



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104720850 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201310719832. 4

(22) 申请日 2013. 12. 23

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 储霞 桑茂栋

(74) 专利代理机构 深圳汇智容达专利商标事务所(普通合伙) 44238

代理人 潘中毅 熊贤卿

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

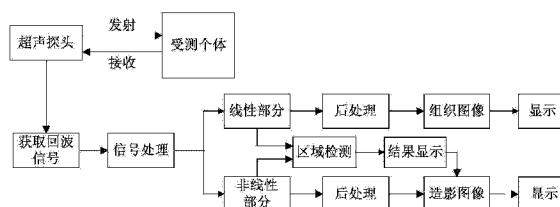
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法

(57) 摘要

本发明提供了一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法,所述造影图像的区域检测方法包括:获取超声造影成像过程中的组织信号和造影信号;对组织信号和造影信号分别进行预处理;将预处理后的组织信号和造影信号进行比较处理;通过阈值分割的方式将比较处理后形成的图像分割成为造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域;将造影图像上对应的位置分别标记为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域。本发明一方面大大提高了超声造影图像的 CTR,有利于临床观察;另一方面增强了造影剂的信号,使超声造影时注入的造影剂量可以大大降低,有效降低了检查成本。



1. 一种造影图像的区域检测方法,其特征在于,包括:
获取超声造影成像过程中的组织信号和造影信号;
将所述组织信号和造影信号进行比较处理,获取比较处理后形成的图像的信号值的直方分布图;
通过直方分布图确定造影剂信号和组织残留信号的阈值,并通过阈值分割的方式将比较处理后形成的图像分割成为造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域。
2. 根据权利要求1所述的造影图像的区域检测方法,其特征在于,所述组织信号和造影信号分别为超声造影成像过程中的回波信号的线性成分和非线性成分。
3. 根据权利要求1所述的造影图像的区域检测方法,其特征在于,所述将预处理后的组织信号和造影信号进行比较处理的方法为:将造影图和组织图上相同位置的信号相减或相除。
4. 根据权利要求1所述的造影图像的区域检测方法,其特征在于,通过直方分布图确定造影剂信号和组织残留信号的阈值的方法为:
找到直方分布图的较小峰值和较大峰值;
将较小峰值左右2个或3个标准差的范围作为组织残留的分布区间,将较大峰值左右2个或3个标准差的范围作为造影剂的分布区间;
取组织残留分布区间的上限和造影剂分布区间的下限对应信号值的中值作为造影剂信号和组织残留信号的阈值。
5. 根据权利要求1所述的造影图像的区域检测方法,其特征在于,通过直方分布图确定造影剂信号和组织残留信号的阈值的方法为:
找到直方分布图的较小峰值和较大峰值;
将较小峰值和较大峰值之间的波谷值作为造影剂信号和组织残留信号的阈值。
6. 根据权利要求1所述的造影图像的区域检测方法,其特征在于,在将所述组织信号和造影信号进行比较处理的步骤之前还包括:对所述组织信号和造影信号分别进行预处理。
7. 一种造影图像的显像方法,其特征在于,包括:
使用权利要求1至6任一所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;
将造影剂区域和组织残留区域分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。
8. 一种造影图像的显像方法,其特征在于,包括:
使用权利要求1至6任一所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;
将造影剂区域、组织残留区域和噪声区域分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。
9. 一种造影图像的显像方法,其特征在于,包括:
使用权利要求1至6任一所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;
将造影剂区域、组织残留区域、噪声区域和原始造影信号分别乘以不同的系数后,组合

成新的造影图像进行显示。

10. 一种造影图像的显像方法,其特征在于,包括:

使用权利要求 1 至 6 任一所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;

将造影剂区域、组织残留区域和原始造影信号分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。

11. 一种超声造影成像方法,其特征在于,包括:

通过超声探头发射超声波到受测个体,并获取回波信号;

对回波信号进行处理,提取回波信号的线性成分和非线性成分;

