



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414689 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201310404746. 4

(22) 申请日 2013. 09. 06

(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科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 李雷 杨鹏飞

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

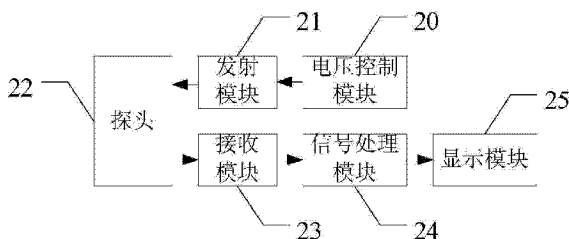
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

实现高灵敏度成像的超声成像方法、超声成像装置

(57) 摘要

本发明涉及实现高灵敏度成像的超声成像方法和超声成像装置,包括:正常成像步骤下,对待检测对象进行若干次组合扫描,每一次组合扫描包括第一模式扫描和第二模式扫描;进入高灵敏度成像步骤,此时第二模式脉冲的发射电压被调整为高于正常成像步骤下第二模式脉冲的发射电压,且第一模式脉冲的发射电压被调整为低于正常成像步骤下第一模式脉冲信号的发射电压。本发明实施例中通过增加高灵敏度成像步骤,使第二模式脉冲发射电压得以提高而第一模式脉冲发射电压降低,从而可提高成像的灵敏度。



1. 一种实现高灵敏度成像的超声成像方法,其特征在于,包括:

正常成像步骤,所述正常成像步骤包括:

以第一模式第一发射电压向待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号,对所述第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据;

以第二模式第一发射电压向所述待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号,对所述第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据;

显示所述第一模式第一图像数据和所述第二模式第一图像数据;

接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后,执行高灵敏度成像步骤,所述高灵敏度成像步骤包括:

以第一模式第二发射电压向所述待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号,对所述第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据;

以第二模式第二发射电压向所述待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号,对所述第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据;

显示所述第一模式第二图像数据和所述第二模式第二图像数据;

其中所述第二模式第二发射电压高于所述第二模式第一发射电压,且所述第一模式第二发射电压低于所述第一模式第一发射电压。

2. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,还包括:

恢复正常成像步骤,所述高灵敏度成像步骤持续第一预设时间后,恢复执行所述正常成像步骤。

3. 如权利要求2所述的超声成像方法,其特征在于,还包括:

所述高灵敏度成像步骤恢复为所述正常成像步骤之后的预设失效时间内,禁止触发所述高灵敏度成像步骤。

4. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述第二模式第二发射电压满足医用超声中声输出的指标标准。

5. 如权利要求3所述的超声成像方法,其特征在于,所述第一预设时间和所述预设失效时间满足:使得当超声成像装置在所述高灵敏度成像步骤和所述正常成像步骤之间来回切换时,超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

6. 如权利要求2至5中任意一项所述的超声成像方法,其特征在于,所述第一预设时间越长,所述第二模式第二发射电压相对于所述第二模式第一电压提高的电压幅度越小。

7. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述第一模式第二发射电压为零,并且其中读取所述第一模式第一图像数据作为所述第一模式第二图像数据。

8. 如权利要求1至7中任意一项所述的超声成像方法,其特征在于,所述第一模式为B模式、M模式和/或D模式。

9. 如权利要求1至7中任意一项所述的超声成像方法,其特征在于,所述第二模式为C模式和/或D模式。

10. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

超声探头;

发射模块,所述发射模块用于在正常成像步骤中,以第一模式第一发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第一模式脉冲信号,以及以第二模式第一发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第二模式脉冲信号;以及用于在高灵敏度成像步骤中,以第一模式第二发射电压通过所述超声探头向所述待检测对象发射第一模式脉冲信号,以及以第二模式第二发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第二模式脉冲信号;

电压控制模块,所述电压控制模块用于在正常成像步骤中,控制所述发射模块的发射电压为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压;以及用于在接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后,控制所述发射模块的发射电压转变为所述第一模式第二发射电压或者所述第二模式第二发射电压;

接收模块,所述接收模块用于在正常成像步骤中,接收从所述待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号和从所述待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号;以及用于在高灵敏度成像步骤中,接收从所述待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号和从所述待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号;

信号处理模块,所述信号处理模块用于在正常成像步骤中,对所述第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据和对所述第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据;以及用于在高灵敏度成像步骤中,对所述第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据和对所述第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据;

显示模块,用于显示所述第一模式第一图像数据和所述第二模式第一图像数据或者显示所述第一模式第二图像数据和所述第二模式第二图像数据;

其中所述第二模式第二发射电压高于所述第二模式第一发射电压,并且所述第一模式第二发射电压低于所述第一模式第一发射电压。

11. 如权利要求 10 所述的超声成像装置,其特征在于,所述电压控制模块在所述高灵敏度成像步骤持续第一预设时间后,控制所述发射模块的发射电压恢复为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压。

12. 如权利要求 11 所述的超声成像装置,其特征在于,在所述发射模块的发射电压恢复为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压之后的预设失效时间内,禁止触发所述高灵敏度成像步骤。

13. 如权利要求 12 所述的超声成像装置,其特征在于,所述第一预设时间和所述预设失效时间满足:使得当超声成像装置在所述高灵敏度成像步骤和所述正常成像步骤之间来回切换时,超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

## 实现高灵敏度成像的超声成像方法、超声成像装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,尤其涉及一种实现高灵敏度成像的超声成像方法和一种超声成像装置。

### 背景技术

[0002] 医用超声成像设备利用超声波在人体中的传播,得到人体组织和器官结构的超声波特征信息。超声成像设备中通常采用多阵元探头,高压脉冲波加载在探头各阵元上,激励阵元产生高频超声波进而形成发射波束进入人体,探头各阵元接收人体组织结构散射或反射的回波,形成接收波束,超声成像设备提取超声回波中的信息,形成各种成像模式进行显示。不同类型的成像模式对应不同类型的脉冲,黑白成像模式(也称 B 模式)对应 B 脉冲,彩色血流成像模式(也称 C 模式)对应 C 脉冲等。

[0003] 在 C 模式下,通过动目标显示方式计算出血流中血细胞的动态信息,根据血细胞的移动方向、速度、分散情况等,调配红、蓝、绿三基色,变化其亮度,叠加在二维扫描图像(即 B 型图像)上。目前彩色血流成像的设计一般是交替发射一帧 C 脉冲和一帧 B 脉冲,经发射及接收后将回波信号送至波束合成模块处理,提高回波信号的信噪比,再根据回波信号的性质,将波束合成的输出信号送往相应信号处理模块,即与 B 型图像相关的送往二维 B 信号处理模块以得到二维 B 型图像数据,与彩色血流相关的送往彩色血流信号处理模块以得到彩色血流图像数据,最后, B 型图像数据和彩色血流数据经显示模块组合,形成供显示屏同步显示的结果数据,如图 1 所示,图示中扇形部分为 B 型图像,虚线框内为彩色血流图像。

