



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108618799 B

(45)授权公告日 2020.06.02

(21)申请号 201810372759.0

(22)申请日 2018.04.24

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108618799 A

(43)申请公布日 2018.10.09

(73)专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路1037号

(72)发明人 尉迟明 丁明跃 娄翠娟 王珊珊

宋俊杰 张求德 周亮 彭杨

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心

42201

代理人 许恒恒 李智

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 105997153 A,2016.10.12,全文.

CN 102641136 A,2012.08.22,全文.

CN 102727256 A,2012.10.17,全文.

CN 103536316 A,2014.01.29,全文.

CN 108403148 A,2018.08.17,全文.

CN 105813572 A,2016.07.27,全文.

CN 102435992 A,2012.05.02,全文.

US 2015342567 A1,2015.12.03,全文.

US 2013109971 A1,2013.05.02,全文.

US 2013109971 A1,2013.05.02,全文.

WO 2016159395 A1,2016.10.06,全文.

Cuijuan lou等.Spatial smoothing coherence factor for ultrasound computed tomography.《proceedings of SPIE》.2016,第9790卷979008-1至979008-8.

审查员 胡琴明

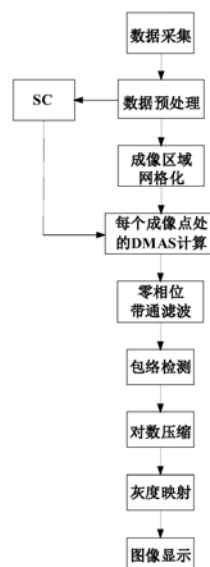
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种基于空间相干性的超声CT成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于空间相干性的超声CT成像方法,包括以下步骤:(1)采集数据,获得原始回波数据;(2)数据预处理;(3)成像区域网格化;(4)针对每个网格成像点的基于空间相干性的DMAS计算处理,得到网格成像点的初始成像信号;(5)数据后处理,最终得到超声CT图像。本发明基于滤波延时相乘叠加算法中虚拟接收信号形成的特点,通过计算组成滤波延时相乘叠加算法中虚拟接收信号的任意两个信号的空间相干性,对虚拟接收信号进行加权,与现有技术相比能够有效解决零相位滤波延时相乘叠加算法在超声CT反射成像领域应用时存在的问题,能够重建出高对比度,高对比度噪声比和低旁瓣水平的超声CT图像。



1. 一种基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 采集数据:

对环形阵列中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到N开始编号,所述环形阵列中的各个阵元均匀地分布在圆环上,所述N为该环形阵列中的阵元总数;接着,由编号为1的阵元开始发射超声信号直到编号为N的阵元;每个所述阵元发射超声信号时,该环形阵列中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

(2) 数据预处理:

对所述步骤(1)得到的所述原始回波数据进行滤波处理,滤除其中的一些干扰信号,得到一次滤波后的信号;

(3) 成像区域网格化:将成像区域按照直角坐标或极坐标进行网格化,使成像区域分为G个网格成像点;

(4) 针对每个所述网格成像点的基于空间相干性的DMAS计算处理,具体是针对每一个所述网格成像点:

基于ZPF-DMAS方法,记深度为n处,由第j号阵元和第(j+m)号阵元这两个阵元接收到的一次滤波后的信号分别为 $s_j(n)$ 和 $s_{j+m}(n)$,则由 $s_j(n)$ 和 $s_{j+m}(n)$ 组成虚拟接收信号为

$$y[n, m, j] = \text{sign}(s_j(n)s_{j+m}(n)) \sqrt{|s_j(n)s_{j+m}(n)|},$$

其中,m为正整数,具体为这两个阵元中较大的阵元编号与较小的阵元编号之间的差值;

基于空间相干性计算权重因子

$$SC[n, m, j] = \frac{1}{N-m} \frac{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j(n)s_{j+m}(n)}{\sqrt{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j^2(n) \sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_{j+m}^2(n)}} + a,$$

其中,N为接收阵元总数,深度 n_1 和深度 n_2 为预先设定的用于计算空间相干性的一段信号的起始和终止位置,参数a为预先设定的用于调整空间相干性的敏感度的参数;所述参数a的取值范围为10~30;

