

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710144419.4

[43] 公开日 2008 年 2 月 27 日

[11] 公开号 CN 101129268A

[22] 申请日 2007.10.9

[21] 申请号 200710144419.4

[71] 申请人 哈尔滨工业大学（威海）

地址 264209 山东省威海市文化西路 2 号

[72] 发明人 冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健

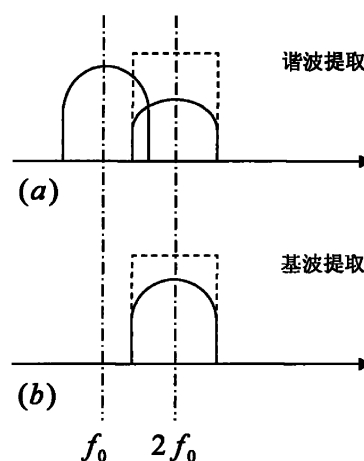
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

[54] 发明名称

基波谐波复合成像方法及装置

[57] 摘要

一种用于基波谐波复合成像方法及装置，属于医学超声成像领域。本发明的原理是：发射器在同一物理位置连续发射两次，第一次发射频率为 f_0 ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的谐波，第二次发射频率为 $2f_0$ ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的基波，提取基波的边缘信息与谐波的细节信息进行叠加。本发明克服了目前造影谐波成像模式器官边缘模糊的缺点，结果图像组织轮廓清晰、内部细节信息丰富，在医学超声成像系统中有着广泛的应用前景。



1. 一种用于医学超声成像系统的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：发射器在同一物理位置连续发射两次，第一次发射频率为 f_0 ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的谐波，第二次发射频率为 $2f_0$ ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的基波，提取基波的边缘信息与谐波的细节信息进行叠加。
2. 根据权利要求 1 所述的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：参与复合的基波和谐波处于同一频段，复合之后，图像的纵向分辨率不会降低。
3. 根据权利要求 1 所述的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：基波和谐波的复合在射频解调之后进行，针对的是回波的包络信息，所处理的数据量与射频信号相比明显减少。
4. 根据权利要求 1 所述的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：基波信号的边缘提取采用简单的一阶差分环节。
5. 根据权利要求 1 所述的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：第一次发射后，将接收并提取到的谐波回波信息暂存到一块线缓冲存储器中，第二次发射后，接收并提取基波回波的轮廓信息，同时从线缓冲存储器中取出对应深度的谐波回波信号与基波边缘信号相叠加，叠加结果直接送到后续信号处理环节。
6. 根据权利要求 2 所述的基波谐波复合成像方法及装置，其特征在于：基波和谐波接收时，是分时复用同一组匹配滤波器和解调器的。

基波谐波复合成像方法及装置

技术领域

本发明涉及医疗超声成像技术，尤其涉及基波谐波复合成像方法及装置。

背景技术

谐波成像技术是非线性声学在超声诊断中一项卓有成效的新技术。传统的超声成像系统是发射和接收相同频率的超声波，称为基波成像。实际上回波信号受到人体组织的非线性调制后，会产生基波的二次、三次等高次谐波，其中二次谐波幅值最强，利用人体回声的二次等高次谐波成像的方法称为谐波成像。

二次谐波成像时，仪器通过带通滤波，将基波滤除，只提取二次谐波信号进行成像。无造影剂存在时，二次谐波信号来自组织，称自然组织谐波成像，有造影剂存在时，二次谐波信号主要来自造影剂微泡，称造影谐波成像。由于二次谐波可提高图像的侧向分辨力，且随着谐波信号的增强，反射回声的波长减小，图像的轴向分辨力随之提高，同时随谐波信号增强，旁瓣作用减弱，背景杂波亦减少，这样图像的横向、纵向和对比分辨率都会有较大幅度的提高。由于造影剂微泡与周围组织声学特性的差异较大，因此比周围组织质点有更大的等效散射面积，加上微泡谐振引起的共振散射，故来自造影剂微泡的二次谐波信号较强，因此，造影谐波成像在临床上应用更广。

目前造影谐波成像存在的主要缺点是在造影谐波成像模式下，含有大量造影剂微泡的组织细节信息能被清晰地观察到，但器官的边界信息却变得模糊不清了。例如在观察人体肿瘤的时候，注入造影剂后，肿瘤内部组织能清晰显现，而肿瘤的边界却看不清楚，这在很大程度上影响了医生对疾病的诊断。这主要是因为造影剂微泡能够渗透到组织内部，却很难进入组织边界，因此组织内部的谐波强度大，而边界的谐波强度小，在谐波成像模式下，基波成分都被滤除了，凸显的是谐波成分，造成组织边界信息模糊不清。