[0004] 一般情况下,图像信号的强度和回波信号的强度成正比,回波信号的强度则和发射电压成正比(因发射电压与回波信号的声压成正比)。在发射波形、发射孔径等发射参数固定的情况下,发射电压决定回波信号的声压,发射电压和脉冲重复频率一起决定探头表面温升以及声功率。然而,这些发射参数的最大值都受到国际电工技术委员会(IEC, International Electro-technical Commission)、美国食品及药品管理局(FDA, Food and Drug Administration)等的限制,从而使得超声成像质量受到限制。灵敏度是超声成像质量中最重要的一性能指标,特别是在血流成像中。最直接影响到灵敏度的因素是发射电压,其一般受声输出限制。FDA 规定了医用超声的声输出的各项指标,包括  $I_{spta,3}$  (衰减后的空间峰值时间平均声强)、MI (机械指数, Mechanical Index)、TI (热指数, Thermal Index)。

[0005] 为提高超声成像的灵敏度,一些研究采用瞬间提高电压到电路的最大电压方法,但这种情况下探头表面温升会明显增大,超过人体能够承受的温度。同时,机械指数 MI 也会超过 FDA 建议的安全阈值 6。

[0006] IEC 也规定了探头表面温升的限制标准。例如,在室温(通常为  $23 \pm 3^\circ\text{C}$ )下探头与仿人体组织体模接触时,对于外用探头,30 分钟之内探头表面温升不超过 10 度;对于介入探头,30 分钟之内探头表面温升不超过 6 度。对于体表应用的探头(即外用探头),IEC 假

定体表温度为 33 度,加上 10 度的最高温升限制,则作用于体表的探头最高表面温度不得超过 43 度;对于介入探头,IEC 假定与探头的接触面初始温度为 37 度,加上 6 度的最高温升限制,介入探头的最高表面温度也是不得超过 43 度。IEC 还规定了在室温下,静止的空气中探头表面温升不超过 27 度。

[0007] 由于 B 模式一般是发射脉冲较短、发射电压较大,因此机械指数 MI 是限制发射能量的主要因素,而 C 模式一般是发射脉冲较长、发射电压较小,因此探头表面温升是限制发射能量的主要因素,而其机械指数 MI 并没有达到 FDA 的上限阈值。对此,为提高血流成像的灵敏度,已有研究建议在探头上安装温度传感器,通过温度传感器控制探头的发射功率,当探头温度超过某一条件后,自动调整发射参数,如脉冲重复频率、频率、发射电压等,从而维持探头表面温度在某一可接受范围内。然而,虽然温度传感器可有效地检测并控制探头表面温度,但存在如下问题:一方面,图像质量时好时坏无法事先预知,导致影响诊断医生对探头图像的预期;另一方面,在探头上安装温度传感器,无形中增加了探头的成本,复杂度和发生故障的概率。

## 发明内容

[0008] 本发明提供一种能够实现高灵敏度血流成像的超声成像方法及其对应的超声成像装置。

[0009] 根据本发明的第一方面,本发明提供一种实现高灵敏度成像的超声成像方法,其特征在于,包括:正常成像步骤,所述正常成像步骤包括:以第一模式第一发射电压向待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号,对所述第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据;以第二模式第一发射电压向所述待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号,对所述第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据;显示所述第一模式第一图像数据和所述第二模式第一图像数据;接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后,执行高灵敏度成像步骤,所述高灵敏度成像步骤包括:以第一模式第二发射电压向所述待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号,对所述第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据;以第二模式第二发射电压向所述待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收从所述待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号,对所述第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据;显示所述第一模式第二图像数据和所述第二模式第二图像数据;其中所述第二模式第二发射电压高于所述第二模式第一发射电压,且所述第一模式第二发射电压低于所述第一模式第一发射电压。

[0010] 本发明的一个实施例中,还包括:恢复正常成像步骤,所述高灵敏度成像步骤持续第一预设时间后,恢复执行所述正常成像步骤。

[0011] 本发明的一个实施例中,还包括:所述高灵敏度成像步骤恢复为所述正常成像步骤之后的预设失效时间内,所述高灵敏度成像步骤被禁止触发。

[0012] 本发明的一个实施例中,所述第二模式第二发射电压满足医用超声中声输出的指标标准。

[0013] 本发明的一个实施例中,所述第一预设时间和所述预设失效时间满足:使得当超

声成像装置在所述高灵敏度成像步骤和所述正常成像步骤之间来回切换时,超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

[0014] 本发明的一个实施例中,所述第一预设时间越长,所述第二模式第二发射电压相对于所述第二模式第一电压提高的电压幅度越小。

[0015] 本发明的一个实施例中,所述第一模式第二发射电压为零,并且其中读取所述第一模式第一图像数据作为所述第一模式第二图像数据。

[0016] 本发明的一个实施例中,所述第一模式为 B 模式、M 模式和 / 或 D 模式。

[0017] 本发明的一个实施例中,所述第二模式为 C 模式和 / 或 D 模式。

[0018] 根据本发明的另一方面,还提供了一种超声成像装置,其特征在于,包括:超声探头;发射模块,所述发射模块用于在正常成像步骤中,以第一模式第一发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第一模式脉冲信号,以及以第二模式第一发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第二模式脉冲信号;以及用于在高灵敏度成像步骤中,以第一模式第二发射电压通过所述超声探头向所述待检测对象发射第一模式脉冲信号,以及以第二模式第二发射电压通过所述超声探头向待检测对象发射第二模式脉冲信号;电压控制模块,所述电压控制模块用于在正常成像步骤中,控制所述发射模块的发射电压为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压;以及用于在接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后,控制所述发射模块的发射电压转变为所述第一模式第二发射电压或者所述第二模式第二发射电压;接收模块,所述接收模块用于在正常成像步骤中,接收从所述待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号和从所述待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号;以及用于在高灵敏度成像步骤中,接收从所述待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号和从所述待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号;信号处理模块,所述信号处理模块用于在正常成像步骤中,对所述第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据和对所述第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据;以及用于在高灵敏度成像步骤中,对所述第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据和对所述第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据;显示模块,用于显示所述第一模式第一图像数据和所述第二模式第一图像数据或者显示所述第一模式第二图像数据和所述第二模式第二图像数据;其中所述第二模式第二发射电压高于所述第二模式第一发射电压,并且所述第一模式第二发射电压低于所述第一模式第一发射电压。

[0019] 本发明的一个实施例中,所述电压控制模块在所述高灵敏度成像步骤持续第一预设时间后,控制所述发射模块的发射电压恢复为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压。

[0020] 本发明的一个实施例中,在所述发射模块的发射电压恢复为所述第一模式第一发射电压或者所述第二模式第一发射电压之后的预设失效时间内,禁止触发所述高灵敏度成像步骤。

[0021] 本发明的一个实施例中,所述第一预设时间和所述预设失效时间满足:使得当超声成像装置在所述高灵敏度成像步骤和所述正常成像步骤之间来回切换时,超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