基于空间相干性的权重因子加权后深度n处的信号为

$$y_{sc}[n] = \frac{1}{N-m} \sum_{m=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-m} SC[n, m, j] \cdot y[n, m, j],$$

该 $y_{sc}[n]$ 即为所述网格成像点的初始成像信号;

(5) 数据后处理:对各个所述网格成像点的初始成像信号进行零相位滤波处理得到滤波成像信号,然后再依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射,最终即可得到超声CT图像。

2. 如权利要求1所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述步骤(3)中,所述网格化是按照极坐标进行的,具体是将所述成像区域以极坐标极点为中心均匀的划分出u条射线形成u个线段,再将每个线段均匀的划分成v个小线段,所述G满足 $G=u \times v+1$;相邻两条所述射线之间的夹角不超过 1° ,任意一条所述小线段的长度不超过 $\lambda/2$,其中 λ 为超声波波长。

3. 如权利要求1所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述步骤(4)中,对于所述预先设定的用于计算空间相干性的一段信号的起始和终止位置,这一段信号对应

一个波长。

4. 如权利要求1所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中,所述滤波处理为带通滤波处理。

5. 如权利要求4所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述带通滤波处理是对所述原始回波数据进行6阶的频率在 $f_1 \sim f_2$ 范围内的巴特沃斯带通滤波处理;其中, f_2 不小于环形阵列超声换能器中心频率 f_0 , $f_1 = f_2 - \frac{f_0}{Q}$, Q 为滤波器的品质因数。

6. 如权利要求1所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述步骤(5)中,所述滤波处理是滤除直流信号和频率值超过环形阵列超声换能器中心频率值至少2倍的高频信号。

7. 如权利要求6所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,滤除的所述高频信号其频率值超过环形阵列超声换能器中心频率值至少4倍。

8. 如权利要求1所述基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,所述步骤(5)中,所述包络检测,具体是对于各个成像点的所述滤波成像信号,检测其上包络,提取出其中的低频分量,即为被检测物信息数据;所述低频分量为频率为20KHz~2MHz的分量;

所述对数压缩,具体是对于获得的被检测物信息数据取对数进行压缩,控制压缩后的数据在40dB至60dB之间;

所述灰度映射,具体是对于获得的压缩后的数据,采用线性映射为0至255之间或0至511之间的灰度值,得到灰度值数据。

一种基于空间相干性的超声CT成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声断层成像技术领域,更具体地,涉及一种基于空间相干性的超声CT成像方法。

背景技术

[0002] 超声CT成像,即超声断层成像,具有高分辨率、360°全方位扫描、无挤压、无辐射和低成本的优势,在乳腺癌筛查和早期诊断方面具有重要的临床价值和应用前景。

[0003] 超声CT成像方式包括反射成像、声速成像和衰减成像。反射成像刻画了目标的解剖结构,声速和衰减成像显示了目标的功能变化,三者相互补充,不可或缺。

[0004] 由美国Karmanos癌症中心研制的计算超声风险评估系统(Computed ultrasound risk evaluation,CURE)可以重建出亚毫米级高分辨率的超声CT反射图像,目前在乳腺癌早期检测领域处于领先地位。这种扫描器每次使用单阵元向环形阵列的中心发射超声波,所有阵元接收,直到每个阵元循环发射一次,因此可以采集到多个角度的超声信号,重建出斑点噪声少的高分辨率图像。CURE系统采用了延时叠加(Delay and sum)算法,然而这种方法重建的图像在对比度,噪声抑制等方面仍有待改进。零相位滤波(Zero-phase filtered delay multiply and sum,ZPF-DMAS)延时相乘叠加算法近年来被引入到超声CT领域,尽管该方法能够一定程度上抑制旁瓣和噪声,还是发现该方法重建图像时仍存在以下问题:(1)旁瓣水平 and 对比度仍需改进;(2)背景不均匀,对比度噪声比(Contrast to noise ratio,CNR)较低。

