



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103202713 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 03

(21) 申请号 201310036816. 5

(22) 申请日 2013. 01. 31

(73) 专利权人 声泰特(成都)科技有限公司
地址 610041 四川省成都市高新区创业路
16号火炬大厦A601

(72) 发明人 李国梁 刘西耀 刘东权

(51) Int. Cl.
A61B 8/00(2006. 01)

审查员 齐蓓蓓

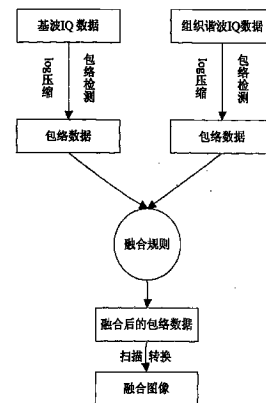
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法

(57) 摘要

本发明公开一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法。本发明设计基于纹理分析和归一化协方差系数的方法,把对数压缩后的超声基波和组织谐波包络信号结合,然后经过扫描转换得到融合图像,发挥两者优势,提高图像质量。



1. 一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 获取基波和谐波包络数据

探头交替发送中心频率为 $2f_0$ 和 f_0 信号,对于中心频率 $2f_0$ 的信号,直接采用中心频率为 $2f_0$ 基波信号,经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号,对于中心频率为 f_0 的信号,探头接收的是中心频率为 $2f_0$ 的信号,采用高通滤波器滤掉中心频率为 f_0 的基波成分,保留频率为 $2f_0$ 的谐波成分,然后再经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号;

2) 根据超声图像形成特性:图像聚焦深度,中心频率,点扩散函数(Point Spread Function, PSF),视觉感知最小区分对比度大小,设定窗口的大小;

根据采集当前图像系统设定的聚焦深度,超声频率,计算斑点单元大小:

$$S_{cx} = 0.87 \lambda z/D$$

$$S_{cz} = 0.91C_0/\Delta f$$

式中, S_{cx} , S_{cz} ,分别为横向单元大小与纵向单元的大小, λ 是波长, $\lambda = C_0/Fc$, z 为聚焦深度, D 是超声波束形成时所激活的探头孔径, C_0 是声速, Fc 是中心频率, $Fc = 2f_0$, Δf 通过 $Fc \times \text{bandwidth}$ 计算,“bandwidth”是带宽,以探头发射频率为基础的一个分数,计算纹理分析时窗口大小为 2×2 斑点单元;

3) 求谐波信号的协方差,计算 SNR

对于步骤 1) 中含有谐波成分的包络数据,协方差系数与包络数据的 SNR 正相关关系,且 $\text{SNR} = 0\text{DB}$ 时,协方差系数为 $ncc = 0.35$,取相邻两帧组织谐波包络数据,对每一对滑动窗口求归一化的协方差系数,如果 $ncc < 0.35$,则组织谐波图像信号太弱,不参与融合;如果 $ncc > 0.35$,则进入下一步;

$$\text{协方差计算公式: } ncc(x, y) = \frac{\langle x - \bar{x}, y - \bar{y} \rangle}{\sqrt{\langle x - \bar{x}, x - \bar{x} \rangle \times \langle y - \bar{y}, y - \bar{y} \rangle}}$$

$$\text{其中, } \langle x, y \rangle = \sum_{i=i_0-R}^{i_0+R} \sum_{j=j_0-R}^{j_0+R} x(i, j) \cdot y(i, j)$$

4) 对谐波信号和基波信号纹理分析,分别计算谐波信号和基波信号的权值

对每个滑动的窗口,分别求出基波信号和谐波信号的和差直方图,然后求出和差直方图的纹理因子能量 E ,熵 I ,对比度 C ,再根据纹理因子求基波信号和谐波信号的权值和差直方图

$$H_s(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) | y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$H_d(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) | y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$N = \text{Card} \{D\} = \sum_i H_s(i) = \sum_j H_d(j)$$

$$\hat{P}_s(i) = H_s(i) / N; \quad i = (2, \dots, 2G)$$

$$\hat{P}_d(i) = H_d(i) / N; \quad i = (-G+1, \dots, G-1)$$

取滑动窗口的大小由第二步求得 $2S_{cx} \times 2S_{cz}$, 和差直方图的距离 $d = 2$, 和差直方图的方向为 0° , 45° , 90° 和 135° , 每对滑动窗口, 分别计算四个方向的和差直方图, 各个方向和差直方图的纹理因子对应求平均;

