



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523932 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810451137.7

(22)申请日 2018.05.11

(71)申请人 沈阳东软医疗系统有限公司
地址 110179 辽宁省沈阳市浑南区创新路
177-1号

(72)发明人 付强 戚丹

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227
代理人 张小娜 王宝筠

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

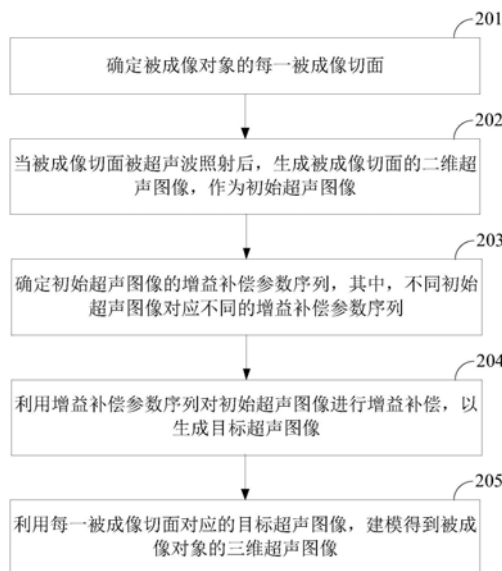
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

一种三维超声成像方法及装置

(57)摘要

本申请公开了一种三维超声成像方法及装置,通过先确定被成像对象的每一被成像切面,当被成像切面被超声波照射后,生成被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;再确定初始超声图像的增益补偿参数序列;并利用确定出的增益补偿参数序列对初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;进而可以利用每一被成像切面对应的目标超声图像,建模得到被成像对象的三维超声图像。可见,本申请对于三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数进行补偿,优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果,从而可以提升被成像对象的三维超声图像的成像质量。



1. 一种三维超声成像方法,其特征在于,包括:
 - 确定被成像对象的每一被成像切面;
 - 当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;
 - 确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;
 - 利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;
 - 利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,包括:
 - 确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;
 - 根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述确定所述像素点对应的增益补偿参数之后,还包括:
 - 确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数;
 - 利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,包括:
 - 根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述图像灰度信息还包括:所述初始超声图像的平均灰度值。
6. 根据权利要求1至5任一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
 - 响应于用户对所述增益补偿参数序列的调节请求,根据所述调节请求携带的增益调节参数对所述增益补偿参数序列进行调节。
7. 一种三维超声成像装置,其特征在于,包括:
 - 第一确定单元,用于确定被成像对象的每一被成像切面;
 - 二维图像生成单元,用于当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;
 - 第二确定单元,用于确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;
 - 增益补偿单元,用于利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;
 - 三维图像生成单元,用于利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。
8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述第二确定单元包括:
 - 信号强度确定子单元,用于确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号

强度；

补偿参数确定子单元,用于根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。

9. 一种三维超声成像装置,其特征在于,包括:处理器、存储器、系统总线;

所述处理器以及所述存储器通过所述系统总线相连;

所述存储器用于存储一个或多个程序,所述一个或多个程序包括指令,所述指令当被所述处理器执行时使所述处理器执行如权利要求1-6任一项所述的方法。

10. 一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-6任意一项所述的方法。

一种三维超声成像方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及医学影像技术领域,尤其涉及一种三维超声成像方法及装置。

背景技术

[0002] 三维超声成像具有二维超声成像的全部功能,同时还具有以下优点:

[0003] 运算及成像速度快,可对结构参数进行精准测量;清晰显示可疑结构的立体形态;清晰显示病变内部结构及内容特征;清晰显示病变内部的空间位置关系;能进行常规检查后的后续处理分析;采样时间短,病人一次屏气期间即可完成成像,避免脏器移动导致的测量误差;无须静脉注射造影剂便可显示血管结构;无电离辐射及创口;经济方便,减少了对操作者技术水平的依赖,在操作上具有可重复性,等等。此外,对于孕妇妊娠期间,可在妊娠早期显示完整孕囊,并可透视初具人形的胚胎;妊娠中期可清晰显示胎儿各部位脏器,了解胎儿生长发育情况;妊娠末期可准确测定胎位,检查胎盘成熟程度,脐带是否绕颈,胎儿在宫内是否缺氧等;被广泛应用到早期胎儿疾病筛查等一系列临床应用中。

[0004] 但是,目前的三维超声成像质量并不是很高,即三维超声图像与真实图像之间有差距。以对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像为例,参见图1所示的采用现有三维超声成像技术的成像示意图,从图1右侧三维超声图像中可以看出,胎儿的五官区域出现了伪影。

发明内容

[0005] 本申请实施例的主要目的在于提供一种三维超声成像方法及装置,能够提高三维超声图像的成像质量。

[0006] 为实现上述目的,本申请提供了一种三维超声成像方法,包括:

[0007] 确定被成像对象的每一被成像切面;

[0008] 当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;

[0009] 确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;

[0010] 利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;

[0011] 利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。

[0012] 在一种可选的实现方式中,所述确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,包括:

[0013] 确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;

[0014] 根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。

[0015] 在一种可选的实现方式中,所述确定所述像素点对应的增益补偿参数之后,还包括:

- [0016] 确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数；
- [0017] 利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。
- [0018] 在一种可选的实现方式中,所述确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,包括:
- [0019] 根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。
- [0020] 在一种可选的实现方式中,所述图像灰度信息还包括:所述初始超声图像的平均灰度值。
- [0021] 在一种可选的实现方式中,所述方法还包括:
- [0022] 响应于用户对所述增益补偿参数序列的调节请求,根据所述调节请求携带的增益调节参数对所述增益补偿参数序列进行调节。
- [0023] 对应于上述三维超声成像方法,本申请提出了一种三维超声成像装置,包括:
- [0024] 对应于上述三维超声成像方法,本申请提出了一种三维超声成像装置,包括:
- [0025] 第一确定单元,用于确定被成像对象的每一被成像切面;
- [0026] 二维图像生成单元,用于当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;
- [0027] 第二确定单元,用于确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;
- [0028] 增益补偿单元,用于利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;
- [0029] 三维图像生成单元,用于利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。
- [0030] 在一种可选的实现方式中,所述第二确定单元包括:
- [0031] 信号强度确定子单元,用于确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;
- [0032] 补偿参数确定子单元,用于根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。
- [0033] 在一种可选的实现方式中,所述装置还包括:
- [0034] 修正参数确定单元,用于在确定所述像素点对应的增益补偿参数之后,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数;
- [0035] 补偿参数修正单元,用于利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。
- [0036] 在一种可选的实现方式中,所述修正参数确定单元包括:
- [0037] 修正参数确定子单元,用于根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。
- [0038] 在一种可选的实现方式中,所述图像灰度信息还包括:所述初始超声图像的平均灰度值。
- [0039] 在一种可选的实现方式中,所述装置还包括:
- [0040] 补偿参数调节单元,用于响应于用户对所述增益补偿参数序列的调节请求,根据