分别对回波信号的线性成分和非线性成分进行多个环节的后处理,分别生成组织图像和造影图像,并显示;

使用权利要求 1 至 6 任一所述的造影图像的区域检测方法对造影图像进行区域检测。

一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声造影成像技术,具体涉及一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法。

背景技术

[0002] 超声成像是目前比较成熟的无创检测方式,相比于CT和MRI(Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像),超声诊断的辐射少,费用便宜,操作方便等优势使得超声诊断成为临床的首要检查手段。

[0003] 超声造影是利用造影剂使散射回声增强,可以有效提高超声诊断的分辨力、敏感性和特异性。超声造影成像技术的核心是如何提取回波信号中的造影剂回波成分并抑制组织的回波成分。目前,以非线性检测方法进行造影剂微泡的成像是目前超声造影的主要方法。

[0004] 然而,采用现有技术中的超声造影方法,检测到的造影剂信号中难免混入组织成分。

[0005] 一是由于系统电路本身的相消性能,理论上两个幅度、频率一样,相位相差 180 度的波形相加为 0,然而实际电路中发射的正向脉冲和与正向脉冲相位相差 180 度的反向脉冲并不是完全对称的,导致正、反向脉冲相加后和不为 0,也就是正、反向脉冲相消后不为 0。相消性影响造影图像的 CTR(contrast to tissue ratio,造影组织比),CTR 是衡量造影图像质量好坏的一个重要标准,系统相消性能越好 CTR 越高,造影剂和组织的差距越大,图像表现就是组织显影更弱,造影剂图像的层次更清晰。相反,系统的相消性越差 CTR 越差,造影剂和组织的差距越小,即造影图像中残留的组织成分越多,造影图像的对比分辨力越差。

[0006] 二是由于组织也会产生非线性成分,无论 MI(Mechanical Index,机械指数)多低,组织中都会有少量的谐波成分存在,非线性检测时包含了组织的非线性成分。

[0007] 三是由于信号太大,每个系统都有自身的相消性能,小信号相消后信号小,强信号相消后的组织残留也很强,强的组织残留使得造影信号和组织残留无法区分。

[0008] 四是由于饱和,非线性检测方法中用到幅度调制,发射几个振幅不同的脉冲,接收时根据高和低脉冲间的振幅比例将低幅回波信号重新调节,并与高幅回波信号相减,这样能消除组织的基波信号;饱和使高、低幅信号不满足比例关系,导致组织的线性成分无法相消,残留在造影图像中。

[0009] 五是由于运动,运动导致几次发射波形的相位、幅度不满足线性相消条件,使得线性组织成分消除留在造影图像中。所以,在目前的超声造影成像中,都无法避免组织残留的存在。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于,提供一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方

法,以非线性基波造影图像为基础,结合非线性基波和线性基波信息,精确地识别区分非线性基波造影图像中的造影剂区域、组织残留和噪声区域,并进一步抑制组织残留,增强造影剂信息,进而提高造影图像的 CTR。

[0011] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0012] 一种造影图像的区域检测方法,包括:

[0013] 获取超声造影成像过程中的组织信号和造影信号;

[0014] 将所述组织信号和造影信号进行比较处理,获取比较处理后形成的图像的信号值的直方分布图;

[0015] 通过直方分布图确定造影剂信号和组织残留信号的阈值,并通过阈值分割的方式将比较处理后形成的图像分割成为造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域。

[0016] 一种造影图像的显像方法,包括:

[0017] 使用以上所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;

[0018] 将造影剂区域和组织残留区域分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。

[0019] 一种造影图像的显像方法,包括:

[0020] 使用以上所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;

[0021] 将造影剂区域、组织残留区域和噪声区域分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。

[0022] 一种造影图像的显像方法,包括:

[0023] 使用以上所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;

[0024] 将造影剂区域、组织残留区域、噪声区域和原始造影信号分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。

[0025] 一种造影图像的显像方法,包括:

[0026] 使用以上所述的方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域;

