



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108309350 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(21)申请号 201810180295.3

(22)申请日 2018.03.05

(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 陈俊颖 周顺风 闵华清

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限
公司 44102

代理人 何淑珍 江裕强

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G16H 30/40(2018.01)

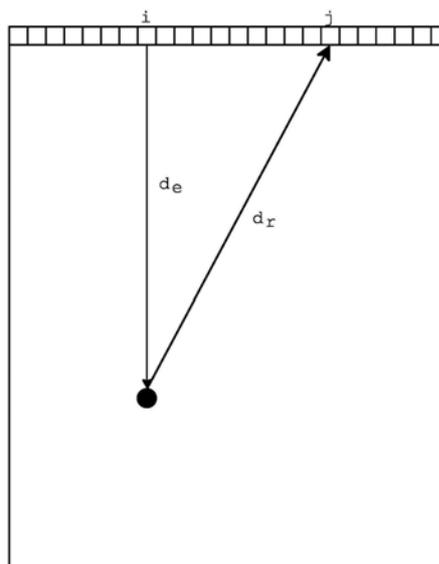
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

应用于医学超声成像系统加速的反向延迟
计算方法

(57)摘要

本发明公开应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法。本发明使用反向延迟计算方法的波束形成算法,基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,通过数据点在超声回波数据中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置,进而直接进行叠加,规避了耗时的开根号和除法计算。本发明中使用反向延迟计算方法的波束形成算法具有更低的计算复杂度,并且在计算过程中使用了更丰富的原始超声数据,可在极短的时间内完成高清医学超声图像算法的复杂计算,可以满足实时且高清地呈现医学超声影像的需求。本发明并不影响设备的物理结构,可直接在原设备中更新算法从而实现加速,并且在一定程度上提高了设备的成像清晰度。



1. 应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,其特征在于使用反向延迟计算方法的波束形成算法,基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,通过数据点在超声回波数据中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置,进而直接进行叠加,规避了耗时的开根号和除法计算。

2. 根据权利要求1所述的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,其特征在于反向延迟计算方法基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,首先计算接收到的回声超声信号的延迟量,进而将延迟后的回声信号叠加得到增强的回声信号输出,即超声成像图像中一个像素点的亮度值。

3. 根据权利要求2所述的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,其特征在于反向延迟计算方法的输入数据为三维数组超声回波数据signal,定义signal(i,k,d)为第i次超声发射、第k个接收阵元接收的第d个信号的值;输出数据为二维图像image,定义image(i,j)为图像中第i列第j行的像素点的亮度值。

4. 根据权利要求3所述的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,其特征在于具体包括如下步骤:

- (1) 设定变量i为列数的循环变量,设定初始值0;
- (2) 设定变量j为行数的循环变量,设定初始值0;
- (3) 设定变量k为阵元数的循环变量,设定初始值0;
- (4) 根据变量i,j,k计算延迟的时间,以及对应的数组下标d;
- (5) 执行叠加,变量image(i,j)叠加信号signal(i,k,d);
- (6) 自增变量k,若变量k的值小于总阵元数,则跳转到步骤(3);
- (7) 自增变量j,若变量j的值小于总行数,则跳转到步骤(2);
- (8) 自增变量i,若变量i的值小于总列数,则跳转到步骤(1);
- (9) 算法结束,返回图像image。

5. 根据权利要求3所述的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,其特征在于对于数据点在回波数据数组中的下标位置为d的情况,假设该数据点在图像中的位置为j,按照公式:

$$d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i-k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

可得:

$$j = \left(\frac{c}{f_s} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) d - \left(W_{pixel}^2 \frac{f_s}{c} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) \frac{(i-k)^2}{d}$$

其中 W_{pixel} 和 H_{pixel} 分别为生成图像像素点对应的水平宽度和垂直高度,这里默认发射阵元与像素点在垂直方向上严格对齐。综上可得d的计算公式为:

$$d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i-k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