所述调节请求携带的增益调节参数对所述增益补偿参数序列进行调节。

[0041] 本申请实施例还提供了一种三维超声成像装置,包括:处理器、存储器、系统总线;

[0042] 所述处理器以及所述存储器通过所述系统总线相连;

[0043] 所述存储器用于存储一个或多个程序,所述一个或多个程序包括指令,所述指令当被所述处理器执行时使所述处理器执行上述三维超声成像方法中的任意一种实现方式。

[0044] 本申请实施例还提供了一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行上述三维超声成像方法中的任意一种实现方式。

[0045] 在本申请实施例提供的三维超声成像方法及装置中,为了提高三维超声成像质量,首先需要确定被成像对象的每一被成像切面,当被成像切面被超声波照射后,生成被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;然后,可以确定出初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;进而可以利用确定出的各增益补偿参数序列对其自身对应的初始超声图像进行增益补偿,以生成每一被成像切面对应的目标超声图像;最后,利用每一被成像切面对应的目标超声图像,建模得到被成像对象的三维超声图像。可见,本申请实施例针对三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数序列进行补偿,优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果,从而提升了被成像对象的三维超声图像质量。

附图说明

[0046] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本申请的一些实施例,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。

[0047] 图1为本申请实施例提供的现有三维超声成像技术的成像示意图;

[0048] 图2为本申请实施例提供的一种三维超声成像方法的流程图;

[0049] 图3为本申请实施例提供的生成初始超声图像的过程示意图;

[0050] 图4为本申请实施例提供的压缩函数对应的折线示意图;

[0051] 图5为本申请实施例提供的实现三维超声成像的过程示意图;

[0052] 图6为本申请实施例提供的一种三维超声成像方法整体实现的示例图;

[0053] 图7为本申请实施例提供的实现三维超声成像的效果对比示意图;

[0054] 图8为本申请实施例提供的一种三维超声成像装置的组成结构示意图;

[0055] 图9为本申请实施例提供的一种三维超声成像装置的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0056] 为使本申请实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请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申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,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,都属于本申请保护的范围。

[0057] 为了便于理解本申请提供的技术方案,下面先对本申请技术方案的研究背景进行简单说明。

[0058] 传统的二维超声成像系统提供的是人体某一病变部位断面的二维图像,医生必须根据自己的经验对多幅二维图像在大脑中进行合成以理解其三维解剖结构,这使得在心脏病以及胎儿先天异常等方面的诊断有一定的局限性。与传统的二维超声成像相比,三维超声成像运算及成像速度快,可对结构参数进行精准测量,清晰显示可疑结构的立体形态,清晰显示病变内部结构及内容特征,清晰显示病变内部的空间位置关系,能进行常规检查后的后处理分析等,被广泛应用到早期胎儿疾病筛查等一系列临床应用中。但目前三维超声成像质量并不是很高,三维图像与真实图像之间有差距,这是由于在目前三维超声成像中,采用的常规增益补偿方法,是对应用于三维建模的各个二维超声图像均采用相同的增益补偿系数进行补偿,而这种增益补偿方法忽略了超声波在不同成像切面上的不同衰减情况,进而影响了三维超声成像的图像质量。

[0059] 基于此,本申请提出了一种三维超声成像方法,通过对三维超声成像过程中不同的被成像切面采用不同的增益补偿参数进行补偿,提升被成像对象的三维超声图像质量,下面对该方法进行介绍。

[0060] 参见图2,其示出了本申请实施例提供的一种三维超声成像方法的流程图,如图2所示,该方法包括以下步骤:

[0061] 步骤201:确定被成像对象的每一被成像切面。

[0062] 在实际应用中,三维超声成像指的是将连续不同被成像平面的二维图像进行计算机处理,得到一个重建的有立体感的图像,能够清晰显示可疑结构的立体形态、病变内部结构及内容特征等,有助于进行常规检查后的后续处理分析,目前已被广泛应用到早期胎儿疾病筛查等一系列临床应用中。

[0063] 但在目前的临床应用中,三维超声成像系统在使用超声波诊断扫描人体时,由于超声波在人体组织内部传播过程中,会出现能量随着深度增加而逐渐衰减的情况,因而深度组织器官的回波信号要比浅组织器官的回波信号小得多,为了取得良好的成像效果,就必须采取合理的增益补偿放大措施,以增强显示有诊断价值的弱信号,实现较好的三维超声成像效果。

[0064] 基于此,本申请提出了在三维超声成像过程中,对不同的被成像切面采用不同的增益补偿参数进行补偿的方法,来提升被成像对象的三维超声图像质量。

[0065] 在本申请实施例中,为了获得成像效果更好的三维超声图像,首先需要确定被成像对象的每一被成像切面。

[0066] 其中,被成像对象指的是在临床医用中,需要临床医生利用三维超声成像系统得到清晰的立体图像,以便进行后续处理分析的人体检测部位,例如在对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像时,孕妇腹中胎儿就是被成像对象。而相应的,每一被成像切面指的是生成被成像对象的二维显示图像的各个切面。并且每一成像切面是三维成像系统在瞬间从不同角度显示的有利于显示被成像对象的解剖结构及其回声特征的切面声像图。

[0067] 三维超声成像系统在确定出被成像对象的每一被成像切面后,可以按照被成像切面在所述被成像对象中的排列顺序,依次对每一被成像切面执行步骤202和203,或同时对每一被成像平面执行步骤202和203。

[0068] 步骤202:当被成像切面被超声波照射后,生成被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像。

[0069] 如图3所示,在实际应用中,三维超声成像系统可以利用换能器(即超声波探头)照射被成像对象,当被成像对象的每一被成像切面被超声波照射后,可以生成每一被成像切面对应的二维超声图像,作为初始超声图像。并且,初始超声图像可以作为一个三维超声图像的成像基础,在此二维图像的基础之上,进一步对其进行后续操作,以实现三维超声图像的成像。