发明内容

针对目前造影谐波成像存在的器官边界信息模糊不清的问题，本发明提出把基波成像和谐波成像相结合的方法与装置，使得器官的内部细节信息和边界信息能够同时被清晰地观察到。

本发明的原理是：在造影谐波成像模式下，造影剂微泡渗透到组织内部，使得组织内部

的谐波强度增大，而边界的谐波强度小，谐波成像结果可以获得组织内部的细节，而使得组织边缘模糊。在基波成像模式下，谐波成分被视为噪声而滤除掉，基波信号强度占据主导地位，组织的边界对基波的反射强度很大，所以边界清晰。因此基波模式下，组织边界清晰，而谐波模式下，组织内部细节信息丰富，同时将两种模式下的信号复合到一起，就能确保两种信息被同时观察到，从而克服目前造影谐波成像存在的器官边界信息模糊不清的问题。

本发明的具体信号复合方法如下：

为了不影响复合后图像的纵向分辨率，基波信号和谐波信号必须处于同一频段。发射器在同一物理位置连续发射两次，第一次发射频率为 f_0 ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的谐波，第二次发射频率为 $2f_0$ ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的基波，这样基波信号和谐波信号的中心频率都是 $2f_0$ 。为了减少运算量，基波和谐波的复合处理是针对解调后的基带信号进行的，谐波信号解调后形成谐波包络，并将其暂存到缓冲存储器中，基波信号解调后形成基波包络，基波包络经过一个简单的一阶差分运算，可提取出基波包络的边缘信息，并将该边缘信息与之前得到的谐波包络信号相叠加，即可得到复合的回波信号。

复合处理仅涉及信号暂存、一阶差分和加法这三种最为基本的运算，逻辑简单，易于实现，除此之外，其它部分的信号处理部分不需要作任何的改动。

附图说明

图 1 为基波和谐波提取示意图。

图 2 为全数字超声成像系统功能框图。

图 3 为解调器逻辑框图。

图 4 为基波谐波复合装置逻辑框图。

图 2 中：

- 100 发射器
- 200 接收器
- 300 波束形成器
- 400 解调器
- 500 基波谐波复合装置
- 600 前处理
- 700 数字扫描变换 (DSC)
- 800 后处理
- 900 显示

图 3 中:

- 400 解调器
- 401 带通匹配滤波器
- 402 去绝对值逻辑电路
- 403 低通滤波器
- 404 抽样电路

图 4 中:

- 500 基波谐波复合装置
- 501 线缓冲存储器
- 502 锁存器
- 503 减法器
- 504 阈值判断逻辑

具体实施方式

以下结合附图对本发明作进一步的详细说明。

图 1 是基波和谐波提取示意图。图中实线部分表示接收信号的频谱，虚线部分表示带通匹配滤波器，点划线表示中心频率。图(a)表示发射频率为 f_0 时的回波频谱图，此时回波中含有中心频率为 f_0 的基波成分和中心频率为 $2f_0$ 谐波成分，采用中心频率为 $2f_0$ 的带通匹配滤波器去除基波保留谐波。图(b)表示发射频率为 $2f_0$ 时的回波频谱图，此时回波中只含有中心频率为 $2f_0$ 的基波(理论上来说还应该含有中心频率为 $4f_0$ 的谐波，不过探头的带宽是有限的， $4f_0$ 的频率成分一般是无法接收回来的)，此时仍采用中心频率为 $2f_0$ 的带通匹配滤波器以去除带外噪声。可见，对于谐波提取和基波提取而言，接收处理完全相同，逻辑结构和参数都不需要做任何的改变，只是两次发射的中心频率参数变化一下就可以了，发射电路结构也不需要做任何的改变。

图 2 是一个典型的全数字超声成像系统功能框图。基波谐波复合装置 500 (简称复合器)位于解调器 400 之后、前处理 600 之前。基本工作流程是发射器 100 产生高压脉冲，去激励探头阵元，探头回波信号进入接收器 200 进行前置放大、可变增益放大，放大后的信号进入波束形成器 300 进行 AD 采样、波束聚焦，聚焦合成波束进入解调器 400 进行检波，检波后的数据进入复合器 500 进行基波谐波复合处理，复合后的数据进入前处理模块 600 进行动态

范围变换、行相关、帧相关、边缘增强处理，前处理后的数据进入数字扫描变换(DSC-Digital Scan Conversion)模块 700 进行极坐标至直角坐标的变换，DSC 后的数据进入后处理模块 800 进行灰阶变换、直方图均衡等后处理，后处理之后的图像数据进入显示模块 900 进行视频合成后送到显示器显示。

图 3 为解调器逻辑框图。在解调器 400 的逻辑结构中，射频回波信号首先进入 32 阶带通匹配滤波模块 401，滤波器的中心频率和带宽与回波信号的中心频率和带宽相匹配，能最大限度地抑制带外噪声，匹配滤波之后的数据进入取绝对值模块 402，取绝对值之后进入低通滤波模块 403，低通滤波之后得到射频信号的包络信号，然后进入抽样模块 404，按超 Nyquist 采样定理进行抽样，抽样后，在包络信号的信息量不变的情况下，回波数据量明显减少。