纹理因子

$$E = \sum_i P_s(i)^2 \sum_j P_d(j)^2$$

$$I = - \sum_i P_s(i) \log P_s - \sum_j P_d(j) \log P_d$$

$$C = \sum_j j^2 P_d(j)$$

根据纹理因子计算基波信号和谐波信号的权值, 然后在用隶属 sigmf 函数对权值加强, 调节 sigmf 函数的参数 a 来选择权值的不同加强程度, 基波信号和谐波信号的权值满足

$$W_{FI} + W_{THI} = 1;$$

$$\hat{W}_{FI} = \begin{cases} w_i & \text{s.t } |w_i - 0.5| = \max_i (|W_i - 0.5|) \quad ncc > \mu \\ 1 & ncc \leq \mu \end{cases}$$

$$W_i |_{i=1} = W_{FI,E} = \frac{E_{THI}}{E_{FI} + E_{THI}}$$

$$W_i |_{i=2} = W_{FI,C} = \frac{C_{FI}}{C_{FI} + C_{THI}}$$

$$W_i |_{i=3} = W_{FI,I} = \frac{I_{FI}}{I_{FI} + I_{THI}}$$

$$W_{FI} = \text{sigmf}(\hat{W}_{FI}, [a, 0.5]) = \frac{1}{1 + e^{-a(\hat{W}_{FI} - 0.5)}}$$

5) 融合及扫描转换

根据步骤 4) 计算得到的基波信号和谐波信号的权值, 对基波和谐波包络融合, $\text{envelope}_{\text{fusion}} = W_{FI} \times \text{envelope}_{FI} + W_{THI} \times \text{envelope}_{THI}$, 再经过扫描转换, 得到融合后的图像。

一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学超声成像显示技术领域,涉及一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法。

背景技术

[0002] 医学超声影像技术是临床上最常用的医学影响之一,因其安全性、实时性、无痛无辐射及价格低廉等优点,广泛应用于临床检查和诊断,倍受广大医务工作者和患者的欢迎。B 模式超声基波成像 FI (fundamental image) 是最基本也是最常用的成像技术,它能够为临床诊断提供器官的解剖结构,广泛应用于各个科室,例如:腹部器官诊断、产科中监测胎儿状态以及心脏瓣膜的诊断等。但 B 模式超声成像技术也有很多局限性,相对与 CT 等其他设备,超声图像分辨率较低,成像区域受限等。

[0003] 组织谐波成像 THI (tissue harmonic image) 技术是一种新的超声成像技术并且越来越得到广泛应用。超声波在人体组织内传播的过程中,因组织的非线性作用,逐渐产生频率为发送波频率整数倍的谐波信号,组织谐波成像技术对接收到的信号滤波得到二次谐波,利用此二次谐波形成图像。谐波信号频率提高所以纵向分辨率提高,谐波信号的主瓣相对于基波信号的主瓣更窄,所以谐波图像横向分辨率更好,谐波信号的旁瓣更低,所以谐波图像的噪声降低,对比度分辨率提高,另外,谐波信号的光栅现象减弱,所以谐波图像的伪影减弱。如图一,相对于基波信号,组织谐波的信号有更窄的主瓣和更低的旁瓣。

[0004] 但是,谐波信号是声波在人体组织内传播过程中逐渐产生的,所以在近场,没有或者有较弱的谐波信号,而相对电子噪声较强;谐波信号随深度增加而增强,但得到一定程度以后又会逐渐衰减,所以在远场,谐波信号变弱,相对电子噪声增强。如图二,组织谐波信号强度随深度而不同,谐波信号在近场信号较弱,随深度增加逐渐产生谐波信号,所以中场信号较强,但深度加深到一定程度以后又会迅速衰减;而基波信号强度随深度递减且高于谐波信号。

[0005] 因此,组织谐波图像在中场有较好的图像质量,而在近场和远场,因信号较弱而图像质量降低,超声基波信号则相对较强。可见,超声基波图像和谐波图像各有优缺点。在临床上单独使用一种方式难以得到高质量图像,两者成像技术的结合具有必要性,也有可行性。

