

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
H03M 7/30 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710072422.X

[43] 公开日 2007 年 11 月 28 日

[11] 公开号 CN 101077305A

[22] 申请日 2007.6.29

[21] 申请号 200710072422.X

[71] 申请人 哈尔滨工业大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区西大直街 92 号

[72] 发明人 沈 毅 冯乃章 芦 蓉

[74] 专利代理机构 哈尔滨市哈科专利事务所有限责任公司
代理人 刘 娅

权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 2 页

[54] 发明名称

医学超声成像中数字波束形成的聚焦参数压缩方法

[57] 摘要

本发明提供了一种医学超声成像系统中的数字波束形成的聚焦参数压缩方法，首先利用游程编码技术，即数据数值本身和出现次数这两个数值组成的数对来表示波束形成聚焦参数；其次，在数字波束形成控制单元的可编程逻辑器件内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数，即第一个聚焦参数，并设置一个计数器，从最大波束形成聚焦参数开始倒数，此时只存储数据对中的出现次数；最后，对次数大于预定值的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码，即用前一个数值来预测下一个，存储预测差值，而如果数据出现次数始终小于预定值，则采用游程编码技术实现聚焦参数压缩。本发明大幅度减小了波束形成聚焦参数的硬件存储容量，对相关领域具有良好的应用价值。

-
- 1、一种医学超声成像中数字波束形成的聚焦参数压缩方法，其特征在于，首先统计波束形成聚焦参数中每个数据的出现次数，利用游程编码技术，即数据数值和出现次数两个参数组成数对表示波束形成聚焦参数；其次，在数字波束形成控制单元的可编程逻辑器件内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数，即第一个聚焦参数，并设置一个计数器，从最大波束形成聚焦参数开始倒计数，此时只存储数据对中的出现次数；最后，对次数大于预定值的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码，即用前一个数值来预测下一个，存储预测差值，而如果数据出现次数始终小于预定值，则采用游程编码技术实现聚焦参数压缩。

医学超声成像中数字波束形成的聚焦参数压缩方法

（一）技术领域

本发明涉及医学超声诊断成像系统，具体涉数字医学超声成像的数字波束形成的聚焦参数压缩存储方法。

（二）背景技术

数字医学超声成像一般由超声探头（多元压电振子）、发射接收单元、信号处理和图像处理单元以及控制显示单元等构成。数字医学超声成像系统的基本原理是通过发射电路，将一个或多个脉冲或脉冲序列加到超声波探头上，并作用于被测物（人体），而接收电路的一个或多个通道接收人体反射的回波信号，对这些回波信号进行处理，并送到显示器显示，即可得到人体的超声图像。

发射接收单元主要完成图像采集任务，图像采集技术在医学超声成像系统中处于极其重要的地位，是系统的数据来源，图像采集的质量和数量直接影响到成像质量，进而影响对疾病的诊断。

在通常的数字超声成像系统中，对回波信号的处理最重要的是数字波束形成技术，即将多通道信号有效合成，它是数字超声成像系统前端的核心技术，其功能包括控制探头各通道的超声回波信号的延时聚焦以及变迹、变孔径，以形成连续接收聚焦，进而实现超声回波信息的有效提取，再送往后端进行处理。数字波束形成的好坏直接严重地影响图像质量，也是区分模拟超声成像系统和数字超声成像系统的特征标志，因此在数字超声成像系统中十分重要。

超声聚焦（包括发射聚焦和接收聚焦）其原理如附图 1 和 2 所示。接收变孔径其原理如附图 3 所示。

数字波束形成的实现多采用微处理器（CPU）、数字信号处理器（DSP）和现场可编程逻辑器件（FPGA）完成，近年来随着 FPGA 的迅速发展，使用 FPGA 实现数字波束形成的越来越普遍。

