



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110720892 A

(43)申请公布日 2020.01.24

(21)申请号 201910999214.7

(22)申请日 2019.10.21

(71)申请人 四川华微康医疗科技有限公司
地址 610036 四川省成都市金牛区营门口
路48号1栋3单元21层2118号

(72)发明人 蒋华渠 陈飞

(74)专利代理机构 成都正华专利代理事务所
(普通合伙) 51229

代理人 李蕊

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

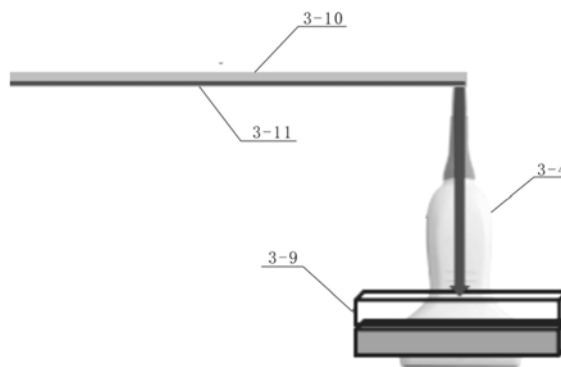
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头

(57)摘要

本发明公开了一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,包括手持式一体化探头;手持式一体化探头包括超声换能器和与超声换能器连接的小型化天线;超声换能器采用凸阵或线阵超声换能器,其两侧加入一段半圆弧超声换能器构成翼面阵超声换能器;手持式一体化探头依次与多通道数据放大单元、多通道数据采集单元和计算机电连接;计算机分别与小型化微波源、多通道数据采集单元和超声成像模块连接;小型化微波源依次与隔离器和手持式一体化探头连接;超声成像模块通过反向限幅器与手持式一体化探头连接;手持式一体化探头通过第一数据线依次与反向限幅器和超声成像模块连接;手持式一体化探头通过第二数据线依次与隔离器和小型化微波源电连接。



1. 一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:包括手持式一体化探头;所述手持式一体化探头包括超声换能器和与超声换能器连接的小型化天线;所述超声换能器采用凸阵或线阵超声换能器,其两侧加入一段半圆弧超声换能器构成翼面阵超声换能器;

所述手持式一体化探头依次与多通道数据放大单元、多通道数据采集单元和计算机电连接;所述计算机分别与小型化微波源、多通道数据采集单元和超声成像模块连接;所述小型化微波源依次与隔离器和手持式一体化探头连接;超声成像模块通过反向限幅器与手持式一体化探头连接;

所述手持式一体化探头通过第一数据线依次与反向限幅器和超声成像模块连接;所述手持式一体化探头通过第二数据线依次与隔离器和小型化微波源电连接。

2. 根据权利要求1所述的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:所述手持式一体化探头中凸阵或线阵超声换能器的中心频率为3.5~8MHz,带宽大于60%,阵元数目至少为:64,128,256。

3. 根据权利要求1所述的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:所述小型化微波源中心频率为0.1~5.0GHz,脉冲宽度为10~1000ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

4. 根据权利要求1所述的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:所述隔离器的插损小于0.3dB,隔离度大于20dB。

5. 根据权利要求1所述的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:所述超声成像模块中的超声换能器为线阵或凸阵;其超声发射装置支持最大通道数128路,可通过多路复用开关控制激发最多2048路超声换能器发射超声信号;超声发射装置支持发射频率0.1-20MHz,最大发射电压200V。

6. 根据权利要求1所述的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其特征在于:所述小型化天下天线为高功率增益喇叭天线、贴片天线或单极子天线。

手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头

技术领域

[0001] 本发明属于成像探头的技术领域,具体涉及一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头。

背景技术

[0002] 目前在乳腺成像领域,特别是乳腺癌检测领域,微波和超声成像技术应用较多。然而,常规超声成像技术主要用于结构性显象,对比度较差;微波成像技术虽然能够反应与组织介电特性相关的功能性信息,但是空间分辨率受到微波波长和穿透深度的影响。