[0006] 现有技术把超声基波图像和造影谐波图像融合。造影谐波成像技术是通过向静脉中注入超声造影剂来增强人体内血流部位的信号,有利于观察人体内毛细血管,现有技术是针对造影谐波成像能够增强病灶,基波成像能够提供清晰的组织边界的特点,提出了利用相同频率下采集的超声造影基波和谐波图像进行基于 Curvelet 变换的图像融合方法,增强谐波图像中的组织边缘。该方法首先对超声造影基波和谐波图像进行 Curvelet 变换,对分解后的 Curvelet 系数融合,融合规则是:对低频部分加权平均,对高频部分绝对值取最大的方法,然后再经过 Curvelet 反变换得到融合后的图像。该技术获得组织边界和血管细节均清晰的超声图像,实现病灶区和组织边界的定位。

[0007] 现有技术的缺点：

[0008] 现有技术是基波图像与造影谐波图像融合，造影谐波成像技术是利用超声造影剂反射回的信号成像，超声造影剂信号高于基波信号约 4 倍，所以造影剂成像中非血管区域的组织结构信息很弱，其融合目的是把基波图像与血管信息结合。本发明是把基波图像与具有更高细节分辨率及对比度分辨率的组织谐波图像融合，组织谐波成像技术是利用声波在组织内传播过程中由于非线性作用产生的二次谐波成像，提高了组织图像的细节分辨率和对比度分辨率，相对于基波图像，图像质量有较大提升。

[0009] 现有技术的融合方法不适合用于超声基波与组织谐波图像融合，现有技术利用 Curvelet 分解的方法，但对于组织谐波图像的近场区域和远场区域，信号较弱，相对电子噪声就较大，该方法不能区分信噪比较低的区域，融合结果包含较多的电子噪声。本发明提出的基于归一化协方差系数和纹理分析的方法，考虑到了组织谐波图像的信噪比、分辨率、对比度等因素，融合结果中包含较少噪声。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法，对超声图像品质优化，克服了超声基波图像细节分辨率和对比度分辨率低、伪影、光栅等因素导致的图像质量低及组织谐波图像近场和远场信号弱导致的信噪比低的问题，利用纹理分析和归一化协方差系数的方法，分析两者的细节分辨率、对比度、信噪比，利用纹理因子和归一化系数衡量两者图像质量从而决定两者权值，把基波信号和组织谐波信号结合。对于凸阵探头和相控阵探头，扫描转换前后坐标相对位置会发生变化，本发明是对扫描转换前的包络信号融合，然后扫描转换得到融合后的图像。

[0011] 其技术方案为：

[0012] 一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法，包括如下步骤：

[0013] 1) 获取基波和谐波包络数据

[0014] 探头交替发送中心频率为 $2f_0$ 和 f_0 信号，对于中心频率 $2f_0$ 的信号，直接采用中心频率为 $2f_0$ 基波信号，经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号，对于中心频率为 f_0 的信号，探头接收的是中心频率为 $2f_0$ 的信号，采用高通滤波器滤掉中心频率为 f_0 的基波成分，保留频率为 $2f_0$ 的谐波成分，然后再经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号。

[0015] 2) 根据超声图像形成特性（图像聚焦深度，中心频率，点扩散函数 (Point Spread Function, PSF)，视觉感知最小区分对比度大小等），设定窗口的大小；

[0016] 根据当前采集图像系统设定的聚焦深度，超声频率，计算斑点单元大小：

$$[0017] \quad S_{cx} = 0.87 \lambda z/D$$

$$[0018] \quad S_{cz} = 0.91C_0/\Delta f$$

[0019] 式中， S_{cx} ， S_{cz} ，分别为横向单元大小与纵向单元的大小， λ 是波长， $\lambda = C_0/Fc$ ， z 为聚焦深度， D 是超声波束形成时所激活的探头孔径， C_0 是声速， Fc 是中心频率， $Fc = 2f_0$ ， Δf 通过 $Fc \times \text{bandwidth}$ 计算，“bandwidth”是带宽，以探头发射频率为基础的一个分数，计算纹理分析时窗口大小为 2×2 斑点单元；