[0022] 本发明的有益效果是:由于高灵敏度成像步骤的触发,使得第二模式脉冲信号的

发射电压得以提高而第一模式脉冲的发射电压降低,提高了血流成像的灵敏度,也减小了探头表面温升的速度。同时,对高灵敏度成像步骤的工作持续时间进行限制,进一步避免了声输出指标和表面温升超出限制。这样,实现了既满足 FDA 及 IEC 相关法规要求,也具有更高的成像灵敏度(例如,血流成像灵敏度)。

#### 附图说明

- [0023] 图 1 为二维图像和血流图像组合显示的结果的示意图;
- [0024] 图 2 为本发明一种实施例的超声成像装置的原理性框图;
- [0025] 图 3 为本发明一种实施例中正常成像步骤下的电压控制的示意图;
- [0026] 图 4 为本发明一种实施例的超声成像装置的结构框图;
- [0027] 图 5 为本发明一种实施例中高灵敏度成像步骤下的电压控制的示意图;
- [0028] 图 6 为本发明一种实施例中高灵敏度成像步骤下的电压控制时间示意图;
- [0029] 图 7 为本发明一种实施例中高灵敏度成像步骤下的温升控制示意图;
- [0030] 图 8 为本发明另一种实施例中高灵敏度成像步骤下的电压控制时间示意图。

#### 具体实施方式

[0031] 本发明各实施例中,在保证声输出指标 MI、Ispta. 3、TI 满足 FDA 法规要求、探头表面温升满足 IEC 法规要求的前提下,在特定的扫描时间内,适当降低第一模式发射能量,提高第二模式发射能量,从而提高超声血流成像的灵敏度,该扫描方法持续一段时间后,系统自动切换到正常扫描,同时约束用户在一定时间内不能再次进入该特定扫描方式,从而确保了声输出指标及探头表面温升始终满足 FDA 及 IEC 的法规要求。

[0032] 首先对本身请各实施例中用到的一些术语或概念进行解释。

[0033] (1) 正常成像步骤:是指普通超声成像时常采用的成像步骤,正常工作时,超声成像装置可以使用一种或者多种成像模式进行成像,例如,可以使用第一模式(例如,B 模式、M 模式和 / 或 D 模式等等)和第二模式(例如,C 模式和 / 或 D 模式等等)进行成像。本发明下文中的实施例中,以第一模式为 B 模式、第二模式为 C 模式为例进行说明。但是,本领域技术人员容易理解,这里的第一模式和第二模式也可以是任何其它适合的成像模式。

[0034] 本文中提到的各种成像模式(B 模式、C 模式、M 模式、D 模式等等)是指本发明所述技术领域中的技术人员所熟知的超声成像模式,在此不再具体详述。

[0035] 每个成像模式中,超声成像装置的发射模块通过超声探头以一定的发射电压向待检测对象发射该成像模式对应的脉冲信号。例如,在前述的第一模式为 B 模式、第二模式为 C 模式的实例中,第一模式(B 模式)下的发射脉冲较短、发射电压较大,而第二模式(C 模式)下的发射脉冲较长、发射电压较小。本文中,将正常成像步骤中第一模式的发射电压称为第一模式第一发射电压,类似地,将正常成像步骤中第二模式的发射电压称为第二模式第一发射电压。

[0036] (2) 高灵敏度成像步骤:是指以提高超声成像灵敏度(例如,血流成像灵敏度)为主要考虑因素(或者主要目的)的成像步骤。类似地,在高灵敏度成像步骤中,每个成像模式下,超声成像装置的发射模块也通过超声探头以一定的发射电压向待检测对象发射该成像模式对应的脉冲信号。本文中,将高灵敏度成像步骤中第一模式的发射电压称为第一模式

第二发射电压,类似地,将高灵敏度成像步骤中第二模式的发射电压称为第二模式第二发射电压。。

[0037] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0038] 实施例 1:

[0039] 本实施例提供一种超声成像装置,如图 2 所示,包括:电压控制模块 20、发射模块 21、超声探头 22、接收模块 23、信号处理模块 24 和显示模块 25。系统控制发射脉冲的形状及参与发射的阵元,通过电压控制模块 20 分别控制各个成像模式的发射电压,超声探头 22 把激励的电信号转化为声信号,发射到待检测对象(例如,人体组织)。待检测对象反射的超声回波经超声探头各阵元接收转换成电信号,形成超声回波信号(超声回波信号)。接收模块 23 接收这些超声回波信号(超声回波信号)并进行相应的处理,然后这些超声回波信号由信号处理模块 24 进行处理形成超声图像数据,形成的超声图像数据最后通过显示模块 25 予以显示。

[0040] 本发明的实施例中,虽然超声回波信号是指电信号,而从待检测对象返回的是声信号(超声回波),但是超声回波信号是由从待检测对象返回的超声回波获得,因此本文中仍然称该超声回波信号是“从待检测对象返回”的超声回波信号。

[0041] 类似地,虽然本发明的实施例中发射模块 21 是以脉冲信号形式的电脉冲激励超声探头的阵元以使阵元向待检测对象发射声信号(超声波),也就是说实际上向待检测对象发射的是声信号,但是由于这些声信号是由脉冲信号激励产生的,因为本文中仍然称之为“向待检测对象发射脉冲信号”,例如,“向待检测对象发射第一模式脉冲信号”、“向待检测对象发射第二模式脉冲信号”等等。也就是说,本文中提到的向待检测对象发射脉冲信号是指以脉冲信号激励超声探头的阵元使得阵元向待检测对象发射超声波。

[0042] 基于此超声成像装置实现的高灵敏度血流成像的超声成像方法,包括如下步骤。

[0043] 正常成像步骤,该正常成像步骤可以包括两种成像模式(例如,第一模式和第二模式),其的具体步骤可以如下所述。

[0044] 第一模式中,电压控制模块 20 控制发射模块 21 的发射电压为第一模式第一发射电压,发射模块 21 以第一模式第一发射电压通过超声探头 22 向待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收模块 23 接收从待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号,信号处理模块 24 对第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据。

[0045] 第二模式中,电压控制模块 20 控制发射模块 21 的发射电压为第二模式第一发射电压,发射模块 21 以第二模式第一发射电压通过超声探头 22 向待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收模块 23 接收从待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号,信号处理模块 24 对第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据。

[0046] 本发明的实施例中,第一模式成像(或者第一模式扫描)和第二模式成像(或者第二模式扫描)可以交替进行。例如,可以先进行一个或者多个第一模式线扫描,然后进行一个或者多个第二模式线扫描,再进行一个或者多个第一模式线扫描,再进行一个或者多个第二模式线扫描,以此类推。这里,“线扫描”是指超声成像中为获得一条扫描线数据而进行的扫描。

[0047] 本发明的实施例中,也可以是先进行一个或者多个第一模式帧扫描,然后进行一个或者多个第二模式帧扫描,再进行一个或者多个第一模式帧扫描,再进行一个或者多个

第二模式帧扫描,以此类推。这里,“帧扫描”是指超声成像中为获得一帧图像数据而进行的扫描。

[0048] 通过上述正常成像步骤,可以获得第一模式和第二模式下的图像数据,本文中分别称之为第一模式第一图像数据和第二模式第一图像数据。然后,显示模块 25 可以显示前述步骤中获得的第一模式第一图像数据(例如,B 模式图像数据)和第二模式第一图像数据(例如,C 模式图像数据)。

