



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106971055 A

(43)申请公布日 2017.07.21

(21)申请号 201610019521.0

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2016.01.12

(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1-4层

申请人 北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司

(72)发明人 桑茂栋 丛龙飞

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 吴英

(51)Int.Cl.

G06F 19/00(2011.01)

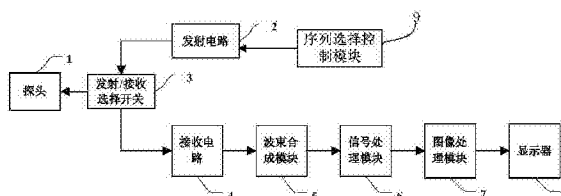
权利要求书4页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

超声造影成像方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种超声造影成像方法和系统，其系统包括：探头1，发射电路2，所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一脉冲序列和第二脉冲序列；接收电路4，所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一脉冲序列的超声回波、获得第一组超声回波信号，接收所述第二脉冲序列的超声回波、获得第二组超声回波信号；信号处理模块，根据所述第一组超声回波信号、第二组超声回波信号提取回波信号分量。本发明提出一种新的造影成像发射控制方法，提高软件分析工具的配准成功率。



1. 一种超声造影成像方法,其包括:
 - 向目标区域发射第一脉冲序列;
 - 接收从所述目标区域反射的所述第一脉冲序列的超声回波,获得第一组超声回波信号;
 - 向所述目标区域发射第二脉冲序列,其中所述第二脉冲序列的信号能量高于所述第一脉冲序列,或者所述第二脉冲序列的频率高于所述第一脉冲序列;
 - 接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号;
 - 根据所述第一组超声回波信号,提取第一回波信号分量;
 - 根据所述第二组超声回波信号,提取第二回波信号分量;
 - 根据所述第一回波信号分量和第二回波信号分量,生成所述目标区域的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,接收所述第二脉冲序列获得的第二组超声回波信号,用于生成至少一帧超声图像。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
 - 接收用户输入的序列选择指令;
 - 根据所述序列选择指令,控制从发射所述第一脉冲序列的过程切换至发射所述第二脉冲序列的过程,直至接收所述第二脉冲序列获得的第二组超声回波信号可用于生成至少一帧超声图像。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第一脉冲序列包括两个或多个不同幅度的发射脉冲;和/或所述第二脉冲序列包括一个或多个不同相位的发射脉冲。
5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,根据所述序列选择指令,在基于所述第一脉冲序列获得一帧超声图像之后,插入发射所述第二脉冲序列的发射过程。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第一脉冲序列采用低机械指数的超声发射方式发射。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向目标区域发射第一脉冲序列,接收从所述目标区域反射的所述第一脉冲序列的超声回波,获得第一组超声回波信号的步骤包括:
 - 向目标区域发射第一脉冲;
 - 接收从所述目标区域反射的所述第一脉冲的超声回波,获得第一超声回波信号;
 - 向目标区域发射第二脉冲;
 - 接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲的超声回波,获得第二超声回波信号;
 - 向目标区域发射第三脉冲;
 - 接收从所述目标区域反射的所述第三脉冲的超声回波,获得第三超声回波信号;
 - 根据第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号,获得所述第一组超声回波信号,其中,所述第二脉冲的幅度权重与所述第一脉冲和所述第三脉冲的幅度权重之和大小相等;
 - 其中,所述根据所述第一组超声回波信号,提取第一回波信号分量中包括:
 - 将所述第一超声回波信号和所述第三超声回波信号求和,获得第一操作信号;
 - 将所述第二超声回波信号与所述第一操作信号拼接调制,获得第二操作信号;

通过低通滤波从所述第二操作信号中提取所述第一回波信号分量。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向目标区域发射第二脉冲序列的步骤中,通过调高发射脉冲的激励电压用以使所述第二脉冲序列的信号能量高于所述第一脉冲序列。

9. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第二脉冲序列的频率高于所述第一脉冲序列时,所述第二脉冲序列的激励电压大于或等于所述第一脉冲序列的电压。

10. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向目标区域发射第二脉冲序列,接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号的步骤中包括:

向目标区域连续发射两次信号能量高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列,接收从所述目标区域反射的第二脉冲序列的超声回波,获得两组第二组超声回波信号;

其中,所述根据所述第二组超声回波信号,提取第二回波信号分量中包括:

将两组第二组超声回波信号进行拼接调制,获得成像操作信号;

通过低通滤波从所述成像操作信号中提取非线性谐波分量形成所述第二回波信号分量。

11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向目标区域发射第二脉冲序列,接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号的步骤中包括:

向目标区域发射一个频率高于所述第一脉冲序列的第六脉冲,用以形成所述第二脉冲序列;

接收从所述目标区域反射的所述第六脉冲的超声回波,获得第六超声回波信号;

其中,所述根据所述第二组超声回波信号,提取第二回波信号分量中包括:

根据所述第六超声回波信号,提取线性基波分量形成所述第二回波信号分量。

12. 一种超声造影成像系统,其特征在于,所述系统包括:

超声探头,

发射电路,所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一脉冲序列和第二脉冲序列,其中,所述第二脉冲序列的信号能量高于所述第一脉冲序列,或者所述第二脉冲序列的频率高于所述第一脉冲序列;

接收电路,所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一脉冲序列的超声回波、获得第一组超声回波信号,接收所述第二脉冲序列的超声回波、获得第二组超声回波信号;

信号处理模块,根据所述第一组超声回波信号、第二组超声回波信号提取回波信号分量;及

图像处理模块,根据所述回波信号分量生成所述目标区域的超声图像。

13. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述系统还包括:

序列选择控制模块,用于接收用户输入的序列选择指令,并根据所述序列选择指令控制所述发射电路从发射所述第一脉冲序列的过程切换至发射所述第二脉冲序列的过程,直至接收所述第二脉冲序列获得的第二组超声回波信号可用于生成至少一帧超声图像。

14. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述第一脉冲序列包括一个或多个不同幅度的发射脉冲、和/或所述第二脉冲序列包括一个或多个不同相位的发射脉冲。

15. 根据权利要求13所述的系统,其特征在于,根据所述序列选择指令,在基于所述第一脉冲序列获得一帧超声图像之后,插入发射所述第二脉冲序列的发射过程。

16. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述第一脉冲序列包括第一脉冲、第二脉冲和第三脉冲,通过控制使得第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等;

其中,所述发射电路通过探头向所述目标区域分别发射第一脉冲、第二脉冲和第三脉冲,所述接收电路通过探头接收从所述目标区域反射的所述第一脉冲的超声回波,获得第一超声回波信号,接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲的超声回波,获得第二超声回波信号,接收从所述目标区域反射的所述第三脉冲的超声回波,获得第三超声回波信号,根据所述第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号,获得所述第一组超声回波信号。

17. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述信号处理模块包括第一求和单元、第一降采样单元、第一延时降采样单元、第一拼接单元和第一低通滤波器;

将所述第一超声回波信号和第三超声回波信号输入第一求和单元,所述第一求和单元对第一超声回波信号和第二超声回波信号求和,获得第一操作信号,获得的第一操作信号送入所述第一降采样单元,所述第一降采样单元对第一操作信号进行降采样,获得第一操作降采样信号;

所述第二超声回波信号输入所述第一延时降采样单元,所述第一延时降采样单元对第二超声回波信号进行延时降采样,获得第二超声回波降采样信号;

所述第一操作降采样信号和第二超声回波降采样信号输入所述第一拼接单元,所述第一拼接单元对所述第一操作降采样信号和所述第二超声回波降采样信号进行拼接调制,获得第二操作信号;

将所述第二操作信号送入所述第一低通滤波器,所述第一低通滤波器从该第二操作信号中提取出所需要的第一回波信号分量。

18. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述发射电路向目标区域发射激励电压高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列,用以获得信号能量高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列。

19. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述发射电路向目标区域连续发射两次信号能量高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列,所述接收电路接收从所述目标区域反射的第二脉冲序列的超声回波,获得两组第二组超声回波信号,其中,所述信号处理模块从两组第二组超声回波信号中提取非线性谐波分量,形成所述第二回波信号分量用以获得一帧超声图像;或者,

所述发射电路向目标区域发射一个频率高于所述第一脉冲序列的第六脉冲用以形成所述第二脉冲序列,所述接收电路接收从所述目标区域反射的所述第六脉冲的超声回波,获得第六超声回波信号,其中,所述信号处理模块根据所述第六超声回波信号,提取线性基波分量形成所述第二回波信号分量。

20. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述第二脉冲序列包括两个幅度相同、相位相反的第四脉冲和第五脉冲,

所述接收电路接收从上述目标区域反射的上述第四脉冲的超声回波,获得第四超声回

波信号,接收从上述目标区域反射的上述第五脉冲的超声回波,获得第五超声回波信号,根据上述第四超声回波信号和第五超声回波信号,获得一组第二组超声回波信号;其中,所述信号处理模块包括:第二降采样单元、第二延时降采样单元、第二拼接单元和第二低通滤波器;

将所述第四超声回波信号输入所述第二降采样单元,所述第二降采样单元对第四超声回波信号进行降采样,获得第二操作降采样信号;

将所述第五超声回波信号输入第二延时降采样单元,所述第二延时降采样单元对所述第五超声回波信号进行延时降采样,获得第五超声回波降采样信号;

所述第二操作降采样信号和所述第五超声回波降采样信号输入所述第二拼接单元,所述第二拼接单元对所述第二操作降采样信号和所述第五超声回波降采样信号进行拼接调制,获得第三操作信号;将所述第三操作信号送入所述第二低通滤波器,所述第二低通滤波器从该第三操作信号中提取出所需要的回波信号分量。

21. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述第一脉冲序列采用低机械指数的超声发射方式发射。

超声造影成像方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医用超声成像领域,尤其是涉及一种对目标区域进行超声造影成像方法和系统。