发明内容

[0005] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明的目的在于提供一种基于空间相干性的超声CT成像方法,基于滤波延时相乘叠加算法中虚拟接收信号形成的特点,通过计算组成滤波延时相乘叠加算法中虚拟接收信号的两个信号的空间相干性,对虚拟接收信号进行加权,形成一种新的基于空间相干性的滤波延时相乘叠加波束形成算法,与现有技术相比能够有效解决零相位滤波延时相乘叠加算法在超声CT反射成像领域应用时存在的问题,能够重建出高对比度,高对比度噪声比和低旁瓣水平的超声CT图像。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明,提供了一种基于空间相干性的超声CT成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0007] (1) 采集数据:

[0008] 对环形阵列中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到N开始编号,所述环形阵列中的各个阵元均匀地分布在圆环上,所述N为该环形阵列中的阵元总数;接着,由编号为1的阵元开始发射超声信号直到编号为N的阵元;每个所述阵元发射超声信号时,该环形阵列中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

[0009] (2) 数据预处理:

[0010] 对所述步骤(1)得到的所述原始回波数据进行滤波处理,滤除其中的一些干扰信

号,得到一次滤波后的信号;

[0011] (3) 成像区域网格化:将成像区域按照直角坐标或极坐标进行网格化,使成像区域分为G个网格成像点;

[0012] (4) 针对每个所述网格成像点的基于空间相干性的DMAS计算处理,具体是针对每一个所述网格成像点:

[0013] 基于ZPF-DMAS方法,记深度为n处,由第j号阵元和第(j+m)号阵元这两个阵元接收到的一次滤波后的信号分别为 $s_j(n)$ 和 $s_{j+m}(n)$,则由 $s_j(n)$ 和 $s_{j+m}(n)$ 组成虚拟接收信号为

$$[0014] \quad y[n, m, j] = \text{sign}(s_j(n)s_{j+m}(n)) \sqrt{|s_j(n)s_{j+m}(n)|},$$

[0015] 其中,m为正整数,具体为这两个阵元中较大的阵元编号与较小的阵元编号之间的差值;

[0016] 基于空间相干性计算权重因子

$$[0017] \quad SC[n, m, j] = \frac{1}{N-m} \frac{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j(n)s_{j+m}(n)}{\sqrt{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j^2(n) \sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_{j+m}^2(n)}} + a,$$

[0018] 其中,N为接收阵元总数,深度 n_1 和深度 n_2 为预先设定的用于计算空间相干性的一段信号的起始和终止位置,参数a为预先设定的用于调整空间相干性的敏感度的参数;

[0019] 基于空间相干性的权重因子加权后深度n处的信号为

$$[0020] \quad y_{sc}[n] = \frac{1}{N-m} \sum_{m=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-m} SC[n, m, j] \cdot y[n, m, j];$$

[0021] 该 $y_{sc}[n]$ 即为所述网格成像点的初始成像信号;

[0022] (5) 数据后处理:对各个所述网格成像点的初始成像信号进行零相位滤波处理得到滤波成像信号,然后再依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射,最终即可得到超声CT图像。

[0023] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(3)中,所述网格化是按照直角坐标进行的,具体是将所述成像区域分成p行q列,所述G满足 $G = (p-1) \times (q-1)$,每个网格的中心取为成像点;

[0024] 若被检测物为已知病变区域尺寸的病变组织时,任意一个成像网格的面积小于该病变组织内最小病变区域面积的1/4;

[0025] 若被检测物为未知是否病变的组织时,任意一个成像网格的面积不超过 $(\lambda/2) \times (\lambda/2)$,其中 λ 为超声波波长。

[0026] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(3)中,所述网格化是按照极坐标进行的,具体是将所述成像区域以极坐标极点为中心均匀的划分出u条射线形成u个线段,再将每个线段均匀的划分成v个小线段,所述G满足 $G = u \times v + 1$;相邻两条所述射线之间的夹角不超过 1° ,任意一条所述小线段的长度不超过 $\lambda/2$,其中 λ 为超声波波长。

[0027] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(4)中,对于所述预先设定的用于计算空间相干性的一段信号的起始和终止位置,这一段信号对应一个波长;所述参数a的取值范围为10~30。