[0027] 将造影剂区域、组织残留区域和原始造影信号分别乘以不同的系数后,组合成新的造影图像进行显示。

[0028] 一种超声造影成像方法,包括:

[0029] 通过超声探头发射超声波到受测个体,并获取回波信号;

[0030] 对回波信号进行处理,提取回波信号的线性成分和非线性成分;

[0031] 分别对回波信号的线性成分和非线性成分进行多个环节的后处理,分别生成组织图像和造影图像,并显示;

[0032] 使用以上所述的造影图像的区域检测方法对造影图像进行区域检测。

[0033] 本发明提供的一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法,一方面大大提高了超声造影图像的 CTR,有利于临床观察;另一方面增强了造影剂的信号,使超声造影时注入的造影剂量可以大大降低,有效降低了检查成本。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明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,下面描述中的附图仅仅是本

发明的一些实施例,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。

[0035] 图 1 为实施例一的第一种实现方式的处理流程示意图。

[0036] 图 2 为实施例一的第二种实现方式的处理流程示意图。

[0037] 图 3 为实施例一的第三种实现方式的处理流程示意图。

[0038] 图 4 为实施例二的处理流程示意图。

[0039] 图 5 为实施例二中造影信号和组织信号相除后形成的图像的信号值的直方分布图。

[0040] 图 6 为实施例三的一种实现方式的处理流程示意图。

[0041] 图 7 为实施例三的另一实现方式的处理流程示意图。

具体实施方式

[0042] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0043] 实施例一

[0044] 如图 1 至图 3 所示,本发明实施例提供的一种超声造影成像方法,具体包括以下步骤:

[0045] S101、通过超声探头发射超声波到受测个体,并获取回波信号;

[0046] S102、对回波信号进行处理,提取回波信号的线性成分和非线性成分;

[0047] S103、分别对回波信号的线性成分和非线性成分进行多个环节的后处理,分别生成组织图像和造影图像,并显示;

[0048] S104、对造影图像进行区域检测。

[0049] 具体地,在 S101 中,受测个体一般是人体,超声波在人体传播过程中经过反射、折射和散射(主要是反射),带有人体组织解剖特征的回波又传播回超声探头,超声探头把接收到的回波转换成电信号,即回波信号。

[0050] 回波信号包含很多信息,在 S102 中,需要对回波信号进行处理,提取有用的信息,主要包括波束合成和通过各种不同的滤波器提取不同的信号成分。在超声造影成像过程中,往往需要提取两种不同的信号,一种回波信号的线性成分,反映了组织解剖特征,又称为组织信号;另一种是回波信号的非线性成分,反映造影剂微泡的信息,又称为造影信号。在本发明实施例中,所述线性成分为线性基波信号,所述非线性成分为非线性基波信号。

[0051] 线性成分还需要经过后处理才能得到最终的组织图像,在 S103 中,线性成分的后处理主要包括解调、求包络、动态范围变换等几个环节;同样的,非线性成分也要经过后处理才能得到最终的造影图像,在 S103 中,非线性成分的后处理环节可以与线性成分的类似,只是处理时参数的选择不同。

[0052] 在 S104 中,首先比较线性成分(线性基波信号)和非线性成分(非线性基波信号),接着利用阈值分割的方法将比较后的图像分割成造影剂、组织残留和噪声三个区域,最后在原造影图像对应的位置标记造影剂、组织残留和噪声三个区域,实现了将非线性基波的

造影图像分成组织残留、造影剂和噪声三个区域,精确地检测了造影剂微泡信息。其中,所述线性成分和非线性成分既可以是经过后处理后生成的组织图像和造影图像,如图 1 所示;也可以是后处理过程中某一相同环节的中间信号,如图 2 所示;还可以是根据回波信号获得的初始线性基波信号和非线性基波信号,如图 3 所示。