在 FPGA 实现接收数字波束形成技术时，各通道的存储器通常为双口随机存储器（RAM），一个端口写入数据，另一个端口读出数据，存储单元数由最大延时决定。模拟数字转换器（A/D）采样各个接收通道的回波数据，变成数字信号依次存入存储器中，在读出时从存储聚焦参数的 RAM 中读出预先计算好的聚焦延时，根据每个阵元的延时参数动态调整读数据地址，从回波数据存储器中读出相关数据后求和，实现各通道回波波束的同相合成（即聚焦）。通过对各通道数据的加权乘法，即对每个存储器读出的数据分别乘以不同的加权因子来实现

变孔径和变迹。接收声束形成的公式为

$$A(t) = \sum w_n x_n(t - \tau_n)$$

其中 x_n 为第 n 个通道的回波信号, w_n 为波束形成变孔径和变迹的权值参数, τ_n 为波束形成聚焦延时参数。

数字波束形成实现数据流如附图 4 所示。图 4 中, 每个通道的模拟信号经过 A/D 采样后, 送入 FPGA, 之后与聚焦、变孔径、变迹参数相乘后, 再与前面个通道数据之和累加, 送到后面的通道, 直到所有通道数据全部处理求和后输出, 作为波束形成的输出数据, 给后面的处理单元。

波束聚焦参数计算如附图 5 所示。波束形成的聚焦延时参数变化趋势如附图 6 所示。

数字波束形成中声束的质量决定着成像质量。由于波束形成的参数数量很大, 实现中受到了 FPGA 存储容量的影响。通常的解决方法有两种: 一是使用带片内乘法器和更多的逻辑单元的芯片, 在片内直接进行参数的计算, 但这会导致系统成本的提高, 而且芯片内的数据长度的限制使计算结果并不准确, 影响数字波束形成的效果; 二是将几个波束形成的点视为一组, 对每组计算一个聚焦参数, 但这会降低系统的成像质量。而目前还没有一种方法可以实现既不增加存储容量, 又不降低图像质量的情况下完成波束形成聚焦参数存储的目的。

(三) 发明内容

本发明的目的在于提出一种能够有效降低波束形成技术参数存储对硬件容量要求, 又不降低图像质量的医学超声成像中数字波束形成的聚焦参数压缩方法。

本发明是通过以下技术方案实现的: 首先统计波束形成聚焦参数中每个数据的出现次数, 利用游程编码技术, 即数据数值和出现次数两个参数组成数对表示波束形成聚焦参数; 其次, 在数字波束形成控制单元的可编程逻辑器件内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数, 即第一个聚焦参数, 并设置一个计数器, 从最大波束形成聚焦参数开始倒数, 此时只存储数据对中的出现次数; 最后, 对次数大于预定值的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码, 即用前一个数值来预测下一个, 存储预测差值, 而如果数据出现次数始终小于预定值, 则采用游程编码技术实现聚焦参数压缩。

本发明中首先用数据数值和出现次数“(数值, 出现次数)”对来表示波束形成聚焦参数; 其次, 在 FPGA 内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数, 并设置一个计数器, 从最大波束形成聚焦参数开始倒数, 此时只有数据对中的出现次数需要存储; 最后, 由于波束形成聚焦参数数据初始时下降得比较快, 后来速度放慢, 也就意味着初始时较大的波束形成聚焦参数对应的统计个数比较少, 大部分都集中于小的数据, 且其对应次数越来越大, 因此对次

数过大的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码，即用前一个数值来预测下一个，只存储预测差值，从而达到再次压缩的目的，此时的数据即为波束形成聚焦参数的压缩结果。

为了减少需存储的波束形成参数的容量，先考察波束形成中聚焦参数的变化特点，对声程差 ΔR_i 的表达式求导。

采集数据时，若数字超声成像系统使用的是线阵探头，则有：

$$\begin{cases} \frac{d\Delta R_i}{df} = \frac{f}{\sqrt{x_i^2 + f^2}} - 1 \leq 0 \\ \frac{d^2\Delta R_i}{df^2} = \frac{x_i^2}{(x_i^2 + f^2)\sqrt{x_i^2 + f^2}} \geq 0 \end{cases}$$