[0028] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,所述滤波处理为带通滤波处理;优选

的,该带通滤波处理是对所述原始回波数据进行6阶的频率在 $f_1 \sim f_2$ 范围内的巴特沃斯带通滤波处理;其中, f_2 不小于环形阵列换能器中心频率 f_0 , $f_1 = f_2 - \frac{f_0}{Q}$, Q 为滤波器的品质因数。

[0029] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(5)中,所述滤波处理是滤除直流信号和频率值超过环形阵列换能器中心频率值至少2倍的高频信号;优选的,滤除的所述高频信号其频率值超过环形阵列超声换能器中心频率值至少4倍。

[0030] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(5)中,所述包络检测,具体是对于各个成像点的所述滤波成像信号,检测其上包络,提取出其中的低频分量,即为被检测物信息数据;所述低频分量优选为频率为20KHz~2MHz的分量;

[0031] 所述对数压缩,具体是对于获得的被检测物信息数据取对数进行压缩,控制压缩后的数据在40dB至60dB之间;

[0032] 所述灰度映射,具体是对于获得的压缩后的数据,采用线性映射为0至255之间或0至511之间的灰度值,得到灰度值数据。

[0033] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比(如ZPF-DMAS等),通过计算组成滤波延时叠加算法中虚拟接收信号的两个信号的空间相干性,对虚拟接收信号进行加权,能够最终重建出高对比度,高对比度噪声比和低旁瓣水平的超声CT图像。

[0034] 超声信号的空间协方差(Spatial covariance)表示了延时接收信号在空间中两点的相似性,是随接收信号的空间间隔变化的函数。它由Van Cittert-Zernike(VCZ)定理定义为发射波形和散射函数的内积的平方的傅里叶变换(可参见:Kakkad V,Dahl J,Ellestad S,et al.In vivo application of short-lag spatial coherence and harmonic spatial coherence imaging in fetal ultrasound[J].Ultrasonic Imaging,2015,37(2):101-116)。空间协方差函数除以归一化值(对应RF信号的方差)得到空间相干函数(Spatial coherence function)。由于来自散射点 p 处的回波信号在各向同性的均匀介质中传播时声学特性并未发生改变,因此经过延迟聚焦后信号一致性很好,空间相干性较高。其他没有散射点的成像区域对应的回波信号可看作是噪声,而噪声信号空间相干性较差,因此采用空间相干性对 p 点的波束加权可以有效抑制旁瓣和系统噪声。

[0035] 本发明提出的波束形成方法从空间相干性角度对超声断层成像领域最新提出的ZPF-DMAS方法进行了优化。ZPF-DMAS方法中的虚拟接收信号的来源和阵元间的空间位置有一种潜在的关系,本发明率先发现并利用了这种关系。在本方法的实施过程中,由于高反射区域的回波信号加权空间的相干性后幅度会降低,导致重建图像中低回声区域和高回声区域的对比度被削弱,因此本发明优选提出了调整空间相干性敏感度的参数 a ,该参数可以放大高低回声区域的信号强度差异,提高重建图像中低回声区域和高回声区域的对比度。

[0036] 本发明在采用基于空间相干性的零相位滤波延时相乘叠加(ZPF-SCDMAS)波束形成方法重建超声CT图像时,首先对环形阵列超声换能器采集到的数据进行预处理,其次将成像区域网格化,分成若干个成像点。在每个成像点处进行基于空间相干性的滤波延时相乘叠加波束形成,包括(a)计算每个成像点处组成滤波延时相乘叠加算法中虚拟接收信号的两个信号的空间相干性和(b)根据空间相干性加权虚拟接收信号得到每个成像点处的值。然后将每条线数据采用零相位滤波,保留2倍中心频率附近的频率分量。最后通过包络

检测、对数压缩、灰度映射将图像显示出来。

[0037] 本发明所提超声CT成像方法,根据两个阵元的空间相干性可以抑制噪声信号的干扰,提高轴上信号的权重,限制离轴信号的影响,从而能够极大地降低旁瓣和噪声水平,提高对比度(~7dB,即约7dB)和对比度噪声比(~5dB),提高超声CT成像的质量,有助于临床医生对乳腺癌的早期诊断。

