



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104523294 B

(45)授权公告日 2016.09.21

(21)申请号 201410856098.0

(22)申请日 2014.12.31

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104523294 A

(43)申请公布日 2015.04.22

(73)专利权人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大

学城学苑大道1068号

(72)发明人 叶为镭 邱维宝 郑海荣 郭宁

(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 吴平

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

WO 2009/045885 A2,2009.04.09,

US 2014/0018676 A1,2014.01.16,

US 2014/0206996 A1,2014.07.24,

CN 101125088 A,2008.02.20,

CN 1555760 A,2004.12.22,

CN 102949212 A,2013.03.06,

牛金海等.肿瘤热疗中的超声无损测温技术.《生物医学工程学杂志》.2000,第17卷(第2期),

孙志民等.无损估计体内温度的超声方法.《中国医疗器械信息》.2003,

审查员 薛艳华

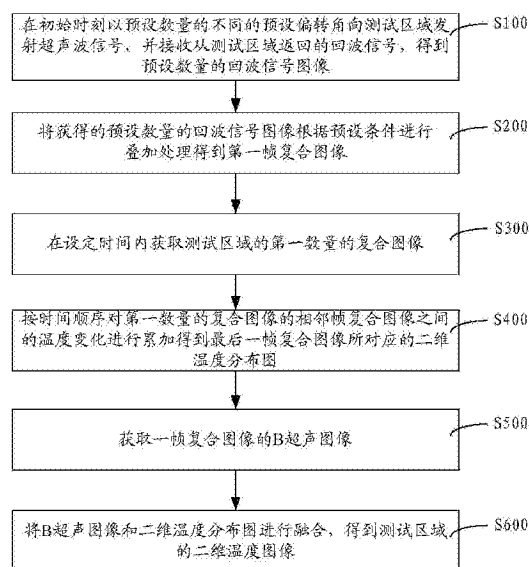
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

基于平面波的超声温度成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于平面波的超声温度成像方法。该方法包括以下步骤：在初始时刻以预设数量的不同的预设偏转角向测试区域发射超声波信号，并接收从测试区域返回的回波信号，得到预设数量的图像；将获得的预设数量的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像；在设定时间内获取测试区域的第一数量的复合图像；按时间顺序对第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图；获取一帧复合图像的B超声图像；将B超声图像和二维温度分布图进行融合，得到测试区域的二维温度图像。其对温变引起的超声射频数据变化具有很好的灵敏度，有利于温度的估计。且能够保证图像的分辨率和对比度。



1. 一种基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

在初始时刻以预设数量的不同的预设偏转角向测试区域发射超声波信号,并接收从所述测试区域返回的回波信号,得到所述预设数量的回波信号的图像;

将获得的所述预设数量的回波信号的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像;

在设定时间内获取测试区域的第一数量的复合图像;

按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图;

获取一帧所述复合图像的B超声图像;

将所述B超声图像和所述二维温度分布图进行融合,得到测试区域的二维温度图像;

其中,在向所述测试区域发射超声波信号时,采用全阵列同时发射的方式进行发射,且接收从所述测试区域返回的回波信号时,也采用全阵列同时接收的方式接收。

2. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,所述将获得的所述预设数量的回波信号的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像,包括以下步骤:

对所述预设数量的回波信号的图像进行累加,得到累加图像;

将所述累加图像以所述预设数量进行平均计算,得到第一帧复合图像。

3. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,步骤获取一帧所述复合图像的B超声图像中获取所述第一帧复合图像的B超声图像。

4. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,所述按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图,包括以下步骤:

按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间进行快速二维互相关温度计算,得到相邻帧复合图像之间的温度变化关系;

将所计算得到的所有相邻帧复合图像之间的温度变化关系进行累加,得到最后一帧复合图像所对应的温度状态,并以伪彩色的形式表征所述最后一帧复合图像对应的二维温度分布图。

5. 根据权利要求4所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,使用现场可编程门阵列进行相邻帧复合图像之间的快速二维互相关温度计算。

6. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,生成的每帧复合图像都存入到缓存中,在进行相邻帧复合图像之间的温度变化计算时,从所述缓存中读取每帧复合图像。

7. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,通过对一帧所述复合图像进行包络检波、归一化处理及对比拉伸获得所处理的复合图像的B超声图像。

8. 根据权利要求1所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,通过对线阵列探头的延时实现发送具有预设偏转角的平面超声波信号。

9. 根据权利要求1至8任一项所述的基于平面波的超声温度成像方法,其特征在于,还包括采用时间增益补偿对从测试区域返回的不同深度的回波信号进行相应的增益放大的步骤。

基于平面波的超声温度成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及温度检测技术领域,尤其涉及一种基于平面波的超声温度成像方法。

背景技术

[0002] 随着医疗技术的快速发展,肿瘤等不治之症已开始被逐步攻克。但是,肿瘤类型繁多,且特性不一,因此,肿瘤治疗依然是研究的难点,治疗方法也多样化。

[0003] 当前,有效的肿瘤治疗方法有:手术切除、放疗、化疗、热疗、热消融、微创介入治疗等。

[0004] 良性肿瘤可以通过手术的方法有效切除,但是恶性肿瘤由于分化特异性大,生长速度快、易转移,手术方法就很难治愈。因此,常常需要采用放疗、化疗等方法。其中,热敏脂质靶向药物治疗是将治疗药物运送到肿瘤细胞处,通过外部热源使放药区温度升高,热敏脂质达到相变温度后,释放药物;热疗的方法是通过外部的热源加热肿瘤组织,使其处于42-45℃,促使肿瘤细胞发生一系列的生理变化,有效的辅助放疗和化疗。

[0005] 在外部热源对肿瘤区域加热过程中,通常需要一种温度测量的装置检测靶区的温度状态。常见的测温方法可分为有创测温和无创测温。有创测温是将测温传感器插入治疗区达到温度监测的目的;而无创测温则是通过体外无创的方法测量温度。当前临床上应用得较成熟的无创测温方法有红外测温、核磁共振温度测量、超声测温等方法。

[0006] 红外测温是利用热源辐射红外线,通过红外探测器将辐射功率转换成电信号后,根据红外热量和温度关系检测出热源的溫度。

[0007] 核磁共振温度成像技术是通过量化与温度相关的参数,得到温度随空间得分布图,可提供的温度参数有纵向弛豫时间、横向弛豫时间、质子共振频率等。该方法能够提供高质量的诊断和引导信息。

[0008] 超声测温技术是利用了超声波随组织温度变化引起回波信号偏移从而对待测温进行量化。

[0009] 热电偶等有创测温方法,不仅对组织体造成创伤,而且不能准确测量热区的温度变化,对于深部组织的测温难度更大,同时还有可能导致肿瘤细胞医源性扩散的危险。

[0010] 红外测温方法仅限于浅表的温度测量,对于深部组织的热源红外线检测存在很大的难度,易受近表处的温热红外源影响,产生较大的测量误差。

[0011] 核磁共振温度成像方法,设备成本高昂,体积大,不可移动,易受外界兼容环境影响,且无法做到实时监控。

[0012] 基于传统超声成像方法的测温技术,由于受到系统帧频的限制,帧频只能达到几百帧,相对与高强度聚焦超声治疗引起的组织快速温升,根据不同强度,温升在2-10℃/s左右,传统超声很难捕捉到这样急剧的温变,因此该方法只能应用在低温变,且温升较缓的测温中。

发明内容

[0013] 基于此,有必要针对传统超声测温技术对测量区域温度变化灵敏度低的问题,提供一种能够灵敏测量温度快速变化的基于平面波的超声温度成像方法。

[0014] 为实现本发明目的提供的一种基于平面波的超声温度成像方法,包括以下步骤:

[0015] 在初始时刻以预设数量的不同的预设偏转角向所述测试区域发射超声波信号,并接收从所述测试区域返回的回波信号,得到所述预设数量的回波信号的图像;

[0016] 将获得的所述预设数量的回波信号的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像;