[0049] 第一模式扫描和第二模式扫描的发射波形和电压通常是分别进行独立控制,如图 3 所示,设第一模式扫描和第二模式扫描的发射电压分别为 VB 和 VC,正常成像步骤下,第一模式扫描可以选择较短的发射脉冲和较高的发射电压,第二模式扫描可以选择较长的发射脉冲和较低的发射电压。

[0050] 超声波信号进入人体,在经过一系列反射、散射和折射等物理过程后,部分能量返回换能器,此时在接收模块中,系统通过如高压开关切换到接收状态,换能器各阵元接收超声回波并将其转换为电信号(例如,前述的第一模式第一超声回波信号和第二模式第一超声回波信号),这些电信号由接收模块 23 接收并进行相应的处理。

[0051] 接收模块 23 和信号处理模块 24 可采用常用的超声回波信号处理与显示技术对超声回波信号进行处理。例如,首先将接收的超声回波信号转换为电信号,然后该电信号经模拟时间增益补偿(ATGC, Analog Time Gain Compensation)以补偿不同深度下的超声波衰减,进行模数转换后,模拟回波信号转换为数字超声回波信号然后被送往波束合成模块,波束合成模块通过延时计算控制各阵元回波信号的延时并进行变迹,以提高当前接收扫描线回波信号的信噪比。然后,与第一模式成像相关的进入第一模式信号处理环节进行包络检测等处理以获得第一模式第一图像数据;与第二模式成像相关的进入第二模式信号处理环节。例如,第二模式为 C 模式的实施例中,经波束合成后的第二模式第一超声回波信号通过壁滤波处理以滤除信号中的强组织回波信号,然后进入血流参数估计模块以获得当前血流速度、方差和能量,随后血流后处理模块对估计出来的血流信息进行帧相关、平滑等操作以改善血流形态;最后,第一模式第一图像数据(例如,二维图像数据)和血流图像数据(即第二模式第一图像数据)经显示模块组合,形成供显示屏同步显示的结果数据,如图 4 所示。这里所说的 ATGC、波束合成、正交解调、包络检测、壁滤波、血流参数估计、帧相关、平滑、显示等可以采用本领域技术人员所熟知的技术,在此不作详细说明。

[0052] 接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后,进入高灵敏度成像步骤,相应地该高灵敏度成像步骤也包括两种成像模式(例如,第一模式和第二模式),其的具体步骤可以如下所述。

[0053] 在第一模式中,电压控制模块 20 控制发射模块 21 的发射电压转变为第一模式第二发射电压,发射模块 21 以第一模式第二发射电压向待检测对象发射第一模式脉冲信号,接收模块 23 接收从待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号,信号处理模块 24 对第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据。

[0054] 在第二模式中,电压控制模块 20 控制发射模块 21 的发射电压转变为第二模式第二发射电压,发射模块 21 以第二模式第二发射电压向待检测对象发射第二模式脉冲信号,接收模块 23 接收从待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号,信号处理模块 24 对第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据。

[0055] 与前述的正常成像步骤类似,高灵敏度成像步骤中,第一模式成像(或者第一模式扫描)和第二模式成像(或者第二模式扫描)也可以交替进行。例如,一个实施例中,可以先进行一个或者多个第一模式线扫描,然后进行一个或者多个第二模式线扫描,再进行一个或者多个第一模式线扫描,再进行一个或者多个第二模式线扫描,以此类推。这里,“线扫描”是指超声成像中为获得一条扫描线数据而进行的扫描。或者,另外的实施例中,也可以是先进行一个或者多个第一模式帧扫描,然后进行一个或者多个第二模式帧扫描,再进行一个或者多个第一模式帧扫描,再进行一个或者多个第二模式帧扫描,以此类推。这里,“帧扫描”是指超声成像中为获得一帧图像数据而进行的扫描。

[0056] 本发明的实施例中,前述的第二模式第二发射电压高于第二模式第一发射电压,并且第一模式第二发射电压低于所述第一模式第一发射电压。

[0057] 本发明的实施例中,前述的第一模式第一发射电压和第二模式第一发射电压可以是相互不同的。前述的第一模式第二发射电压和第二模式第二发射电压也可以是相互不同的。

[0058] 该高灵敏度成像步骤中,获得了第一模式第二图像数据和第二模式第二图像数据之后,显示模块 25 可以显示该第一模式第二图像数据(例如, B 模式图像)和第二模式第二图像数据(例如, C 模式图像)。

[0059] 对于该高灵敏度成像步骤,发射脉冲的电源供给可以如图 5 所示,第二模式扫描可以选择较长发射脉冲和较高发射电压,而第一模式扫描可以选择较短发射脉冲和较低发射电压。本发明的实施例中,第二模式可以是对于成像灵敏度要求比较高的成像模式(例如, C 模式),在该高灵敏度成像步骤步骤中,第二模式使用了较高的发射电压,而第一模式使用了较低的发射电压,因此提高了成像(例如,血流成像)的灵敏度。

[0060] 进入高灵敏度成像步骤的触发信号可由操作者通过输入设备(如轨迹球或触摸屏或鼠标等)在超声成像装置中手动选择高灵敏度成像模式而产生(例如在正常成像步骤持续工作至少第二预设时间后选择),应理解,此时的超声成像装置中提供高灵敏度成像选项。其他实施例中,进入高灵敏度成像步骤的触发信号可以是由超声成像装置在正常成像步骤持续工作第二预设时间后自动产生,例如,超声成像装置中设置计数器对正常成像步骤进行计数,当到达预定计数值(也即预定的时间)时,产生高灵敏度成像步骤的触发信号,等等。也就是说,在正常成像步骤持续工作一段时间(如第二预设时间  $t_2$ )后自动切换为高灵敏度成像步骤。高灵敏度成像步骤触发后,第二模式扫描的发射电压  $V_C$  瞬时提高到 FDA 规定的 MI 的最大限制,满足了医用超声中声输出的指标标准,血流成像的灵敏度有所提高。

[0061] 本发明的实施例中,还可以包括恢复正常成像步骤,即可以在高灵敏度成像步骤持续第一预设时间  $t_1$  后,恢复为正常成像步骤。此时,该恢复正常成像步骤可以通过电压控制模块 20 在高灵敏度成像步骤持续第一预设时间  $t_1$  后控制发射模块 21 的发射电压恢复为前述的第一模式第一发射电压(第一模式中)或者第二模式第一发射电压(第二模式中)而实现。

[0062] 本发明的实施例中,还可以在高灵敏度成像步骤恢复为正常成像步骤之后的预设失效时间里,禁止触发高灵敏度成像步骤。这里,禁止触发高灵敏度成像步骤可以通过禁止用户或者超声成像系统产生高灵敏度成像步骤触发信号、和 / 或通过禁止电压控制模块 20