附图说明

[0038] 图1是本发明基于空间相干性的超声CT成像方法(ZPF-SCDMAS)流程图。

[0039] 图2中图(a)为传统DAS算法,图(b)为ZPF-DMAS算法,图(c)为ZPF-SCDMAS算法的重建的乳腺体模的超声CT图像(动态范围为60dB)。

[0040] 图3中图(a)为传统DAS算法,图(b)为ZPF-DMAS算法,图(c)为ZPF-SCDMAS算法的重建的真实人体乳腺的超声CT图像(动态范围为60dB)。

具体实施方式

[0041] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。此外,下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0042] 实施例1

[0043] 本发明中基于空间相干性的超声CT成像方法,其步骤包括数据采集、数据预处理、成像区域网格化、根据基于空间相干性(SC)的延时相乘叠加(DMAS)方法计算每个成像点处的值、零相位带通滤波、图像显示步骤。

[0044] (1) 数据采集:环形阵列的阵元均匀地分布在圆环上,当一个阵元发射超声信号时,所有阵元(包括发射该信号的发射阵元本身),负责接收信号。每个阵元循环发射一次,方向可以按顺时针方向或逆时针方向。此外,可以按顺时针方向或逆时针方向对所有阵元进行编号,阵元编号依次为1、2、3、……N,N为阵元总数。

[0045] (2) 数据预处理:对步骤1中采集到的信号进行滤波,滤除一些干扰信号。本系统可以使用带通滤波,具体来说,在进行乳腺体模成像前,由于环形阵列换能器的中心频率为2.5MHz,所以可以对数据进行了6阶的频率在0.5MHz-2.5MHz范围内的巴特沃斯带通滤波(当然也可以采用其他频率范围,如 $f_1 \sim f_2$,只要频率上限 f_2 满足不小于超声换能器中心频率 f_0 (该超声换能器中心频率即环形阵列换能器中心频率),频率下限 f_1 满足 $f_1 = f_2 - \frac{f_0}{Q}$,

其中Q为滤波器的品质因数)。排除一些高频的噪声信号干扰,提高信噪比。

[0046] (3) 成像区域网格化:将成像区域网格化,例如可以分成p行q列,这样整个成像区域分为G个网格, $G = (p-1) * (q-1)$ 。理论上剖分的网格尺寸可以无限接近0(即无限小)。虽然网格尺寸越小,求解出来的成像点处的值越精确,但是网格越密,计算量越大,所以最佳的G由成像区域和计算效率共同决定。例如,一般地,病变组织的尺寸较大时,剖分不要求那么密,网格数G可适当降低,只要满足网格尺寸小于最小病变组织尺寸的1/4即可;当未知成像区域中病变组织尺寸时,剖分的网格大小不超过 $(\lambda/2) * (\lambda/2)$, λ 为超声波波长。另外,成像

区域也可以按照极坐标网格化(后面成像时需进行极坐标与直角坐标的转换),例如可以均匀分成 u 条线,每条线上 v 个小线段,这样整个成像区域分为 G 个成像点, $G=u*v+1$ (加1即包括上极坐标原点)。例如,两条线之间的夹角一般不超过 1° ,每条线上两点间间隔不超过 $\lambda/2$ 。

[0047] (4) 每个成像点处基于空间相干性(SC)的DMAS计算:

[0048] 在ZPF-DMAS方法中,深度为 n 处,由阵元 $j, j+m$ 接收到的信号 $s_j(n), s_{j+m}(n)$ 组成虚拟接收信号为

$$[0049] \quad y[n, m, j] = \text{sign}(s_j(n)s_{j+m}(n)) \sqrt{|s_j(n)s_{j+m}(n)|} \quad (1)$$

[0050] 其中, m 为两阵元的阵元序号之间的间隔。用空间相干系数加权该虚拟接收信号,权重如下:

$$[0051] \quad SC[n, m, j] = \frac{1}{N-m} \frac{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j(n)s_{j+m}(n)}{\sqrt{\sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_j^2(n) \sum_{n=n_1}^{n=n_2} s_{j+m}^2(n)}} + a \quad (2)$$