其中 x_i 表示探头阵元 i 与聚焦线的距离，聚焦的焦距为 f 。

若使用的是凸阵探头，凸阵探头的半径为 a ， γ_i 是第 i 个阵元的矢径与聚焦线间的夹角，则对凸阵探头来说有：

$$\begin{cases} \frac{d\Delta R_i}{df} = \frac{2a \sin^2(\gamma_i/2) + f}{\sqrt{4a(a+f) \sin^2(\gamma_i/2) + f^2}} - 1 \leq 0 \\ \frac{d^2\Delta R_i}{df^2} = \frac{[4a(a+f) \sin^2(\gamma_i/2) + f^2]^2 + [2a \sin^2(\gamma_i/2) + f]^2}{[4a(a+f) \sin^2(\gamma_i/2) + f^2]^{\frac{5}{2}}} > 0 \end{cases}$$

由此得出波束形成的聚焦参数是递减的，且其递减的速度逐渐变慢。利用此特点，本发明人设计了聚焦参数存储压缩发明。

以下对本发明作进一步的说明，包括如下步骤：

第一步，统计波束形成聚焦参数中每个数值的出现次数，用游程编码技术，即（数值 x ，出现次数 $n(x)$ ）来表示波束形成聚焦参数。

第二步，在 FPGA 内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数（也是第一个聚焦参数），并设置一个计数器，从最大波束形成聚焦参数开始倒数，此时只有数据对中的出现次数 $n(x)$ 需要存储。

第三步，进行预测编码。对次数过大（例如大于预定值 255 的数据）的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码，即用前一个数值来预测下一个，只存储预测差值，即存储 $n(x) - n(x-1)$ ，从而达到再次压缩的目的。注意，这一步的预测编码压缩只针对出现次数比较多的后段数据，因为前段数据本身就不大，再压缩没有意义，而且会因为数据截断的关系导致负值的出现，得不偿失。例如可以通过检查 FPGA 中存储数据其后面的次数是否比前一个小 3 以上来判断开始预测编码的地方。

本发明克服了以往的数字波束形成技术对大容量或高档硬件的要求，利用了波束形成聚焦参数的变化趋势，在波束形成聚焦参数的输入存储中增加了游程编码技术和预测编码技术，使得波束形成聚焦参数的硬件存储容量大幅度减小。本发明经试验，效果较好。对于波束形成聚焦参数数据，本发明的算法能够得到更少的数据存储量，降低对硬件的要求，降低了成本。

同样数字波束形成的变迹和变孔径的权重参数，也可以用同样的压缩技术，因为这些权重参数也满足递增且速度逐渐变慢的规律。

本发明在特殊参数压缩存储方面有很好的应用价值，尤其适用于医学超声成像系统的波束形成技术。

（四）附图说明

图 1-图 2 为超声聚焦的原理示意图，其中图 1 为发射聚焦的原理示意图，图 2 为接收聚焦的原理示意图；

图 3 为接收变孔径的示意图；

图 4 为数字波束形成数据流示意图；

图 5-图 6 为线阵和凸阵的聚焦示意图，其中图 5 为对应线阵，图 6 为对应凸阵；

图 7 为实施例的一组延时参数曲线。

（五）具体实施方式

下面结合具体实施例对本发明作进一步描述：

结合图 7，本实施中，对采样频率 40MHz，扫查 24 厘米的超声声束来说，每个阵元接收到的采样点有 $0.48/(1540 \times 25 \times 10^{-9})=12468$ 个，扫查 10 厘米，每个阵元会接收到 5195 个数据点。若每个采样点对应的延时数据用 9 位表示，即 0 到 511，则需要的存储空间为 $5195 \times 9\text{bit}$ ，约 46K 比特。而这只是一个通道的延时参数，还有该通道的变孔径和变迹的权重参数，以及通道数据需要存储。以 Altera 公司的 Cyclone 系列芯片 EP1C6Q 为例，该芯片提供 20 块 4K 比特的片内 RAM，最多只能满足一个通道的要求。正因如此，不采用压缩技术就要提供大量存储空间。