[0020] 3) 求组织谐波信号的协方差，计算 SNR

[0021] 对于包络数据,协方差系数与包络数据的 SNR 正相关关系,且 $SNR = 0dB$ 时,协方差系数为 $ncc = 0.35$,取相邻两帧组织谐波包络数据,对每一对滑动窗口求归一化的协方差系数,如果 $ncc < 0.35$,则组织谐波图像信号太弱,不参与融合;如果 $ncc > 0.35$,则进入下一步;

$$[0022] \quad \text{协方差计算公式: } ncc(x, y) = \frac{\langle x - \bar{x}, y - \bar{y} \rangle}{\sqrt{\langle x - \bar{x}, x - \bar{x} \rangle \times \langle y - \bar{y}, y - \bar{y} \rangle}}$$

$$[0023] \quad \text{其中, } \langle x, y \rangle = \sum_{i=i_0-R}^{i=i_0+R} \sum_{j=j_0-R}^{j=j_0+R} x(i, j) \cdot y(i, j)$$

[0024] 4) 对组织谐波信号和基波信号纹理分析,分别计算组织谐波信号和基波信号的权值

[0025] 对每个滑动的窗口,分别求出基波信号和谐波信号的和差直方图,然后求出和差直方图的纹理因子 E(能量),I(熵),C(对比度),再根据因子求基波信号和谐波信号的权值和差直方图

$$[0026] \quad H_s(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) \mid y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0027] \quad H_d(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) \mid y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0028] \quad N = \text{Card} \{D\} = \sum_i H_s(i) = \sum_j H_d(j)$$

$$[0029] \quad \hat{P}_s(i) = H_s(i) / N; \quad i = (2, \dots, 2G)$$

$$[0030] \quad \hat{P}_d(i) = H_d(i) / N; \quad i = (-G+1, \dots, G-1)$$

[0031] 取滑动窗口的大小由第二步求得 $2S_{cx} \times 2S_{cy}$,和差直方图的距离 $d = 2$,和差直方图的方向为 $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ 和 135° ,每对滑动窗口,分别计算四个方向的和差直方图,各个方向和差直方图的纹理因子对应求平均;

[0032] 纹理因子

$$[0033] \quad E = \sum_i P_s(i)^2 + \sum_j P_d(j)^2$$

$$[0034] \quad I = -\sum_i P_s(i) \log P_s - \sum_j P_d(j) \log P_d$$

$$[0035] \quad C = \sum_j j^2 P_d(j)$$

[0036] 根据纹理因子计算基波信号和组织谐波信号的权值,然后在用隶属 sigmf 函数对权值加强,可以调节 sigmf 函数的参数 a 来选择权值的不同加强程度,基波信号和谐波信号的权值满足 $W_{FI} + W_{THI} = 1$;

$$[0037] \quad \hat{W}_{FI} = \begin{cases} w_i \text{ s.t. } |w_i - 0.5| = \max_i (|W_i - 0.5|) & ncc > \mu \\ 1 & ncc \leq \mu \end{cases}$$

$$[0038] \quad W_i |_{i=1} = W_{FI,E} = \frac{E_{THI}}{E_{FI} + E_{THI}}$$

$$[0039] \quad W_i |_{i=2} = W_{FI,C} = \frac{C_{FI}}{C_{FI} + C_{THI}}$$

$$[0040] \quad W_i \Big|_{i=3} W_{FI} = \frac{I_{FI}}{I_{FI} + I_{THI}}$$

$$[0041] \quad W_{FI} = \text{sigmf}(\hat{W}_{FI}, [a, 0.5]) = \frac{1}{1 + e^{-a(\hat{W}_{FI} - 0.5)}}$$

[0042] 5) 融合及扫描转换

[0043] 根据步骤 4) 计算得到的基波信号和谐波信号的权值, 对基波和组织谐波包络融合, $\text{envelope}_{\text{fusion}} = W_{FI} \times \text{envelope}_{FI} + W_{THI} \times \text{envelope}_{THI}$, 再经过扫描转换, 得到融合后的图像。

[0044] 本发明与现有技术相比的有益效果

[0045] 本发明医用超声基波和谐波融合的图像优化方法利用二次组织谐波图像中场图像质量较好特征, 用纹理分析和归一化协方差系数的方法分析图像质量, 进而把基波信号和谐波信号融合, 使传统的基波图像中场质量提高。