背景技术

[0002] 超声造影剂微泡可以增强反射回波的强度,其直径很小跟血细胞的尺寸差不多,能够随着人体血液扩散到人体的各个器官。微泡运动具有显著的非线性特征,随着基于非线性特征的超声造影成像技术的成熟,在临床上超声造影成像已经广泛应用于肿瘤的良恶性鉴别、诊断及治疗。超声造影微泡随时间的灌注表现在肝脏肿瘤的良恶性鉴别方面已经形成了统一的临床标准。近年来,随着介入超声的发展,超声造影成像技术也成为恶性肿瘤消融治疗效果评估不可或缺的工具,发挥着重要作用。对于恶性肿瘤的患者,在进行微波或射频消融等手段治疗之前,利用超声造影成像对病灶进行观察,记录肿瘤内造影剂的灌注情况并判断肿瘤的位置及大小,进而据此制定相应的消融治疗方案。进行消融治疗后,需要再次对患者进行超声造影检查,观察病灶位置的造影剂灌注情况,与术前的造影检查结果进行对比,评估消融手术的治疗效果。

[0003] 在整个过程中,医生完全依靠经验和主观判断进行造影图像的对比,而且术前术后经超声造影检查时的探头扫查面无法完全保持一致,再加上患者呼吸和心跳对数据获取的影响,都容易对医生的判断产生影响。目前有人提出,对术前术后的造影图像数据进行采集,使采集到的数据尽可能保持同一个切面,从而利用软件分析工具提供定量或半定量的对比结果,借此提高医生的诊断效率和诊断信心。然而,恶性肿瘤在术前术后进行造影检查获得的造影图像表现截然不同,术前的肿瘤内部血管活跃,造影图像中的造影剂微泡灌注丰富。而术后的肿瘤内部的活跃血管被消融后没有血供,造影图像的表现就是无灌注区。对这两种截然不同表现的病灶图像进行配准和对比时,需要借助组织参考图像进行定位。造影剂微泡在体内存活时间有限,扫查面内的超声波激励会缩短微泡的存活时间,所以目前临床上应用的超声造影成像模式,都使用低机械指数(Low MI)的超声发射激励进行造影成像,并且为了尽量提升成像的穿透力,超声激励频率会较低。但是在这种激励条件下获取的组织参考图像,其信噪比和分辨率都比较差,不利于配准算法处理。

发明内容

[0004] 基于此,有必要针对现有的采用低机械指数获取造影超声图像时配准结果不准确、成功率低的问题,提供一种新的超声造影成像方法和系统。

[0005] 一种超声造影成像方法,其包括:

[0006] 向目标区域发射第一脉冲序列;

[0007] 接收从所述目标区域反射的所述第一脉冲序列的超声回波,获得第一组超声回波信号;

[0008] 向目标区域发射信号能量高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列;

- [0009] 接收从所述目标区域反射的所述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号;
- [0010] 根据所述第一组超声回波信号,提取第一回波信号分量;
- [0011] 根据所述第二组超声回波信号,提取第二回波信号分量;
- [0012] 根据所述第一回波信号分量和第二回波信号分量,生成所述目标区域的超声图像。
- [0013] 在其中一个实施例中,一种超声造影成像系统,其包括:
- [0014] 超声探头,
- [0015] 发射电路,所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一脉冲序列和第二脉冲序列,所述第二脉冲序列的信号能量高于所述第一脉冲序列;
- [0016] 接收电路,所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一脉冲序列的超声回波、获得第一组超声回波信号,接收所述第二脉冲序列的超声回波、获得第二组超声回波信号;
- [0017] 信号处理模块,根据所述第一组超声回波信号、第二组超声回波信号提取回波信号分量;
- [0018] 图像处理模块,根据所述回波信号分量生成所述目标区域的超声图像。
- [0019] 本发明提出一种新的造影成像发射控制方法,在术前术后进行造影成像检查时可以有效地采集评估疗效所需的病灶数据,除了得到病灶的正常造影图像数据,还能够获取高质量的组织参考图像数据。使用本方法获取的数据进行对比分析,能够减少呼吸及探头扫查面轻微改变对分析结果的影响,从而提高软件分析工具的配准成功率,增加医生的临床诊断信心。

附图说明

- [0020] 图1为本发明一个实施例的对目标区域进行超声成像的装置的框图;
- [0021] 图2为本发明一个实施例的对目标区域进行超声成像的方法的流程图;
- [0022] 图3为本发明一个实施例的步骤S110和步骤S120的具体流程示意图;
- [0023] 图4为基于图3的本发明一个实施例的信号处理装置的框图;
- [0024] 图5为本发明一个实施例的非线性基波分量中对称分量和非对称分量的时域波形示意图和频谱示意图;
- [0025] 图6为本发明一个实施例的信号处理装置的框图;
- [0026] 图7为本发明一个实施例的步骤S130和步骤S140的具体流程示意图;;
- [0027] 图8为基于图7的本发明一个实施例的信号处理装置的框图;
- [0028] 图9为本发明又一个实施例的系统结构示意图;
- [0029] 图10为本发明再一个实施例的系统结构示意图;
- [0030] 图11为本发明一个实施例中的序列选择控制时序示意图。

具体实施方式

- [0031] 如图1所示,本发明实施例的对目标区域进行超声成像的装置包括:探头1、发射电路2、发射/接收选择开关3、接收电路4、波束合成模块5、信号处理模块6、图像处理模块7和显示器8。

[0032] 发射电路2将经过延迟聚焦的具有一定幅度和极性的超声脉冲通过发射/接收选择开关3发送到探头1。探头1受超声脉冲的激励,向被测机体组织的目标区域(图中未示出)发射超声波,经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有组织信息的超声回波,并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路接收探头1转换生成的电信号,获得超声回波信号,并将这些超声回波信号依次送入波束合成模块5、信号处理模块6和图像处理模块7中进行回波信号处理。

[0033] 在进行回波信号处理中,波束合成模块5对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理,然后将超声回波信号送入信号处理模块6进行相关的信号处理。经过信号处理模块6处理的超声回波信号送入图像处理模块7。图像处理模块7根据用户所需成像模式的不同,对信号进行不同的处理,获得不同模式的图像数据,然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像,如B图像,C图像,D图像等等。

[0034] 图像处理模块7生成的超声图像送入显示器8进行显示。

[0035] 在本发明一个实施例中,对包含有造影剂微泡的目标区域进行超声成像的装置的工作过程如图2所示。

[0036] 在步骤S110中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向目标区域发射第一脉冲序列;

[0037] 在步骤S120中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第一脉冲序列的超声回波,获得第一组超声回波信号;

[0038] 在步骤S130中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向目标区域发射信号能量高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列,或者发射电路2通过探头1向目标区域发射频率高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列。

[0039] 在步骤S140中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号;

[0040] 然后,执行步骤S150和步骤S160,将第一组超声回波信号和第二组超声回波信号依次通过波束合成模块5、信号处理模块6后,根据上述第一组超声回波信号提取第一回波信号分量,根据上述第二组超声回波信号提取第二回波信号分量。

[0041] 在步骤S170中,图像处理模块7中根据上述第一回波信号分量和第二回波信号分量,生成上述目标区域的超声图像。

[0042] 将上述目标区域的超声图像送入显示器8进行对比显示、参考显示等等。

[0043] 本文中的信号能量是指脉冲序列的信号能量,该能量的大小和激励电压、持续时间等因素有关。例如,一个实施例中,通过增加激励电压来获得信号能量高于第一脉冲序列的第二脉冲序列。

[0044] 此外,发射电路2通过探头1向目标区域发射频率高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列时,第二脉冲序列的激励电压可以等于第一脉冲序列的电压,或者还可以在提高频率的同时,既增加激励电压、也提高频率来获得第二脉冲序列。

[0045] 图1中的序列选择控制模块9用于接收用户即时输入的序列选择指令或者用于预先存储用户设定的序列选择指令,根据上述序列选择指令,控制发射电路从发射上述第一脉冲序列的过程切换至发射上述第二脉冲序列的过程,直至接收上述第二脉冲序列获得的第二组超声回波信号可用于生成至少一帧超声图像。可见,可以通过人为控制来实现在多

次发射上述第一脉冲序列的过程中插入,发射上述第二脉冲序列的过程,然而在一个实施例中,根据上述序列选择指令,在基于第一脉冲序列获得完整的一帧超声图像之后,插入发射第二脉冲序列的发射过程,这样可以有利于获得用以对比显示或用以精确配准的超声图像。

[0046] 下文将结合附图详细说明一下脉冲序列、超声回波信号与图像成像产生的各个具体实施例。

[0047] 上述第一脉冲序列可以包括一个或多个发射脉冲;和/或上述第二脉冲序列包括一个或多个发射脉冲。

[0048] 在发射过程中,发射脉冲均具有各自的幅度和极性。例如,第k个发射脉冲可以表示为:

$$[0049] \quad f_k(t) = a_k A(t) \cos(\omega t)$$

[0050] 其中 $A(t)$ 表示发射脉冲的包络, $\cos(\omega t)$ 表示载波频率, a_k 即表示第k个发射脉冲的幅度及极性,其中 a_k 的绝对值表示发射脉冲的幅度, a_k 的符号(即正负)表示发射脉冲的极性。

[0051] 发射超声脉冲时,发射电路2可以控制发射脉冲的幅度和极性,即控制 a_k 的取值。本文中,称 a_k 为超声脉冲的幅度权重,其绝对值为幅度权重的大小,其符号为幅度权重的方向。

[0052] 对幅度权重的方向的控制可以通过控制发射脉冲的正负极性来实现,而控制各发射脉冲的幅度权重的大小或各发射脉冲之间幅度权重的大小差异可以通过多种方式实现。例如:

[0053] 1、各发射脉冲的孔径不变,调整各发射脉冲的激励电压,使各激励电压的幅度权重与发射脉冲的幅度权重绝对值相等;

[0054] 2、各发射脉冲的激励电压不变,调整各脉冲发射孔径中阵元的数目。例如,记权重为a的脉冲发射孔径中阵元数为M,权重为(1-a)的脉冲发射孔径中阵元数为N,则权重为1的脉冲发射孔径中阵元数为(M+N);

