



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104887272 B

(45)授权公告日 2017.09.19

(21)申请号 201510362284.3

审查员 王传利

(22)申请日 2015.06.26

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104887272 A

(43)申请公布日 2015.09.09

(73)专利权人 四川大学

地址 610021 四川省成都市武侯区一环路
南一段24号

(72)发明人 刘长军

(74)专利代理机构 成都宏顺专利代理事务所

(普通合伙) 51227

代理人 李顺德

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

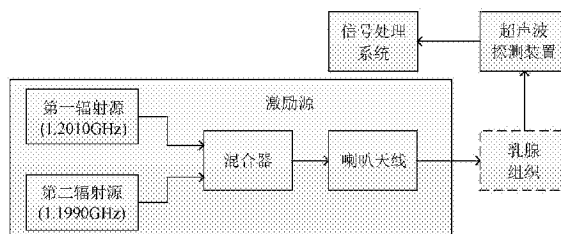
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

电磁波热致超声波成像激励源及其构成的
成像设备

(57)摘要

本发明涉及目标成像技术。本发明公开了一种利用双频辐射源作为电磁波激励源,降低热致超声波成像对于大功率辐射源的依赖。本发明的技术方案是,电磁波热致超声波成像激励源,包括辐射源和发射系统,所述辐射源通过发射系统向目标发射电磁波信号,激励目标产生热致超声波信号,所述辐射源包括第一辐射源和第二辐射源,所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等。本发明还提供了电磁波热致超声波成像探测设备,包括激励源、超声波探测装置和信号处理系统。本发明以两个辐射源产生的不同频率的电磁波信号作为激励媒介,可以使用发射功率较小的辐射源,具有安全性高,结构更简单,成本更低的特点。



1. 电磁波热致超声波成像激励源, 包括辐射源和发射系统, 所述辐射源通过发射系统向目标发射电磁波信号, 激励目标产生热致超声波信号, 其特征在于, 所述辐射源包括第一辐射源和第二辐射源, 所述第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波为微波, 所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等, 使目标以两个辐射源电磁波频率之差的倒数为周期产生机械振动发出超声波信号。

2. 根据权利要求1所述的电磁波热致超声波成像激励源, 其特征在于, 所述第一辐射源发射的电磁波信号为固定频率的等幅电磁波信号, 所述第二辐射源发射的电磁波信号为固定频率的等幅电磁波信号。

3. 根据权利要求1所述的电磁波热致超声波成像激励源, 其特征在于, 所述第一辐射源和第二辐射源由磁控管构成。

4. 根据权利要求1所述的电磁波热致超声波成像激励源, 其特征在于, 所述发射系统包括天线、混合器或双工器, 所述第一辐射源和第二辐射源通过混合器或双工器与同一天线连接。

5. 根据权利要求1所述的电磁波热致超声波成像激励源, 其特征在于, 所述发射系统包括第一天线和第二天线, 所述第一辐射源和第二辐射源分别与第一天线和第二天线连接。

6. 电磁波热致超声波成像设备, 包括激励源、超声波探测装置和信号处理系统, 所述激励源向目标发射电磁波信号, 激励目标产生热致超声波信号, 所述超声波探测装置接收目标发出的热致超声波信号, 所述信号处理系统接收超声波探测装置采集的热致超声波信号进行处理对目标成像, 其特征在于, 所述激励源包括第一辐射源、第二辐射源和发射系统, 所述第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波为微波, 所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等, 使目标以两个辐射源电磁波频率之差的倒数为周期产生机械振动发出超声波信号, 所述第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波信号通过发射系统向目标发射。

7. 根据权利要求6所述的电磁波热致超声波成像设备, 其特征在于, 所述目标的特征频率 = (第一辐射源发射的电磁波信号频率 + 第二信号发射的电磁波信号频率) / 2。

8. 根据权利要求6或7所述的电磁波热致超声波成像设备, 其特征在于, 所述目标为生物组织, 所示特征频率为生物组织的电磁波热敏感频率或生物组织的谐振频率。

9. 根据权利要求8所述的电磁波热致超声波成像设备, 其特征在于, 所述第一辐射源与第二辐射源的差频处于超声波医学成像频段。

电磁波热致超声波成像激励源及其构成的成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及目标成像技术,特别涉及电磁波热致超声波成像激励源及其构成的探测设备。