本实施例采用参数压缩技术，探头阵元间距为 0.3mm 的线阵，采用 32 通道对称聚焦，扫查 10cm，采样周期为 40MHz。

对于这样的探头，以及相应的扫查深度和采样频率，通过公式 $N = \frac{\Delta R_i}{C \cdot T}$ （其中 ΔR_i 为声程差， C 为声速在人体中的传播速度， T 为采样周期）计算可得到离聚焦线最远的振元的波束形成聚焦参数为

200, 199, 199, 198, 198, 197, 197, 196, 196, 195, 195, 195, 194, 194, 193, 193, 192, 192, 191, 191, 191, 190, 190, 189, 189, 188, 188, 188, 187, 187, 186, 186, 185, 185, 185, ……

第一步, 将波束形成聚焦参数写成游程编码表示形式。

游程编码表示的数据对为: {(200, 1), (199, 2), (198, 2), (197, 2), (196, 2), (195, 3), (194, 2), (193, 2), (192, 2), (191, 3), (190, 2), (189, 2), (188, 3), (187, 2), (186, 2), (185, 3), (184, 2), (183, 3), (182, 2), (181, 2), (180, 3), (179, 2), (178, 3), (177, 2), (176, 3), (175, 2), (174, 3), (173, 3), (172, 2), (171, 3), (170, 3), (169, 2), (168, 3), (167, 3), (166, 2), (165, 3), (164, 3), (163, 3), (162, 3), (161, 3), (160, 2), (159, 3), (158, 3), (157, 3), (156, 3), (155, 3), (154, 3), (153, 3), (152, 4), (151, 3), (150, 3), (149, 3), (148, 3), (147, 4), (146, 3), (145, 3), (144, 4), (143, 3), (142, 4), (141, 3), (140, 4), (139, 3), (138, 4), (137, 4), (136, 3), (135, 4), (134, 4), (133, 4), (132, 4), (131, 4), (130, 4), (129, 4), (128, 4), (127, 4), (126, 4), (125, 5), (124, 4), (123, 4), (122, 5), (121, 4), (120, 5), (119, 5), (118, 4), (117, 5), (116, 5), (115, 5), (114, 5), (113, 5), (112, 6), (111, 5), (110, 5), (109, 6), (108, 5), (107, 6), (106, 6), (105, 6), (104, 6), (103, 6), (102, 6), (101, 7), (100, 6), (99, 7), (98, 7), (97, 7), (96, 7), (95, 7), (94, 7), (93, 8), (92, 7), (91, 8), (90, 8), (89, 9), (88, 8), (87, 9), (86, 9), (85, 9), (84, 9), (83, 10), (82, 10), (81, 10), (80, 10), (79, 11), (78, 11), (77, 11), (76, 12), (75, 12), (74, 13), (73, 12), (72, 14), (71, 13), (70, 15), (69, 14), (68, 15), (67, 16), (66, 16), (65, 17), (64, 18), (63, 18), (62, 19), (61, 20), (60, 21), (59, 21), (58, 23), (57, 23), (56, 25), (55, 26), (54, 27), (53, 28), (52, 30), (51, 32), (50, 34), (49, 35), (48, 38), (47, 39), (46, 43), (45, 45), (44, 48), (43, 52), (42, 55), (41, 60), (40, 65), (39, 70), (38, 76), (37, 83), (36, 91), (35, 100), (34, 111), (33, 123), (32, 138), (31, 156), (30, 177), (29, 204), (28, 235), (27, 276), (26, 328), (25, 396), (24, 489), (23, 573)}。

第二步, 第一个波束形成聚焦参数数据(此处为 200)单独用 FPGA 内的 9 位寄存器存储, 并设置一个计数器, 从 200 开始倒数, 此时只有数据对中的出现次数需要存储。对于本实施例来说, 数据对(27, 276)以前的波束形成聚焦参数数据的出现次数都可用 8 位存储。

