼接起来,从而得到更加精确的全局最优超声图像。 另外,在拼接完成后将图像深度标尺(也即图像的深度方向点坐标)按照1540m/s的声速进 行设置,以便很好的兼容后续的图像测量等操作,也即,在最后显示图像时均使用1540m/s 的声速。

[0118] 由于声速在不同组织介质中的传播速度不同,因此为了进一步为医生的诊断提供更加完善的参考数据,辅助医生识别不同深度部位的组织介质,本申请中还可以将整个成像区域作为一个ROI区域进行分析,并得到深度索引-局部声速图,以便辅助医生观察扫查面的解剖信息。具体的:

[0119] 在对成像区域进行ROI区域划分时,将整个成像区域划分为一个ROI区域;

[0120] 则,该方法还可以包括以下步骤:

[0121] 根据每个声速下不同深度处的相位相干因子,得到与每个深度处的最大相位相干 因子对应的目标声速,以得到与每个深度各自对应的最优声速;

[0122] 依据与每个深度各自对应的最优声速建立深度与最优声速的关系曲线;

[0123] 将深度与最优声速的关系曲线沿深度方向划分为M段,并计算出每一段的平均最优声速,M为多个;

[0124] 依据各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速;

[0125] 依据与每段各自对应的局部声速,建立深度与局部声速的关系曲线。

[0126] 需要说明的是,具体可以参照图5的b部分,在得到每个声速下不同深度处的相位相干因子后,可以将同一个深度处的各个相位相干因子中的最大相位相干因子作为与该深

度对应的目标声速(也即与该深度对应的最优声速),从而得到每个深度的最优深度。然后 根据每个深度各自的最优声速能够得到深度-最优声速曲线,再将该深度-最优声速曲线沿 深度方向划分为M段,为了提高结果准确性,本实施例中在进行迭代声速时,迭代步距应小 于10m/s,例如可以设置为2m/s,并且各段等间距划分,M可以采用较大的数值,例如在深度 方向有多少个采样点就划分多少段,当然,也可以每一段包括多个采样点,具体可以根据实 际需要进行确定,本申请不作特殊限定。具体的,根据每一段中各个采样点对应的声速计算 出每一段的平均最优声速(各个声速的平均值),进一步得到每一段的局部声速,从而得到 深度-局部声速曲线。

[0127] 具体的,在将深度-最优声速曲线沿深度方向划分为M段之前,还可以先对深度-最优声速曲线进行平滑降噪处理,从而使得到的结果更加准确。另外,当每个采样间隔为第一段时,则该段的平均最优声速即为对应深度处对应的最优声速,若每一段包括多个采样间隔,则可以根据各个深度处的最优声速进行加权平均,得到对应段的平均最优声速,具体采用哪种方式得到每一段的平均最优声速,本申请不做特殊限定。

[0128] 其中,依据各段的平均最优声速,得到每一段的局部声速的过程包括:

[0129] 依据每段的平均最优声速以及局部声速计算关系式,得到各段的局部声速;其中,局部声速计算关系式为:

[0130] $\frac{1}{c_m} = \frac{m}{c_{avg,m}} - \frac{m-1}{c_{avg,m-1}}$,其中,m大于1,cm为第m段的局部声速,cavg,m为第m段的平均最

优声速, $c_{avg,m-1}$ 为第m-1段的平均最优声速; $\frac{1}{c_{avg,m}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{m} \frac{1}{c_j}$ 以及 $\frac{1}{c_{avg,m-1}} = \frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^{m-1} \frac{1}{c_j}$,其中,

cj表示第j段的局部声速,其中,第1段的局部声速等于其平均最优声速。

[0131] 需要说明的是,由于在对第一段扫查过程中,超声波直接进入第一段,此时第一段 的平均最优声速就是第一段的局部声速,而对于第二段或者之后的各段而言,超声波会经 过当前段之前的各段后才能进入当前段,因此,当前段的平均最优声速与其成像介质的声

速(也即局部声速)不相等。由
$$\frac{1}{c_{avg,m}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{m} \frac{1}{c_j} \pi \frac{1}{c_{avg,m-1}} = \frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^{m-1} \frac{1}{c_j}$$
可知,每一段的平均最

优声速均与位于其前面各段的局部声速有关,因此,可以根据 $\frac{1}{c_{avg,m}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^{m} \frac{1}{c_j}$ 和