[0052] 这里, N 为接收阵元总数,深度 n_1 和深度 n_2 为所选的用于计算空间相干性的一段信号的起始和终止位置,起始和终止位置可以预先设定,例如,选取信号长度一般为一个波长。参数 a 为预先设定的用于调整空间相干性的敏感度的参数,取值范围可以为 $10 \sim 30$ 的任意实数。因此,空间相干系数加权后深度 n 处的信号为

$$[0053] \quad y_{SC}[n] = \frac{1}{N-m} \sum_{m=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-m} SC[n, m, j] \cdot y[n, m, j] \quad (3)$$

[0054] (5) 零相位带通滤波:由于在步骤5中信号相乘会产生直流信号或高频信号,所以为了避免这些信号的干扰,将线数据经过零相位带通滤波,滤除直流信号和高频信号(高频信号例如可以是频率大于 10MHz 的信号),例如可以保留2倍中心频率附近的频率分量。

[0055] (6) 包络检测:包络检测检出零相位带通滤波后信号的上包络,提取出回波信号中携带的低频分量(低频分量例如可以是频率为 $20\text{kHz} \sim 2\text{MHz}$ 的分量),即被测物体信息。本发明中使用的包络检测的方法是希尔伯特变换法,原始信号经过希尔伯特变换将得到原始信号的正交信号。以原始信号为实部,以希尔伯特变换得到的信号为虚部构造解析信号,这个解析信号的模就是所要求的实信号的包络。

[0056] (7) 对数压缩:对数压缩将线数据信号归一化后,取以 10 为底的对数,并乘以 20 ,单位是 dB 。取完对数之后可以调整回波动态范围,以得到最好的成像效果,一般调整为 40dB 或 60dB 。具体地说,动态范围为 40dB 指的是将信号中的最大值映射到 40dB ,将比最大信号小 40dB 的信号以及更小的信号映射到 0dB 。

[0057] (8) 灰度映射:灰度映射采用简单的线性映射(其他还有动态范围压缩法等),即成比例地将最弱的信号映射到 0 ,将最强的信号映射到 255 或 511 (分别对应图像显示中常用的 256 灰度级或 512 灰度级的图像)。

[0058] (9) 图像显示:经过灰度映射之后的数据,直接调用MATLAB中的成像函数即可得到超声CT图像。

[0059] 从图2和图3中我们可以看出本发明所提方法对超声CT图像的影响。本发明ZPF-SCDMAS方法重建出的超声CT图像具有高对比度,高对比度噪声比和低旁瓣水平。

[0060] 当网格化是按照极坐标情况进行时,和上述按照直角坐标网格化情况不同的是:在步骤(6)包络检测之后,步骤(7)对数压缩前,通过插值将图像中每个像素点的值用极坐标系下的成像点的值来表示,从而实现了极坐标系向直角坐标系的转换,然后按照步骤(7)-(9)进行。

[0061] 本发明中的数学符号(包括函数符号等)均满足数学领域的常规定义。除了上述实施例中所具体描述的包络检测、对数压缩和灰度映射处理过程外,也可采用现有技术中其他包络检测、对数压缩和灰度映射处理方式。