图 4 是基波谐波复合装置（复合器）500 的逻辑结构。发射器第一次发射频率为 f_0 的脉冲时，开关 $K1$ 接通、 $K2$ 断开，中心频率为 $2f_0$ 的谐波信号经过匹配滤波、解调和抽取之后被存放到线缓冲存储器 501 中。发射器第二次发射频率为 $2f_0$ 的脉冲时，开关 $K1$ 断开、 $K2$ 接通，中心频率为 $2f_0$ 的基波信号经过匹配滤波、解调和抽取之后进入一个由 502 和 503 组成的一阶差分器，其中 502 是一个锁存器，对数据做一个时钟周期的延迟，503 是一个减法器，差分过后得到基波信号包络的边缘信息，将其与线缓冲器 501 对应位置的谐波信号相叠加，并对叠加信号的值经过阈值判断逻辑 504 进行阈值判断，大于 255 的取为 255，小于 0 的取为 0，将叠加信号的灰度值控制在 0~255 之间。复合处理后的数据送往前处理环节，后续的信号处理方式与传统的全数字超声成像系统完全相同。

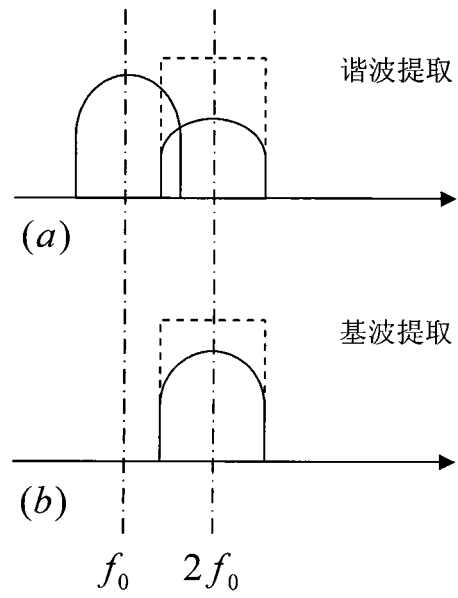


图 1

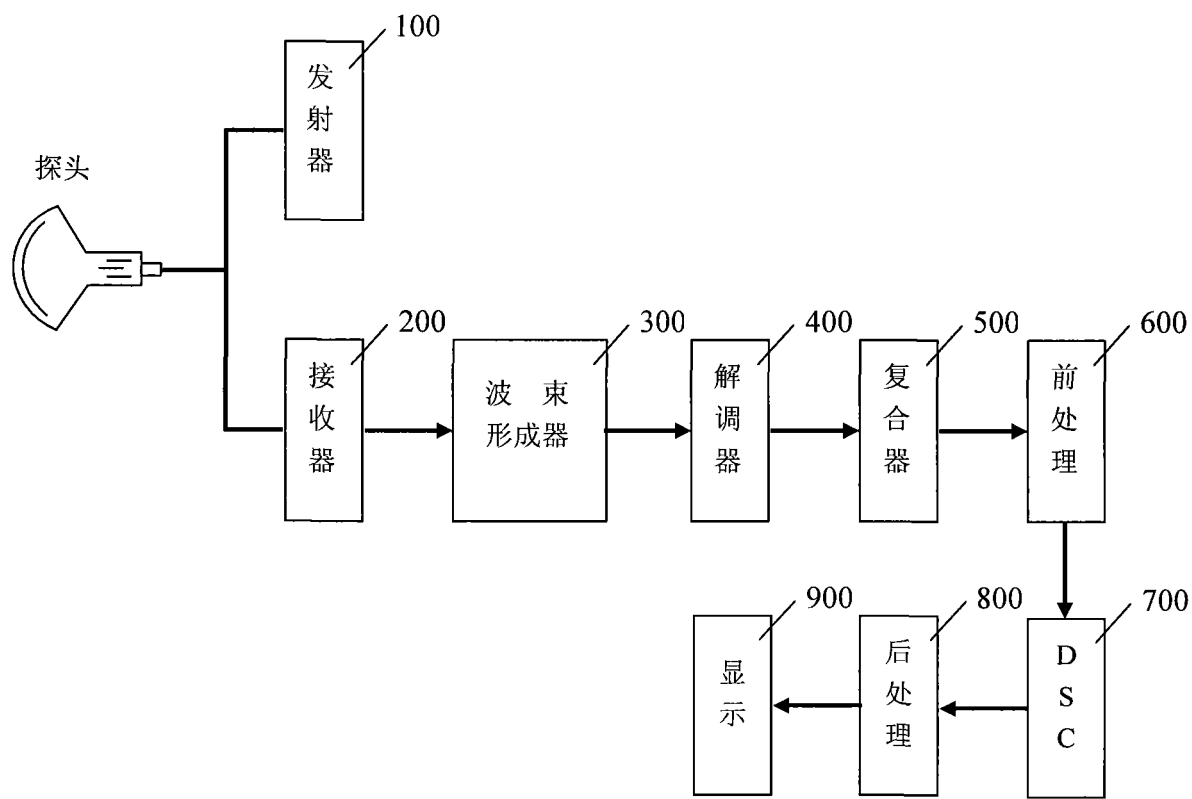


图 2

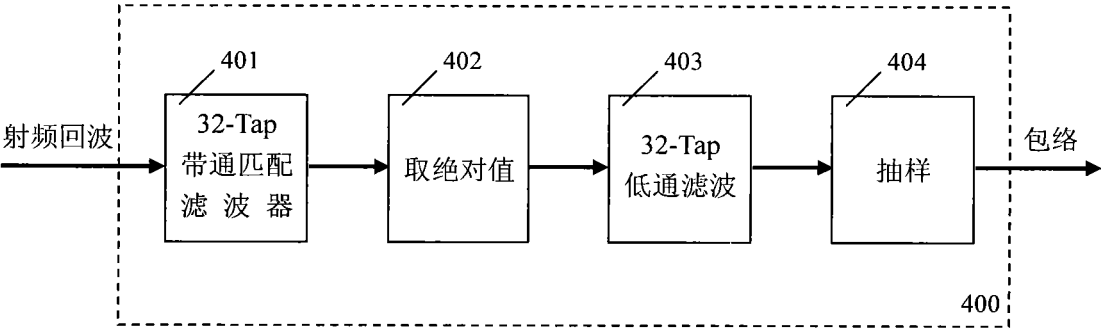


图 3