[0070] 步骤203:确定初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列。

[0071] 在实际应用中,通过步骤202,三维超声成像系统可以获得被成像对象的每一被成像切面对应的二维超声图像,即初始超声图像。但对于换能器发射的超声波而言,每一被成像切面位于被成像对象的深浅位置是不一样的,进而超声波在对每一被成像切面进行照射的过程中,会随着被成像切面在被成像对象中的深度增加而逐渐衰减,因此,每一被成像切面被超声波实际照射后的衰减情况是不同的,所以生成的初始超声图像也是不同的,由此,为了对每一被成像切面对应的初始超声图像做出更准确的增益补偿,就需要针对不同的初始超声图像,确定出不同的初始超声图像对应的增益补偿参数序列。

[0072] 在本申请一些可能的实现方式中,步骤203具体可以包括:

[0073] 步骤A:确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;

[0074] 步骤B:根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。

[0075] 在本实现方式中,通过步骤201和步骤202可以生成被成像对象的每一被成像切面对应的二维超声图像,即初始超声图像,进而可以确定出不同深度初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度,具体计算公式如下:

$$[0076] \quad I(\text{depth}_{ij}) = I_0 \exp(-\alpha * \text{depth}_{ij}) \quad (1)$$

[0077] 其中, depth_{ij} 表示第*i*个初始超声图像中的第*j*个像素点对应的被成像点距离换能器的距离,所述被成像点为第*i*个初始超声图像对应的被成像切面中的点, $I(\text{depth}_{ij})$ 表示第*i*个初始超声图像中的第*j*个像素点对应的超声回波信号强度, I_0 表示距离换能器无限近点的回波信号强度, α 表示衰减系数,其值取决于被成像对象的组织材质。

[0078] 进而,可以根据公式(1)确定不同深度初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度 $I(\text{depth}_{ij})$,进一步确定出不同深度初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数。下面对不同深度的初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数的具体确定过程进行说明:

[0079] 首先,对于公式(1)两边同时求自然对数即可得到公式(2)如下:

$$[0080] \quad \begin{aligned} \ln(I(\text{depth}_{ij})) &= \ln(I_0 \exp(-\alpha * \text{depth}_{ij})) \\ &= \ln I_0 - \alpha * \text{depth}_{ij} \end{aligned} \quad (2)$$

[0081] 其中,因为 I_0 为常数,所以 $\ln I_0$ 也是一个常数, $\ln(I(\text{depth}_{ij}))$ 表示第*i*个初始超声图像中的第*j*个像素点对应的超声回波强度的自然对数,其值随深度线性变化。

[0082] 但由于进行增益补偿的像素点数据采用的压缩方式是以10为底的对数压缩,而不是采用的自然对数压缩,所以,对于公式(1)两边同时以10为底求对数可得到公式(3)如下:

$$[0083] \quad \log_{10}(I(\text{depth}_{ij})) = -(\alpha \log_{10} e) * \text{depth}_{ij} \quad (3)$$

[0084] 其中, α 为用于合成超声波的功能单元所确定的常数,其具体计算公式如下:

$$[0085] \quad a = \frac{255}{\log_{10} \left(\frac{CH}{CL} \right)} \quad (4)$$

[0086] 其中,CH表示压缩函数的上边界,CL表示压缩函数的下边界。

[0087] 如图4所示,其示出了压缩函数对应的折线示意图。

[0088] 再结合公式(1)可得到不同深度的初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数为:

$$[0089] \quad Gain(\text{depth}_{ij}) = \frac{1}{I_0} \exp(\alpha * \text{depth}_{ij}) \quad (5)$$

[0090] 其中,Gain(depth_{ij})表示第i个初始超声图像中的第j个像素点对应的增益补偿参数。

[0091] 进一步的,可以将公式(5)转化为分贝表示模式,即如下:

$$[0092] \quad Gain(\text{depth}_{ij}) = 20 \log_{10}(\exp(\alpha * \text{depth}_{ij})) - 20 \log_{10}(I_0) \quad (6)$$

[0093] 其中,Gain(depth_{ij})表示第i个初始超声图像中的第j个像素点对应的增益补偿参数的分贝表示形式。

[0094] 可见,通过上述计算方式,便可以计算得到初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数。

[0095] 进一步地,由于当前计算得到的增益补偿参数可能并不准确,因此,当通过上述方式计算得到初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数后,还可以进行参数修正。在一种可选的实施方式中,上述步骤B之后还可以包括:

[0096] 步骤C:确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数;

[0097] 步骤D:利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。

[0098] 在该可选的实施方式中,在确定出第i个初始超声图像中的第j个像素点对应的增益补偿参数Gain(depth_{ij})之后,可以进一步确定出第i个初始超声图像中的第j个像素点对应的增益补偿参数的修正参数。

[0099] 在一些可能的实现方式中,步骤C具体可以包括:根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。

[0100] 在本实现方式中,为了提高初始超声图像中每一像素点对应的增益补偿参数的准确性,对于初始超声图像中的每一像素点,可以根据该像素点的图像灰度值,确定出该像素点对应的增益补偿参数的修正参数,进而可利用修正参数对对应增益补偿参数进行修正。

[0101] 在另一些可能的实现方式中,所述图像灰度信息还可以包括所述初始超声图像的平均灰度值,即,步骤C具体可以包括,根据所述初始超声图像的平均灰度值以及所述像素点的图像灰度值,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数。

[0102] 在本实现方式中,可以利用初始超声图像的图像灰度信息,即初始超声图像中各个像素点对应的图像灰度值和初始超声图像的平均灰度值,确定出初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数的修正参数,具体计算公式如下:

$$[0103] \quad \mu(\text{depth}_{ij}) = \frac{Gray(\text{depth}_{ij}) - Gray(\text{mean})}{255} \times \beta \quad (7)$$

[0104] 其中, $\mu(\text{depth}_{ij})$ 表示第 i 个初始超声图像中的第 j 个像素点对应的增益补偿参数的修正参数, $\text{Gray}(\text{depth}_{ij})$ 表示第 i 个初始超声图像中的第 j 个像素点对应的图像灰度值, $\text{Gray}(\text{mean})$ 表示第 i 个初始超声图像的平均灰度值, β 表示修正补偿权重, 由经验值确定, 比如 $\beta=2$ 。