第三步, 对数据对(27, 276)及其后的数据对的出现次数用预测编码, 即: {(27, 276-235=41), (26, 328-276=52), (25, 396-328=68), (24, 489-396=93), (23, 573-489=84)}。此时所有的出现次数完全可以用 8 位存储。在 FPGA 中可通过检查后面的次数是否比前一个

小 3 以上来判断开始预测编码的地方。

这样整体上只需要一个 8 位的 RAM 块，其容量大小为 $(200-23+1) \times 8 = 1.4\text{K}$ 比特。

如果不用本发明的方法，直接存储每个波束形成聚焦参数，则需要 $5195 \times 8 = 46.2\text{K}$ 比特。
因此本发明得到了很好的参数压缩结果。

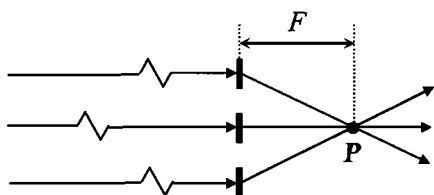


图 1

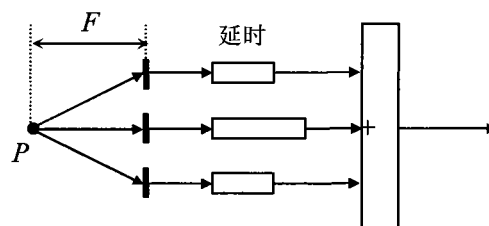


图 2

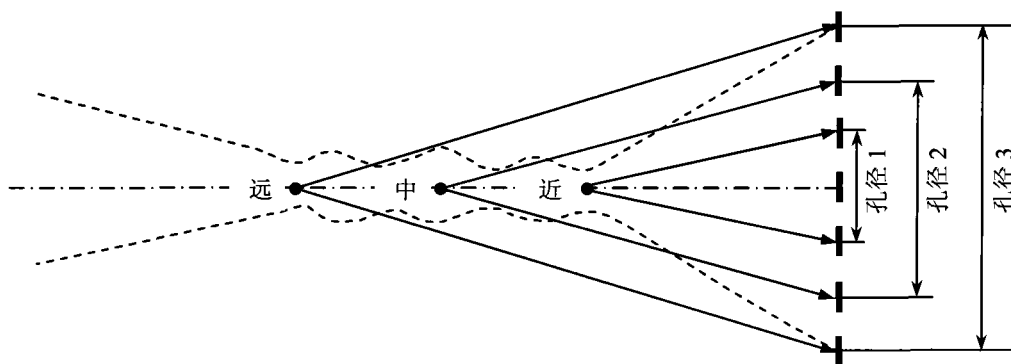


图 3

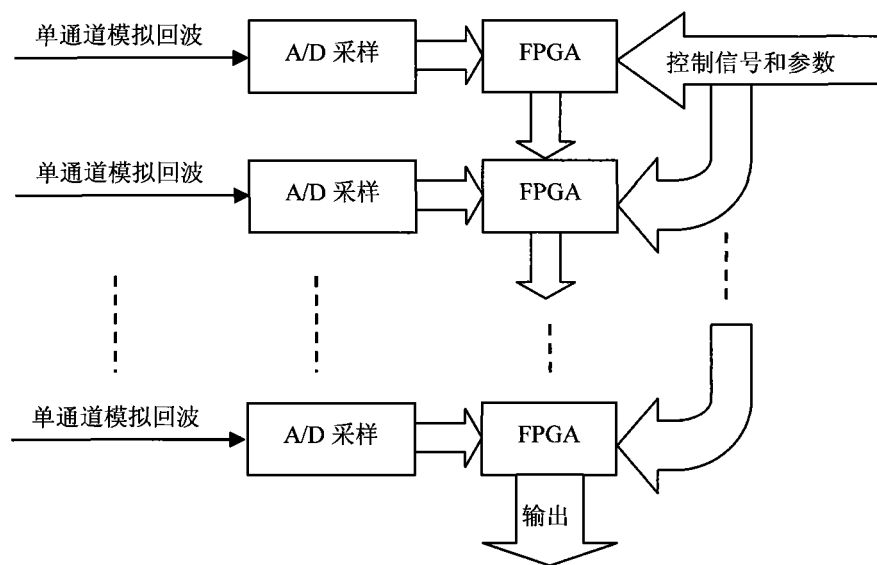


图 4

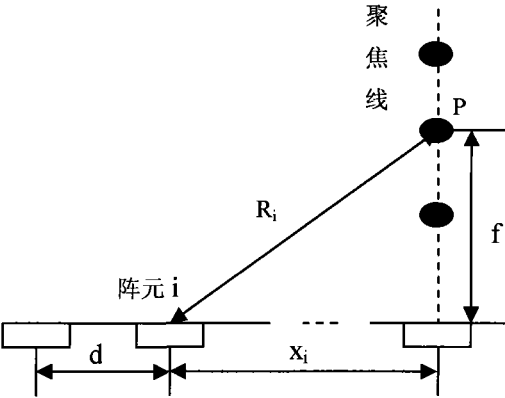


图 5

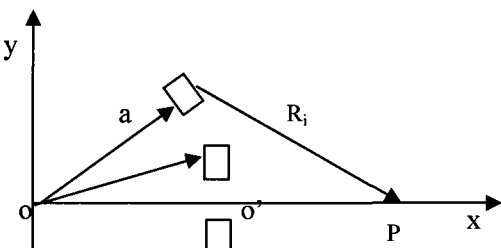


图 6

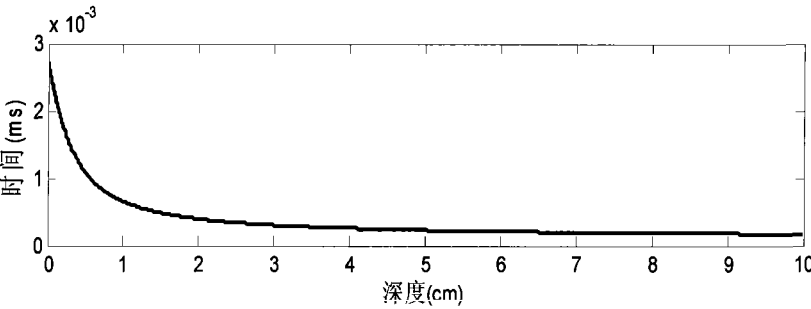


图 7

专利名称(译)	医学超声成像中数字波束形成的聚焦参数压缩方法		
公开(公告)号	CN101077305A	公开(公告)日	2007-11-28