背景技术

[0002] 目标成像技术中,微波成像是以微波作为信息载体的一种成像手段。其信息既包括被目标散射的幅度信息,也包括相位信息,因此也称为微波全息成像。微波成像应用于医学领域,是根据生物病变组织与正常组织的明显电特性参数差异实现的。微波成像能够提供高对比度生物组织影像。对于生物组织,导磁率是相同的,而介电常数和电导率却由生物组织的含水量、脂肪和蛋白质含量来决定。介电常数和电导率是频率的函数,对水分子而言,相对介电常数值在300MHz~3GHz时约为79.7到77.3之间;低含水组织如脂肪和骨骼的介电常数值在这一频段为5到15,即最小有5倍的差异;而电导率在这一频段,对高含水生物组织和低含水组织而言具有高达7倍以上的差异。生物组织的介电常数和电导率在微波频段的巨大差异揭示了微波用于对不同组织的医学成像的物理基础和可能性。然而,由于微波波长较长,因此不能获得足够的分辨率。特别是越早形成的肿瘤组织,其尺寸越小,对其进行有效检测需要越高的成像分辨率,相应需要越短的微波波长,即需要越高频率的微波激励源。

[0003] 超声波成像是基于人体不同组织的声阻抗不同,透射超声波会在具有不同声阻抗的界面间反射,从而产生携带不同信息的回波信号,利用传感器接收阵列截获回波信号而成像。超声波由于其更短的波长,提供了超声波成像的高分辨率,但是,由于生物组织中有些组织的声学特性差异并不大,如常规的乳房组织病变检查时,就存在病变组织与正常组织声学特性差异不大导致超声波成像的对比度较低。

[0004] 电磁波热致超声波成像技术,是一种利用电磁波的热效应使目标产生热振动,进而激发超声波并利用该超声波进行目标成像的技术。电磁波的热效应研究比较多的是微波热效应和红外线热效应等,目前最热门的研究领域主要集中在电磁波的微波频段,称之为微波热致超声波成像技术(MITAT)。对生物组织的微波热致超声波成像,其频率的选择通常需考虑到生物组织的热敏感频率或共振频率,以便发挥更大的热效应。如用于乳腺癌检查的电磁波热致超声波成像系统,通常采用电磁波频率为1.200GHz。微波热致超声波成像技术,是一种新兴的成像探测技术,主要是利用微波脉冲激励生物组织,生物组织将吸收的微波能转化为热能,由于生物组织的非均匀性导致受热不均匀,产生的热膨胀现象也不同,利用不同热膨胀产生的超声波信号对目标成像。由于微波热致超声波成像技术用微波激励超声波成像,因此具有很好的分辨率和对比度,它是一种非常有潜力的生物医学成像技术。MITAT的优势主要有:1.利用微波信号对生物组织进行激励,电参数分布差异即可提供特征目标信号,而所激发的微波热致超声波信号在生物组织中传播速度约为1.5mm/ μ s,且生物组织对超声波的衰减也较小,如果热致超声波信号频率包含1.0MHz以上成份,则由此频率确定的轴向分辨率上限即可达 $\lambda/2=0.75$ mm;同时,由微波热致超声波产生的图像横向分辨

率也可以达到毫米和亚毫米级。2. 由于激励信号为微波, 而接收信号为超声波, 两者在传播速度和物理性质上的差异使得发射和接收信号可以容易地在时域或频域上进行区分。

[0005] 由于微波热致超声波成像技术是在大强度微波脉冲下, 对微弱的热超声波信号的检测, 硬件设计的优劣将直接影响到热超声波信号的可检测性及成像系统的检测灵敏度。目前微波热致超声波成像技术都要使用到千瓦功率级的大功率微波源作为激励, 对微波源的设计要求很高, 导致产品结构复杂、成本巨高。如中国专利CN102715916公开的《用于乳腺癌早期发现与诊断的微波热致超声波成像系统》, 其微波源峰值发射功率就超过了8kW。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种利用双频辐射源作为电磁波激励源, 降低热致超声波成像对于大功率辐射源的依赖。