在超声成像设备中, f_s 、 c 、 W_{pixel} 和 H_{pixel} 均为常数;计算过程包含两次乘法和一次除法;对于除d,d为正整数。

应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学超声成像领域,具体涉及应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法。

背景技术

[0002] 在医学超声成像系统中,物理阵元发射超声波并接收回波信号,然后在运算单元中通过成像算法将回波信号数据转换为图像数据并显示出来。目前在医疗检测领域,医学超声成像设备广泛使用的仍然是使用延迟叠加波束形成算法,在普通计算机的中央处理器中完成对超声回波数据的延迟、叠加计算从而获得超声图像。随着医学的发展,对图像的清晰度和成像速度有了进一步的要求。但高清成像算法的庞大成像数据及复杂的运算过程,使得传统延迟叠加波束形成算法在普通计算机的中央处理器的计算已经无法满足其对高性能高并发运算的需求。

[0003] 近年来CPU的频率不断提高、单芯片上CPU核心数目不断增加,出现了双核、四核甚至八核,但多核CPU的发展存在瓶颈,其核心频率和运算吞吐率很难有进一步的突破性提高。有学者提出集成更多的运算单元来提高单位时间的计算能力,但这会造成设备体积和功耗的增加,同时使成本提高。另一方面,目前的现场可编程逻辑门电路技术(FPGA)和通用计算图形处理器(GPGPU)发展迅猛,二者均可以实现强大的并发计算能力,并且有学者运用这两项技术完成对医学超声成像波束形成算法的加速。然而从科研成果转化为实际产品仍需要很长时间,对旧设备的更新也会造成浪费,并且新加入的硬件加速器也会带来成本的上升。而本发明提出的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,可直接使用在目前的医学超声成像设备中而无需更新硬件,通过对算法本身的改进使得在不降低超声图像的质量情况下提升成像速度。

发明内容

[0004] 本发明的主要目的是解决目前医学超声成像设备速度慢的问题,目前超声医学成像设备中使用的计算核心大多是普通计算机中的中央处理器,内部计算过程实现简单,能满足医学超声成像的基本需求,但图像帧率低,单台成像设备成本高。本发明为了在不更新医学超声成像设备硬件的条件下提高成像速度,对延迟叠加波束形成算法本身做出改进,提出了使用反向延迟计算方法的波束形成算法。该方法在不降低图像质量的情况下,大大减少了计算过程中的复杂计算操作,提高了设备成像帧率,达到了在不更新医学超声成像设备硬件的条件下提高成像速度的要求。

[0005] 本发明的目的通过以下技术方案实现。

[0006] 应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,使用反向延迟计算方法的波束形成算法,基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,通过数据点在超声回波数据中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置,进而直接进行叠加,规避了耗时的开根号和除法计算。

[0007] 进一步地,反向延迟计算方法基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,首先计算接收到的回声超声信号的延迟量,进而将延迟后的回声信号叠加得到增强的回声信号输出,即超声成像图像中一个像素点的亮度值。

[0008] 进一步地,反向延迟计算方法的输入数据为三维数组超声回波数据signal,定义signal(i,k,d)为第i次超声发射、第k个接收阵元接收的第d个信号的值;输出数据为二维图像image,定义image(i,j)为图像中第i列第j行的像素点的亮度值。

[0009] 进一步地,具体包括如下步骤:

- [0010] (1) 设定变量i为列数的循环变量,设定初始值0;
- [0011] (2) 设定变量j为行数的循环变量,设定初始值0;
- [0012] (3) 设定变量k为阵元数的循环变量,设定初始值0;
- [0013] (4) 根据变量i,j,k计算延迟的时间,以及对应的数组下标d;
- [0014] (5) 执行叠加,变量image(i,j)叠加信号signal(i,k,d);
- [0015] (6) 自增变量k,若变量k的值小于总阵元数,则跳转到步骤(3);
- [0016] (7) 自增变量j,若变量j的值小于总行数,则跳转到步骤(2);
- [0017] (8) 自增变量i,若变量i的值小于总列数,则跳转到步骤(1);
- [0018] (9) 算法结束,返回图像image。