申请号	CN200710072422.X	申请日	2007-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
[标]发明人	沈毅 冯乃章 芦蓉		
发明人	沈毅 冯乃章 芦蓉		
IPC分类号	A61B8/00 H03M7/30		
代理人(译)	刘娅		
其他公开文献	CN101077305B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种医学超声成像系统中的数字波束形成的聚焦参数压缩方法，首先利用游程编码技术，即数据数值本身和出现次数这两个数值组成的数对来表示波束形成聚焦参数；其次，在数字波束形成控制单元的可编程逻辑器件内单独用寄存器存储最大波束形成聚焦参数，即第一个聚焦参数，并设置一个计数器，从最大波束形成聚焦参数开始倒数，此时只存储数据对中的出现次数；最后，对次数大于预定值的波束形成聚焦参数的出现次数进行预测编码，即用前一个数值来预测下一个，存储预测差值，而如果数据出现次数始终小于预定值，则采用游程编码技术实现聚焦参数压缩。本发明大幅度减小了波束形成聚焦参数的硬件存储容量，对相关领域具有良好的应用价值。

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d\Delta R_i}{df} = \frac{f}{\sqrt{x_i^2 + f^2}} - 1 \leq 0 \\ \frac{d^2\Delta R_i}{df^2} = \frac{x_i^2}{(x_i^2 + f^2)\sqrt{x_i^2 + f^2}} \geq 0 \end{array} \right.$$