[0007] 为实现上述目的本发明采用的技术方案是, 电磁波热致超声波成像激励源, 包括辐射源和发射系统, 所述辐射源通过发射系统向目标发射电磁波信号, 激励目标产生热致超声波信号, 其特征在于, 所述辐射源包括第一辐射源和第二辐射源, 所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等。

[0008] 所述第一辐射源发射的电磁波信号为固定频率的等幅电磁波信号, 所述第二辐射源发射的电磁波信号为固定频率的等幅电磁波信号。

[0009] 所述第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波为微波。

[0010] 所述第一辐射源和第二辐射源由磁控管构成。

[0011] 所述发射系统包括天线、混合器或双工器, 所述第一辐射源和第二辐射源通过混合器或双工器与天线连接。

[0012] 所述发射系统包括第一天线和第二天线, 所述第一辐射源和第二辐射源分别与第一天线和第二天线连接。

[0013] 本发明的另一个目的是, 提供电磁波热致超声波成像探测设备, 包括激励源、超声波探测装置和信号处理系统, 所述激励源向目标发射电磁波信号, 激励目标产生热致超声波信号, 所述超声波探测装置接收目标发出的热致超声波信号, 所述信号处理系统接收超声波探测装置采集的热致超声波信号进行处理对目标成像, 其特征在于, 所述激励源包括包括第一辐射源、第二辐射源和发射系统, 所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等, 所述第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波信号通过发射系统向目标发射。

[0014] 所述目标的特征频率 = (第一辐射源发射的电磁波信号频率 + 第二信号发射的电磁波信号频率) / 2。

[0015] 所述目标为生物组织, 所示特征频率为生物组织的电磁波热敏感频率或生物组织的谐振频率。

[0016] 所述第一辐射源与第二辐射源的差频处于超声波医学成像频段。

[0017] 本发明的有益效果是, 本发明电磁波热致超声波成像激励源, 以两个辐射源产生的不同频率的电磁波信号作为激励媒介, 其热效应是由两个信号的差频产生的, 对激励源的工作频率范围没有限制, 因此在辐射源的使用上具更大的灵活性。本发明的激励源无需大功率波束作为激励, 可以使用发射功率较小的辐射源, 因此采用本发明电磁波热致超声

波成像激励源构成的探测设备具有安全性高,结构更简单,成本更低的特点。

附图说明

- [0018] 图1是电磁波热致超声波成像激励源结构示意图;
- [0019] 图2是微波热致超声波成像仿真系统示意图;
- [0020] 图3是超声波功率分布示意图;
- [0021] 图4是电流分布示意图;
- [0022] 图5是电磁波热致超声波成像探测设备结构示意图;
- [0023] 图6是双天线系统电磁波热致超声波成像激励源结构示意图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图及实施例,详细描述本发明的技术方案。

[0025] 根据相关理论,电磁波的趋肤效应导致电流只存在于传输介质表面,在微波频段内,趋肤深度的量级为 μm 量级,从而导致电流通过的横截面积非常小,电流密度必然很大,更易产生热量,并且在不同的深度,电流的大小也会不同,电流的大小随深度的增加急剧减少。

[0026] 在微波传输的最初始阶段,热量的分布遵循电流的分布,即电流密度较大的地方产生的热量较多。电流的不均匀导致热量的不均匀分布,从而导致在不同的深度,分子的运动速度不同,热膨胀的速度也不同,分子间产生摩擦,产生热振动。随着微波的持续传输,热量会随时间的推进不断传导并达到一个相对稳定的状态,此时,分子的运动基本相同,热振动的频率也基本稳定。热产生的膨胀会引起传输介质的特性变化,如特征阻抗,传输损耗等的变化,在系统中产生交调信号。