[0062] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

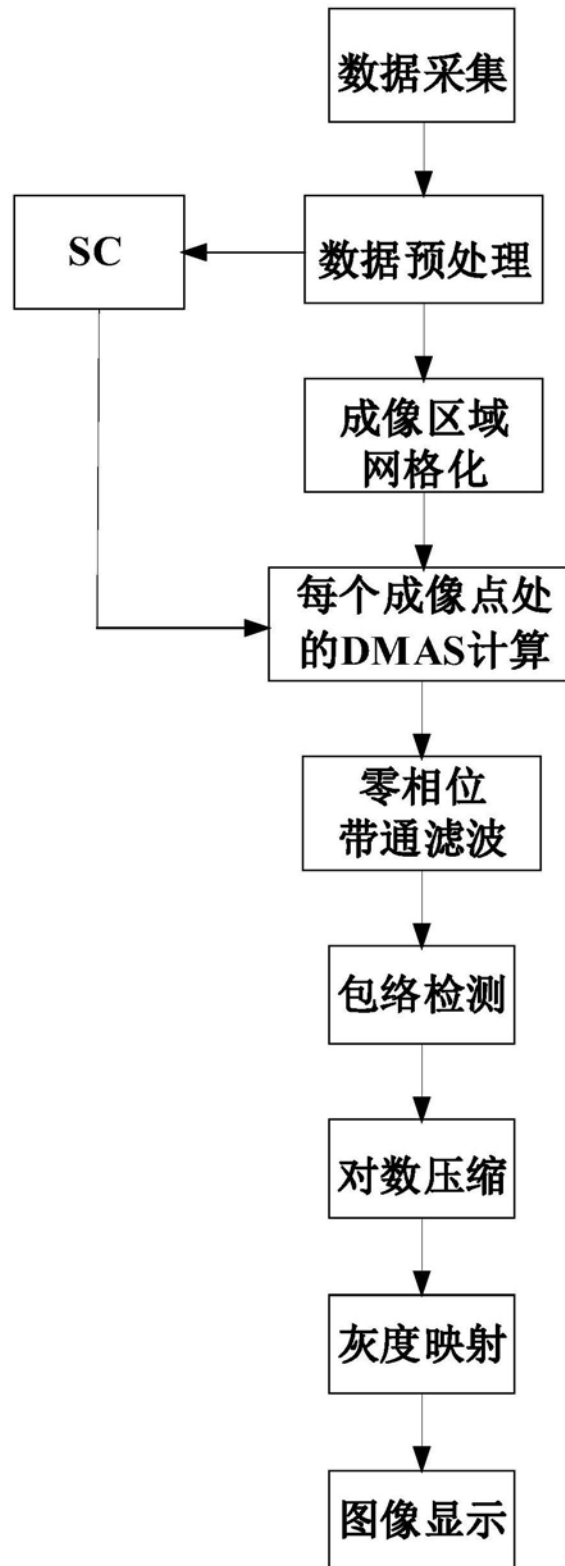


图1

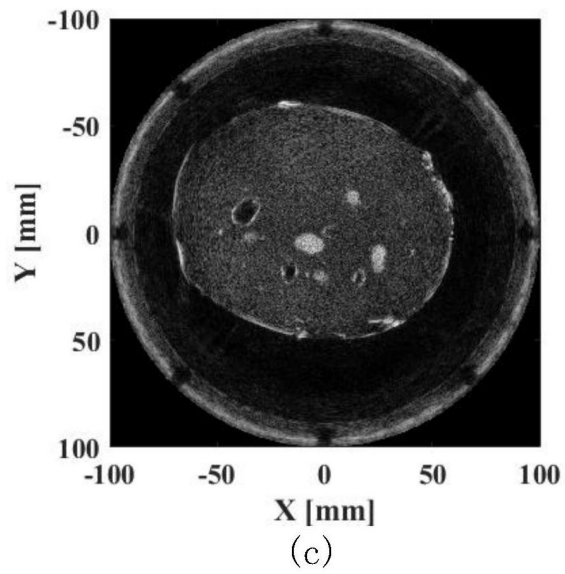
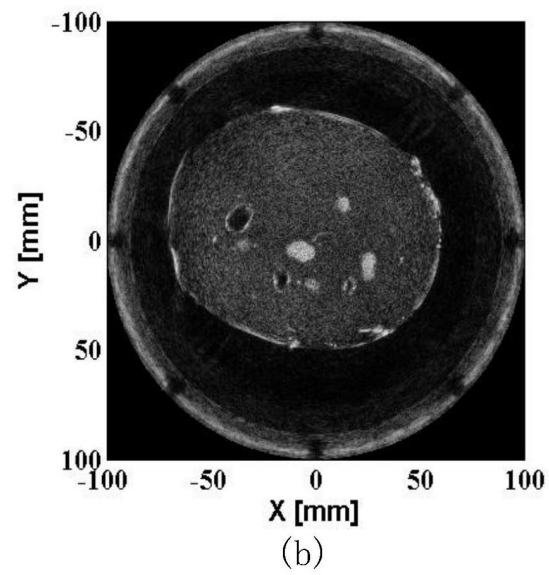
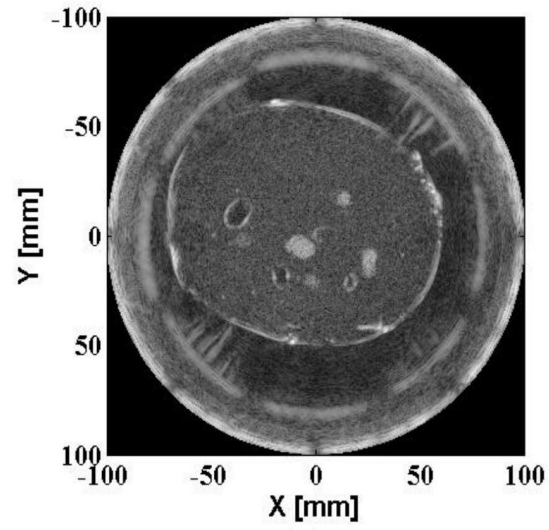