将发射模块 21 的发射电压转变为第一模式第二发射电压或者第二模式第二发射电压、或者任何其它适合的方式实现。

[0063] 本发明的实施例中,超声成像装置的高灵敏度成像步骤和正常成像步骤可以来回切换。在高灵敏度成像步骤中,第二模式的发射电压被提高,从而提高了成像(例如,血流成像)的灵敏度。同时,通过控制高灵敏度成像步骤的持续时间和禁止触发高灵敏度成像步骤的预设失效时间,可以保证超声成像装置的系统温度并不明显升高,不超过 IEC 的法规限制。也就是说,前述的第一预设时间和预设失效时间满足:使得当超声成像装置在高灵敏度成像步骤和正常成像步骤来回切换时,超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

[0064] 这里,高灵敏度成像步骤的持续时间和禁止触发高灵敏度成像步骤的预设失效时间的具体的值可以根据探头在各个模式下的具体的电压值或者功率、散热条件、探头的材料及探头材料的热相关的性质等等确定。该持续时间和预设失效时间的具体的值的具体的确定方法可以是任何适合的方法,例如,可以通过实验测定多组数据然后根据这些实验数据的统计、拟合、分析等等方法获得持续时间和 / 或预设失效时间与探头表面温升的函数关系,从而根据该函数关系确定某个具体的条件下对应的持续时间和 / 或预设失效时间;或者根据探头材料的热相关性质的公式、散热条件公式和 / 或电压或者功率与发热量之间的函数关系等等推导获得持续时间和 / 或预设失效时间与探头表面温升的函数关系或者直接推导获得特定条件下的持续时间和 / 或预设失效时间;等等。这些实验、实验数据处理和 / 或推导方法的具体步骤可以是本领域技术人员熟知的,在此不再赘述。

[0065] 本发明实施例中,在多工发射状态下使正常成像步骤进入高灵敏度成像步骤,并在高灵敏度成像步骤下提高第二模式脉冲的发射电压、降低第一模式脉冲的发射电压,而由于第二模式脉冲发射电压的提高,从而可使得成像的灵敏度得以提高,且由于第一模式脉冲发射电压的降低以及成像模式的切换,为保证超声成像装置的系统温度并不明显升高提供了可能。

[0066] 实施例 2:

[0067] 本实施例与实施例 1 的不同之处在于:对高灵敏度成像步骤中提高的第二模式脉冲发射电压(即前述的第二模式第二电压)的限制。此时,本实施例的发射模块或发射步骤涉及的具体扫描过程如图 6 所示,正常成像步骤下,第二模式扫描的工作电压较小,当高灵敏度成像步骤触发后,第二模式扫描的发射电压 VC 瞬时提高到 FDA 规定的 MI 的最大限制,满足医用超声中声输出的指标标准,而第一模式扫描的发射电压 VB 则相应地降低,该高灵敏度成像步骤持续工作第一预设时间 t1 后,自动切换为正常成像步骤,正常成像步骤持续工作第二预设时间 t2,尽可能地保证超声成像装置的系统温度并不明显升高,不超过 IEC 的法规限制。基于此,第一预设时间 t1 的调整原则是:若第一预设时间越长,则第二模式脉冲的发射电压被提高的电压幅度越小,也就是说前述的第二模式第二发射电压相对于第二模式第一电压提高的电压幅度越小。

[0068] 实施例 3:

[0069] 基于实施例 1,本实施例中,从高灵敏度成像步骤切换回正常成像步骤后,正常成像步骤持续工作一段时间(如第二预设时间 t2),第二预设时间大于或等于预设失效时间。实现时,t1 和 t2 限定为:超声成像装置采用高灵敏度成像步骤和正常成像步骤来回切换工

作若干个 ( $t_1+t_2$ ) 时间后, 超声探头的表面温升满足医用超声中关于探头表面温升的限制标准。从而, 可以保证超声成像装置不会出现因为持续工作在较高发射能量的情况, 最终保证了在所有工作时间内, 探头表面温升都不会超过 IEC 的法规要求。

[0070] IEC 规定在任何情况下, 探头表面的温度在系统开始工作后的半小时内均不得超过 43 度。本实施例在发射电压满足 FDA 规定的 MI 及  $I_{spta.3}$  的要求的前提下, 通过控制高灵敏度成像步骤的持续时间  $t_1$  和切换回正常成像步骤后的失效时间, 保证用户即使持续低在高灵敏度成像步骤和正常成像步骤这两种状态之间反复切换达到半小时的极限工作状态下, 探头表面温升仍然满足 IEC 法规要求。和实施例 2 相似,  $t_1$  持续时间调整的原则是若持续时间变长, 则第二模式的相应发射电压变低, 探头表面温度  $T$  变化及电压  $V_B$ 、 $V_C$  的变化随时间  $t$  的变化关系可以如图 7 所示。

[0071] 实施例 4:

[0072] 前述实施例 1-3 中由于采用高灵敏度成像步骤, 使得第一模式脉冲的发射电压降低, 可能会使得第一模式图像数据有所减弱, 基于此, 本实施例对前述各实施例作出改进, 即在对接收的回波信号处理时, 通过自动增益补偿方法对第一模式图像亮度进行补偿。这里自动增益补偿的方法可以参考常用的数字图像处理中的相关技术实现, 例如对获得的第一模式图像数据进行基于像素的灰度特征的图像增强处理等, 所说的灰度特征包括但不限于灰度直方图、灰度均值、灰度方差、灰度梯度等等。从而, 采用本实施例的超声成像方法不仅能提高血流成像的灵敏度, 而且第一模式图像的质量也不受影响。

[0073] 实施例 5:

[0074] 本实施例与前述实施例的不同之处在于, 当处于高灵敏度成像步骤时, 停止第一模式扫描, 即直接关闭第一模式脉冲信号的发射, 第一模式脉冲信号的发射电压为零, 如图 8 所示, 从而可以获得更高的第二模式脉冲信号的发射电压, 提高成像灵敏度; 而在将第一模式图像数据和第二模式图像数据合成以便显示之前, 这里用于合成显示的第一模式图像数据 (即第一模式第二图像数据) 采用之前缓存的正常成像步骤中的第一模式图像数据 (即第一模式第一图像数据), 即采用触发高灵敏度成像步骤之前的第一模式图像数据作为高灵敏度成像步骤时的第一模式图像数据。也就是说, 读取前述的第一模式第一图像数据作为这里的第一模式第二图像数据 (容易理解, 此时第一模式第一图像数据和第一模式第二图像数据相同)。从而, 采用本实施例的超声成像方法不仅能提高血流成像的灵敏度, 而且第一模式图像数据的质量也不受影响。

[0075] 前述的各个实施例中, 虽然以第一模式为 B 模式、第二模式为 C 模式为例进行了说明, 但是本发明的实施例中, 其中的“第一模式”和“第二模式”分别可以是任何适合的超声成像模式。特别地, 第二模式可以是对于成像灵敏度要求比较高的成像模式 (例如, 用于血流成像的 C 模式)。例如, 第一模式可以为 B 模式、M 模式和 / 或 D 模式等等, 第二模式可以为 C 模式和 / 或 D 模式等等。