附图说明

[0046] 图 1 是基波和 10 倍谐波在横向分布曲线;

[0047] 图 2 是基波信号和谐波信号强度随深度变化曲线;

[0048] 图 3 是本发明医用超声基波和谐波融合的图像优化方法流程图;

[0049] 图 4 是肝脏的图像, 其中图 4a 是基波图像, 图 4b 是组织谐波图像, 图 4c 是融合后的图像;

[0050] 图 5 是肾脏的图像, 其中图 5a 是基波图像, 图 5b 是组织谐波图像, 图 5c 是融合后的图像。

具体实施方式

[0051] 下面结合附图和具体实施方式对本发明的技术方案作进一步说明。

[0052] 一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法, 包括如下步骤:

[0053] 1) 获取基波和谐波包络数据

[0054] 探头交替发送中心频率为 $2f_0$ 和 f_0 信号, 对于中心频率 $2f_0$ 的信号, 直接采用中心频率为 $2f_0$ 基波信号, 经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号, 对于中心频率为 f_0 的信号, 探头接收的是中心频率为 $2f_0$ 的信号, 采用高通滤波器滤掉中心频率为 f_0 的基波成分, 保留频率为 $2f_0$ 的谐波成分, 然后再经过正交调制、低通滤波、包络检测、log 压缩处理得到包络信号; 因组织谐波信号相对基波信号较弱, 在对数压缩时, 组织谐波信号的增益补偿要比基波信号的增益补偿大 10 到 15DB。

[0055] 2) 根据超声图像形成特性 (图像聚焦深度, 中心频率, 点扩散函数 (Point Spread Function, PSF), 视觉感知最小区分对比度大小等), 设定窗口的大小;

[0056] 根据当前采集图像系统设定的聚焦深度, 超声频率, 计算斑点单元大小:

$$[0057] \quad S_{cx} = 0.87 \lambda z/D$$

$$[0058] \quad S_{cz} = 0.91 C_0 / \Delta f$$

[0059] 式中, S_{cx} , S_{cz} , 分别为横向单元大小与纵向单元的大小, λ 是波长, $\lambda = C_0 / Fc$,

z 为聚焦深度, D 是超声波束形成时所激活的探头孔径, C_0 是声速, (例如, $1.54\text{mm}/\mu\text{s}$), F_c 是中心频率, $F_c = 2f_0$, Δf 通过 $F_c \times \text{bandwidth}$ 计算, “bandwidth” 是带宽, 以探头发射频率为基础的一个分数 (例如 80%), 计算纹理分析时窗口大小为 2×2 斑点单元;

[0060] 3) 求组织谐波信号的协方差, 计算 SNR

[0061] 根据实验证明, 对于包络数据, 协方差系数与包络数据的 SNR 正相关关系, 且 SNR = 0dB 时, 协方差系数 $ncc = 0.35$, 取相邻两帧组织谐波包络数据, 对每一对滑动窗口求归一化的协方差系数, 如果 $ncc < 0.35$, 则组织谐波图像信号太弱, 不参与融合; 如果 $ncc > 0.35$, 则进入下一步;

$$[0062] \quad \text{协方差计算公式: } ncc(x, y) = \frac{\langle x - \bar{x}, y - \bar{y} \rangle}{\sqrt{\langle x - \bar{x}, x - \bar{x} \rangle \times \langle y - \bar{y}, y - \bar{y} \rangle}}$$

$$[0063] \quad \text{其中, } \langle x, y \rangle = \sum_{i=i_0-R}^{i=i_0+R} \sum_{j=j_0-R}^{j=j_0+R} x(i, j) \cdot y(i, j)$$

[0064] 4) 对组织谐波信号和基波信号纹理分析, 分别计算组织谐波信号和基波信号的权值

[0065] 根据实验证明, 纹理因子能够稳定的反映图像质量。本发明中使用和差直方图的纹理分析方法。对每个滑动的窗口, 分别求出基波信号和谐波信号的和差直方图, 然后求出和差直方图的纹理因子 E (能量), I (熵), C (对比度), 再根据因子求基波信号和谐波信号的权值