[0105] 在确定初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数的修正参数以后, 即可对各个像素点对应的增益补偿参数进行修正, 也就是说, 可以利用公式 (7) 计算得到的 $\mu(\text{depth}_{ij})$, 对公式 (6) 计算得到的 $\text{Gain}(\text{depth}_{ij})$ 进行修正, 具体修正公式如下:

$$[0106] \quad \text{Gain}(\text{depth}_{ij})_1 = 20 \log_{10}(\exp(\alpha * \text{depth}_{ij})) - 20 \log_{10}(I_0) + \mu(\text{depth}_{ij}) \quad (8)$$

[0107] 其中, $\text{Gain}(\text{depth}_{ij})_1$ 表示修正后的第 i 个初始超声图像中的第 j 个像素点对应的增益补偿参数。

[0108] 在计算出初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数后, 本实施例将这些增益补偿参数称为初始超声图像的增益补偿参数序列。通过上述分析计算可知, 不同初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数可能是不同的, 所以, 不同的初始超声图像对应了不同的增益补偿参数序列。

[0109] 通过步骤203确定出各个初始超声图像的增益补偿参数序列后, 即可执行步骤204,

[0110] 步骤204: 利用增益补偿参数序列对初始超声图像进行增益补偿, 以生成目标超声图像。

[0111] 在实际应用中, 通过步骤203确定出各个初始超声图像的增益补偿参数序列后, 三维超声成像系统可以利用各增益补偿参数序列分别对其相应的初始超声图像进行增益补偿, 以生成各个初始超声图像分别对应的目标超声图像。

[0112] 现以对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像为例进行说明, 胎儿作为被成像对象, 其每一被成像切面与换能器之间的距离都是不同的, 从而使得每一被成像切面对换能器发出超声波的衰减情况是不同的, 进而使得每一被成像切面的初始超声图像对应的增益补偿参数序列也是不同的, 因此, 当利用各增益补偿参数序列分别对其相应的初始超声图像进行增益补偿时, 也就是说, 基于不同被成像切面对换能器发出超声波的不同衰减情况, 有针对性的对被成像切面的初始超声图像进行增益补偿时, 这种补偿方式可以使补偿后得到的目标超声图像的成像效果更佳。

[0113] 步骤205: 利用每一被成像切面对应的目标超声图像, 建模得到被成像对象的三维超声图像。

[0114] 在实际应用中, 通过步骤204生成被成像对象的每一被成像切面对应的目标超声图像后, 可以将这些目标超声图像作为基础, 利用三维建模技术将这些较为清晰的二维超声图像转化为可视化用户界面中显示的三维超声图像。

[0115] 其中, 二维超声图像向三维超声图像转化过程中, 可以采用空间坐标转化的方式或其他具体的三维建模方式, 本申请对此不进行限定。

[0116] 可以理解的是, 以对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像为例, 上述三维超声成像方法的实现过程可参见图5所示, 其示出了本申请实施例提供的实现三维超声成像的过程示意图, 图5中第一列图像表示的是初始超声图像, 第二列图像表示的是各个初始超声图像对应的增益补偿参数序列, 利用第二列中的增益补偿参数序列对第一列中对应的初始超声图

像进行增益补偿得到目标超声图像,再进行三维建模,即可得到如图5中第三列显示的胎儿的清晰三维超声图像。

[0117] 在本申请一些可能的实现方式中,本申请提出的三维超声成像方法还可以包括:响应于用户对增益补偿参数序列的调节请求,根据该调节请求携带的增益调节参数对增益补偿参数序列进行调节。

[0118] 在实际应用中,三维成像系统不仅可以利用上述方案,对不同初始超声图像采用不同的增益补偿参数序列进行补偿,也可以接收用户输入的对增益补偿参数序列的调节请求,并根据该调节请求携带的增益调节参数,对增益补偿参数序列进行调节。

[0119] 也就是说,为了能适应于多种临床应用下的特定需求,本申请实施例也可以接收用户输入的特定的增益调节参数对增益补偿参数序列进行调节。而不是仅仅只采用通过上述计算方法得到的增益补偿参数对增益补偿参数序列进行补偿。

[0120] 由上述实施例可以看出,为了提高三维超声成像质量,本申请提供的三维超声成像方法首先需要确定被成像对象的每一被成像切面,当被成像切面被超声波照射后,生成被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;然后,可以确定出初始超声图像的增益补偿参数序列;进而可以利用确定出的各增益补偿参数序列对其自身对应的初始超声图像进行增益补偿,以生成每一被成像切面对应的目标超声图像;最后,利用每一被成像切面对应的目标超声图像,建模得到被成像对象的三维超声图像。可见,本申请实施例针对三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数序列进行补偿,优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果,从而提升了被成像对象的三维超声图像质量。

[0121] 可以理解的是,由于本申请实施例在三维超声成像过程中,对不同的被成像切面对应的初始超声图像,采用了不同的增益补偿参数序列进行补偿,这种方式不受被成像对象的不同而影响,从而使得本申请实施例提供的三维超声成像方法具有较高的鲁棒性。

[0122] 为了使得本领域技术人员对该三维超声成像方法有更加具体的了解,现结合图6所示的一种三维超声成像方法整体实现的示例图,对本申请实施例提供的三维超声成像方法的整体实现过程进行介绍。

[0123] 如图6所示,该方法包括以下步骤:

[0124] 首先,三维超声成像系统开始进行三维超声成像,例如,开始对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像,先确定出孕妇腹中胎儿的每一被成像切面,然后在换能器对每一被成像切面进行超声波照射后,可以生成每一被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像,具体实现过程参见步骤201~步骤202。

[0125] 然后,三维超声成像系统在获取到初始超声图像后,利用指定的算法计算出初始超声图像中各个像素点对应的增益补偿参数,以得到初始超声图像的增益补偿参数序列,且不同初始超声图像可能对应不同的增益补偿参数序列,具体实现过程参见步骤203。

[0126] 接着,三维超声成像系统可以利用各增益补偿参数序列分别对其相应的初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像,并判断是否将所有的初始超声图像都进行增益补偿以生成目标超声图像,如果是,则继续执行后续步骤,如果不是,则继续对其它初始超声图像都进行增益补偿,直至将所有的初始超声图像都进行增益补偿以生成被成像对象,比如生成孕妇腹中胎儿的每一被成像切面对应的目标超声图像后,继续执行后续步骤,具体实现过程参见步骤204。