[0053] 具体地,对造影图像进行区域检测的方法将在实施例二中进行详述。

[0054] 作为改进,如图 3 所示,本发明实施例还包括:S105、将 S104 的区域检测结果显示到造影图像上,即将造影剂、组织残留和噪声三个区域的分割情况显示到造影图像上。所述 S105 不是超声造影成像的必须步骤,可根据实际的应用需求决定是否进行。

[0055] 实施例二

[0056] 本发明实施例提供了一种造影图像的区域检测方法,其适用于非线性基波造影图像、二次谐波造影图像,以及其他任何非线性检测技术形成的造影图像。

[0057] 如图 4 所示,本发明实施例提供的一种造影图像的区域检测方法包括以下步骤:

[0058] S201、获取超声造影成像过程中的组织信号和造影信号;

[0059] S202、对组织信号和造影信号分别进行预处理;

[0060] S203、将预处理后的组织信号和造影信号进行比较处理,获取比较处理后形成的图像的信号值的直方分布图;

[0061] S204、通过直方分布图确定造影剂信号和组织残留信号的阈值,并通过阈值分割的方式将 S203 中比较处理后形成的图像分割成为造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域;

[0062] S205、将造影图像上对应造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域的位置分别标记为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域。

[0063] 在 S201 中,所述组织信号和造影信号分别为超声造影成像过程中的回波信号的线性成分和非线性成分。具体地,所述组织信号既可以是超声造影成像过程中的回波的线性基波信号,也可以是根据线性基波信号进行后处理得到的组织图像,还可以是后处理过程中任何一个环节的中间信号;所述造影信号既可以是超声造影成像过程中的回波的非线性基波信号,也可以是根据非线性基波信号进行后处理得到的造影图像,还可以是后处理过程中任何一个环节的中间信号。需要注意的是,根据实施例一所述,后处理主要包括解调、求包络、动态范围变换等几个环节;因此,当组织信号和造影信号为后处理过程中的中间信号时,两者应来自于后处理中相同的环节。

[0064] 在 S202 中,预处理的主要步骤是去噪,目的是还原信号自身大小,避免 TGC (Time Gain Compensate, 时间增益补偿) 及噪声对后续处理带来影响。需要注意的是,对应 S201 中不同环节来源的组织信号和造影信号,去噪的方式是不同的。

[0065] 在 S203 中,所述比较处理的实现方式有两种,一种是将造影信号和组织信号中相同位置的信号相除,可以是造影信号除以组织信号,也可以是组织信号除以造影信号;另一种是将造影信号和组织信号中相同位置的信号相减,可以似乎造影信号减去组织信号,也可以是组织信号减去造影信号。本发明实施例中,采用造影信号和组织信号相除的比较处理方式。如图 5 所示,为造影信号和组织信号相除后形成的图像的信号值的直方分布图。由于在 S2 的预处理中去噪后噪声信号大都为零,不能相除;因此在获取直方分布图时,需将信号值为零的噪声信号进行量化处理,最终,噪声的信号值是图 5 中的 -60dB 的信号。

[0066] 从图 5 可以看出,比较处理后形成的图像的信号分布由两个波峰和一个波谷组成,其中一个波峰峰值较大,另一个波峰峰值较小。图 5 的直方图近似为由两个正态分布组成,一个是峰值较小的分布中心在 -40dB 的组织残留的正态分布,另一个是峰值较大的分布中心在 -15dB 的造影剂信号的正态分布。对于不同的图像内容,分布区间会有差异,但基于超声造影成像的特性,这种近似两个正态分布的特征是必然的。

[0067] 在 S204 中,阈值分割的关键是找到合适的阈值范围,本发明实施例提供两种确定阈值范围的方法。

[0068] 其中,第一种方法为:找到直方分布图的较小峰值和较大峰值;将较小峰值左右 2 个或 3 个标准差的范围作为组织残留的分布区间,将较大峰值左右 2 个或 3 个标准差的范围作为造影剂的分布区间;取组织残留分布区间的上限和造影剂分布区间的下限对应信号值的中值作为造影剂信号和组织残留信号的阈值。