[0066] 和差直方图

$$[0067] \quad H_s(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) \mid y_{k,l} + y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0068] \quad H_d(i, d_x, d_y) = \text{Card} \{(k, l) \mid y_{k,l} - y_{k+d_x, l+d_y} = i\}$$

$$[0069] \quad N = \text{Card} \{D\} = \sum_i H_s(i) = \sum_j H_d(j)$$

$$[0070] \quad \hat{P}_s(i) = H_s(i) / N; \quad i = (2, \dots, 2G)$$

$$[0071] \quad \hat{P}_d(i) = H_d(i) / N; \quad i = (-G+1, \dots, G-1)$$

[0072] 本发明中, 取滑动窗口的大小由第二步求得 $2S_{cx} \times 2S_{cz}$, 和差直方图的距离 $d = 2$, 和差直方图的方向为 $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ 和 135° , 每对滑动窗口, 分别计算四个方向的和差直方图, 各个方向和差直方图的纹理因子对应求平均;

[0073] 纹理因子

$$[0074] \quad E = \sum_i P_s(i)^2 + \sum_j P_d(j)^2$$

$$[0075] \quad I = -\sum_i P_s(i) \log P_s(i) - \sum_j P_d(j) \log P_d(j)$$

$$[0076] \quad C = \sum_j j^2 P_d(j)$$

[0077] 根据纹理因子计算基波信号和组织谐波信号的权值, 然后在用隶属 sigmf 函数对权值加强, 可以调节 sigmf 函数的参数 a 来选择权值的不同加强程度, 基波信号和谐波信号的权值满足 $W_{FI} + W_{THI} = 1$;

$$[0078] \quad \hat{W}_{FI} = \begin{cases} w_i & \text{s.t. } |w_i - 0.5| = \max_i (|W_i - 0.5|) \quad ncc > \mu \\ 1 & ncc \leq \mu \end{cases}$$

$$[0079] \quad W_i |_{i=1} = W_{FI_E} = \frac{E_{THI}}{E_{FI} + E_{THI}}$$

$$[0080] \quad W_i |_{i=2} = W_{FI_C} = \frac{C_{FI}}{C_{FI} + C_{THI}}$$

$$[0081] \quad W_i |_{i=3} = W_{FI_I} = \frac{I_{FI}}{I_{FI} + I_{THI}}$$

$$[0082] \quad W_{FI} = \text{sigmf}(\hat{W}_{FI}, [a, 0.5]) = \frac{1}{1 + e^{-a(\hat{W}_{FI} - 0.5)}}$$

[0083] 5) 融合及扫描转换

[0084] 根据步骤 4) 计算得到的基波信号和谐波信号的权值, 对基波和组织谐波包络融合, $\text{envelope}_{\text{fusion}} = W_{FI} \times \text{envelope}_{FI} + W_{THI} \times \text{envelope}_{THI}$, 再经过扫描转换, 得到融合后的图像。

[0085] 针对本发明技术方案的部分还有以下两种替代方案

[0086] 方案一、针对步骤 1) 中基波和谐波信号获取部分, 可以使用超声探头发送一次中心频率为 f_0 的信号, 通过不同的滤波器分别得到频率为 f_0 的基波信号和频率为 $2f_0$ 的谐波信号, 利用这两种信号进入下一步融合。这种方案提高了帧频。

[0087] 方案二、针对谐波信号的获取部分, 替代方案为: 连续两次发送频率为 f_0 的信号相加得到频率为 $2f_0$ 的谐波信号, 其中两次发送的频率为 f_0 的信号相位相差 π , 相加后 $2f_0$ 的谐波信号加强, 频率为 f_0 的基波部分和奇次谐波部分正负抵消。这种方案的优点是谐波信号信噪比提高且去除基波部分更干净, 缺点是, 因为发送两次才能得到一帧谐波信号, 所以帧频降低。

[0088] 以上所述, 仅为本发明较佳的具体实施方式, 本发明的保护范围不限于此, 任何熟悉本技术领域的技术人员, 在本发明披露的技术范围内, 可显而易见地得到的技术方案的简单变换或等效替换均落入本发明的保护范围内。