[0127] 最后,三维超声成像系统可以对被成像对象比如孕妇腹中胎儿的每一被成像切面对应的目标超声图像进行三维建模,将这些较为清晰的二维超声图像转化为可视化用户界面中显示的三维超声图像,如图5第三列中示出的胎儿三维超声图像,具体实现过程参见步骤205。

[0128] 可见,本申请实施例针对三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数序列进行补偿,优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果,提升了被成像对象的三维超声图像质量。

[0129] 与目前常规三维超声成像方法相比,本申请实施例提供的三维超声成像的清晰度和准确度更高。继续以对孕妇腹中胎儿进行三维超声成像为例,参见图7,其示出了本申请实施例提供的实现三维超声成像的效果对比示意图,图7中左侧图像表示的是利用目前常规三维超声成像方法得到的孕妇腹中胎儿的三维超声图像,右侧图像表示的是利用本申请提出的三维超声成像方法得到的孕妇腹中胎儿的三维超声图像,从图中可以看出,相比于左侧图像中胎儿五官区域出现的伪影,右侧图像中胎儿显示的更为清晰、准确,且五官区域也并未出现伪影,进而解决了目前的三维超声成像质量不高的技术问题,提高了三维超声图像的成像质量。

[0130] 以下将对本申请的装置实施例进行介绍,相关之处请参见上述方法实施例。

[0131] 参见图8所示,本申请还提供一种三维超声成像装置实施例,可以包括:

[0132] 第一确定单元801,用于确定被成像对象的每一被成像切面;

[0133] 二维图像生成单元802,用于当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;

[0134] 第二确定单元803,用于确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;

[0135] 增益补偿单元804,用于利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;

[0136] 三维图像生成单元805,用于利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。

[0137] 在本申请一些可能的实现方式中,所述第二确定单元803包括:

[0138] 信号强度确定子单元,用于确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;

[0139] 补偿参数确定子单元,用于根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。

[0140] 在本申请一些可能的实现方式中,所述装置还包括:

[0141] 修正参数确定单元,用于在确定所述像素点对应的增益补偿参数之后,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数;

[0142] 补偿参数修正单元,用于利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。

[0143] 在本申请一些可能的实现方式中,所述修正参数确定单元包括:

[0144] 修正参数确定子单元,用于根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。

[0145] 在本申请一些可能的实现方式中,所述图像灰度信息还包括:所述初始超声图像的平均灰度值。

[0146] 在本申请一些可能的实现方式中,所述装置还包括:

[0147] 补偿参数调节单元,用于响应于用户对所述增益补偿参数序列的调节请求,根据所述调节请求携带的增益调节参数对所述增益补偿参数序列进行调节。

[0148] 由上述实施例可以看出,在本申请实施例提供的三维超声成像装置中,为了提高三维超声成像质量,首先需要确定被成像对象的每一被成像切面,当被成像切面被超声波照射后,生成被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;然后,可以确定出初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;进而可以利用确定出的各增益补偿参数序列对其自身对应的初始超声图像进行增益补偿,以生成每一被成像切面对应的目标超声图像;最后,利用每一被成像切面对应的目标超声图像,建模得到被成像对象的三维超声图像。可见,本申请实施例针对三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数序列进行补偿,优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果,从而提升了被成像对象的三维超声图像质量。

[0149] 参见图9,为本实施例提供的一种三维超声成像装置的硬件结构示意图,所述装置900包括存储器901和接收器902,以及分别与所述存储器901和所述接收器902连接的处理器903,所述存储器901用于存储一组程序指令,所述处理器903用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0150] 确定被成像对象的每一被成像切面;

[0151] 当所述被成像切面被超声波照射后,生成所述被成像切面的二维超声图像,作为初始超声图像;

[0152] 确定所述初始超声图像的增益补偿参数序列,其中,不同初始超声图像对应不同的增益补偿参数序列;

[0153] 利用所述增益补偿参数序列对所述初始超声图像进行增益补偿,以生成目标超声图像;

[0154] 利用每一所述被成像切面对应的目标超声图像,建模得到所述被成像对象的三维超声图像。

[0155] 在本实施例的一种实现方式中,所述处理器903还用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0156] 确定所述初始超声图像中各个像素点对应的超声回波信号强度;

[0157] 根据所述超声回波信号强度,确定所述像素点对应的增益补偿参数。

[0158] 在本实施例的一种实现方式中,所述处理器903还用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0159] 确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数;

[0160] 利用所述修正参数,对所述像素点对应的增益补偿参数进行修正。

[0161] 在本实施例的一种实现方式中,所述处理器903还用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0162] 根据图像灰度信息,确定所述像素点对应的增益补偿参数的修正参数,其中,所述图像灰度信息包括所述像素点的图像灰度值。

[0163] 在本实施例的一种实现方式中,所述处理器903还用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0164] 所述图像灰度信息还包括:所述初始超声图像的平均灰度值。

[0165] 在本实施例的一种实现方式中,所述处理器903还用于调用所述存储器901存储的程序指令执行如下操作:

[0166] 响应于用户对所述增益补偿参数序列的调节请求,根据所述调节请求携带的增益调节参数对所述增益补偿参数序列进行调节。

[0167] 在一些实施方式中,所述处理器903可以为中央处理器(Central Processing Unit,CPU),所述存储器901可以为随机存取存储器(Random Access Memory, RAM)类型的内部存储器,所述接收器902可以包含普通物理接口,所述物理接口可以为以太(Ethernet)接口或异步传输模式(Asynchronous Transfer Mode, ATM)接口。所述处理器903、接收器902和存储器901可以集成为一个或多个独立的电路或硬件,如:专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit, ASIC)。

[0168] 此外,本实施例还提供了一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行上述三维超声成像方法中的任意一种实现方式。

[0169] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法中的全部或部分步骤可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者诸如媒体网关等网络通信设备,等等)执行本申请各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0170] 需要说明的是,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。

[0171] 还需要说明的是,在本文中,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。

[0172] 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申请。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申请的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本申请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致的最宽的范围。