[0017] 在设定时间内获取测试区域的第一数量的复合图像;

[0018] 按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图;

[0019] 获取一帧所述复合图像的B超声图像;

[0020] 将所述B超声图像和所述二维温度分布图进行融合,得到测试区域的二维温度图像;

[0021] 其中,在向所述测试区域发射超声波信号时,采用全阵列同时发射的方式进行发射,且接收从所述测试区域返回的回波信号时,也采用全阵列同时接收的方式接收。

[0022] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,所述将获得的所述预设数量的回波信号的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像,包括以下步骤:

[0023] 对所述预设数量的回波信号的图像进行累加,得到累加图像;

[0024] 将所述累加图像以所述预设数量进行平均计算,得到第一帧复合图像。

[0025] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,步骤获取一帧所述复合图像的B超声图像中获取所述第一帧复合图像的B超声图像。

[0026] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,所述按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图,包括以下步骤:

[0027] 按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间进行快速二维互相关温度计算,得到相邻帧复合图像之间的温度变化关系;

[0028] 将所计算得到的所有相邻帧复合图像之间的温度变化关系进行累加,得到最后一帧复合图像所对应的温度状态,并以伪彩色的形式表征所述最后一帧复合图像对应的二维温度分布图。

[0029] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,使用现场可编程门阵列进行相邻帧复合图像之间的快速二维互相关温度计算。

[0030] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,生成的每帧复合图像都存入到缓存中,在进行相邻帧复合图像之间的温度变化计算时,从所述缓存中读取每帧复合图像。

[0031] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,通过对一帧所述复合图像进行包络检波、归一化处理及对比拉伸获得所处理的复合图像的B超声图像。

[0032] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,通过对线阵列探头的延时实现发送具有预设偏转角的平面超声波信号。

[0033] 作为一种基于平面波的超声温度成像方法的可实施方式,还包括采用时间增益补

偿对从测试区域返回的不同深度的回波信号进行相应的增益放大的步骤。

[0034] 本发明的有益效果包括：本发明提供的本发明的基于平面波的超声温度成像方法，避免了传统超声成像方法多次发射接收而导致的帧频率低的问题，本方法中的帧频可达到1000帧以上，因此，对温变引起的超声射频数据变化具有很好的灵敏度，有利于温度的估计。且采用多偏移角度复合成像，保证了图像的分辨率和对比度。同时，采用本发明的方法在进行人体组织温度测试，对人体无损伤，测试快速且成本低。

附图说明

[0035] 图1为本发明一种基于平面波的超声温度成像方法的一具体实施例的流程图；

[0036] 图2为本发明一种基于平面波的超声温度成像方法所使用的测试设备的示意图；

[0037] 图3为本发明一种基于平面波的超声温度成像方法中具有偏转角的平面波示意成像计算示意图；

[0038] 图4为本发明一种基于平面波的超声温度成像方法的一具体实施例的流程图。

具体实施方式

[0039] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图对本发明的基于平面波的超声温度成像方法的具体实施方式进行说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0040] 本发明一实施例的基于平面波的超声温度成像方法，如图1所示，包括以下步骤：

[0041] S100，在初始时刻以预设数量的不同的预设偏转角向所述测试区域发射超声波信号，并接收从所述测试区域返回的回波信号，得到所述预设数量的回波信号的图像。此处需要说明的是，所述初始时刻是指在某段时间内进行测试区域温度检测时，开始获得测试区域温度图像的时刻，且在初始时刻后的连续时间内都在测试区域采用超声方式进行温度检测。而所述以预设数量的不同的预设偏转角向所述测试区域发射超声波信号，是指每次向所述测试区域发送带有偏转角的平面超声波信号，而且每次所发送的平面超声波信号的偏转角不同。当然，也可以发送两次或者多次相同偏转角的超声波信号，但是在计算时使用不同偏转角的声波信号。且预设数量的超声波信号也是按时间顺序每次发送一个超声波信号实现的。