[0076] 由前述内容可见, 本发明的实施例中提供了一种超声成像装置。该超声成像装置包括电压控制模块 20、发射模块 21、超声探头 (又称探头) 22、接收模块 23、信号处理模块 24 和显示模块 25。

[0077] 发射模块 21 用于在正常成像步骤中, 以第一模式第一发射电压通过超声探头 22 向待检测对象发射第一模式脉冲信号, 以及以第二模式第一发射电压通过 22 超声探头向

待检测对象发射第二模式脉冲信号；以及用于在高灵敏度成像步骤中，以第一模式第二发射电压通过超声探头 22 向待检测对象发射第一模式脉冲信号，以及以第二模式第二发射电压通过超声探头 22 向待检测对象发射第二模式脉冲信号。

[0078] 电压控制模块 20 用于在正常成像步骤中，控制发射模块 21 的发射电压为第一模式第一发射电压或者第二模式第一发射电压；以及用于在接收到进入高灵敏度成像步骤的触发信号后，控制发射模块 21 的发射电压转变为第一模式第二发射电压或者第二模式第二发射电压。

[0079] 接收模块 23 用于在正常成像步骤中，接收从待检测对象返回的第一模式第一超声回波信号（由待检测对象反射在第一模式第一发射电压下发射的第一模式脉冲信号而获得）和从待检测对象返回的第二模式第一超声回波信号（由待检测对象反射在第二模式第一发射电压下发射的第二模式脉冲信号而获得）；以及用于在高灵敏度成像步骤中，接收从待检测对象返回的第一模式第二超声回波信号（由待检测对象反射在第一模式第二发射电压下发射的第一模式脉冲信号而获得）和从待检测对象返回的第二模式第二超声回波信号（由待检测对象反射在第二模式第二发射电压下发射的第二模式脉冲信号而获得）。

[0080] 信号处理模块 24 用于在正常成像步骤中，对第一模式第一超声回波信号进行处理以获得第一模式第一图像数据和对第二模式第一超声回波信号进行处理以获得第二模式第一图像数据；以及用于在高灵敏度成像步骤中，对第一模式第二超声回波信号进行处理以获得第一模式第二图像数据和对第二模式第二超声回波信号进行处理以获得第二模式第二图像数据。

[0081] 显示模块 25 用于显示前述的第一模式第一图像数据和第二模式第一图像数据；或者显示前述的第一模式第二图像数据和第二模式第二图像数据。

[0082] 其中，本实施例的超声成像装置中，第二模式第二发射电压高于第二模式第一发射电压，并且第一模式第二发射电压低于第一模式第一发射电压。

[0083] 本发明的实施例中，电压控制模块 20 还在高灵敏度成像步骤持续第一预设时间后，控制发射模块 21 的发射电压恢复为第一模式第一发射电压（第一模式成像时）或者第二模式第一发射电压（第二模式成像时）。

[0084] 本发明的实施例中，在发射模块 21 的发射电压恢复为第一模式第一发射电压或者第二模式第一发射电压之后的预设失效时间内，禁止触发前述的高灵敏度成像步骤。

[0085] 类似地，本发明的实施例中，前述的第一预设时间和预设失效时间满足：使得当超声成像装置在高灵敏度成像步骤和正常成像步骤来回切换时，超声探头的表面温升满足医用超声中探头表面温升的限制标准。

[0086] 综上，本发明提出了一种实现高灵敏度血流成像的超声成像方法和装置，通过直接提高第二模式扫描下第二脉冲发射电压的方法显著提高了血流成像的灵敏度，对微小血流和困难病人具有明显的优势，提高了医生的诊断信心。

[0087] 本领域技术人员可以理解，上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成，该程序可以存储于一计算机可读存储介质中，存储介质可以包括：只读存储器、随机存储器、磁盘或光盘等。