[0069] 第二种方法为:找到直方分布图的较小峰值和较大峰值;将较小峰值和较大峰值之间的波谷值作为造影剂信号和组织残留信号的阈值。

[0070] 根据上述两种方法确定阈值后,将 S203 中比较处理后形成的图像中信号值大于所述阈值的区域标记为造影剂作用区域,信号值小于所述阈值且大于噪声信号的区域标记为组织残留作用区域,其余区域标记为噪声作用区域。由于在 S401 中进行过说明,噪声的信号值是图 5 中的 -60dB 的信号,因此信号值小于或等于 -60dB 的区域为噪声作用区域。

[0071] 一般的造影图像中造影剂和组织残留的信号大小分布重合,无法从信号上区分造影剂和组织残留,本发明实施例中,非线性基波造影信号和线性基波组织信号进行比较处理后的形成的图像中,造影剂信号和组织残留信号的分布区域不同,用合适的阈值能分割出哪些位置是造影剂信号哪些位置是组织残留信号,再在原始的造影图像上进行同样的划分,就能将造影图像划分成造影剂、组织残留和噪声三种不同的区域。比较处理的方式不同,阈值分割的方法不同,无论相除还是相减都能实现造影剂和组织残留的分离。

[0072] 实施例三

[0073] 本发明实施例在实施例二的基础上,提供了一种造影图像的显像方法,通过控制造影图像中造影剂、组织残留和噪声的显示权重,实现提高造影剂和组织残留的对比,提高造影图像 CTR 效果,也能减弱噪声的显示,提高造影图像 SNR(Signal to Noise Ratio,信噪比)效果。

[0074] 如图 6 所示,本发明实施例提供的一种造影图像的显像方法,包括使用实施例二所述的造影图像的区域检测方法将造影图像分割为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域,还包括:将造影剂区域、组织残留区域和噪声区域分别乘以不同的系数 P_1 、 P_2 、 P_3 ,然后再组合成新的造影图像进行显示。

[0075] 其中,各系数的不同取值将带来不同的显示效果。系数大于 1,表明该成分被强调显示,系数小于 1,表明该成分被削弱显示,系数等于 0,表明该成分不被显示。如果 $P_1=P_2=P_3=1$,最终显示的效果和原始造影信号一样;如果 $P_1>P_2$,造影剂和组织残留的对比拉大,这样能达到提高图像 CTR 的效果。 P_1 、 P_2 和 P_3 的选择有很多种,为了达到不同的图像效果,可以灵活地控制 P_1 、 P_2 和 P_3 的值。

[0076] 为了呈现好的造影图像,提高图像 CTR 的效果,拉大造影剂和组织残留的对比,本发明实施例选取 $P_1>1$,提高造影剂的强度;选取 $P_2<1$,减弱组织残留的显影;选取 $P_3=1$,使

噪声更自然,不用调整图像的整体增益。通过 P1 和 P2 参数的调整,能够达到灵活控制造影图像 CTR 的效果,让医生更容易区分造影剂和组织残留,更好地根据造影图像进行诊断。

[0077] 如图 7 所示,为本发明实施例的一种改进的实现方式。其在图 6 所示的造影图像的显像方法的基础上,增加了原始造影信号的显示权重,目的是使最终显示的造影图像更加自然。同样,可以灵活地控制 P1、P2、P3 和 P4 的值,达到不同的图像显示效果。当 $P4=0$,则图像显示效果与图 6 一样;只要 $P4 \neq 0$,则组织残留必然会被显示。根据反复的试验证明,为了提高图像 CTR 的效果,使造影图像更加自然,优选的一组权重值为: $P2=P3=0$, $P1+P4 > 1$, $0 < P4 < 1$ 。