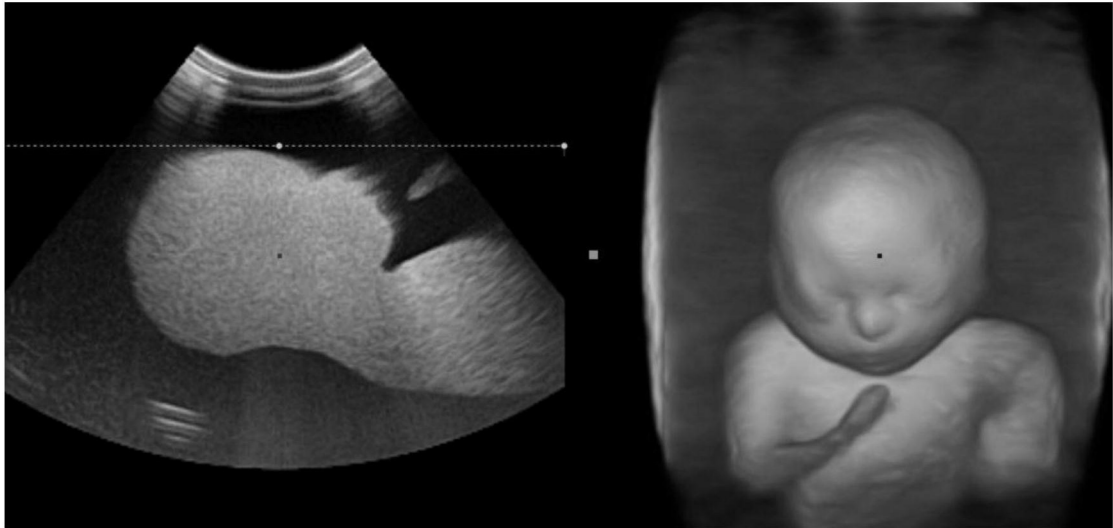


图1

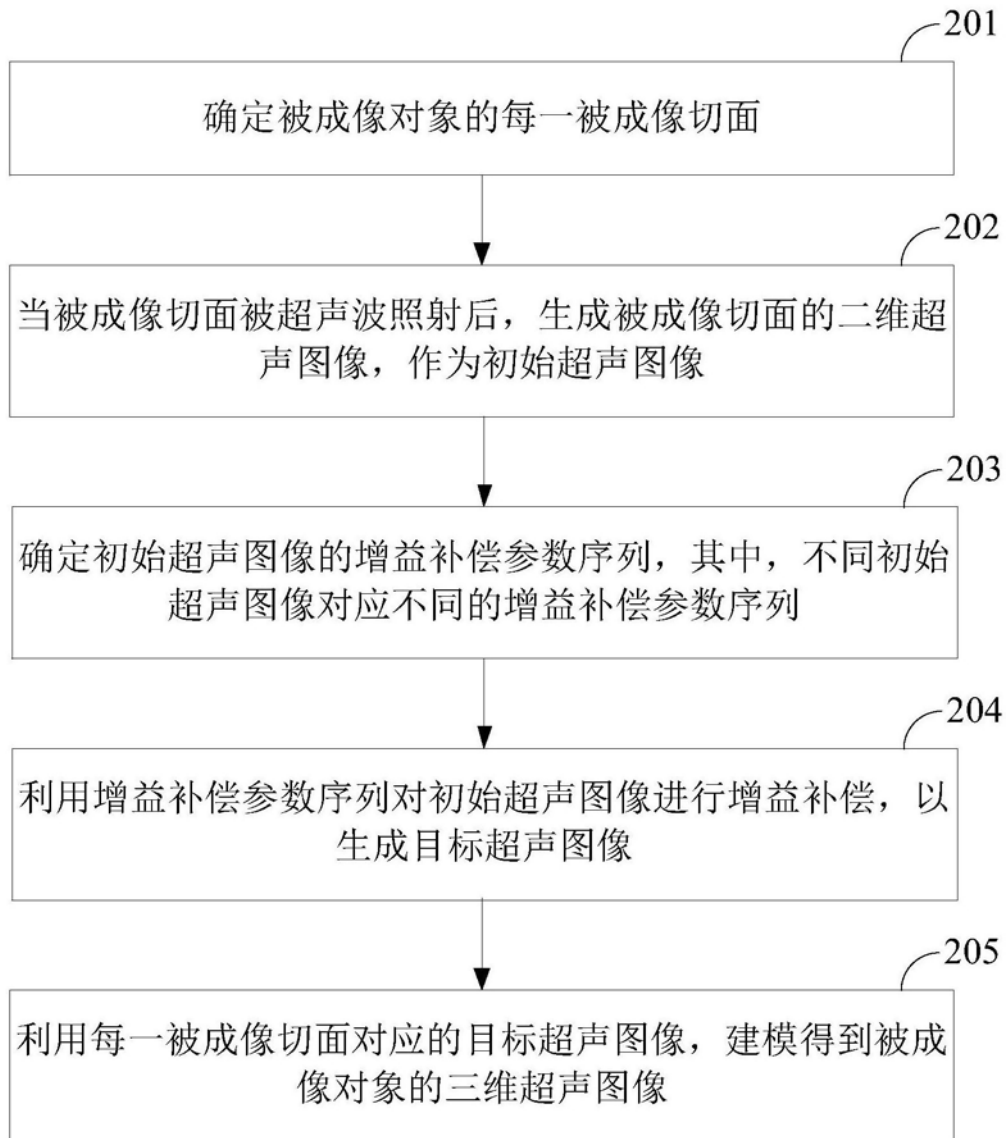


图2

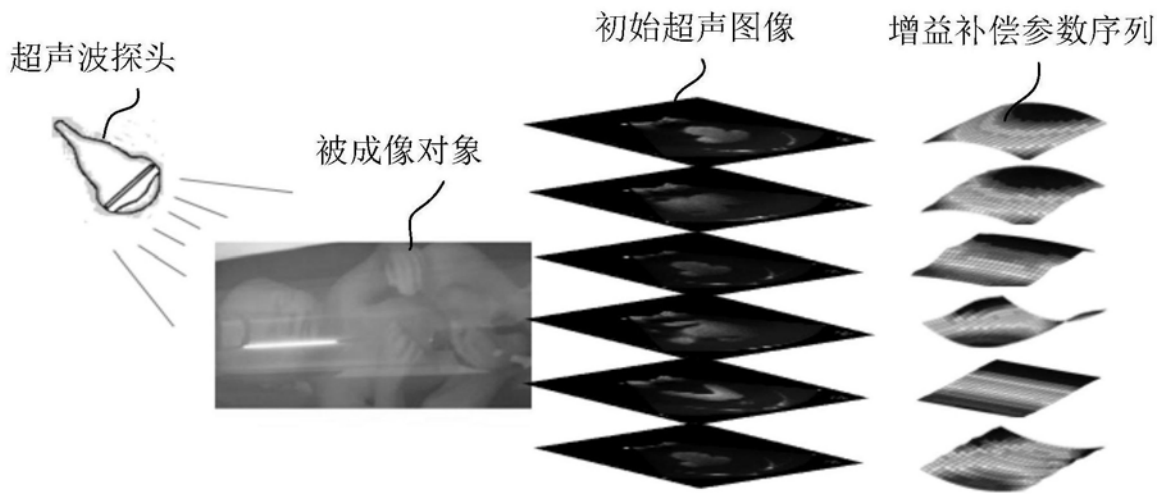


图3

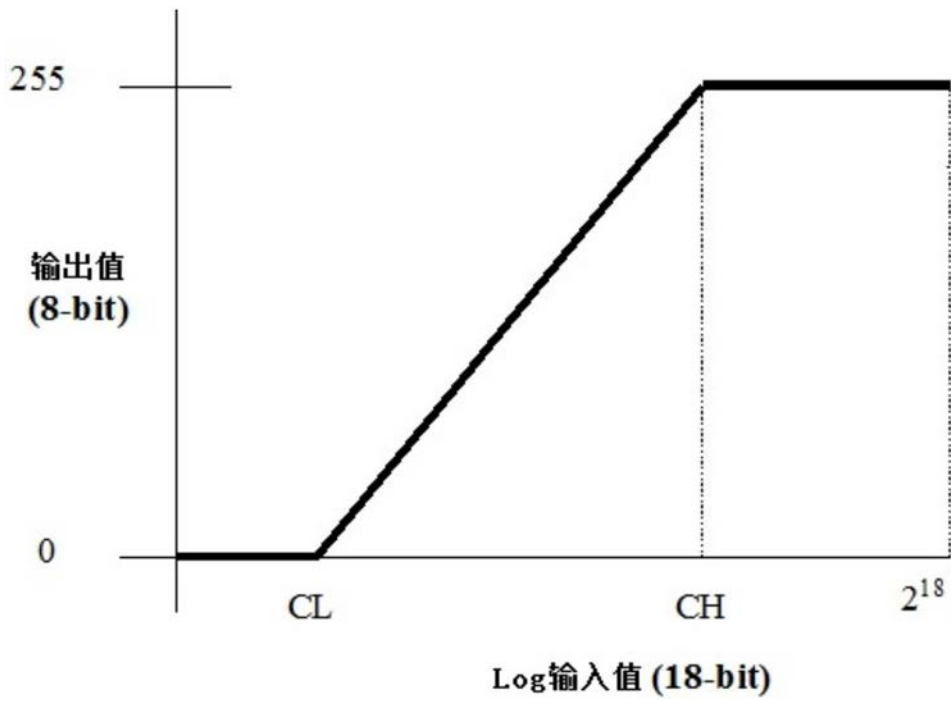


图4

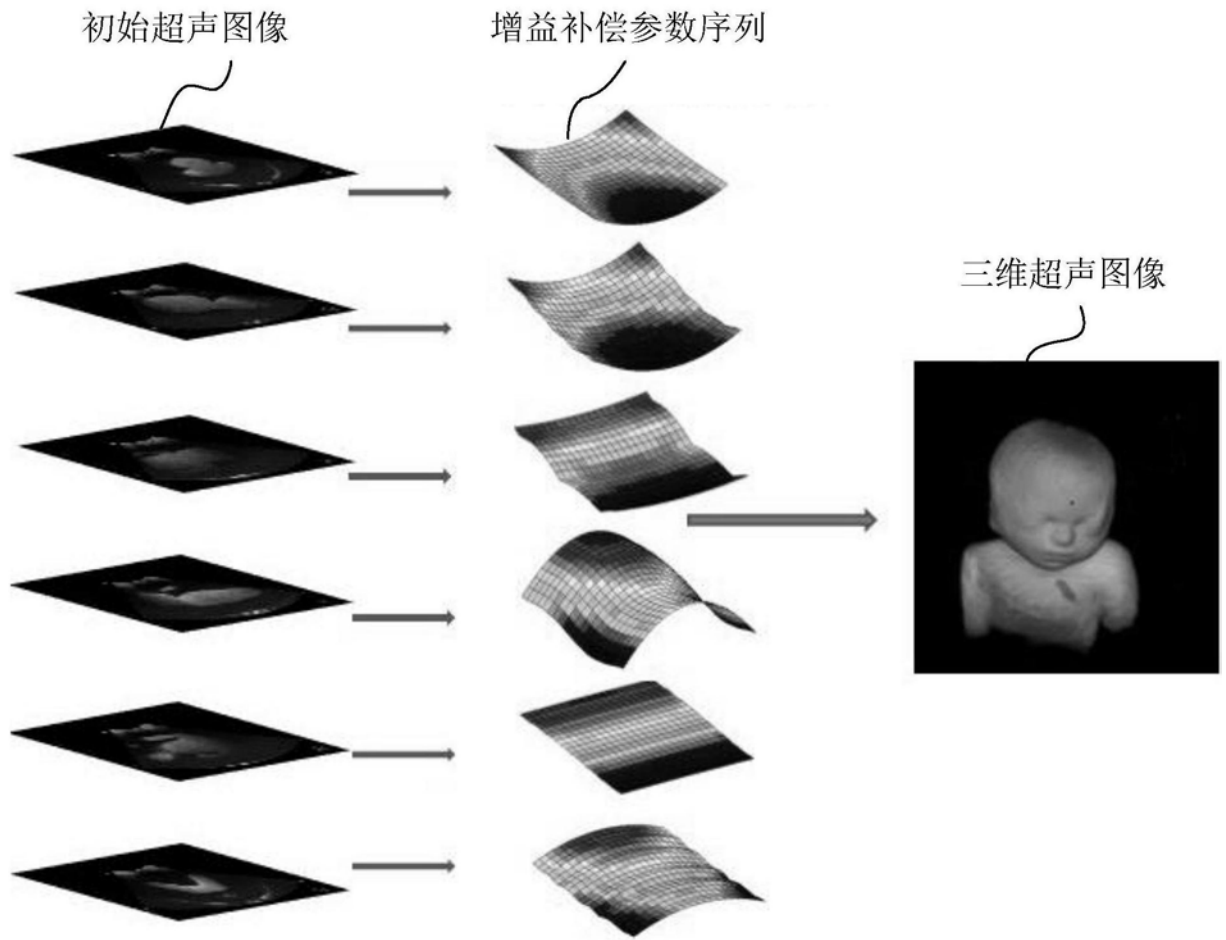


图5

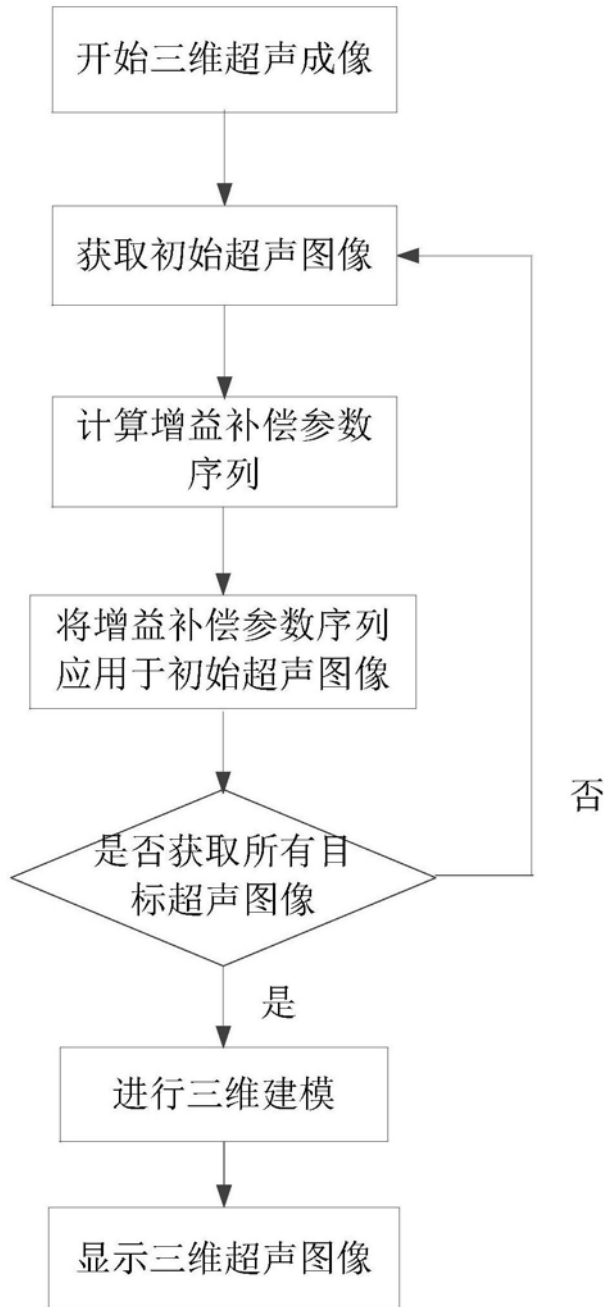


图6



图7

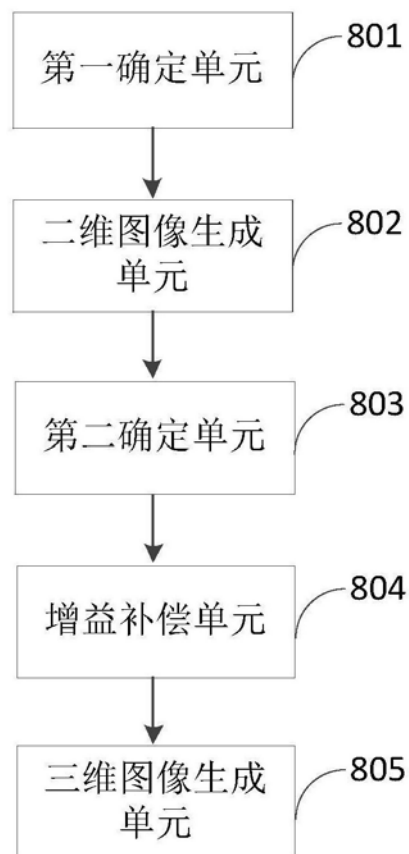


图8