[0055] 3、各发射脉冲的激励电压不同,发射孔径也不同,两者结合使得各发射脉冲幅度不同。

[0056] 当然,也可以用其它适宜的方法实现,本发明不限于前述的这些具体的实现方式。

[0057] 在本发明的其中一个实施例中,图2中的步骤S110和步骤S120可以基于非线性特征的超声造影成像技术对包含造影剂微泡的目标区域进行超声成像。例如,第一脉冲序列采用低机械指数的超声发射方式发射。机械指数MI(Mechanical Index)是指超声在弛张期的负压峰值(单位MPa)与探头中心频率(单位MHz)的平方根的比值,用来反映超声在人体内可能造成的空化效应和声流,从而保证安全性。具体地:

[0058] 在步骤S110中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向包含造影剂微泡的目标区域发射低机械指数的第一脉冲序列;

[0059] 在步骤S120中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第一脉冲序列的超声回波,获得第一组超声回波信号。

[0060] 第一组超声回波信号将会通过超声回波反映微泡运动的特征,而微泡运动具有显著的非线性特征,在步骤S150中根据上述第一组超声回波信号提取微泡运动的非线性特征

信号作为第一回波信号分量,实现成像。

[0061] 发射的超声脉冲被目标区域内包含微泡的组织介质反射,获得的超声回波信号同时包含线性基波分量和高次非线性分量。超声回波信号可以表示为:

$$[0062] \quad y_k(t) = \sum_{i=1} w_i [f_k(t)]^i \\ = w_1 a_k A(t) \cos(\omega t) + w_2 a_k^2 A^2(t) \cos^2(\omega t) + w_3 a_k^3 A^3(t) \cos^3(\omega t) + \dots$$

[0063] 超声回波信号中, $w_1 a_k A(t) \cos(\omega t)$ 分量称为线性基波分量, $w_2 a_k^2 A^2(t) \cos^2(\omega t)$ 分量称为二次非线性分量, $w_3 a_k^3 A^3(t) \cos^3(\omega t)$ 分量称为三次非线性分量,依次类推,还包括四次非线性分量、五次非线性分量等等非线性分量,可以统称为高次非线性分量。

[0064] 其中 w_i 为超声回波信号中线性基波分量及各高次非线性分量的系数, $i = 1, 2, 3, \dots$ 。

[0065] 所以,第 k 个超声脉冲的超声回波信号中线性基波分量的幅度因子为 $w_1 a_k$, 二次非线性分量的幅度因子为 $w_2 a_k^2$, 三次非线性分量的幅度因子为 $w_3 a_k^3$, 以此类推。

[0066] 根据三角公式

$$[0067] \quad \cos^3(\omega t) = \frac{3}{4} \cos(\omega t) + \frac{1}{4} \cos(3\omega t)$$

[0068] 超声回波信号中的三次非线性分量中,75%的能量会以基波 $\cos(\omega t)$ 的形式出现,称之为非线性基波分量,25%的能量以三次谐波分量 $\cos(3\omega t)$ 的形式出现。而在频域中,三次谐波分量已经位于超声探头的通带以外,而非线性基波分量则在探头的通带内。

[0069] 本发明实施例中,通过本发明实施例的方法和装置,可以提取出超声回波信号中的这种非线性基波分量和/或偶次非线性分量(下文详述)用于成像。

[0070] 本发明实施例的步骤S150中,根据上述第一脉冲序列的脉冲组合方式可以采用不同的信号处理过程进行上述第一回波信号分量的提取。例如,第一脉冲序列包括两个或多个不同幅度的发射脉冲,或者第一脉冲序列包括两个或多个相同幅度、不同相位的发射脉冲,或者第一脉冲序列包括两个或多个不同幅度、相同相位的发射脉冲,等等。

[0071] 在本发明的其中一个实施例中,第一脉冲序列可以包括第一脉冲、第二脉冲和第三脉冲,通过控制使得第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等。具体地,如图3所示,上述步骤S110和步骤S120可以包括以下步骤:

[0072] 步骤S111,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向包含造影剂微泡的目标区域发射第一脉冲;

[0073] 步骤S121,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第一脉冲的超声回波,获得第一超声回波信号;

[0074] 步骤S112,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向目标区域发射第二脉冲;

[0075] 步骤S122,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第二脉冲的超声回波,获得第二超声回波信号;

[0076] 步骤S113,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2通过探头1向目标区域发射第三脉冲;

[0077] 步骤S123,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4通过探头1接收从上述目标区域反射的上述第三脉冲的超声回波,获得第三超声回波信号;

[0078] 步骤S124,根据第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号,获得第一组超声回波信号。其中,第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等。

[0079] 本领域技术人员容易理解,本发明实施例中,其中第一脉冲、第二脉冲和第三脉冲的发射并接收的顺序没有限制,可以以任何次序发射并接收,例如先发射第一脉冲并接收其回波、再发射第三脉冲并接收其回波、最后发射第二脉冲并接收其回波;或者先发射第二脉冲并接收其回波、再发射第一脉冲并接收其回波、最后发射第三脉冲并接收其回波等等,在此不再一一列举。

[0080] 获得第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号后,信号处理模块6可以基于接收到的第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号提取出所需要的回波信号分量。这里的回波信号分量可以是回波信号中的非线性基波分量的非对称分量和/或偶次非线性分量。

[0081] 如前文所述,第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等。此外,第二脉冲的幅度权重的方向可以与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和的方向相同,也可以相反。还可以,第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相同,方向相反。

[0082] 例如,一个实施例中,可以使第一脉冲的幅度权重为 a ,第二脉冲的幅度权重为 1 ,第三脉冲的幅度权重为 $(1-a)$,其中 $0 < a < 1$;或者第一脉冲的幅度权重为 $(1-a)$,第二脉冲的幅度权重为 a ,第三脉冲的幅度权重为 -1 ,其中 $0 < a < 1$;第一脉冲的幅度权重为 a ,第二脉冲的幅度权重为 -1 ,第三脉冲的幅度权重为 $(1-a)$,其中 $0 < a < 1$;第一脉冲的幅度权重为 $(1-a)$,第二脉冲的幅度权重为 $-a$,第三脉冲的幅度权重为 -1 ,其中 $0 < a < 1$ 。

[0083] 为方便描述,这里以归一化的幅度权重进行了说明。本领域技术人员均了解归一化的概念,在此不再赘述。

[0084] 在一个实施例中,当第一脉冲序列中第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等,信号处理模块6基于第一超声回波信号、第二超声回波信号和第三超声回波信号提取出超声回波信号中的非线性信号作为上述第一回波信号分量用于成像的方式可参见图4所示。

[0085] 图4提供了一实施例中信号处理模块6的结构框图。本实施例中,信号处理模块包括第一求和单元611、第一降采样单元612、第一延时降采样单元614、第一拼接单元615和第一低通滤波器616。

[0086] 将第一超声回波信号和第三超声回波信号输入第一求和单元611,第一求和单元611对第一超声回波信号和第二超声回波信号求和,获得第一操作信号。获得的第一操作信号送入第一降采样单元612,第一降采样单元612对第一操作信号进行降采样,获得第一操作降采样信号。

[0087] 第二超声回波信号输入第一延时降采样单元614,第一延时降采样单元614对第二超声回波信号进行延时降采样,获得第二超声回波降采样信号。

[0088] 然后,第一操作降采样信号和第二超声回波降采样信号输入第一拼接单元615,第

一拼接单元615对第一操作降采样信号和第二超声回波降采样信号进行拼接调制,获得第二操作信号。将第二操作信号送入第一低通滤波器616,第一低通滤波器616从该第二操作信号中提取出所需要的第一回波信号分量,例如超声回波信号中所包含的非线性基波分量的非对称分量或二次非线性分量。

[0089] 下面以第一脉冲的幅度权重为 a ,第二脉冲的幅度权重为 -1 ,第三脉冲的幅度权重为 $(1-a)$ 为例具体说明信号处理模块6提取上述第一回波信号分量的过程。

[0090] 设超声发射脉冲的超声回波信号的采样率均为 F_s 。一个实施例中,处理过程如下:

[0091] (1)将第一超声回波信号和第三超声回波信号求和,获得第一操作信号。

[0092] 首先对幅度权重为 a 的第一脉冲的第一超声回波信号波和幅度权重为 $(1-a)$ 的第三超声脉冲的第三超声回波信号波求和,生成的第一操作信号记为 $S_1(n)$ 。根据

$$[0093] \quad a+(1-a)=1$$

[0094] 因此,该信号包含幅度因子为1的线性基波分量。

[0095] $S_1(n)$ 中还包含由幅度权重为 $(1-a)$ 和 a 的第三超声脉冲和第一超声脉冲产生的非线性基波,其幅度与 $w_3 \times [a^3+(1-a)^3]$ 成正比。

[0096] (2)对第一操作信号进行降采样处理,获得第一操作降采样信号。

[0097] 然后对 $S_1(n)$ 信号进行降采样处理,得到采样率为 $F_s/2$ 的第一操作降采样信号。记降采样处理后获得的第一操作降采样信号为 $T_1(n)$ 。

[0098] 一个实施例中,降采样处理可以是直接从 $S_1(n)$ 信号中每间隔一个点取值作为 $T_1(n)$ 的值,例如:取

$$[0099] \quad T_1(1)=S_1(1);$$

$$[0100] \quad T_1(2)=S_1(3);$$

[0101] ...

$$[0102] \quad T_1(n)=S_1(2*n-1);$$

[0103] 其中 $n=1,2,3,\dots,N$, N 为 $T_1(n)$ 的长度,即 $T_1(n)$ 的总数据点数。

[0104] 另一个实施例中,第一降采样单元612也可以在降采样之前先对 $S_1(n)$ 做一些预处理,例如,可以将 $S_1(n)$ 中每个点与相邻的至少一个点相加,然后将相加得到的和替换该点,然后再对预处理过的 $S_1(n)$ 每间隔一个点取值作为 $T_1(n)$ 的值。例如,也就是 $T_1(n)$ 可以取:

$$[0105] \quad T_1(1)=S_1(1)+S_1(2);$$

$$[0106] \quad T_1(2)=S_1(3)+S_1(4);$$

[0107] ...