[0042] 其中，在向所述测试区域发射超声波信号时，采用全阵列同时发射的方式进行发射，且接收从所述测试区域返回的回波信号时，也采用全阵列同时接收的方式接收。其不同于传统技术中基于超声聚焦成像的方法，采用全阵列同时发射超声波信号，接收回波信号，使超声成像的帧频高，因此，检测灵敏性好。

[0043] 如图2所示，为本发明的基于平面波的超声温度成像方法所使用的测试设备连接示意图。

[0044] 其中，超声换能器001实现电声信号的互相转换，用于向测试区域（一般为人体组织）发射超声波信号，并接收从测试区域散射回来的回波信号。

[0045] 超声发射/接收模块002是用于产生激励超声换能器所需的高压脉冲信号以及回波信号的接收。所述超声发射/接收模块002完成回波信号接收后，发送回波信号至低噪声的前置放大器003。通常在超声发射/接收模块002和前置放大器003电路区域还会加一由高

压隔离电路和近场抑制电路构成的保护电路004。高压隔离电路可防止由于发射的高压脉冲信号及回波信号进入系统时电压过高造成电路损坏。近场抑制电路主要是为了避免近场范围内人体组织对深度人体组织的信号产生影响。

[0046] 前置放大器003用于放大发射接收模块传输来的信号,由于超声波经人体组织传播后衰减得很微弱,因此,对回波信号进行低噪声的前置放大可以得到较高信噪比的信号。

[0047] 设置在前置放大器003之后的滤波器005用于滤除系统里引入的噪声,避免回波信号因噪声而是真。

[0048] 因为超声波到达人体内的深度不同,声波的衰减也不一样,随入射深度的增加回波信号将减弱,结果时间增益补偿可以使检测深度范围内的图像均匀性较好。

[0049] A/D转换模块006用于将采集到的模拟信号转换成数字信号,以便后续的计算机信号处理实现。

[0050] 时间增益补偿模块007用于对不同深度的回波信号进行不同增益的放大。

[0051] FPGA008为现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array),为整个测试设备的核心控制器件。其除了实现发射阵元控制、波束形成等硬件控制外,还用于进行辅助计算。

[0052] 其中,预设偏转角可以是0度也可以为其他数值,如可以设定最大偏转角为 ± 18 度,发射的超声波信号的偏转角从0度开始每次间隔0.5度向正向或者负向偏转,测试设备在能力范围内每隔一定时间发射一个带有偏转角的超声波信号,直至偏转角达到正负18度。

[0053] 再例如发射的超声波可为带有 $-4^\circ, -3^\circ, -2^\circ, -1^\circ, 0^\circ, 1^\circ, 2^\circ, 3^\circ, 4^\circ$ 偏转角的超声波。这样九个角度从 $-4 \sim 4$ 度每隔1度偏转一次。但是在实际检测中,具体的偏转角度、间隔角度及偏转次数依据可根据检测组织的特征而定。

[0054] S200,将获得的所述预设数量的回波信号的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像。

[0055] 发送的超声波(平面波)的角度偏移可通过对线阵列探头的延时来实现,如图3所示,当偏转角为 θ_j 时,平面波声场中一点 (x, z) 处的发射时间线为 $\tau_{ec}(\theta_j, x, z) = (z \cos \theta_j + x \sin \theta_j) / c$,其中 c 为声速,阵元 x_i 的接收时间线为 $\tau_{rec}(x_i, x, z) = \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2} / c$,因此,总的发射接收时间为 $\tau(\theta_j, x_i, x, z) = \tau_{ec} + \tau_{rec}$ 。从而,通过对每个散射体的回波信号相干叠加可以得到图像上每一点 (x, z) ,即 $s(x, z, \theta_j) = \int p(x_i) r(\theta_j, x_i, x, z) dx_i$ 。最后将预设数量的偏转后得到的图像复合叠加求平均, $s(x, z) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n s(x, z, \theta_j)$,最终得到多角度平面波的复合图像。