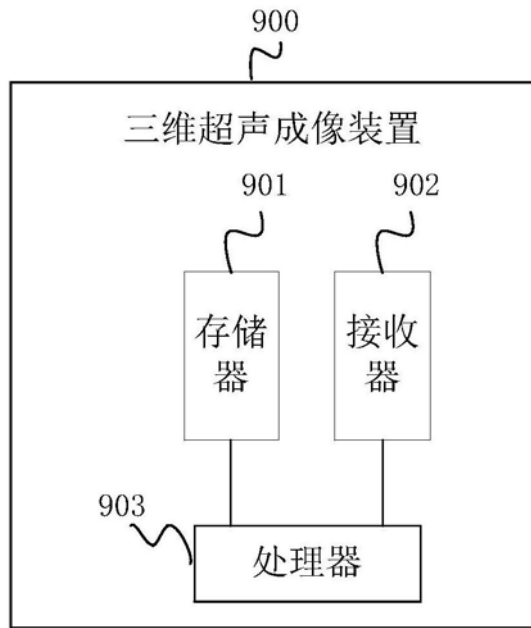


图9

专利名称(译)	一种三维超声成像方法及装置		
公开(公告)号	CN108523932A	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810451137.7	申请日	2018-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	沈阳东软医疗系统有限公司		
申请(专利权)人(译)	沈阳东软医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	沈阳东软医疗系统有限公司		
[标]发明人	付强 戚丹		
发明人	付强 戚丹		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5238		
代理人(译)	张小娜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种三维超声成像方法及装置，通过先确定被成像对象的每一被成像切面，当被成像切面被超声波照射后，生成被成像切面的二维超声图像，作为初始超声图像；再确定初始超声图像的增益补偿参数序列；并利用确定出的增益补偿参数序列对初始超声图像进行增益补偿，以生成目标超声图像；进而可以利用每一被成像切面对应的目标超声图像，建模得到被成像对象的三维超声图像。可见，本申请针对于三维超声成像过程中不同的被成像切面采用了不同的增益补偿参数进行补偿，优化了每一被成像切面对应的目标超声图像的成像效果，从而可以提升被成像对象的三维超声图像的成像质量。