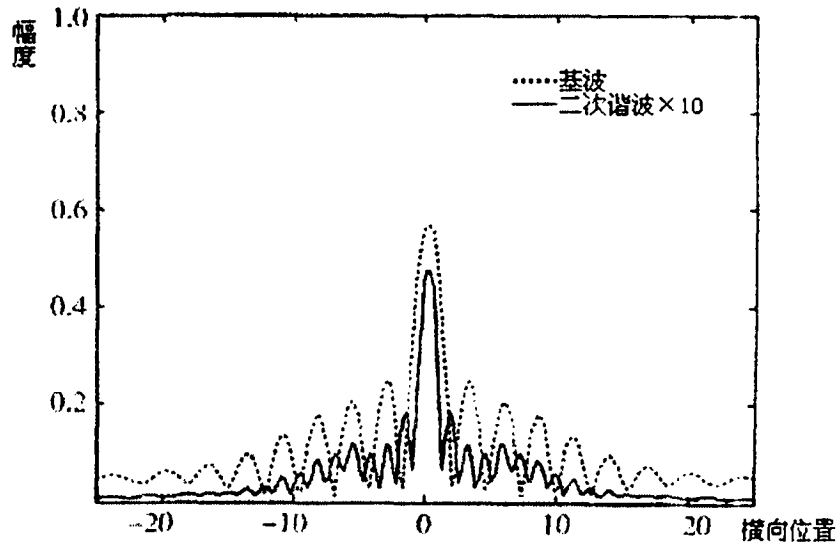


图 1

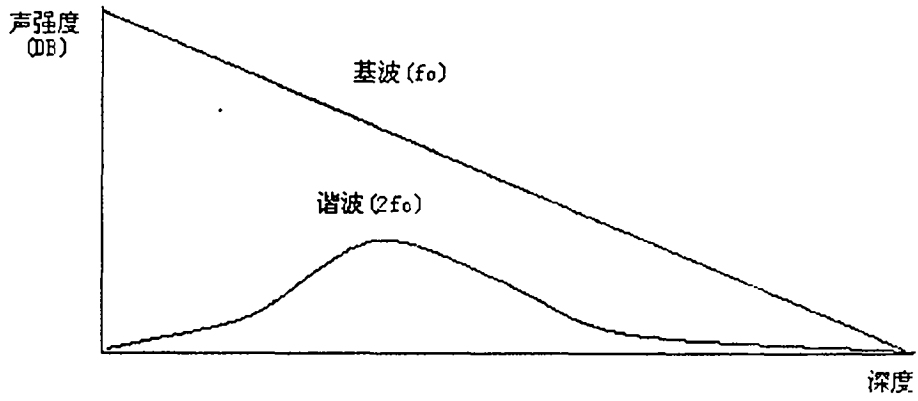


图 2

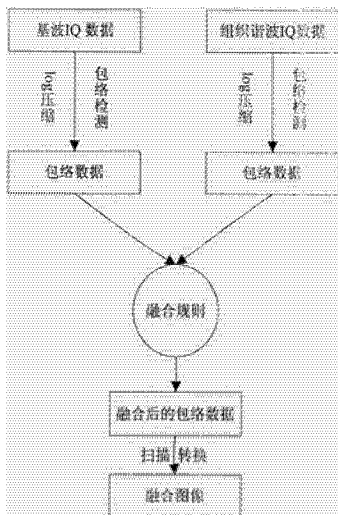


图 3

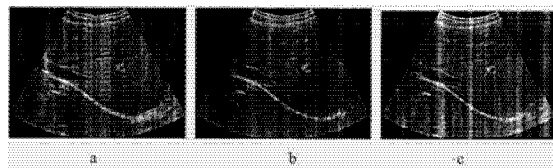


图 4

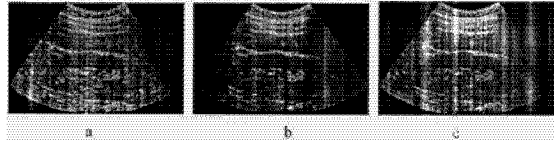


图 5

专利名称(译)	一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法		
公开(公告)号	CN103202713B	公开(公告)日	2014-12-03
申请号	CN201310036816.5	申请日	2013-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
[标]发明人	李国梁 刘西耀 刘东权		
发明人	李国梁 刘西耀 刘东权		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103202713A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种医用超声基波和谐波融合的图像优化方法。本发明设计基于纹理分析和归一化协方差系数的方法，把对数压缩后的超声基波和组织谐波包络信号结合，然后经过扫描转换得到融合图像，发挥两者优势，提高图像质量。