[0027] 在生物成像方面,由于人体中病变组织的电特性与正常组织的电特性有很大的差异,如在800MHz时,正常细胞和癌变细胞的相对介电常数、电导率之比分别为1:3.75和1:6.75,正常细胞与癌变细胞在双频微波的照射下对微波的吸收会有明显的差异,产生的电流强度不同,因此产生的振动强弱也有明显差别,所以病变组织和正常组织所产生的超声波信号的强度也会因此有很大的差异,具备超声波成像条件。

[0028] 本发明的电磁波热致超声波成像激励源,辐射源包括两个不同频率的辐射源,他们通过发射系统向目标发射不同频率的电磁波信号,在目标上由于热效应激励目标产生热致超声波信号。

[0029] 目标的温度会随着信号的包络,即两个辐射源的电磁波频率之差,产生周期性的变化,温度变化的周期为差频的倒数。目标温度周期性的变化会产生周期性的热膨胀和收缩,目标就会产生相同周期的机械振动。目标的机械振动会产生超声波信号,利用超声波探测装置接收超声波信号,就能得到目标的超声波功率分布,通过对数据的处理就能对目标成像。本发明中,目标的温度随着信号的包络产生周期性的变化是持续性,即使在目标达到宏观热平衡后,目标仍然会随着信号的包络产生周期性振动,因此,采用本发明的激励源对目标成像具有可持续性。

[0030] 本发明的辐射源由2个不同频率的辐射源构成,电磁波的发射可以通过两副天线同时向目标发射电磁波,也可以通过混合器或双工器将2个辐射源输出的电磁波通过一副

天线向目标发射。

[0031] 实施例1

[0032] 本例电磁波热致超声波成像激励源,包括辐射源和发射系统。本例辐射源包括第一辐射源和第二辐射源,发射系统由一副喇叭天线和混合器构成,如图1所示。第一辐射源和第二辐射源均为商用磁控管,工作于2.400~2.500GHz的微波开放频段。其中第一辐射源工作频率2.4505GHz,第二辐射源工作频率2.4495GHz,二者相差1MHz,功率均为20dBm。第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波信号,通过混合器合成一路输入喇叭天线,向目标发射电磁波信号,激励目标产生热致超声波信号。喇叭天线具有一定的微波汇聚作用,能够使发射波束向目标集中,增强目标的热致超声波效应。为了提高微波热效应,并降低辐射源结构复杂性,本例第一辐射源和所述第二辐射源发射的电磁波信号均为等幅微波信号。

[0033] 图2给出了本例电磁波热致超声波成像激励源仿真系统结构示意图,仿真实验的目标采用了一只谐振频率为2.45GHz的矩形微带谐振器,两个辐射源输出的微波信号输入混合器合成一路信号,通过同轴馈线直接输入微带谐振器,不需要使用发射天线进行微波传输。

[0034] 谐振器在有微波功率输入后,由于输入的微波信号频率与谐振频率接近,因此谐振器会吸收微波功率而发热,在2.4505GHz和2.4495GHz双频微波输入条件下,谐振器上温度变化是呈周期性正弦变化的,即使在达到稳态后,温度也会周期性的正弦波动。温度的周期性变化会导致谐振器产生热膨胀和收缩,从而引起谐振器振动,其振动频率为两个辐射源输出信号的差频: $2.4505\text{GHz}-2.4495\text{GHz}=1.0\text{MHz}$,用聚焦超声探头可以接收到该1MHz的超声波信号。

[0035] 仿真实验超声波探测方法为:将谐振器背面用金属盒密封起来,然后倒入硅油作为超声波传导介质,将超声探头接在谐振器背面的金属盒上,从谐振器背面探测超声信号,这样就不会影响到谐振器的性能。