 $\frac{1}{c_{avg,m-1}} = \frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^{m-1} \frac{1}{c_j}$ 得到第m段的局部声速 $\frac{1}{c_m} = \frac{m}{c_{avg,m}} - \frac{m-1}{c_{avg,m-1}}$, 也即可以进一步根据得到的

深度-最优声速曲线反推出每一段的局部声速,具体可以根据第m段的平均最优声速和第m-1段的平均最优声速计算得到第m段的局部声速,其中,每一段的平均最优声速均可以根据 深度-最优声速曲线得到。在得到各段的局部声速后,建立深度与局部声速的关系曲线,例 如将深度-最优声速曲线沿深度方向分成3段,具体请参照图8,其中,图中的曲线为深度-最 优声速曲线,折线为深度-局部声速曲线,可得到图9中成像区域由三种声速分别为1480m/ s、1540m/s以及1580m/s的物质组成。

[0132] 在上述实施例的基础上,本发明实施例相应的提供了一种自适应匹配最优声速的

超声成像装置,具体请参照图10。该装置包括:

[0133] 获取模块21,用于获取待成像图像的通道数据;

[0134] 划分模块22,用于依据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域;

[0135] 延时模块23,用于在每个声速下,根据相应的声速得到ROI区域内每个采样点到各个阵元的延时时间,并依据每个延时时间从通道数据中得到每个采样点对应各个阵元的接收延时信号;

[0136] 计算模块24,用于根据各个接收延时信号得到每个声速下各个采样点的相位相干因子;

[0137] 分析模块25,用于根据各个相位相干因子,得到ROI区域的最优声速。

[0138] 需要说明的是,本实施例中提供的自适应匹配最优声速的超声成像装置在进行超声成像自适应匹配最优声速时,通过获取模块21获取待成像图像的通道数据,通过划分模块22根据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域,然后延时模块23在每个声速下,根据对应声速计算出ROI区域中每个采样点到各个阵元的延时时间,从而得到与每个采样点对应的多个延时时间,并根据各个延时时间从通道数据中得到相应的接收延时信号,计算模块24再根据每个声速下与每个采样点对应的多个接收延时信号得到各声速下与每个采样点对应的相位相干因子,分析模块25进一步根据各个相位相干因子得到ROI区域的最优声速;本申请不需要进行横向傅里叶变换,且相位相干因子的计算过程简单、计算量小,因此本发明在使用过程中计算简单高效,有利于提高自适应匹配最优声速的效率。

[0139] 另外,对于本实施例中所涉及到的自适应匹配最优声速的超声成像方法的具体介绍请参照上述方法实施例,本申请在此不再赘述。

[0140] 在上述实施例的基础上,本发明实施例还提供了一种超声设备,该设备包括:

[0141] 存储器,用于存储计算机程序;

[0142] 处理器,用于执行计算机程序时实现如上述自适应匹配最优声速的超声成像方法的步骤。

[0143] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他 实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置 而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说 明即可。

[0144] 还需要说明的是,在本说明书中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将 一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作 之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语"包括"、"包含"或者其任何其他变体意 在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那 些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者 设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句"包括一个……"限定的要素,并不排 除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0145] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。 对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的 一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其他实施例中实现。因此,本发明 将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一



图1



图2





图4



图5



图6





图7



图8



图9





patsnap

专利名称(译)	自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备			
公开(公告)号	CN110840484A	公开(公告)日	2020-02-28	
申请号	CN201911184446.3	申请日	2019-11-27	
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司			
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司			
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司			
[标]发明人	吴翔 朱建武			
发明人	吴翔 朱建武			
IPC分类号	A61B8/00			
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/585			
代理人(译)	夏欢			
外部链接	Espacenet SIPO			

摘要(译)

本发明公开了一种自适应匹配最优声速的超声成像方法、装置及超声设备,通过获取待成像图像的通道数据,并根据预设边界信息从成像区域中划分出ROI区域,然后在每个声速下根据对应声速计算出ROI区域中每个采样点到各个阵元的延时时间,从而得到与每个采样点对应的多个延时时间,并根据各个延时时间从通道数据中得到相应的接收延时信号,并根据每个声速下与每个采样点对应的多个接收延时信号得到各声速下与每个采样点对应的相位相干因子,根据各个相位相干因子得到ROI区域的最优声速;本申请不需要进行横向傅里叶变换,且相位相干因子的计算过程简单、计算量小,因此本发明在使用过程中计算简单高效,有利于提高自适应匹配最优声速的效率。