[0088] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱

---

离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

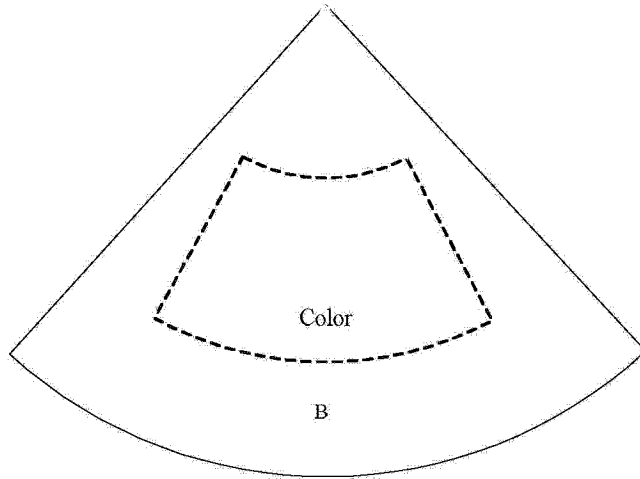


图 1

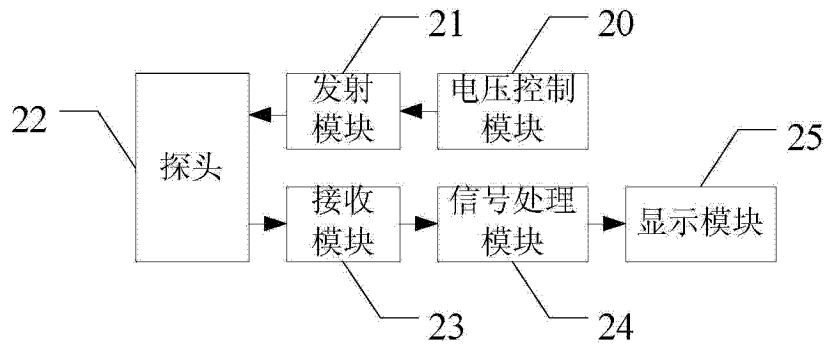


图 2

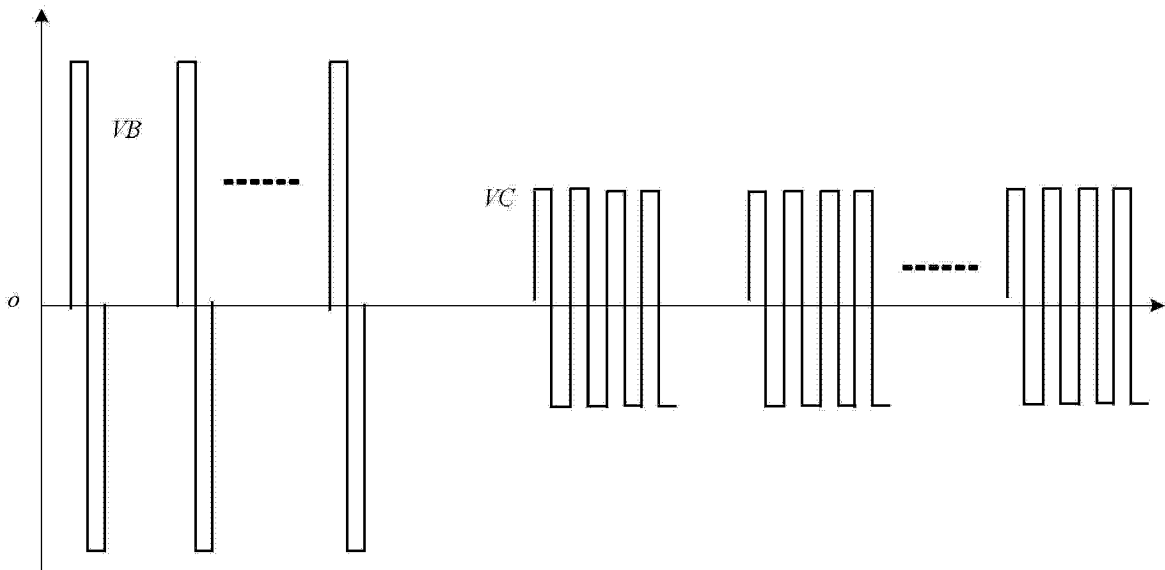


图 3

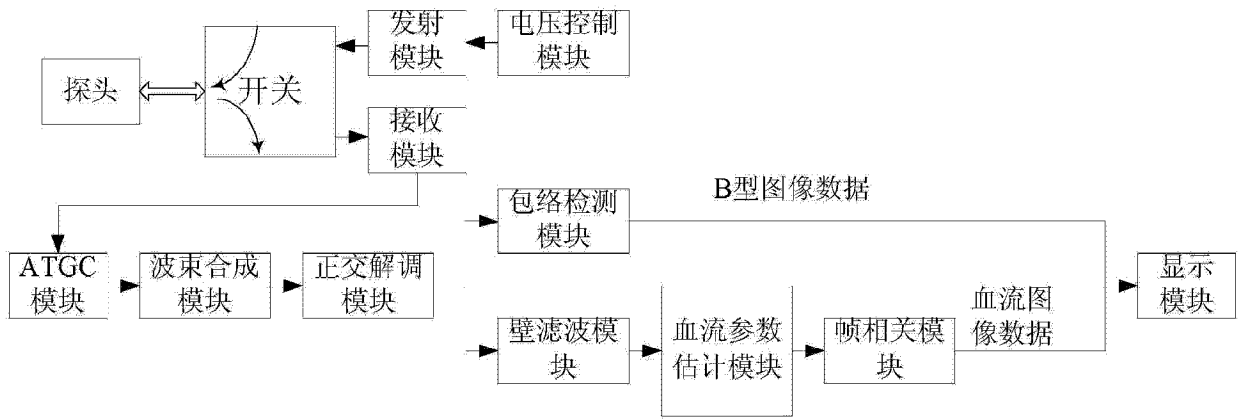


图 4

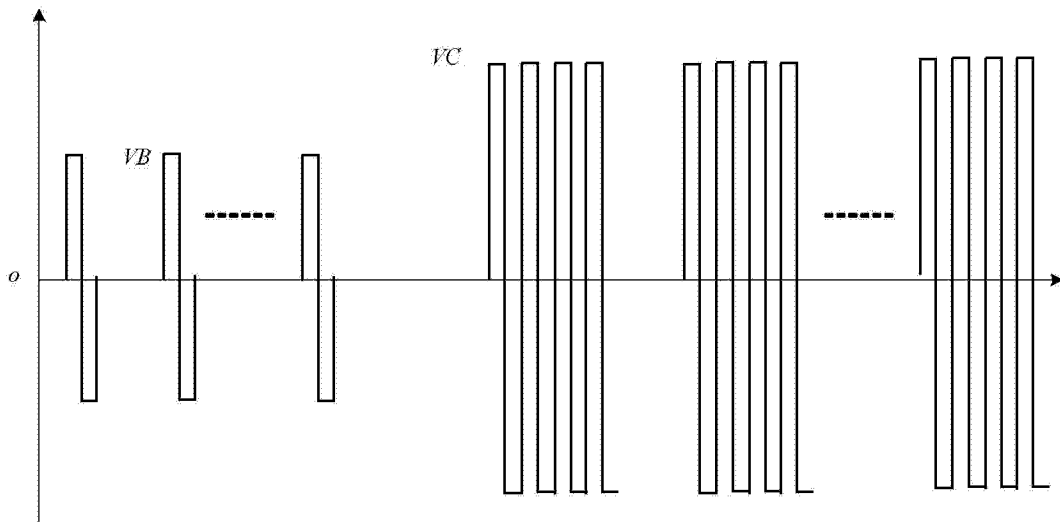


图 5

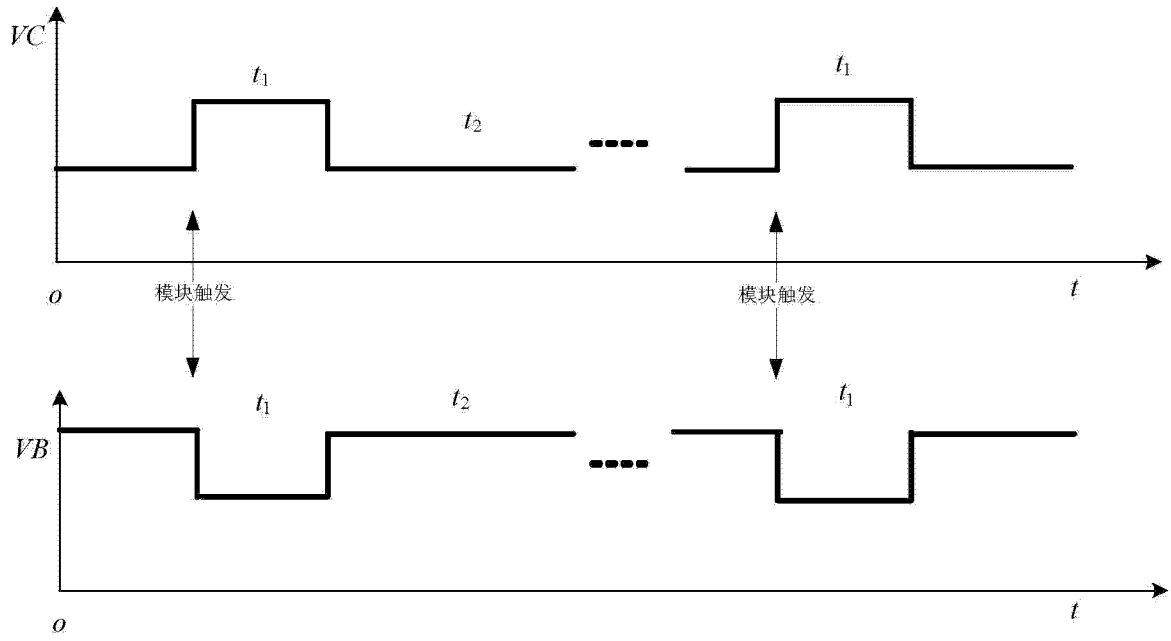


图 6

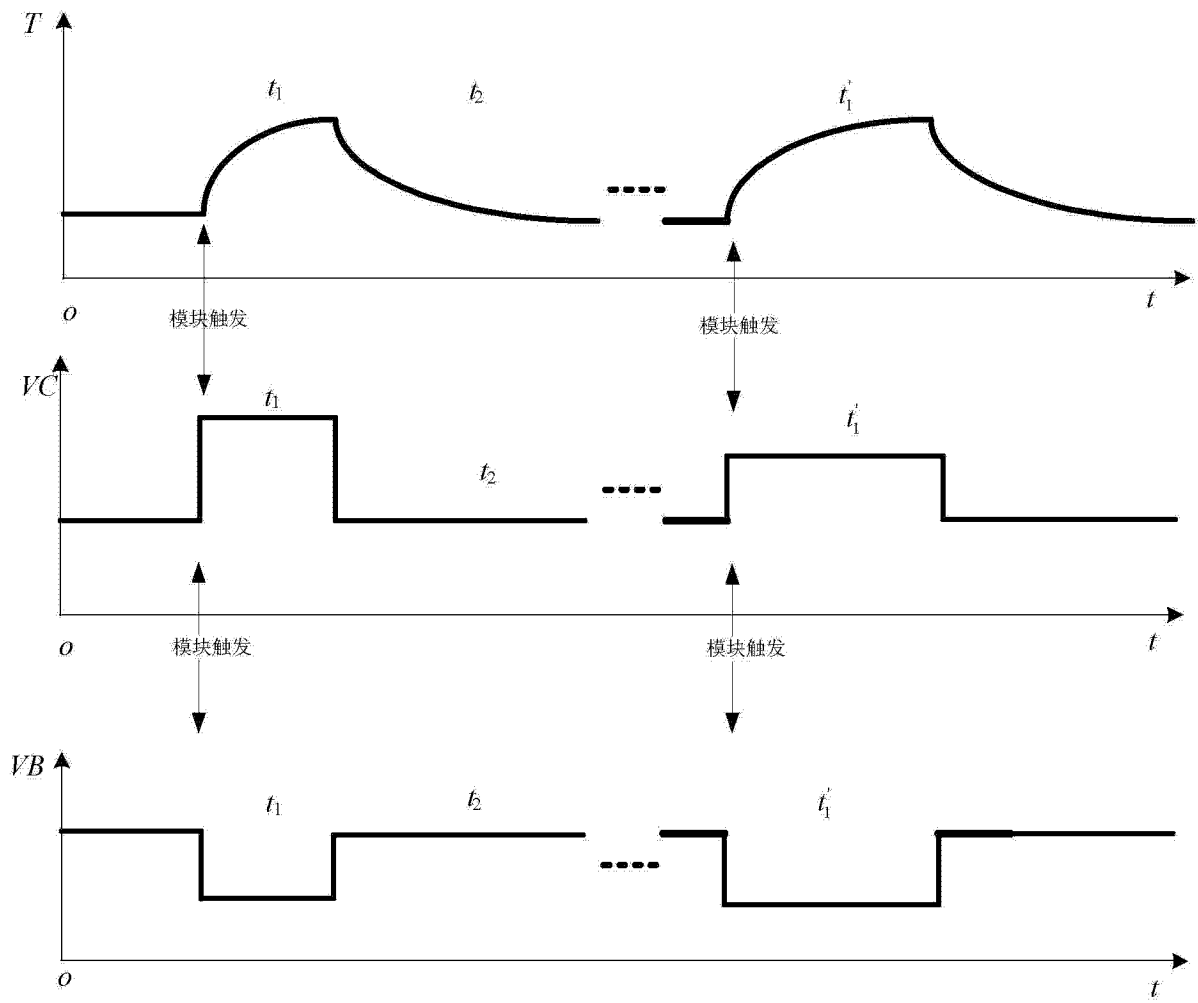


图 7

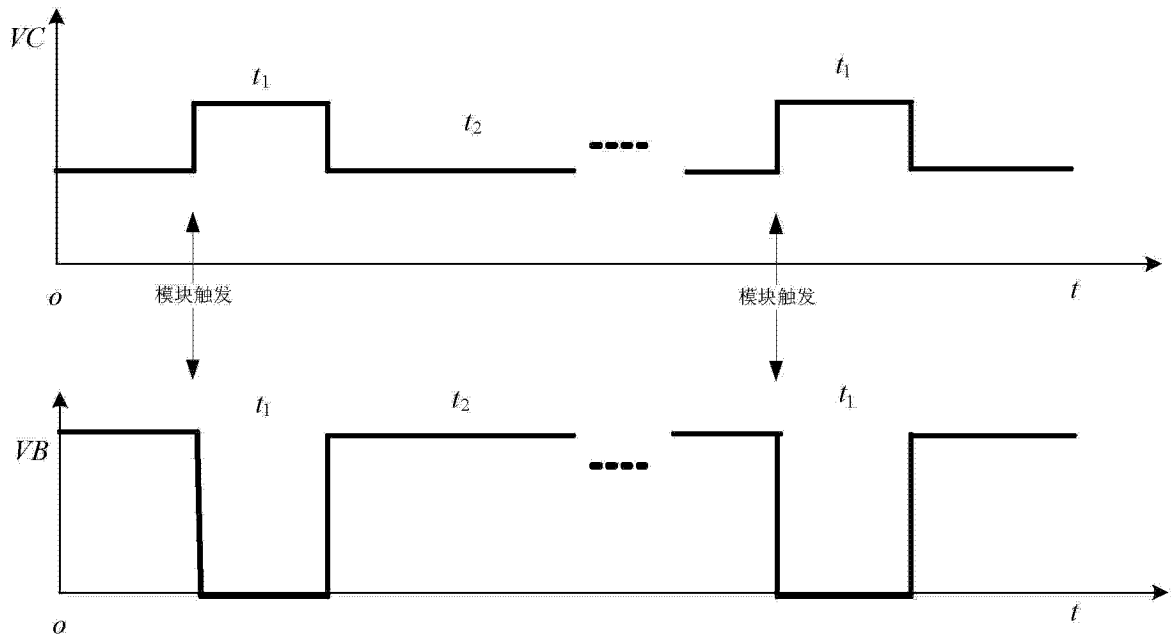


图 8

专利名称(译)	实现高灵敏度成像的超声成像方法、超声成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN104414689A</a>	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201310404746.4	申请日	2013-09-06
[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	李雷 杨鹏飞		
发明人	李雷 杨鹏飞		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 A61B8/54 A61B8/48 A61B8/5207 G01S7/5202 G01S15/8979 A61B8/06		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN104414689B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及实现高灵敏度成像的超声成像方法和超声成像装置，包括：正常成像步骤下，对待检测对象进行若干次组合扫描，每一次组合扫描包括第一模式扫描和第二模式扫描；进入高灵敏度成像步骤，此时第二模式脉冲的发射电压被调整为高于正常成像步骤下第二模式脉冲的发射电压，且第一模式脉冲的发射电压被调整为低于正常成像步骤下第一模式脉冲信号的发射电压。本发明实施例中通过增加高灵敏度成像步骤，使第二模式脉冲发射电压得以提高而第一模式脉冲发射电压降低，从而可提高成像的灵敏度。