[0078] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

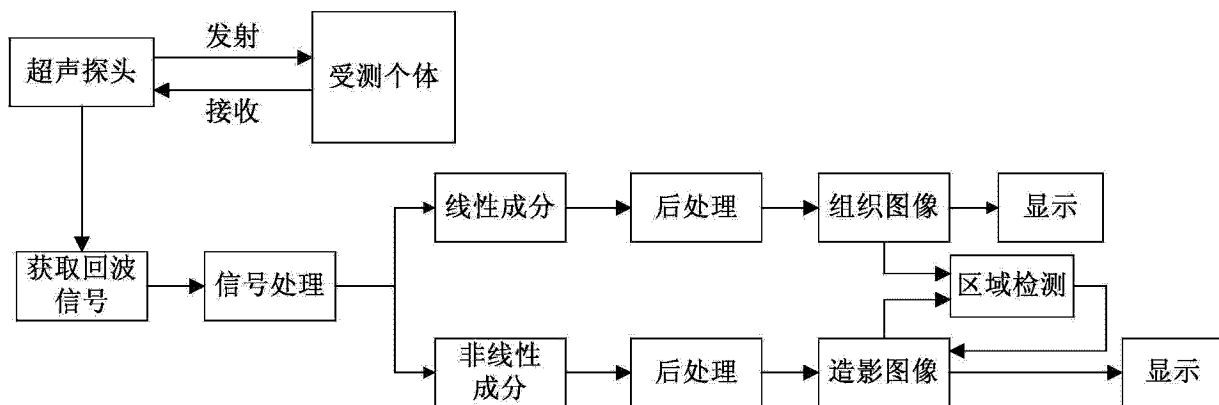


图 1

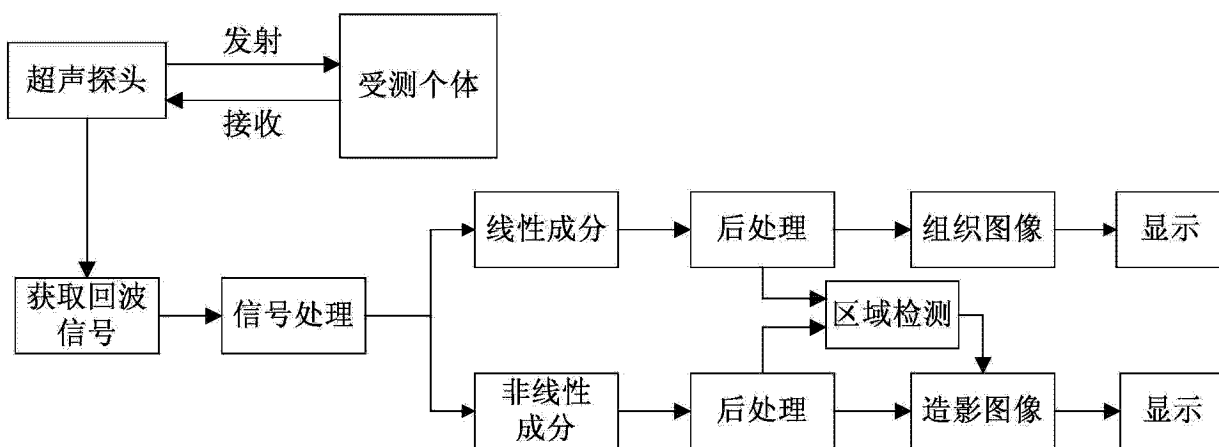


图 2

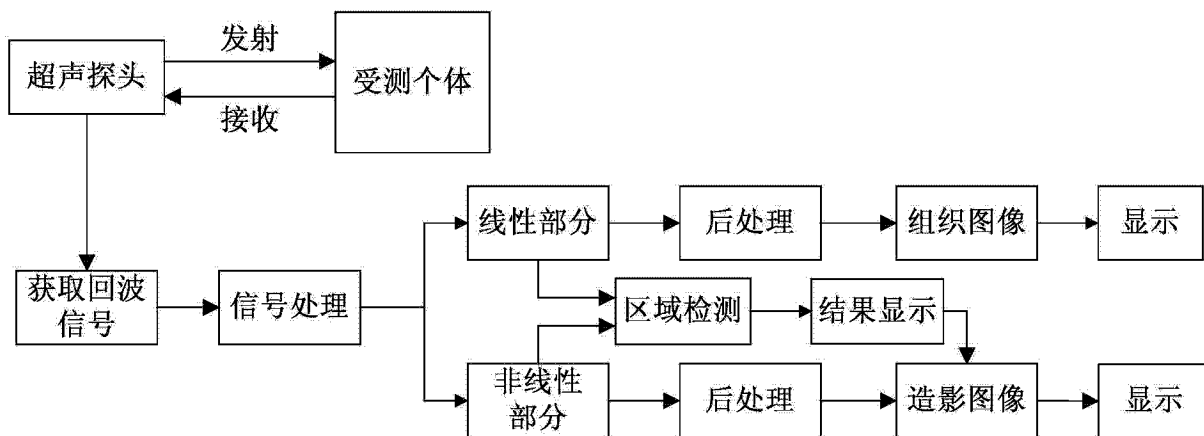


图 3

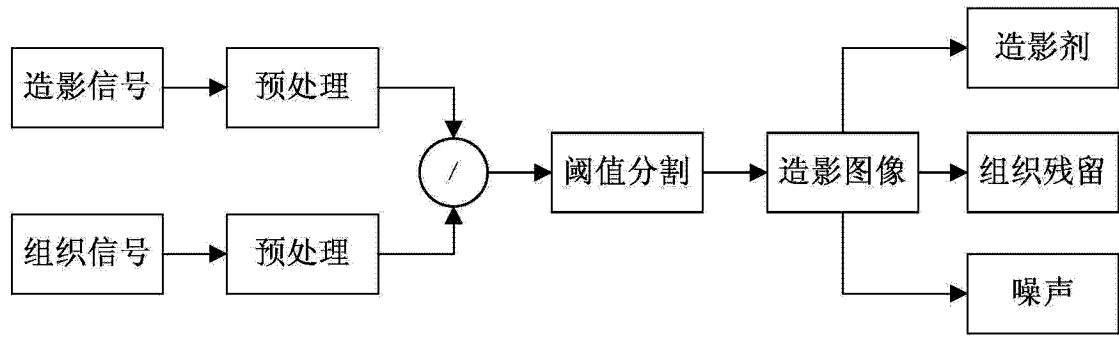


图 4

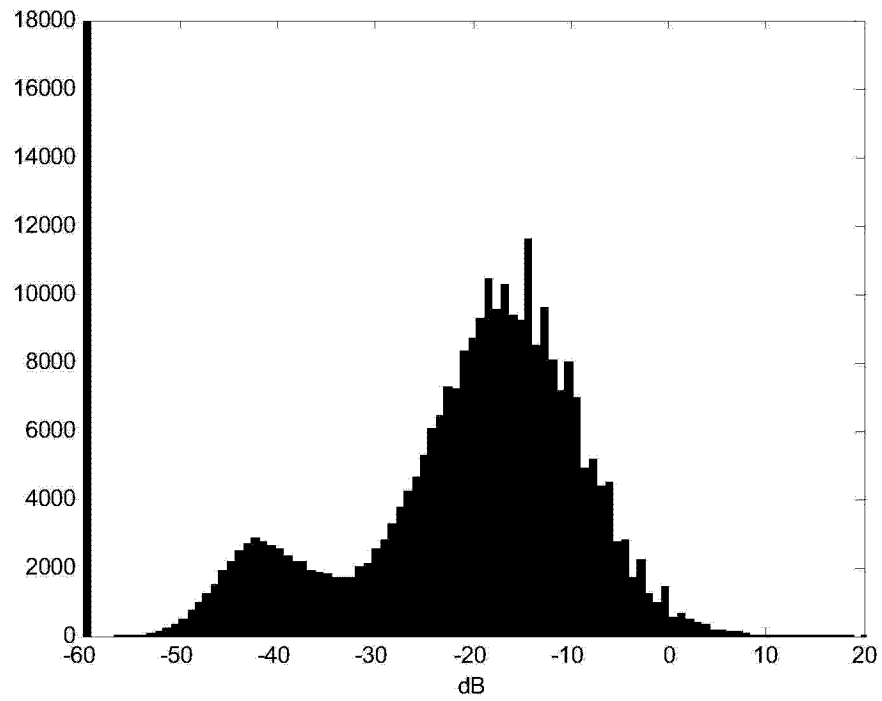


图 5

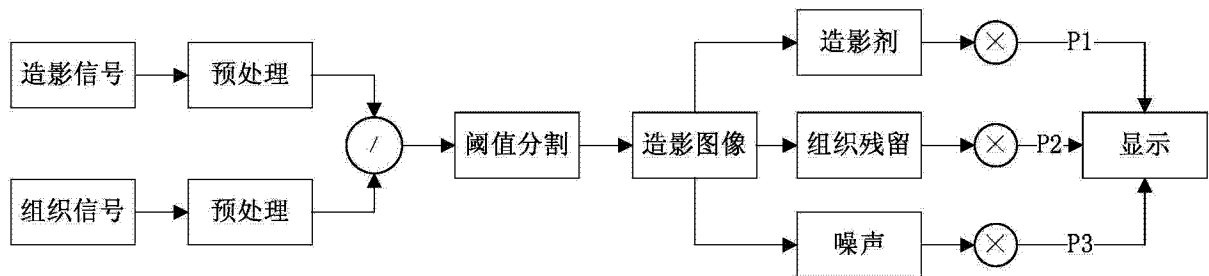


图 6

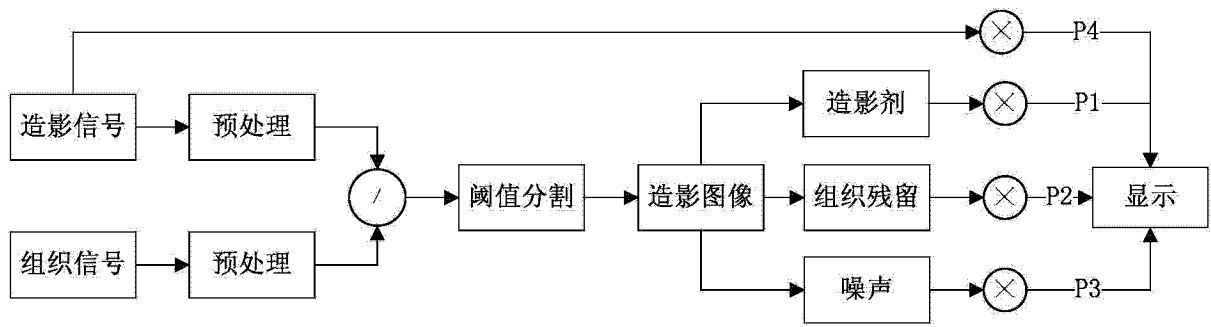


图 7

专利名称(译)	一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法		
公开(公告)号	CN104720850A	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201310719832.4	申请日	2013-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	储霞 桑茂栋		
发明人	储霞 桑茂栋		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52077 A61B8/481 A61B8/5207 G01S7/52039 G06T7/11 G06T7/136 G06T2207/10132 G06T2207/30004 A61B8/08 A61B8/5269 A61B8/5292		
其他公开文献	CN104720850B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声造影成像方法及造影图像的区域检测、显像方法，所述造影图像的区域检测方法包括：获取超声造影成像过程中的组织信号和造影信号；对组织信号和造影信号分别进行预处理；将预处理后的组织信号和造影信号进行比较处理；通过阈值分割的方式将比较处理后形成的图像分割成为造影剂作用区域、组织残留作用区域和噪声作用区域；将造影图像上对应的位置分别标记为造影剂区域、组织残留区域和噪声区域。本发明一方面大大提高了超声造影图像的CTR，有利于临床观察；另一方面增强了造影剂的信号，使超声造影时注入的造影剂量可以大大降低，有效降低了检查成本。