$$[0108] \quad T_1(n)=S_1(2*n-1)+S_1(2*n);$$

[0109] 其中 $n=1,2,3,\dots,N$, N 为 $T_1(n)$ 的长度,即 $T_1(n)$ 的总数据点数。

[0110] (3)对第二超声回波信号进行延时、降采样处理,获得第二超声回波降采样信号。

[0111] 将幅度权重为1的第二脉冲的第二超声回波信号记为 $S_2(n)$,该信号包含幅度因子为 -1 的线性基波分量,以及与幅度因子

$$[0112] \quad w_3 \times (-1)^3 = -w_3$$

[0113] 成正比的非线性基波分量。

[0114] 先延时一个采样点后,再对 $S_2(n)$ 信号进行同样的降采样处理,得到采样率为 $F_s/2$ 的第二超声回波降采样信号,记为 $T_2(n)$ 。

[0115] 例如,一个实施例中,直接从 $S_2(n)$ 信号中延时一个点后每间隔一个点取值作为 $T_2(n)$ 的值,例如:取

$$[0116] \quad T_2(1) = S_2(2);$$

$$[0117] \quad T_2(2) = S_2(4);$$

[0118] ...

$$[0119] \quad T_2(n) = S_2(2n);$$

[0120] 其中 $n=1, 2, 3, \dots, N$, N 为 $T_2(n)$ 的长度,即 $T_2(n)$ 的总数据点数。

[0121] 另一个实施例中,第一延时降采样单元614也可以与 $S_1(n)$ 类似地在降采样之前先对 $S_2(n)$ 做一些预处理,例如,可以将 $S_2(n)$ 中每个点与相邻的至少一个点相加,然后将相加得到的和替换该点,然后再对预处理过的 $S_2(n)$ 延时一个点后每间隔一个点取值作为 $T_2(n)$ 的值。例如,也就是 $T_2(n)$ 可以取:

$$[0122] \quad T_2(1) = S_2(2) + S_2(3);$$

$$[0123] \quad T_2(2) = S_2(4) + S_2(5);$$

[0124] ...

$$[0125] \quad T_2(n) = S_2(2n) + S_2(2n+1);$$

[0126] 其中 $n=1, 2, 3, \dots, N$, N 为 $T_2(n)$ 的长度,即 $T_2(n)$ 的总数据点数。

[0127] (4)将第二超声回波降采样信号与第一操作降采样信号拼接调制,获得第二操作信号;

[0128] 本发明实施例中,“拼接调制”是指将两个信号的数据点相互交叉并拼接到一起构成一个新的信号。例如,一个实施例中,记第二超声回波降采样信号与第一操作降采样信号拼接调制后获得的第二操作信号为 $X_1(n)$,则 $X_1(n)$ 可以按照如下方式获得:

$$[0129] \quad X_1(1) = T_1(1);$$

$$[0130] \quad X_1(2) = T_2(1);$$

$$[0131] \quad X_1(3) = T_1(2);$$

$$[0132] \quad X_1(4) = T_2(2);$$

[0133] ...

$$[0134] \quad X_1(2n-1) = T_1(n);$$

$$[0135] \quad X_1(2n) = T_2(n);$$

[0136] 其中 $n=1, 2, 3, \dots, N$, N 为 $T_1(n)$ 和 $T_2(n)$ 的长度,即 $T_1(n)$ 和 $T_2(n)$ 中的每个的总数据点数。

[0137] 可见,拼接调制获得的第二操作信号 $X_1(n)$ 的序号为奇数的点来自于第一操作降采样信号 $T_1(n)$,序号为偶数的点来自于第二超声回波降采样信号 $T_2(n)$ 。

[0138] 获得的第二操作信号 $X_1(n)$ 中,既包含线性基波分量又包含高次项产生的非线性基波分量。第二操作信号中包含的来自 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 的线性基波信号具有相同的幅度,但具有相反的极性(180度相位差)。拼接调制后获得的第二操作信号中,线性基波分量被频率为 $F_s/2$ 的调制频率从原来的频率位置 F_0 处调制到 $F_s/2 \pm F_0$ 处;而非线性基波分量,则可分为两部分:一部分为幅度因子为 $a^3 + (1-a)^3$ 的对称分量,另一部分为幅度因子 $1 - [a^3 + (1-a)^3]$ 的非对称分量。非线性基波的对称分量在 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 均有,而非对称分量是非线性基波在 $S_1(n)$ 和 $S_2(n)$ 之间的差异,其差异与 $1 - [a^3 + (1-a)^3]$ 成正比。

[0139] 图5(A)和图5(B)分别给出一个实施例中的非线性基波分量中对称分量和非对称分量的时域波形示意图。图5(C)和图5(D)分别给出了两者的频谱。从图5(C)中可以看出,由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 产生的第二操作信号($T1(n)$ 和 $T2(n)$ 分别由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 降采样获得,因此第二操作信号也可以认为是由 $S1(n)$ 和 $S2(n)$ 产生的)的非线性基波的对称分量被调制到了 $F_s/2$ 两边,只有非线性基波的非对称分量被保留在原来频率位置 F_0 。

[0140] 因此,第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量都被调制到了 $F_s/2$ 两边,非线性基波的非对称分量被保留在原来频率位置 F_0 。此外,第二操作信号中的偶次非线性分量被保留在原来的频率位置。例如,二次非线性分量被保留在原来的频率位置 $2F_0$ 处。实际上,本发明实施例中,拼接调制后获得的操作信号中的线性分量和奇次非线性基波分量的对称分量被搬离原来的频率位置,而偶次非线性分量和奇次非线性基波分量的非对称分量,尤其是造影剂回波中的三次和更高阶奇次成分产生的非线性基波分量,仍保留在原来的频率位置。本发明实施例中,第一脉冲、第二脉冲和第三脉冲并不需要按照相互之间延时发射的方式发射。因此,本发明的实施例在不需要按照相互之间延时发射的方式发射多个超声脉冲的情况下,即可实现线性分量和奇次非线性基波分量的对称分量与偶次非线性分量和奇次非线性基波分量的非对称分量的相互分离。

[0141] (5)通过低通滤波从第二操作信号中提取所需要的信号分量,即第一回波信号分量。

[0142] 如前文所述,第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量都被调制到了 $F_s/2$ 两边,即调制到了较高的频率位置,而非线性基波的非对称分量和二次非线性分量仍然被保留在原来的频率位置处。因此,第二操作信号中的线性基波和非线性基波的对称分量被与非线性基波的非对称分量和二次非线性分量在频域中分离。此时,如图6所示,在图5所示的结构基础上增加第一低通滤波器616,通过第一低通滤波器616从第二操作信号中提取出所需要的信号分量,为非线性分量。例如,通过第一低通滤波器616从第二操作信号中提取出的信号分量可以是非线性基波的非对称分量,或者提取出偶次非线性分量,比如二次非线性分量。

[0143] (6)根据提取出的第一回波信号分量生成目标区域的图像。

[0144] 提取出所需的信号分量,比如非线性基波分量的非对称分量和/或二次非线性分量后,即可用这些提取出的信号分量来生成目标区域的图像。根据这些信号分量生成目标区域的图像的方法可以使用业内常用的方法,在此不再赘述。

[0145] 前述各实施例中,第一脉冲序列中第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等,方向相反。其它的实施例中,第一脉冲序列中第二脉冲的幅度权重与第一脉冲和第三脉冲的幅度权重之和大小相等、方向相同。此时,在对第二超声回波信号进行延时降采样处理之前,可以首先对第二超声回波信号进行取反处理,即在前述实施例中的第一延时降采样单元614之前加一个反相器613,如图6所示,本实施例中的其它结构和处理方法可以与前述的图4所示的实施例相同或类似,在此不再赘述。

[0146] 在本实施例中,图2中的步骤S130和步骤S140可以采用高机械指数的超声成像技术对目标区域进行超声成像,用于获取信号能量高于第一脉冲序列的第二脉冲序列。接收第二脉冲序列获得的第二组超声回波信号,可用于生成至少一帧超声图像。

[0147] 在一个实施例中,可以通过增加发射第二脉冲序列时的激励电压来实现高机械指

数的超声成像。具体地,在步骤S130中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,调高发射电路2的激励电压,并通过探头1向目标区域信号能量高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列,而在步骤S140中接收上述第二脉冲序列的超声回波,获得第二组超声回波信号用于超声成像。此时,第一脉冲序列和第二脉冲序列的频率可以相同,也可以不相同,例如,第二脉冲序列的频率可以高于第一脉冲序列的频率。

[0148] 或者,利用第二脉冲序列的频率高于第一脉冲序列的频率,可以获得比利用第一脉冲序列的超声回波获得更高质量的超声图像。此时,第二脉冲序列和第一脉冲序列的激励电压可以相同也可以不相同。本实施例中第二脉冲序列的频率高于第一脉冲序列的频率,且使用基波成像,则可以最大程度减少对微泡的破坏。

[0149] 利用第二脉冲序列的激励电压高于第一脉冲序列的激励电压,来获得比利用第一脉冲序列的超声回波获得更高质量的超声图像。此时,可以基于第二脉冲序列的成像过程中,采用二次谐波成像技术来产生高质量的超声图像。二次谐波成像技术是指:超声波在介质中的传播为非线性传播,能产生于2倍、3倍等反射频率的超声波,即谐波。谐波的次数越高,频率越高,组织中衰减越大,振幅也越小。故可用于超声成像的为二次谐波。这种接受和利用由超声波非线性传播所产生的二次谐波信息进行超声成像的技术叫二次谐波成像。利用人体组织来源的二次谐波进行成像叫自然组织谐波成像。当用一定频率的探头向组织中发射单一频率为(f_0)的超声波,组织中产生谐波成份,接受时通过窄带滤波器提取返回探头的二次谐波($f = 2f_0$)成份用于成像,例如以 $f_0 = 2\text{MHz}$ 的基波频率发射超声波,接受 $f = 4\text{MHz}$ 的超声波形成图像。

[0150] 一个实施例中,为了向目标区域发射信号能量高于第一脉冲序列的第二脉冲序列,在步骤S130中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,通过探头1向目标区域发射激励电压高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列,第一脉冲序列和第二脉冲序列的频率可以相同;或者,在步骤S130中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,通过探头1向目标区域发射激励电压高于上述第一脉冲序列的第二脉冲序列,且第二脉冲序列的频率高于上述第一脉冲序列。