[0036] 由于产生的1MHz超声信号较小,可以通过在超声探头与频谱分析仪之间增加一个增益为60dB的前置放大器对信号进行放大,从而在频谱分析仪可以获得明显的超声信号。由上面分析可知,谐振器上的电流分布是不均匀的,电流大的地方谐振器机械振动就强,因此产生的超声信号也就强。使用超声探头对谐振器进行扫描,就可以得到整个谐振器的超声信号功率分布,将得到的数据在电脑中用软件进行处理,将所有扫描点的数据按扫描的位置进行排列,就可以得到一个谐振器微带结构基本相同的矩形功率分布图,如图3所示。由于超声信号的强弱主要是由谐振器各个部分电流的强弱决定的,那么得到功率分布的同时也可以得到谐振器的电流分布图,如图4所示。从功率分布图和电流分布图可以看出谐振器的形状,从而达到了成像的目的,成像的精度主要取决于两个辐射源信号的差频,并与超声探头的精度和记录数据的处理方法(算法)有关。通常差频越大,成像分辨率越高、精度越高。

[0037] 实施例2

[0038] 本例为用于医学领域乳腺癌检查的电磁波热致超声波成像设备,包括激励源、超声波探测装置和信号处理系统。如图5所示,本例激励源包括第一辐射源、第二辐射源和发射系统。第一辐射源发射的电磁波信号频率为1.2010GHz,第二辐射源发射的电磁波信号频率为1.1990GHz,与人体乳腺组织的热敏感频率1.2000GHz都非常接近,并且第一辐射源发

射的电磁波信号频率高于人体乳腺组织的热敏感频率1MHz,第二辐射源发射的电磁波信号频率低于人体乳腺组织的热敏感频率1MHz,人体乳腺组织的热敏感频率满足关系式: $1.2000\text{GHz} = (1.2010 + 1.1990) / 2\text{GHz}$ 。第一辐射源和第二辐射源这种频率配置关系,能够最大限度发挥第一辐射源和第二辐射源的电磁波热致超声波效应,有利于超声波数据采集和提高成像质量。并且由于第一辐射源和第二辐射源发射的电磁波信号,其差频为2.0MHz,处于超声波医学成像频段,相应的成像分辨率理论上可以达到亚毫米级。本例发射系统由混合器和喇叭天线构成,第一辐射源和第二辐射源发射的微波信号,经混合器合成一路信号,通过喇叭天线向乳腺组织发射微波能量。由于病变组织和正常组织微波电特性的差异,乳腺组织被激励的热致超声波信号即携带有病变组织的信息,对超声波探测装置接收的乳腺组织发出的热致超声波信号,通过信号处理系统进行处理,就能对乳腺病变进行精确成像检查。对于不同的病变部位,可以根据生物组织的电磁波热敏感频率或生物组织的谐振频率,设定两个辐射源的频率,并保证两个辐射源差频在超声波医学成像频率范围内,通常为1~50MHz,就可以达到符合诊断要求的医学成像效果。

[0039] 实施例3

[0040] 图6示出了本例激励源的结构,包括第一辐射源、第二辐射源以及由第一天线和第二天线构成的发射系统。第一辐射源发射的电磁波通过第一天线向目标发射,第二辐射源发射的电磁波通过第二天线向目标发射。这种结构的辐射源,采用定向天线,两个辐射源可以从不同方位同时照射目标,有利于提高成像探测的准确性,能够适应一些特殊场合的应用。

[0041] 本发明的技术方案,除了上面描述的以微波作为激励媒介的电磁波热致超声波成像激励源,也可以采用激光、红外线等作为激励媒介,相应的第一辐射源和第二辐射源则可以采用各种固态光器件,如固体激光器、半导体红外线反射器等,发射系统可以采用光学投射系统,如各种透镜等组成的光学投射系统等。只要两个辐射源差频处于超声波成像频段范围内,就可以进行超声波成像。对于医学成像领域,成像频段一般为1~50MHz,现在的发展趋势是向高频段方向发展,甚至出现了100MHz的高清晰度超声波成像应用研究。对于其他应用领域,完全可以根据需要设定第一辐射源和第二辐射源的差频,使之满足该应用领域的成像频段要求。