[0019] 进一步地,对于数据点在回波数据数组中的下标位置为d的情况,假设该数据点在图像中的位置为j,按照公式:

$$[0020] \quad d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i-k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

[0021] 可得:

$$[0022] \quad j = \left(\frac{c}{f_s} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) d - \left(W_{pixel}^2 \frac{f_s}{c} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) \frac{(i-k)^2}{d}$$

[0023] 其中 W_{pixel} 和 H_{pixel} 分别为生成图像像素点对应的水平宽度和垂直高度,这里默认发射阵元与像素点在垂直方向上严格对齐。综上可得d的计算公式为:

$$[0024] \quad d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i-k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

[0025] 在超声成像设备中, f_s 、 c 、 W_{pixel} 和 H_{pixel} 均为常数;计算过程包含两次乘法和一次除法;对于除d,d为正整数。

[0026] 与现有技术相比,本发明的有点主要体现在两个方面:本发明中使用反向延迟计算方法的波束形成算法具有更低的计算复杂度,并且在计算过程中使用了更丰富的原始超声数据,可在极短的时间内完成高清医学超声图像算法的复杂计算,可以满足实时且高清地呈现医学超声影像的需求。本发明并不影响设备的物理结构,可直接在原设备中更新算法从而实现加速,并且在一定程度上提高了设备的成像清晰度。

附图说明

[0027] 图1为医学超声成像设备超声波从发射到接收路径示意图。

[0028] 图2为使用传统延迟叠加波束形成算法计算输出图像实例图。

[0029] 图3为使用反向延迟计算方法的波束形成算法计算输出图像实例图。

具体实施方式

[0030] 以下结合附图和实例对本发明的具体实施作进一步说明,但本发明的实施和保护不限于此。需指出的是,以下若有未特别详细说明之处,均是本领域技术人员可参考现有技术实现的。

[0031] 应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法,使用反向延迟计算方法的波束形成算法,基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,通过数据点在超声回波数据中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置,进而直接进行叠加,规避了耗时的开根号和除法计算。反向延迟计算方法基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现,首先计算接收到的回声超声信号的延迟量,进而将延迟后的回声信号叠加得到增强的回声信号输出,即超声成像图像中一个像素点的亮度值。

[0032] 反向延迟计算方法的输入数据为三维数组超声回波数据signal,定义signal(i, k, d)为第i次超声发射、第k个接收阵元接收的第d个信号的值;输出数据为二维图像image,定义image(i, j)为图像中第i列第j行的像素点的亮度值。

[0033] 算法具体包括如下步骤:

[0034] (1) 设定变量i为列数的循环变量,设定初始值0;

[0035] (2) 设定变量j为行数的循环变量,设定初始值0;

[0036] (3) 设定变量k为阵元数的循环变量,设定初始值0;

[0037] (4) 根据变量i, j, k计算延迟的时间,以及对应的数组下标d;

[0038] (5) 执行叠加,变量image(i, j)叠加信号signal(i, k, d);

[0039] (6) 自增变量k,若变量k的值小于总阵元数,则跳转到步骤(3);

[0040] (7) 自增变量j,若变量j的值小于总行数,则跳转到步骤(2);

[0041] (8) 自增变量i,若变量i的值小于总列数,则跳转到步骤(1);

[0042] (9) 算法结束,返回图像image。

[0043] 本发明提出的使用反向延迟计算方法的波束形成算法,最终将应用于医学超声成像系统。这里通过三个模块构建一个仿真医学超声成像系统,分别是数据仿真模块、核心计算模块和显示图像模块。

[0044] 延迟叠加算法包含三个循环,如上方算法描述中所示。该算法的时间复杂度为:

[0045] $Complexity = O(LC \times RC \times RA)$,

[0046] 其中变量LC(Line Count)表示输出图像中垂直的图像列数,变量RC(Rows Count)表示输出图像中的行数,变量PA(Probe Amount)表示接收回声超声信号的探头阵元数量。

[0047] 传统的延迟叠加波束形成算法的核心代码中,核心操作是对延迟后输入数据的叠加。对于最终生成的图像中的一个特定的像素点(i, j),存在次输入数据信号的叠加,叠加的公式如下:

$$[0048] \quad image(i, j) = \sum_{k=0}^{PA-1} signal(i, k, d)$$

[0049] 其中, i 、 j 和 k 分别是LC、RC和PA的累加变量,而 d 是延迟量映射到超声回波数据数组中的下标数值,可以通过特定 i 、 j 和 k 变量的相关计算得到,计算公式如下:

$$[0050] \quad d = t_{flight} * f_s$$

[0051] 其中 f_s 为设备采样频率, t_{flight} 为超声回波数据signal中对应的超声波从发射到接收所耗费的时间,计算公式如下:

$$[0052] \quad t_{flight} = \frac{d_e + d_r}{c}$$

[0053] 其中 d_e 和 d_r 分别为超声回波数据signal中对应的超声波从发射到接收经过的物理距离,示意图如图1所示。 d_e 和 d_r 可由发射位置、接收位置和物体位置三者得出,计算公式如下:

$$[0054] \quad d_e = H_{pixel} j$$

$$[0055] \quad d_r = \sqrt{d_e^2 + W_{pixel}^2 (i - k)^2}$$

[0056] 其中 W_{pixel} 和 H_{pixel} 分别为生成图像像素点对应的水平宽度和垂直高度,这里默认发射阵元与像素点在垂直方向上严格对齐。综上可得 d 的计算公式为:

$$[0057] \quad d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i - k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

[0058] 在超声成像设备中, f_s 、 c 、 W_{pixel} 和 H_{pixel} 均为常数。进而,生成一副超声图像需要进行 $LC \times RC \times RA$ 次计算,每次计算需要执行一次上述公式,包括多次平方运算和一次开根号运算,总体计算量浩大。

[0059] 为此本发明提出了反向延迟计算方法。传统的延迟叠加波束形成算法通过图像中的位置推导延迟量进而推导所需数据点在回波数据数组中的位置,而反向延迟计算方法通过数据点在回波数据数组中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置。对于数据点在回波数据数组中的下标位置为 d 的情况,假设该数据点在图像中的位置为 j ,按照公式:

$$[0060] \quad d = \frac{H_{pixel} f_s}{c} \left(j + \sqrt{\frac{W_{pixel}^2 (i - k)^2}{H_{pixel}^2} + j^2} \right)$$

[0061] 可得:

$$[0062] \quad j = \left(\frac{c}{f_s} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) d - \left(W_{pixel}^2 \frac{f_s}{c} \frac{1}{2H_{pixel}} \right) \frac{(i - k)^2}{d}$$

[0063] 同样的, f_s 、 c 、 W_{pixel} 和 H_{pixel} 均为常数,计算过程包含两次乘法和一次除法。对于除 d ,由于 d 为一定范围内的正整数,该操作可以转化为一次查表操作和一次乘法。进而该方案规避了耗时的开根号和除法计算,大大加快了计算速度。

[0064] 本实例采用如下模块实现所述方法。

[0065] 1. 数据仿真模块

[0066] 使用Field II仿真器模拟超声成像中超声波的传播过程并取得仿真数据;在数据仿真模块中首先根据现实超声成像设备相应配置来模拟对应的仿真物理数据,创建发射和接收阵元,创建模拟检测对象,然后按照扫描线逐条模拟发射并接收回波数据。