[0151] 以下以发射激励电压高于第一脉冲序列的第二脉冲序列为例进行详细说明。

[0152] 第二脉冲序列包括1个或多个发射脉冲。这多个脉冲的幅度可以相同或不相同,也可以相位相同或不相同。一个实施例中,第二脉冲序列包括两个幅度相同、相位相反的第四脉冲和第五脉冲。具体地,如图7所示的步骤S130和步骤S140的具体过程可以为:

[0153] 在步骤S131中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2按照高于第一脉冲序列的激励电压的预定电压值向目标区域发射第四脉冲;

[0154] 在步骤S141中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4接收从上述目标区域反射的上述第四脉冲的超声回波,获得第四超声回波信号;

[0155] 在步骤S132中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2按照上述预定电压值向目标区域发射第五脉冲;

[0156] 在步骤S142中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4接收从上述目标区域反射的上述第五脉冲的超声回波,获得第五超声回波信号;

[0157] 在步骤S143中,根据上述第四超声回波信号和第五超声回波信号,获得第二组超声回波信号,其中,上述第四脉冲与第五脉冲的幅度相同、相位相反。

[0158] 当然,本实施例中的根据第二脉冲序列的发射脉冲的幅度或相位关系,在步骤S160中可采用不同的信号处理方式。本实施例中,以下以第二脉冲序列包括两个幅度相同、相位相反的脉冲为例具体说明图2中步骤S160中根据上述第二组超声回波信号,提取第二回波信号分量的具体过程。

[0159] 图8中给出了一实施例中信号处理模块6针对第二组超声回波信号进行信号提取的结构框图。本实施例中信号处理模块6可以包括第二降采样单元712、第二延时降采样单元714、第二拼接单元715和第二低通滤波器716。

[0160] 将第四超声回波信号输入第二降采样单元712,第二降采样单元712对第四超声回波信号进行降采样,获得第二操作降采样信号。

[0161] 将第五超声回波信号输入第二延时降采样单元714,第二延时降采样单元714对第五超声回波信号进行延时降采样,获得第五超声回波降采样信号。

[0162] 然后,第二操作降采样信号和第五超声回波降采样信号输入第二拼接单元715,第二拼接单元715对第二操作降采样信号和第五超声回波降采样信号进行拼接调制,获得第三操作信号。将第三操作信号送入第二低通滤波器716,第二低通滤波器716从该第三操作信号中提取出所需要的回波信号分量用以形成第二回波信号分量,例如超声回波信号中所包含的谐波分量、或基波分量、或基波分量和谐波分量的叠加信号。有关降采样、延时降采样、拼接调制的相关具体操作方式可参见前文相关说明。

[0163] 上述描述的是针对发射一次包含两个幅度相同、相位相反的第四脉冲和第五脉冲的第二脉冲序列时,基于一组第二组超声回波信号提取第二回波信号分量的过程。

[0164] 更进一步地,当提取第二回波信号分量采用谐波成像技术的处理时,为了获得一帧超声图像,需要基于连续两次发射的第二脉冲序列所获得超声回波信号。例如,发射电路2向目标区域连续发射两次信号能量高于所述第一脉冲序列的第二脉冲序列,接收电路4接收从所述目标区域反射的第二脉冲序列的超声回波,获得两组第二组超声回波信号,信号处理模块从两组第二组超声回波信号中提取非线性谐波分量形成第二回波信号分量,用以获得一帧超声图像。例如,信号处理模块将两组第二组超声回波信号进行拼接调制,获得成像操作信号;然后利用通过低通滤波从所述成像操作信号中提取非线性谐波分量形成第二回波信号分量,用以获得一帧超声图像。

[0165] 步骤S170中,根据提取出的第二回波信号分量生成目标区域的图像的过程可以基于提取出的超声回波信号中所包含的谐波分量、或基波分量、或基波分量和谐波分量的叠加信号,生成目标区域的图像。

[0166] 此外,本实施例中第一脉冲序列和第二脉冲序列的脉冲波形的频率是相同的,各序列的发射脉冲波形是独立控制的,因此可以根据不同的发射序列和接收处理方式,选择使用不同的发射频率。例如,在一个实施例中,第二脉冲序列为一个高频率的发射脉冲。基于第二脉冲序列的成像如果不选择实施例中的二次谐波成像方法,也可以基于高频基波成像技术进行发射。第二脉冲序列为发射的一个高频率的脉冲波形,接收端利用基波成像方式生成图像数据,即发射电路向目标区域发射一个频率高于第一脉冲序列的第六脉冲,用以获得第二脉冲序列;接收电路接收从目标区域反射的第六脉冲的超声回波,获得第六超声回波信号;根据第六超声回波信号,提取线性基波分量形成第二回波信号分量,用以超声成像。

[0167] 具体地,在步骤S130中,发射/接收选择开关3切换为发射模式,发射电路2按照高于第一脉冲序列的激励电压的预定电压值向目标区域发射一个高频率的发射脉冲;在步骤S140中,发射/接收选择开关3切换为接收模式,接收电路4接收从上述目标区域反射的上述高频率的发射脉冲的超声回波,获得第六超声回波信号。波束合成模块5根据上述第六超声回波信号,获得上述第二组超声回波信号。基于此种方式获得的第二组超声回波信号,可以采用基波成像技术从超声回波信号中提取基波信号形成第二回波信号分量,并基于提取的基波信号进行成像。

[0168] 上述各个实施例中,根据上述各种形式的信号分量生成目标区域的图像的方法可以使用业内常用的方法,在此不再赘述。

[0169] 如图9所示的一个实施例中的超声造影成像系统的结构示意图。其中,发射电路2中包括用于产生第一脉冲序列的第一发射电路21和用于产生第二脉冲序列的第二发射电路22,发射电路2接收来自序列选择控制模块9发出的序列选择指令,用以驱动第一发射电路21发射第一脉冲序列或第二发射电路22发射第二脉冲序列。同时,信号处理模块6包括第一提取单元61和第二提取单元62,这里的第一提取单元61用于执行图2中步骤S150,对上述第一组超声回波信号提取第一回波信号分量,例如,第一提取单元61可以采用图4或图6所示的内部结构。这里的第二提取单元62用于执行图2中步骤S160,对上述第二组超声回波信号提取第二回波信号分量,例如,第二提取单元62可以采用图8所示的内部结构。根据序列选择指令,将驱动信号处理模块6中的第一提取单元61或第二提取单元62工作,第一提取单元61对应处理基于发射的第一脉冲序列获得的回波信号,第一提取单元62对应处理基于发射的第二脉冲序列获得的回波信号。

[0170] 如图10所示,序列选择控制模块9可以与人机交互设备通过接口模块91相连的功能单元或模块,通过人机交互设备可以提前将第一脉冲序列和第二脉冲序列的参数(包括幅度权重、幅值、频率、激励电压、延时等等)进行编辑并存储在存储单元93中,可供用户自由选择 and 编辑。此外,还可以直接通过人机交互设备上的某一个按键或多个按键的组合产生上述序列选择指令,可以由用户自由选择第二序列插入发射的时间。

[0171] 参见图10,上述第一发射电路21和第二发射电路22可以集成为一个频率可调、和/或激励电压可调的脉冲生成电路23,通过人机交互设备可以接受来自用户的有关第一脉冲序列和第二脉冲序列的参数设定,并通过控制单元92转化为驱动脉冲生成电路23工作的命令,使其产生满足用户需要的第一脉冲序列或第二脉冲序列。

[0172] 本实施例中发射电路根据序列选择控制指令选择相应的成像发射序列,其中,第一脉冲序列可以用于造影成像,以下称造影成像发射序列,第二脉冲序列可以用于高质量组织成像,以下称高质量组织成像发射序列。造影成像发射序列激励探头时使用较低的激励电压,以防止破坏造影剂微泡并实现实时超声造影成像。高质量组织成像发射序列激励探头时使用较高的激励电压,以获取高信噪比和高分辨率的组织参考图像。探头向含有造影剂的人体组织依次发射超声脉冲并依次接收反射回波输入接收电路,生成相应的接收回波信号序列。超声成像系统根据序列选择控制指令选择相应的信号检测与处理方式,生成相应的图像数据并存储。序列选择控制的具体方式以及发射序列内的发射脉冲都支持可编程。

[0173] 需要注意的是,高质量组织发射序列使用的激励电压可以等于造影发射序列使用

的激励电压,或者大于造影发射序列使用的激励电压,或者还可以远高于造影发射序列使用的激励电压。但高质量组织发射序列使用的激励电压必须低于超声设备的最大允许电压。相应地,接收回波处理方式和信号检测时,分别对接收序列中的脉冲回波使用不同的加权系数检测造影剂回波的非线性信号和来自组织的二次谐波信号或基波信号,生成造影图像和高质量的组织参考图像,具体可参见前文相关说明。

[0174] 本实施例中,序列选择控制的具体方式为,在造影成像过程中系统默认使用造影成像发射序列进行扫描,如果用户想采集高质量组织图像数据,则给系统发送一个序列选择控制指令,收到指令后,系统从下一个图像帧开始由造影成像发射序列(即第一脉冲序列)切换到高质量组织成像发射序列(即第二脉冲序列)进行扫描,切换后扫描持续时间为生成完整一帧组织参考图像所需的时间,然后自动恢复之前的造影成像发射序列,即每次序列控制指令产生至少一帧高质量的组织参考图像。系统在所述序列选择控制方式下的扫描状态及接收端处理产生的相应数据如图11所示。

[0175] 本发明中,上述序列选择控制方式包括但不限于实施例中列出的这种,可以根据实际临床需要设计不同的选择控制方法。例如可以间隔一定时间交替使用造影发射序列和高质量组织发射序列;可以手动触发控制指令,也可以使用ECG等自动触发控制指令或者根据时间设定何时启动和停止控制指令等。

[0176] 通常在多帧连续图像的获取过程中,需要连续发射多个脉冲序列,从图11中可见,可以在多个第一脉冲序列的连续发射过程中插入第二脉冲序列的发射过程,然而这一序列选择控制方式可以基于上述叙述的用户的自主选择、或者还可以是按照预先设定的切换频率由系统默认的自主切换。