[0056] 此处需要说明的是,在对预设数量的图像进行叠加时,可以直接对所述预设数量的回波信号的图像进行累加,得到累加图像之后,再将所述累加图像以所述预设数量进行平均计算,得到第一帧复合图像。也可以对预设数量的图像进行一定的加权平均计算,同样可以得到最终的复合图像。

[0057] 本步骤中通过平面波偏移多个角度后,分别获得多幅图像进行复合成像,能够有效避免单一平面波的图像分辨率低的问题,提高图像的分辨率,且同时能够保证足够的帧频。

[0058] S300,在设定时间内获取测试区域的第一数量的复合图像。

[0059] 需要说明的是,本步骤中进行复合图像的计算与前面的步骤S100和步骤S200中的方法基本相同。在实际测试过程中,测试设备在设定时间内从开始发送预设数量的超声波信号后,根据返回的回波信号构成第一个复合图像。此时超声波信号的发送并没有停止,而是进入下一个循环,继续发送所述预设数量的具有预设偏移量的超声波信号,并根据返回的回波信号构成第二个复合图像,并依次进行,持续获得多个复合图像。在计算某一时刻的温度超声温度图像时,则获取从初始点到这一个时刻之间的所有的复合图像,设在达到设定时间时共获取到第一数量个复合图像。则在下一步骤中对获得的第一数量个复合图像进行进一步的处理。

[0060] S400,按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图。

[0061] 其中,相邻帧复合图像之间的温度变化根据如下公式进行计算:

$$[0062] \quad \Delta T(z) = \frac{c_0}{2(\alpha - \beta)} \cdot \frac{\partial t(z)}{\partial z}$$

[0063] 其中, $\Delta T(z)$ 是温度变化, c_0 是初始时刻的声速, α 膨胀线性系数, β 是声速随温度变化系数, $k = \frac{1}{\alpha - \beta}$ 对于特定组织(确定的测试区域)可认为是常数。 $t(z)$ 为 z 深度处温度变

化引起的回波时移, $\frac{\partial t(z)}{\partial z}$ 为 z 深度处回波时移的梯度变化。计算温度变化是和超声回波信号时移的轴向梯度成比例的,因此,如前面所述,采用全阵列同时发射的方式进行发射超声波信号,也采用全阵列同时接收的方式接收回波信号。会使温度变化检测灵敏性大大提高。

[0064] S500,获取一帧所述复合图像的B超声图像。其中,B超声图像可以是已经获取的复合图像中的任意一帧的B超声图像。当然,最好是采用第一帧复合图像的B超声图像,如此在最终图像融合时是以初始时刻的温度作为参考。获取的复合图像存储到测试设备的存储单元中,并采用计算机数字成像的方法将复合图像的B超声图像显示出来。

[0065] S600,将所述B超声图像和所述二维温度分布图进行融合,得到测试区域的二维温度图像。本发明的基于平面波的超声温度成像方法,避免了传统超声成像方法多次发射接收而导致的帧频率低的问题,本方法中的帧频可达到1000帧以上,因此,对温变引起的超声射频数据变化具有很好的灵敏度,有利于温度的估计,且可以实时观测超声换能器纵向平面范围内组织的二维温度变化。采用多偏移角度复合成像,保证了图像的分辨率和对比度。同时,采用本发明的方法在进行人体组织温度测试,对人体无损伤,测试快速且成本低。

[0066] 在其中一个实施例中,所述按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图,包括以下步骤:

[0067] S410,按时间顺序对所述第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间进行快速二维互相关温度计算,得到相邻帧复合图像之间的温度变化关系;

[0068] S420,将所计算得到的所有相邻帧复合图像之间的温度变化关系进行累加,得到最后一帧复合图像所对应的温度状态,并以伪彩色的形式表征所述最后一帧复合图像对应的二维温度分布图。