图2

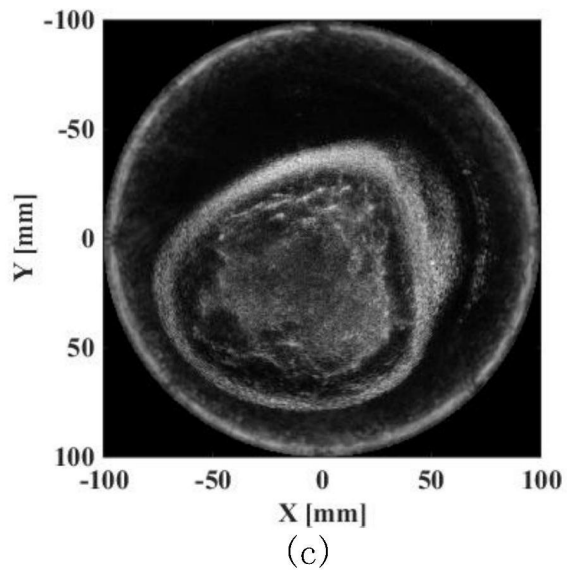
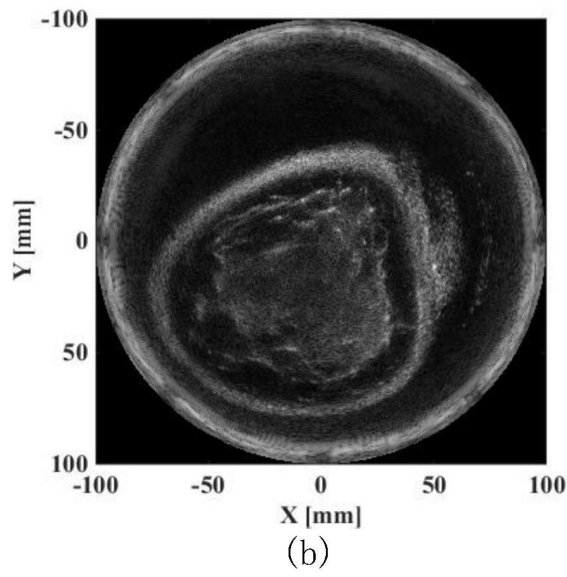
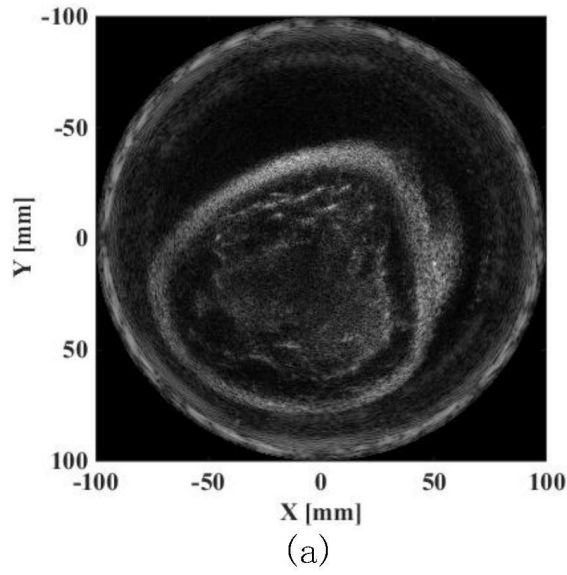


图3