[0177] 在图2中的步骤S170中,根据基于第一脉冲序列提取的上述第一回波信号分量,生成上述目标区域的造影图像,根据基于第二脉冲序列提取的上述第二回波信号分量,生成上述目标区域的高质量组织参考图像。高质量组织参考图像用于在造影图像配准和对比时,提供定位参考。或者,可以将造影图像与高质量组织参考图像进行叠加获得组织背景更加清晰、病灶位置更加精确的造影成像图像。

[0178] 因此,图像处理模块7在执行图2中步骤S170时,可以是根据上述第一回波信号分量生成上述目标区域的造影图像,根据上述第二回波信号分量生成上述目标区域的高质量组织参考图像,将高质量组织参考图像和造影图像进行存储用于在造影图像配准和对比时,提供定位参考。或者,图像处理模块7将高质量组织参考图像和造影图像进行叠加并输出至显示器8上显示。

[0179] 此外,根据上述第一回波信号分量生成上述目标区域的造影图像,或者根据上述第二回波信号分量生成上述目标区域的高质量组织参考图像的过程中,通常还需要经过正交解调、抽取滤波、包络检测、对数压缩等步骤后,可获取用以显示的图像数据,此具体过程可参见现有技术中的常用方法,在此不再累述。

[0180] 本发明中的方法包括但不限于二维(2D)超声造影成像,该方法能够很容易地拓展到三维(3D)造影成像的扫描控制应用中。例如,实施例中描述的序列选择控制方式拓展到三维造影扫描时,在造影成像过程中系统默认使用造影成像发射序列进行扫描,如果用户想采集高质量组织图像数据,则给系统发送一个序列选择控制指令,收到指令后,系统从下一个三维图像体数据开始由造影成像发射序列切换到高质量组织成像发射序列进行扫描,

切换后扫描持续时间为生成完整一卷组织参考图像体数据所需的时间,然后自动恢复之前的造影成像发射序列,即每次序列控制指令产生至少一卷高质量的组织参考图像体数据。

[0181] 本发明提出一种新的造影成像发射控制方法,在术前术后进行造影成像检查时可以有效地采集评估疗效所需的病灶数据,除了得到病灶的正常造影图像数据,还能够获取高质量的组织参考图像数据。使用本方法获取的数据进行对比分析,能够减少呼吸及探头扫描面轻微改变对分析结果的影响,从而提高软件分析工具的配准成功率,增加医生的临床诊断信心。

[0182] 在临床上应用的超声造影实时成像,使用低机械指数(Low MI)的超声发射方式,即发射电路使用一个很低的电压激励超声探头发出造影脉冲序列。作为超声造影在肿瘤的治疗效果评估应用中一个重要环节,在消融手术治疗前和治疗后分别对肿瘤进行超声造影检查并存储造影图像数据,医生对术前术后的造影灌注情况进行对比,借此判断手术的治疗效果。直接使用Low MI方式获取的造影图像数据,利用计算机软件进行配准对比时,面临的一个问题就是术前术后肿瘤的造影图像数据内容迥异,例如术前高灌注的区域术后可能会变为无灌注,导致两者的图像像素值差别很大,使得基于像素值的配准算法无法进行有效配准处理。借助组织参考图像数据可以解决这个问题,因为肿瘤区域组织产生的反射回波在消融前后的变化不显著,因此术前术后得到的组织参考图像的像素值差别不大。于是,本发明可以在正常低机械指数造影成像的超声激励过程中,增加一段时间的高MI发射激励,和/或同时提升发射频率或者采用二次谐波成像技术,产生高质量的组织参考图像。采集完组织参考图像数据后,立即恢复低机械指数的造影发射状态。

[0183] 以上上述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0184] 以上上述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