[0069] 如图4所示,将所获得的每帧复合图像对应的复合射频数据存储到数据存储单元

(或者缓存)中,设分别为第 i 帧复合射频数据,第 $i+1$ 帧复合射频数据,……,共第一数量个复合射频帧数据。使用现场可编程门阵列进行相邻帧复合图像之间的快速二维互相关温度计算。为了提高系统成像速度,可在读取数据存储单元中的每帧复合射频数据的同时对相邻帧的复合射频数据进行快速二维互相关温度计算,可以得到第 $i+1$ 帧相对于第 i 帧的温度变化,将第一数量的复合射频数据,两两帧之间的温度变化通过累加器进行累加,则可得到设定时间内最后帧时刻所处的温度状态,并以伪彩色的形式表示。最后将B超声图像的灰度图和温度状态的伪彩色图进行融合,即得到二维超声温度图像。

[0070] 需要说明的是,对于B超声图像的获取,需要通过对一帧所述复合图像进行包络检波、归一化处理及对比度拉伸获得所处理的复合图像的B超声图像。

[0071] 以上所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本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。

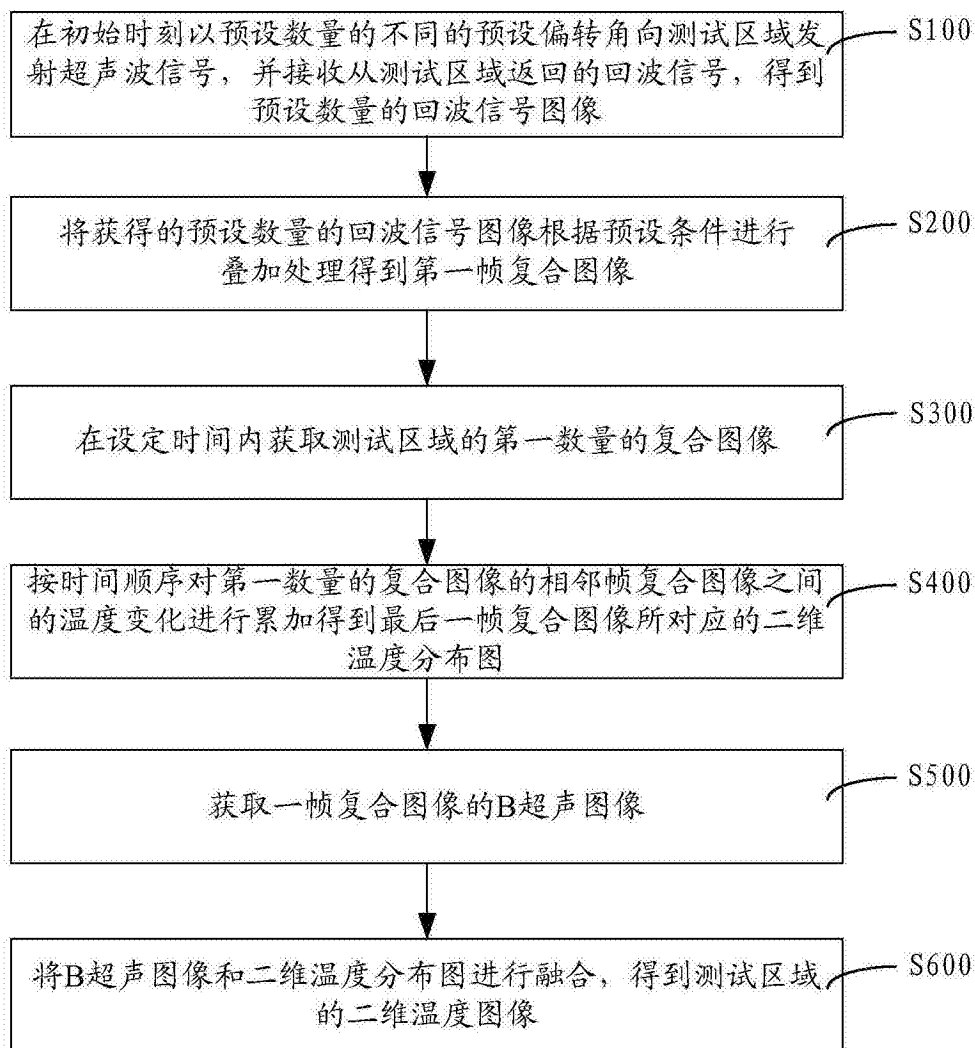


图1

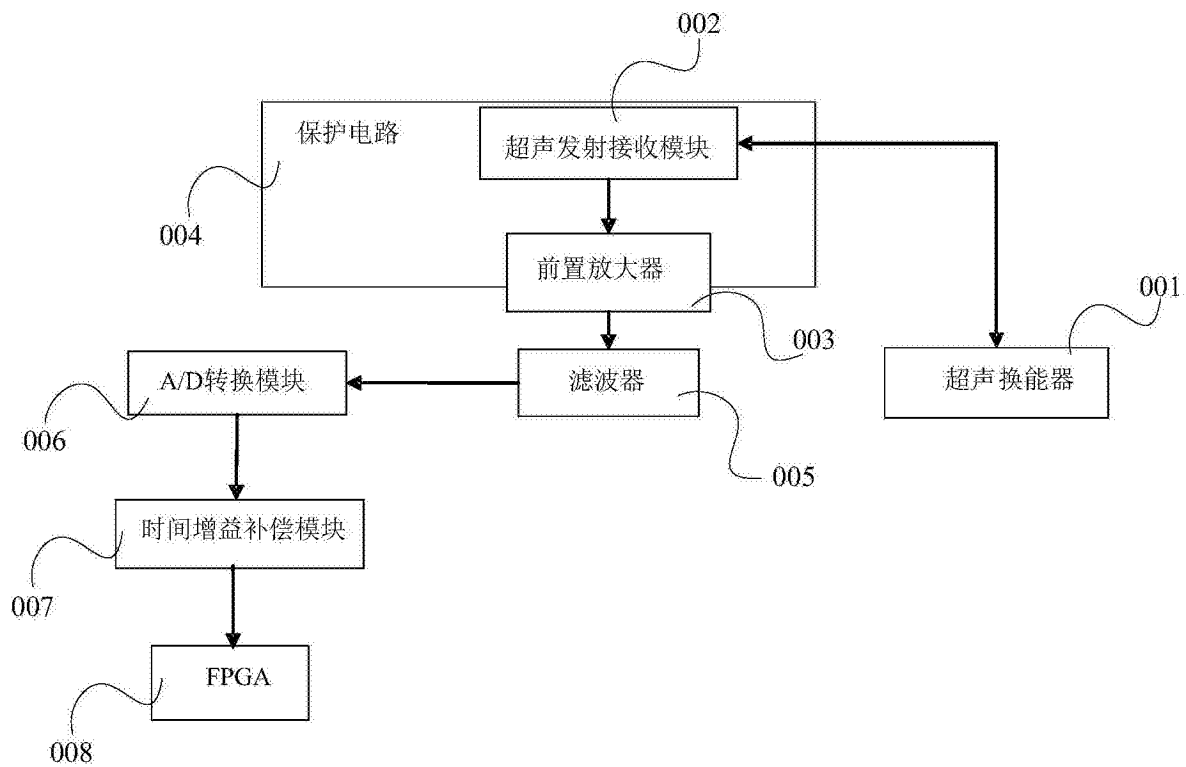


图2

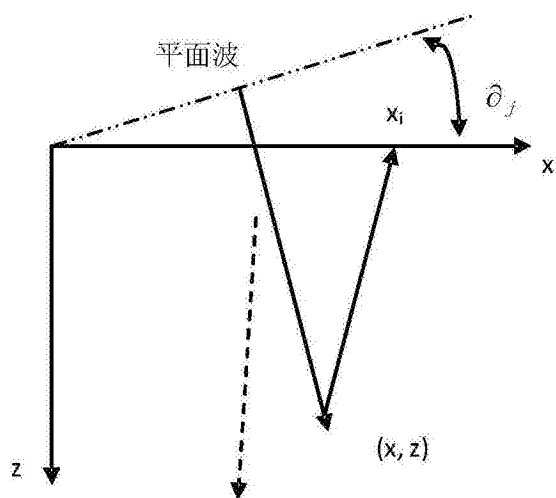


图3

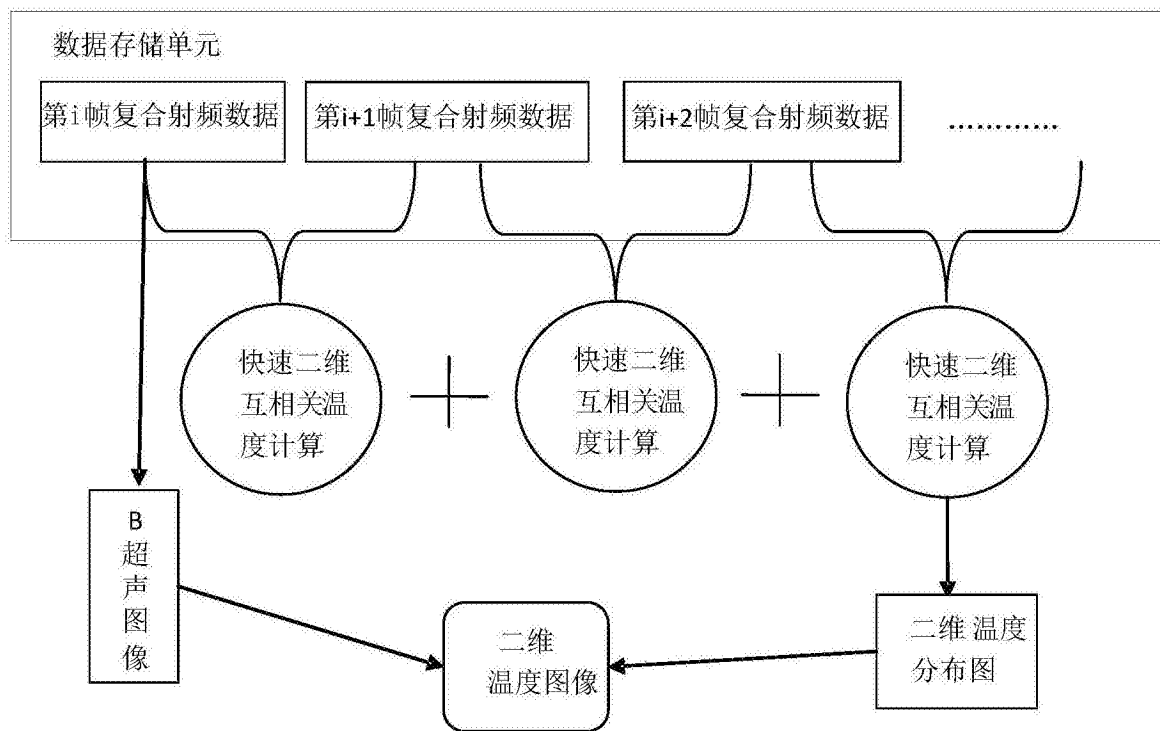


图4

专利名称(译)	基于平面波的超声温度成像方法		
公开(公告)号	CN104523294B	公开(公告)日	2016-09-21
申请号	CN201410856098.0	申请日	2014-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	叶为镗 邱维宝 郑海荣 郭宁		
发明人	叶为镗 邱维宝 郑海荣 郭宁		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/01		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN104523294A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于平面波的超声温度成像方法。该方法包括以下步骤：在初始时刻以预设数量的不同的预设偏转角向测试区域发射超声波信号，并接收从测试区域返回的回波信号，得到预设数量的图像；将获得的预设数量的图像根据预设条件进行叠加处理得到第一帧复合图像；在设定时间内获取测试区域的第一数量的复合图像；按时间顺序对第一数量的复合图像的相邻帧复合图像之间的温度变化进行累加得到最后一帧复合图像所对应的二维温度分布图；获取一帧复合图像的B超声图像；将B超声图像和二维温度分布图进行融合，得到测试区域的二维温度图像。其对温变引起的超声射频数据变化具有很好的灵敏度，有利于温度的估计。且能够保证图像的分辨率和对比度。