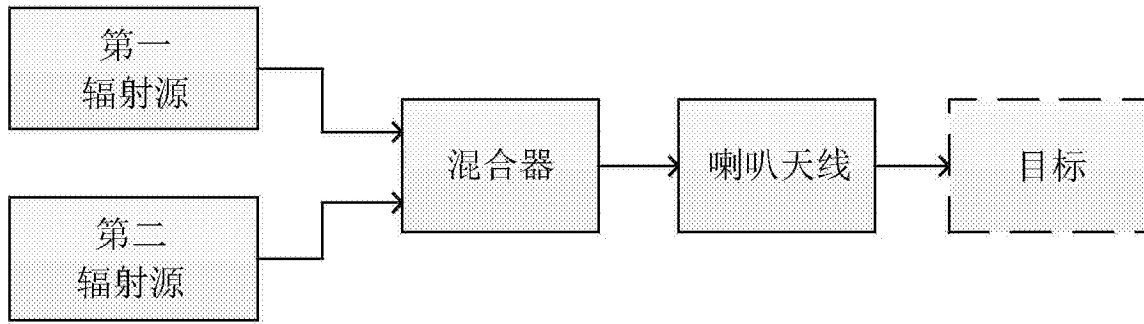


图1

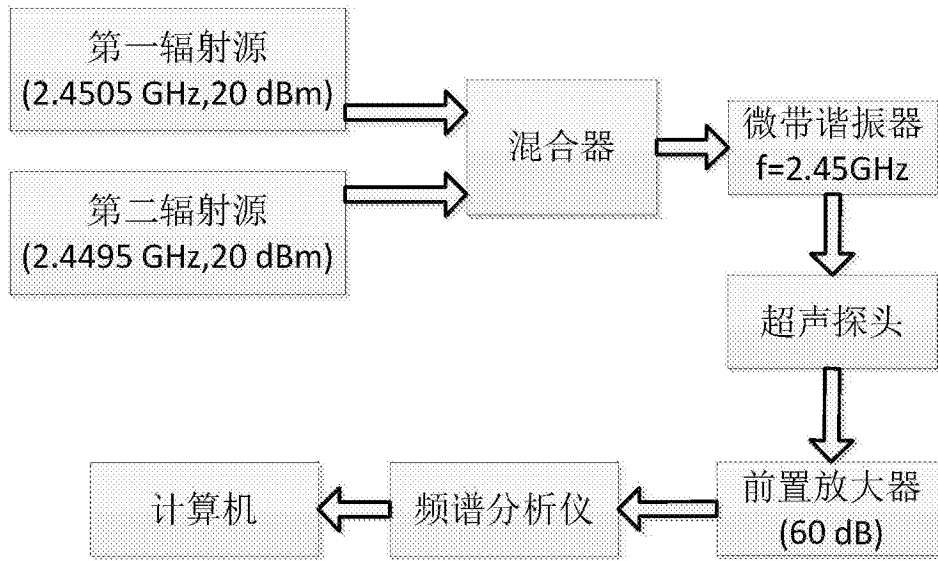


图2

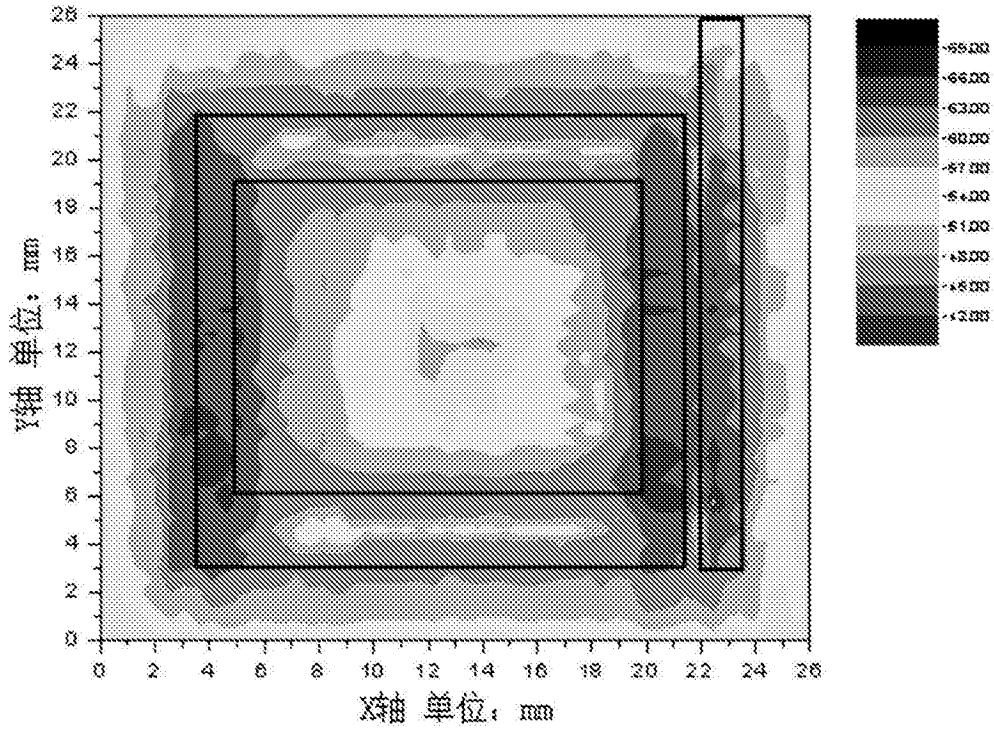


图3

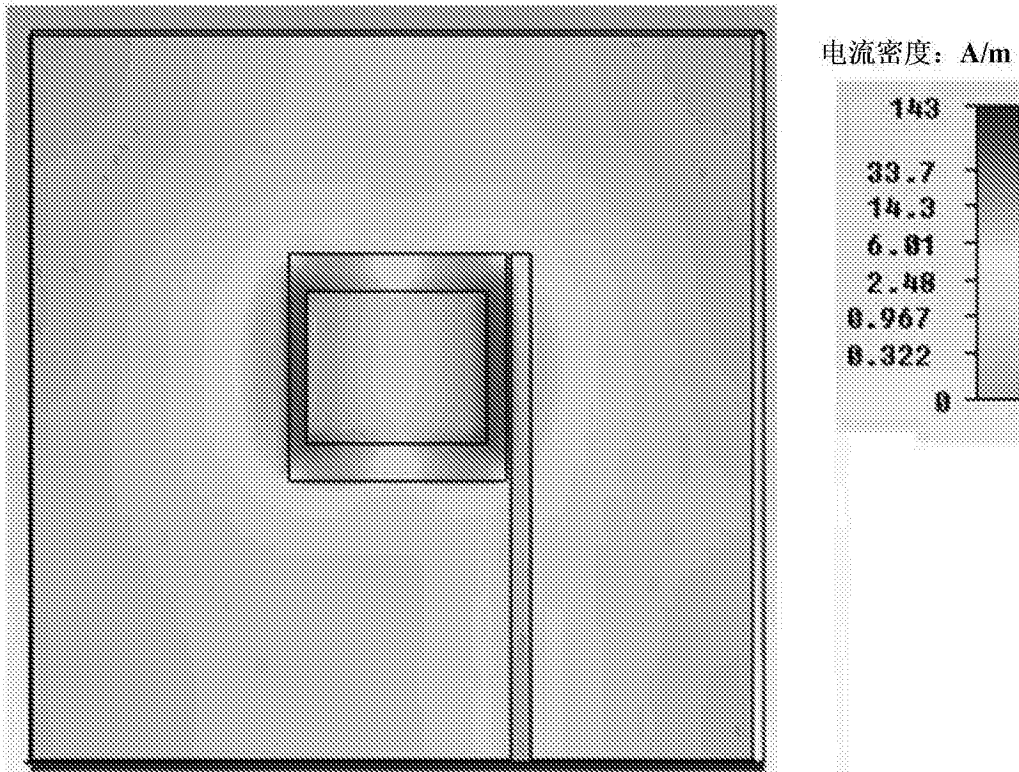


图4

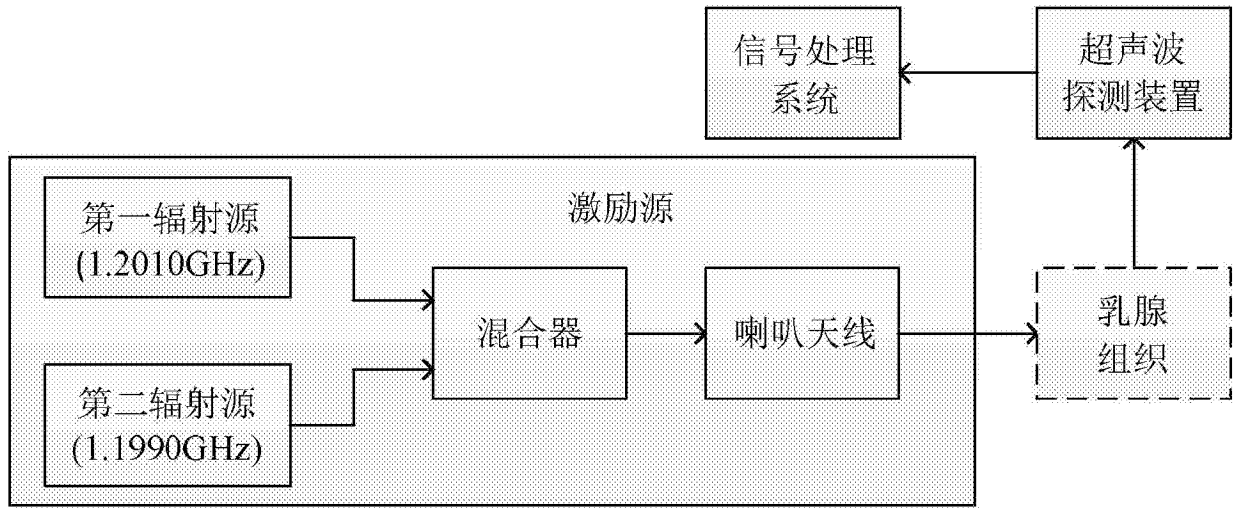


图5

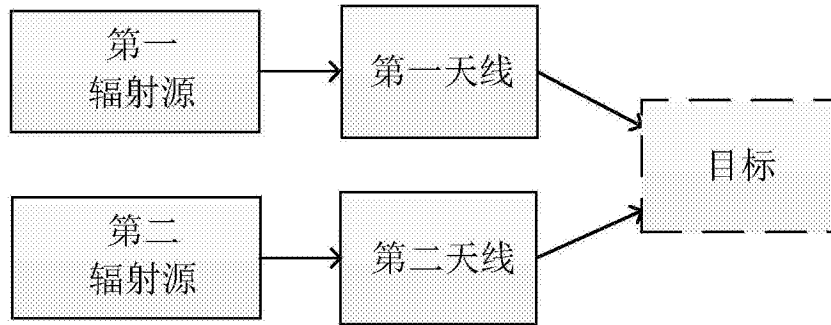


图6

专利名称(译)	电磁波热致超声波成像激励源及其构成的成像设备		
公开(公告)号	CN104887272B	公开(公告)日	2017-09-19
申请号	CN201510362284.3	申请日	2015-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	四川大学		
申请(专利权)人(译)	四川大学		
当前申请(专利权)人(译)	四川大学		
[标]发明人	刘长军		
发明人	刘长军		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/44		
代理人(译)	李顺德		
审查员(译)	王传利		
其他公开文献	CN104887272A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及目标成像技术。本发明公开了一种利用双频辐射源作为电磁波激励源，降低热致超声波成像对于大功率辐射源的依赖。本发明的技术方案是，电磁波热致超声波成像激励源，包括辐射源和发射系统，所述辐射源通过发射系统向目标发射电磁波信号，激励目标产生热致超声波信号，所述辐射源包括第一辐射源和第二辐射源，所述第一辐射源发射的电磁波信号与所述第二辐射源发射的电磁波信号频率不相等。本发明还提供了电磁波热致超声波成像探测设备，包括激励源、超声波探测装置和信号处理系统。本发明以两个辐射源产生的不同频率的电磁波信号作为激励媒介，可以使用发射功率较小的辐射源，具有安全性高，结构更简单，成本更低的特点。