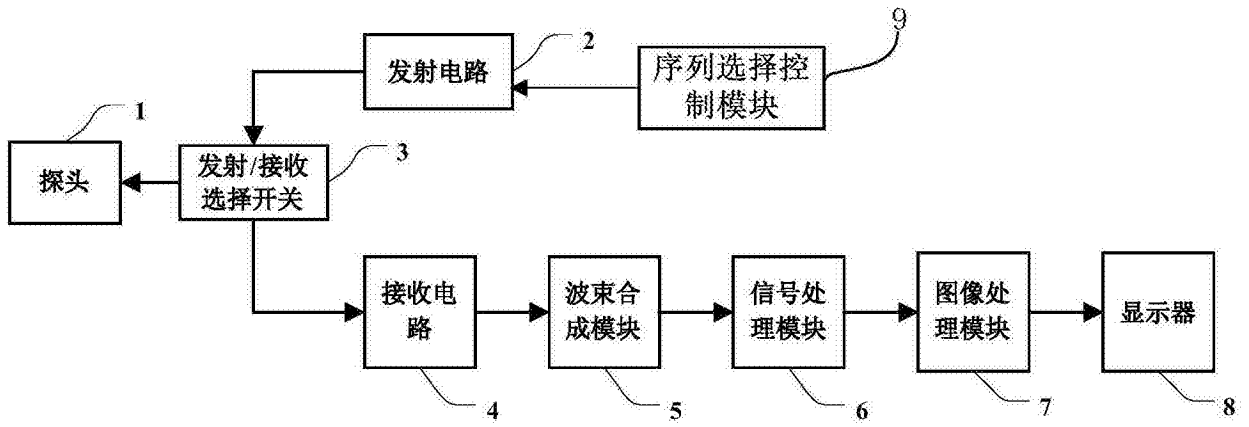


图1

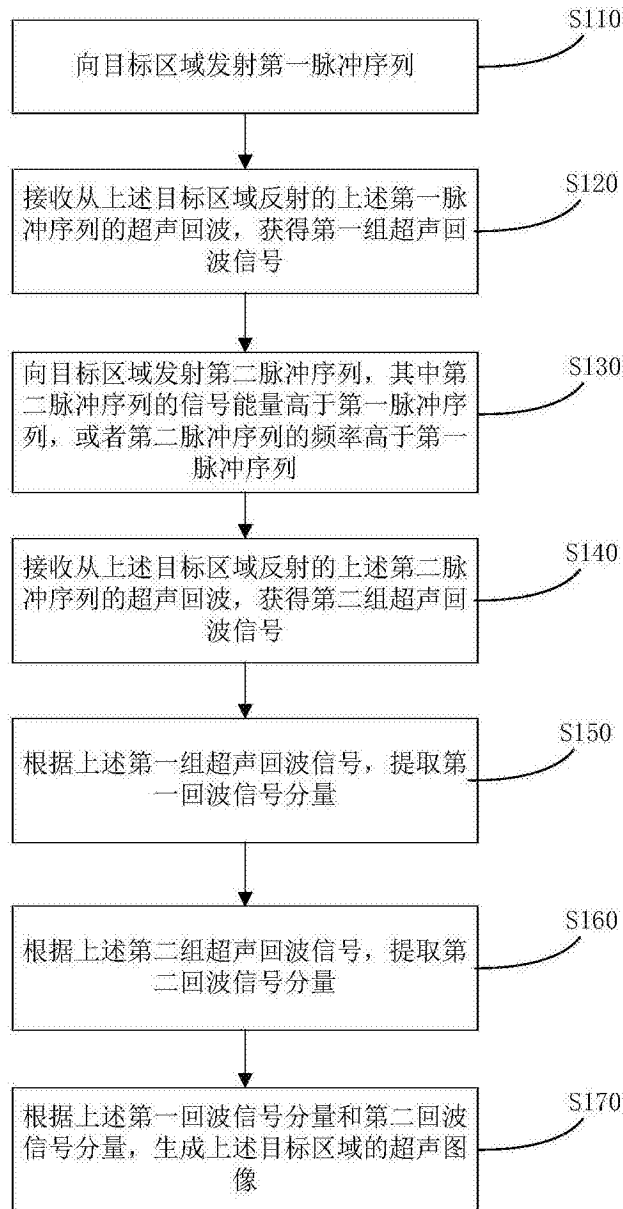


图2

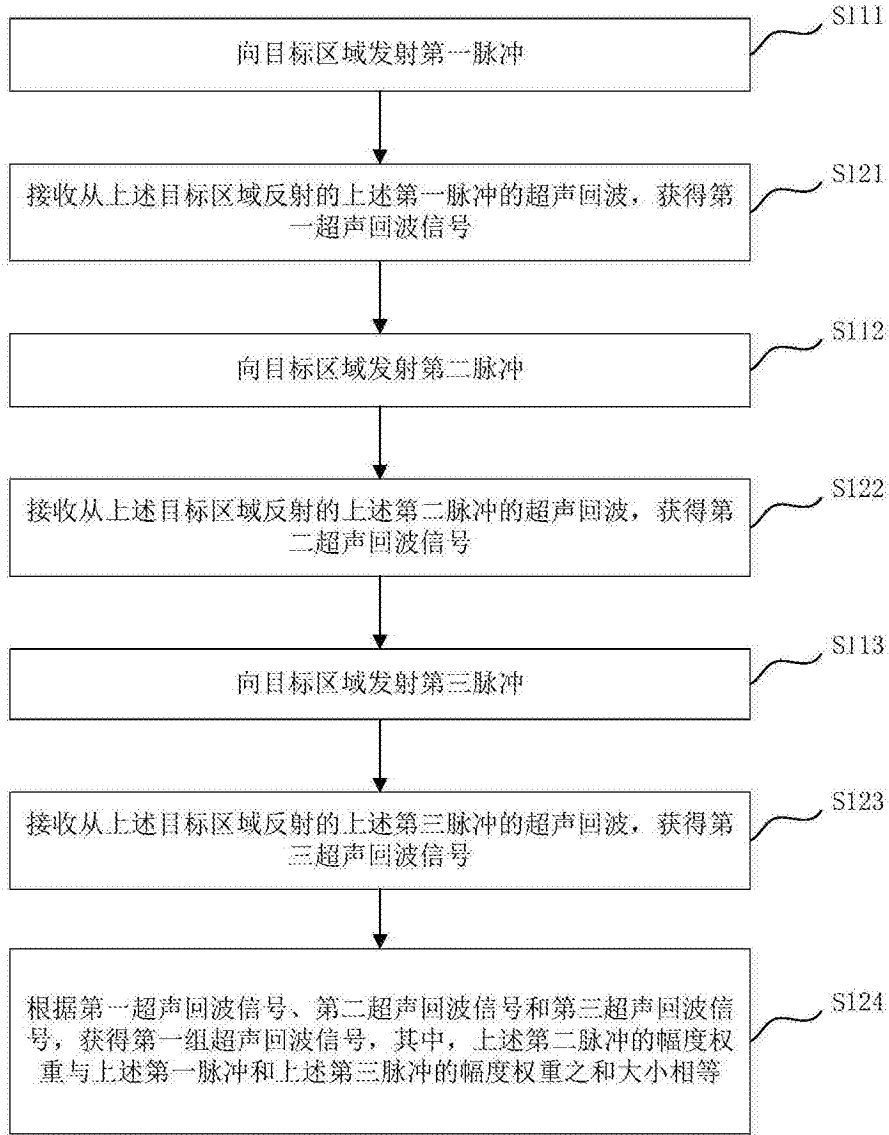


图3

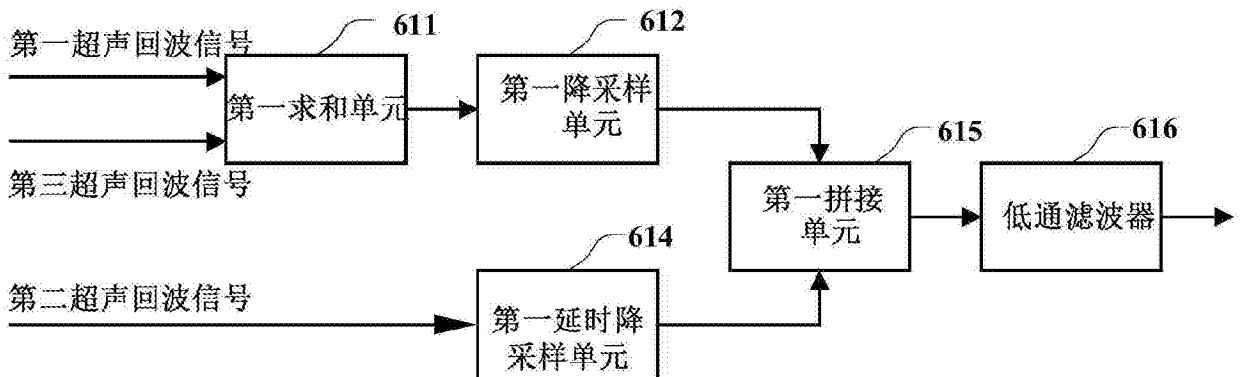


图4

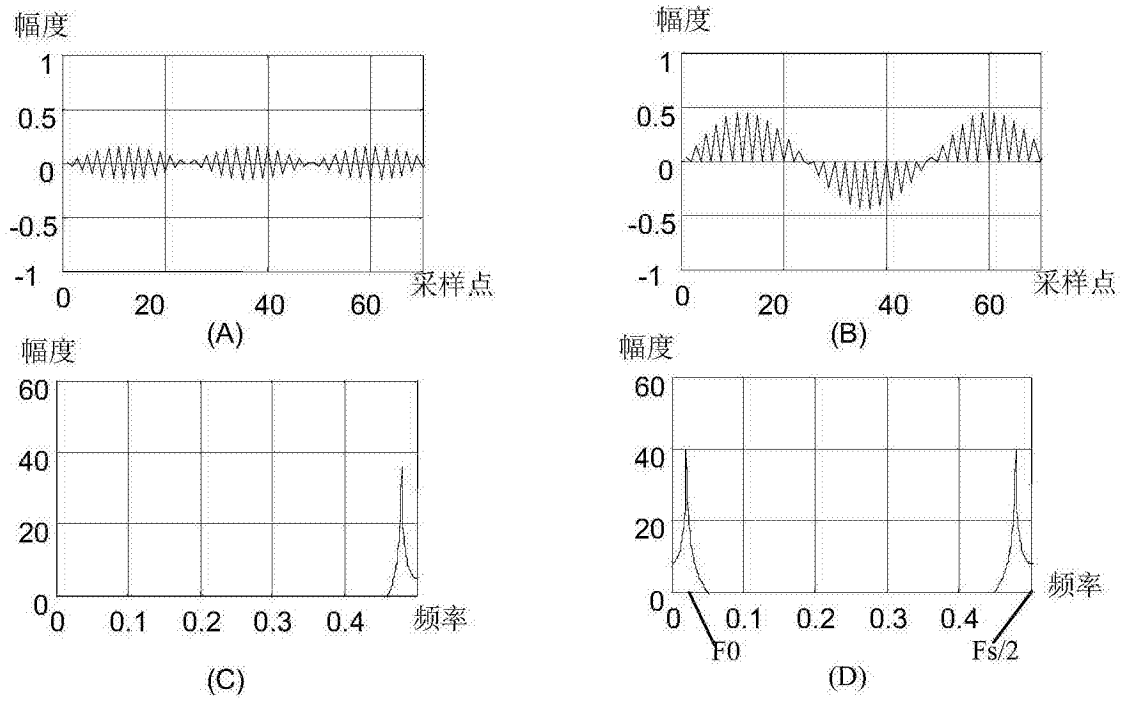


图5

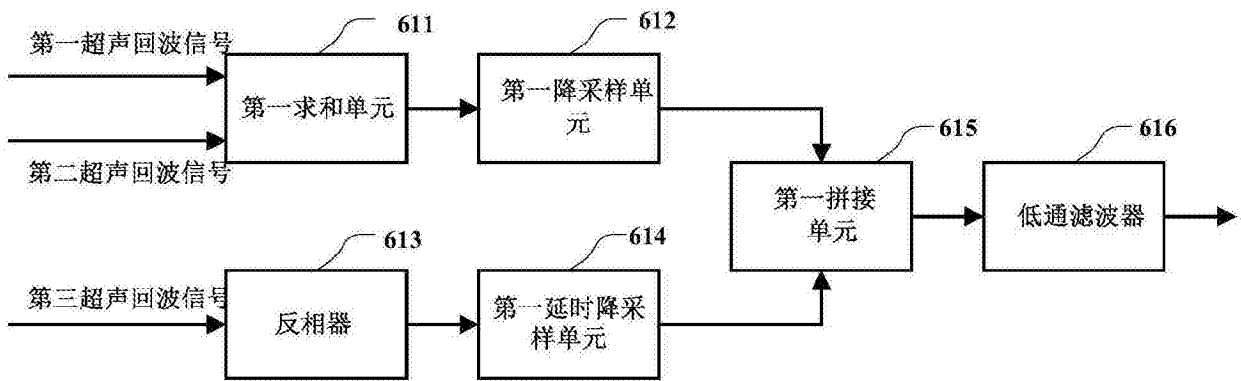


图6

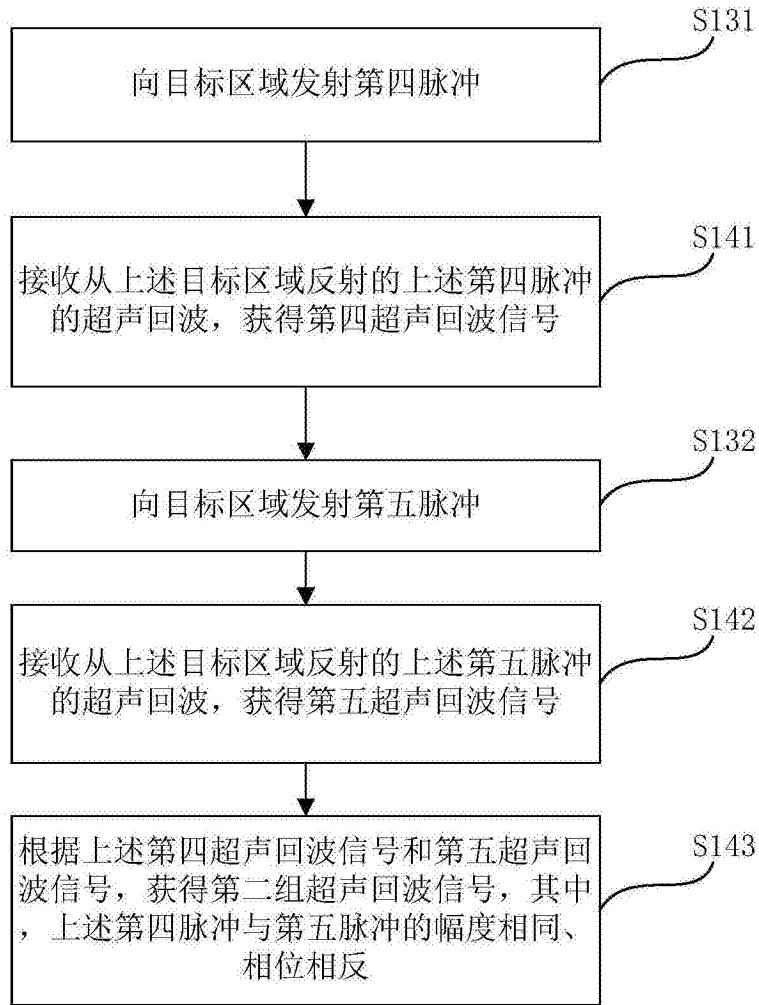


图7

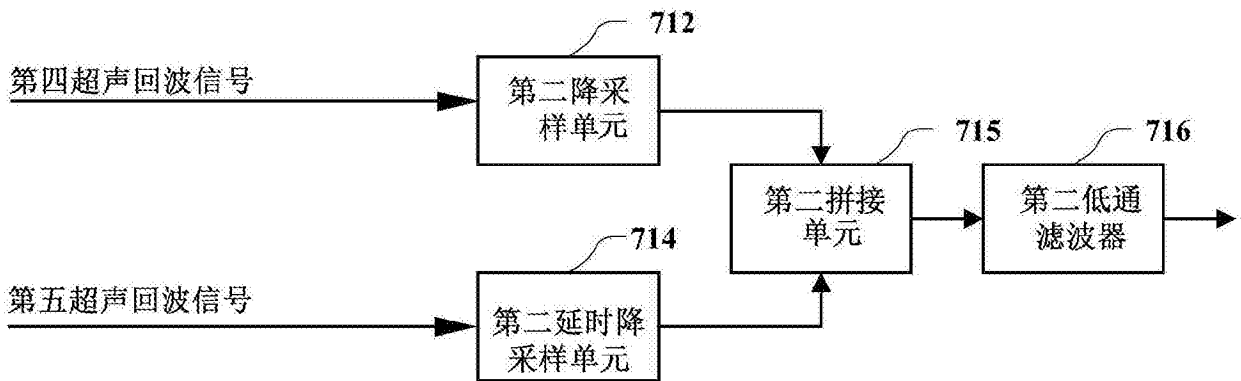


图8

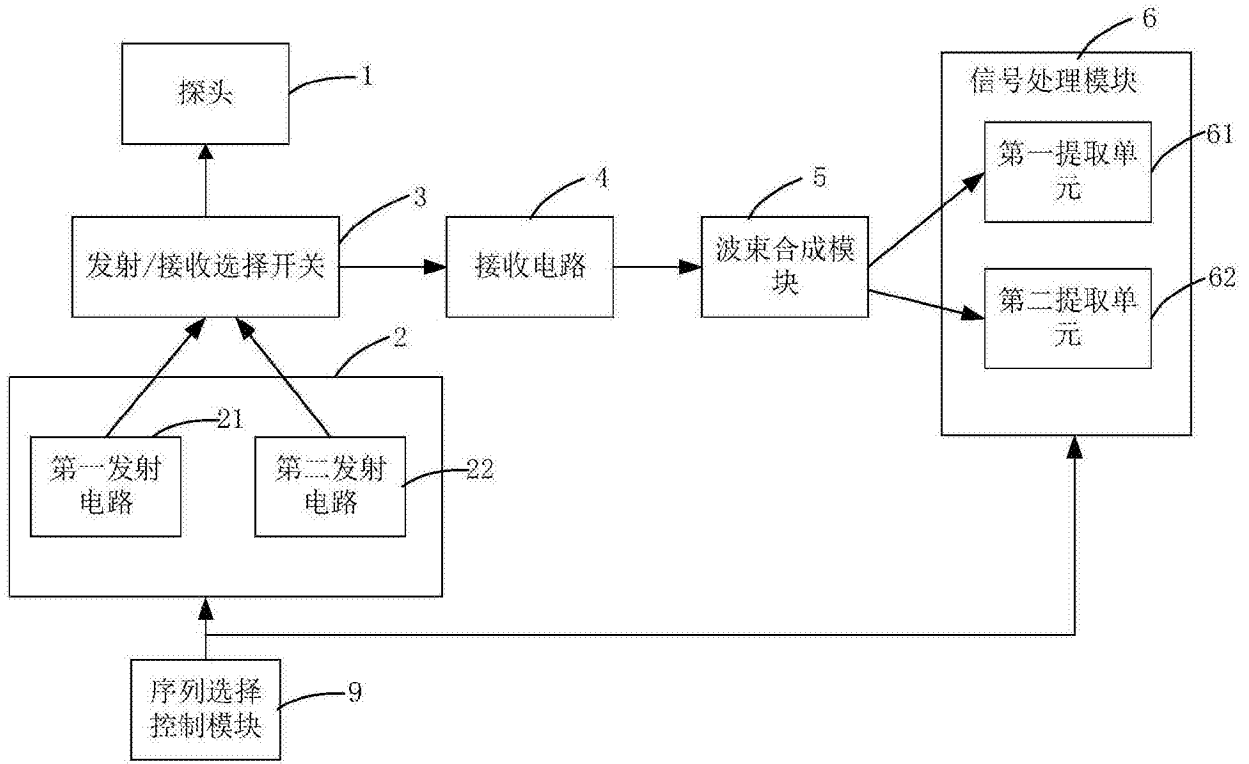


图9

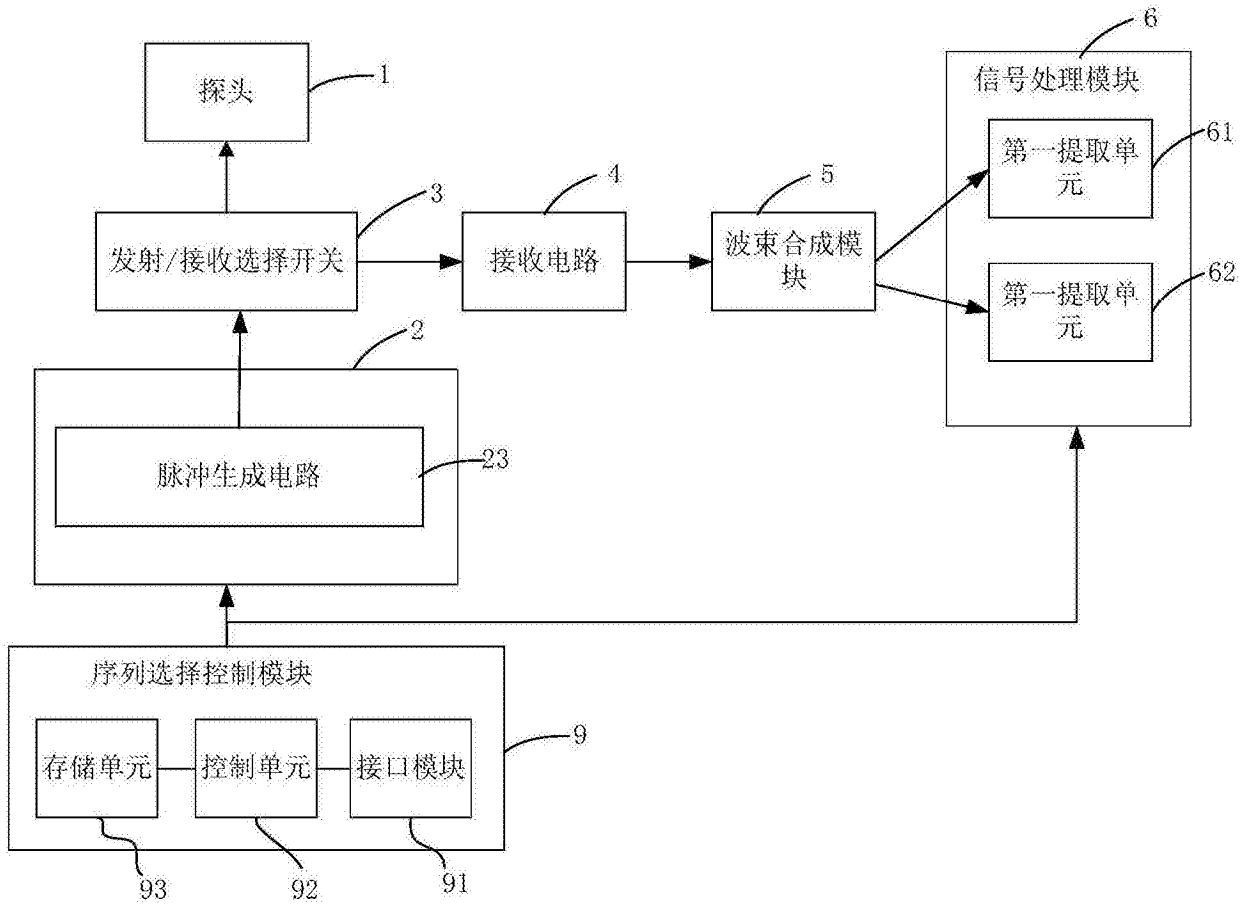


图10

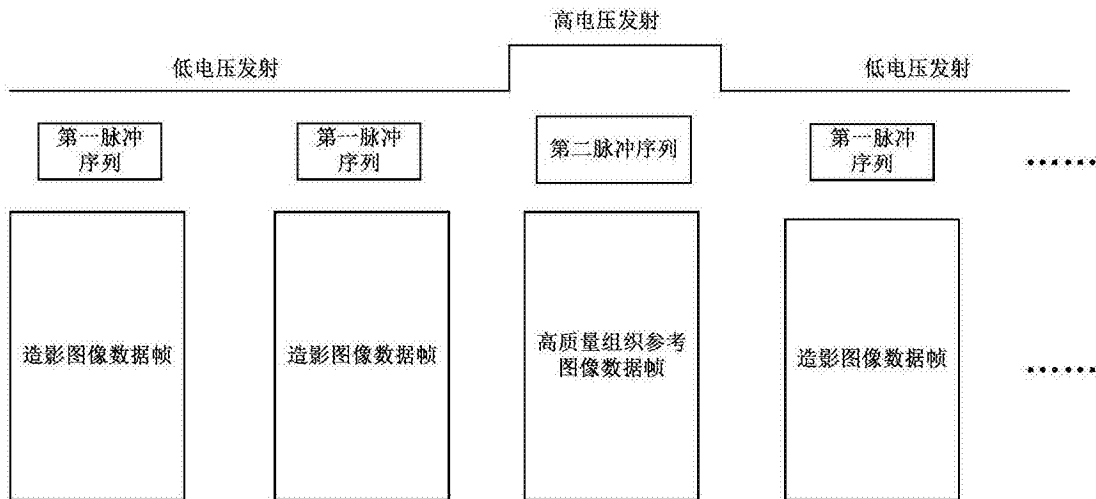


图11

专利名称(译)	超声造影成像方法和系统		
公开(公告)号	CN106971055A	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201610019521.0	申请日	2016-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司		
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 北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司		
[标]发明人	桑茂栋 丛龙飞		
发明人	桑茂栋 丛龙飞		
IPC分类号	G06F19/00 A61B8/00		
代理人(译)	吴英		
其他公开文献	CN106971055B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声造影成像方法和系统，其系统包括：探头1，发射电路2，所述发射电路通过所述探头向目标区域分别发射第一脉冲序列和第二脉冲序列；接收电路4，所述接收电路通过所述探头分别接收所述第一脉冲序列的超声回波、获得第一组超声回波信号，接收所述第二脉冲序列的超声回波、获得第二组超声回波信号；信号处理模块，根据所述第一组超声回波信号、第二组超声回波信号提取回波信号分量。本发明提出一种新的造影成像发射控制方法，提高软件分析工具的配准成功率。