[0067] 2. 核心计算模块

[0068] 核心成像模块在普通计算机上,使用超声成像算法实现。本实例使用一台配置 Intel i5-4590 16GB RAM、安装Ubuntu 14.04的计算机配置核心计算模块。该模块收集超声回波数据后,将数据按照延迟量映射到图像中,最后输出图像数据。算法使用反向延迟计算方法的波束形成算法实现。

[0069] 3. 显示图像模块

[0070] 仿真医学超声成像系统中,显示图像模块在核心计算模块得到像素数据后,使用对应的解码程序对数据进行希尔伯特变化、对数压缩、灰度范围校正和图像深度及宽度计算等操作,最后将图像相关数据输出到对应的坐标系中,在屏幕显示成像,或将图像存储到文件中。

[0071] 在仿真医学超声成像系统,分别使用传统的延迟叠加波束形成算法和使用反向延迟计算方法的波束形成算法,计算相同的超声回波数据实现对比。

[0072] 方案和性能验证:

[0073] 在试验中,将10份医学超声图像的输入信号数据载入仿真医学超声成像系统中,其中每份图像的输入信号数据对应于一张超声图像。调用核心计算模块,分别使用传统的延迟叠加波束形成算法和使用反向延迟计算方法的波束形成算法完成对图像的计算,计算后得到图像如图2和图3所示。实测两种算法从计算开始到计算结束的时间,通过多次实验求得各项时间参数的平均值,最终结果为传统的延迟叠加波束形成算法耗时105ms,使用反向延迟计算方法的波束形成算法耗时25ms。

[0074] 由上述数据可得,本实例中的应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法对传统的延迟叠加波束形成算法,在图像质量不下降的情况下,实现了4倍以上的加速比。

[0075] 本实例描述了在仿真医学超声成像系统中,设计和评测应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法对医学超声成像过程的加速情况。实验评测结果表明,使用反向延迟计算方法的波束形成算法相较于传统的延迟叠加波束形成算法的运行速度提高了4倍以上,计算帧率理论值达到了40帧每秒,该设计满足了实时成像高帧率的需求。

[0076] 本发明的方法应用于常规的医学超声成像系统,通过对算法本身的改进加快超声成像过程,在不改变物理设备和不降低成像质量的基础,提高医学超声成像设备的成像帧率,可直接应用于目前广泛使用的基于普通计算机中央处理器计算的医学成像设备、基于嵌入式移动设备上ARM处理器计算的医学成像设备及其他基于GPU或FPGA加速的医学成像系统中。