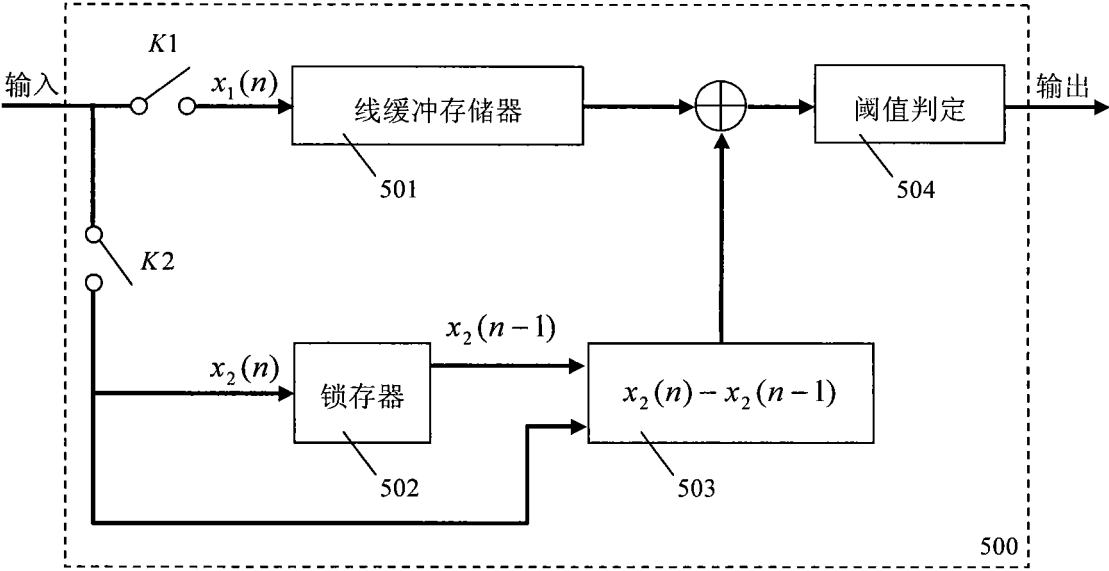


图 4

专利名称(译)	基波谐波复合成像方法及装置		
公开(公告)号	CN101129268A	公开(公告)日	2008-02-27
申请号	CN200710144419.4	申请日	2007-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
[标]发明人	冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健		
发明人	冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于基波谐波复合成像方法及装置，属于医学超声成像领域。本发明的原理是：发射器在同一物理位置连续发射两次，第一次发射频率为 f_0 ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的谐波，第二次发射频率为 $2f_0$ ，接收并提取中心频率为 $2f_0$ 的基波，提取基波的边缘信息与谐波的细节信息进行叠加。本发明克服了目前造影谐波成像模式器官边缘模糊的缺点，结果图像组织轮廓清晰、内部细节信息丰富，在医学超声成像系统中有着广泛的应用前景。