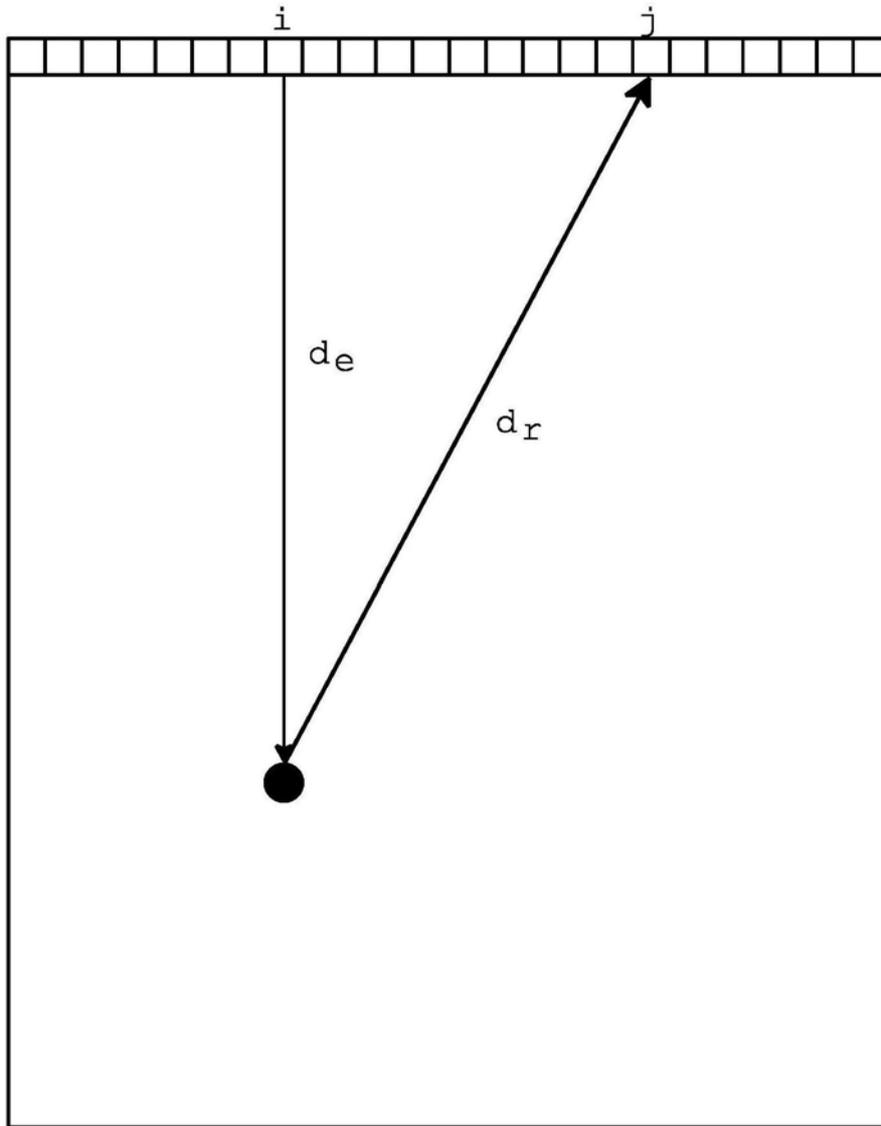


图1

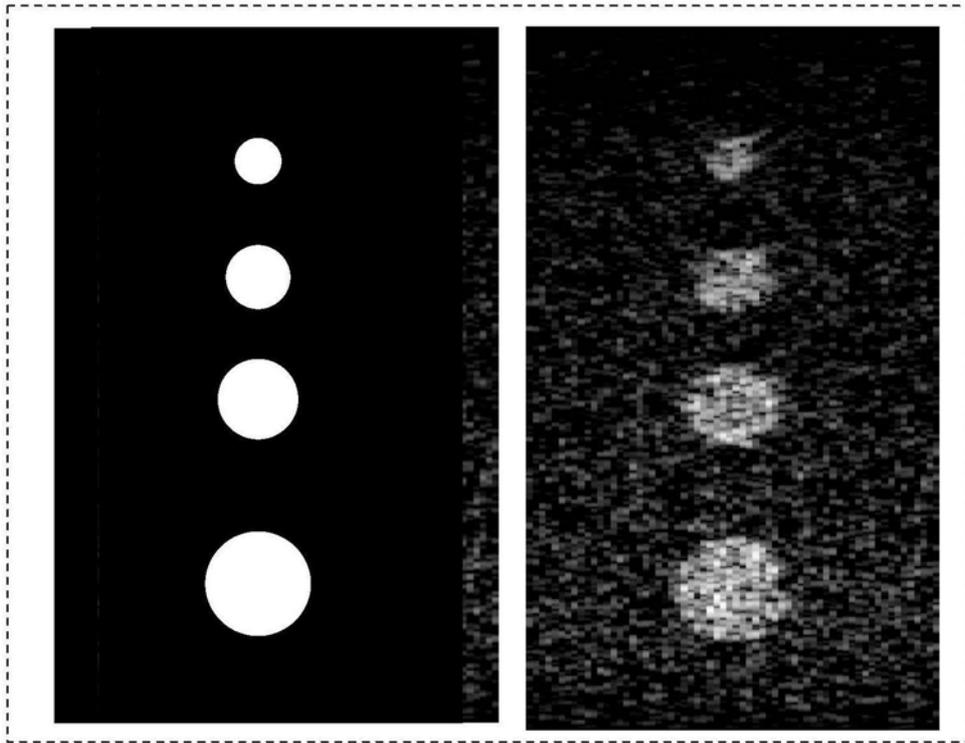


图2

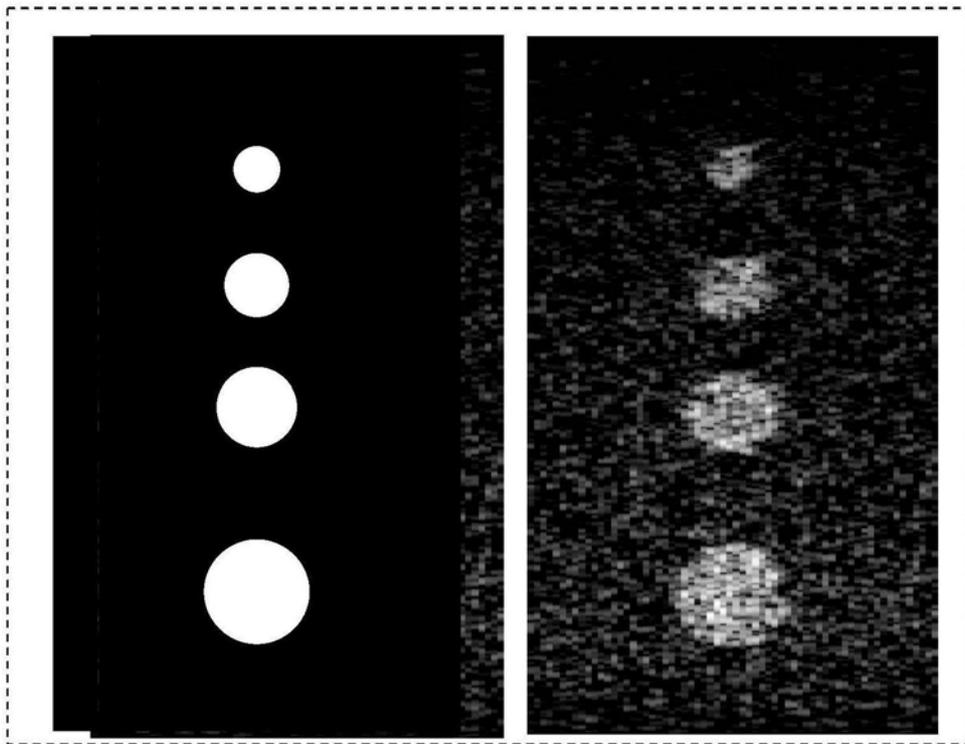


图3

专利名称(译)	应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法		
公开(公告)号	CN108309350A	公开(公告)日	2018-07-24
申请号	CN201810180295.3	申请日	2018-03-05
[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	陈俊颖 周顺风 闵华清		
发明人	陈俊颖 周顺风 闵华清		
IPC分类号	A61B8/00 G16H30/40		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/5215		
代理人(译)	何淑珍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开应用于医学超声成像系统加速的反向延迟计算方法。本发明使用反向延迟计算方法的波束形成算法，基于传统的延迟叠加波束形成算法的逆过程实现，通过数据点在超声回波数据中的位置推导延迟量进而推导该数据点在图像中的位置，进而直接进行叠加，规避了耗时的开根号和除法计算。本发明中使用反向延迟计算方法的波束形成算法具有更低的计算复杂度，并且在计算过程中使用了更丰富的原始超声数据，可在极短的时间内完成高清医学超声图像算法的复杂计算，可以满足实时且高清地呈现医学超声影像的需求。本发明并不影响设备的物理结构，可直接在原设备中更新算法从而实现加速，并且在一定程度上提高了设备的成像清晰度。