[0003] 微波热声成像技术因其同时兼具微波成像的高对比度和超声成像的高分辨率优势,近年来成为生物医学影像领域的研究热点。其主要应用领域包括癌症检测、异物探测和分子影像等,其中:微波热声成像主要对组织水含量和离子浓度相关的微波吸收特性敏感;而超声成像主要对组织的声学阻抗差异特性敏感。

[0004] 微波热声成像技术利用脉冲(通常为几十~几百纳秒量级)微波(频率0.01~10GHz)辐照生物组织,在满足热限制和压力限制的情况下,受照射组织因吸收脉冲微波能量进而产生热致伸缩效应,并由于膨胀—压缩这一机械过程产生超声波信号(即:微波热致超声波信号),产生的微波热致超声波(微波热声)信号携带了生物组织微波吸收特性的相关信息,利用超声换能器接收热声信号,通过数据采集系统对该信号进行采集,最后借助图像重建算法进行图像重建,就可得到样品对微波能量相对吸收的空间分布信息。

[0005] 现有微波热声/超声双模态成像技术多采用躺卧式检测方案,成像过程中被检测者呈俯卧姿态,微波从下往上辐照乳房组织;进而通过在乳房周围分布的阵列超声换能器或者单一超声换能器旋转扫描采集热声信号。该种方案难以对靠近胸腔壁的乳房部位进行成像检测,容易造成漏诊。其次,通常的微波热声/超声双模态成像系统体积较大,天线和超声换能器是分离使用的,操作极为不便。再者,通常的微波热声/超声双模态成像技术直接采用医用超声换能器接受微波热声信号,该类型超声换能器多为线阵和凸阵形式,具有非常有限的接受孔径角,造成热声成像质量较差,难以满足实际应用所需。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于针对现有技术中的上述不足,提供一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,以解决或改善上述的问题。

[0007] 为达到上述目的,本发明采取的技术方案是:

[0008] 一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,其包括手持式一体化探头;手持式一体化探头包括超声换能器和与超声换能器连接的小型化天线;超声换能器采用凸阵或线阵超声换能器,其两侧加入一段半圆弧超声换能器构成翼面阵超声换能器;

[0009] 手持式一体化探头依次与多通道数据放大单元、多通道数据采集单元和计算机电连接;计算机分别与小型化微波源、多通道数据采集单元和超声成像模块连接;小型化微波源依次与隔离器和手持式一体化探头连接;超声成像模块通过反向限幅器与手持式一体化

探头连接;

[0010] 手持式一体化探头通过第一数据线依次与反向限幅器和超声成像模块连接;手持式一体化探头通过第二数据线依次与隔离器和小型化微波源电连接。

[0011] 优选地,手持式一体化探头中凸阵或线阵超声换能器的中心频率为3.5~8MHz,带宽大于60%,阵元数目为至少为:64,128,256。

[0012] 优选地,小型化微波源中心频率为0.1~5.0GHz,脉冲宽度为10~1000ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

[0013] 优选地,隔离器的插损小于0.3dB,隔离度大于20dB。

[0014] 优选地,超声成像模块中的超声换能器为线阵或凸阵;其超声发射装置支持最大通道数128路,可通过多路复用开关控制激发最多2048路超声换能器发射超声信号;超声发射装置支持发射频率0.1-20MHz,最大发射电压200V。

[0015] 优选地,小型化天线为高功率增益喇叭天线、贴片天线或单极子天线。

[0016] 本发明提供的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,具有以下有益效果:

[0017] 本发明将小型化天线与超声换能器结合构成手持式一体化成像探头,并在超声换能器(凸阵或线阵)两侧加入一小段半圆弧超声换能器用于接收热声信号,可以增加热声信号的空间获取度,进而有效提升热声成像图像质量。

附图说明

[0018] 图1为手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头结构图。

[0019] 图2为手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头的原理框图。

[0020] 图3为便携式微波热声、超声双模态乳腺成像装置手持式一体化成像探头示意图。

[0021] 图4为手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头翼面超声换能器示意图。

[0022] 图5为手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头对模拟人体乳腺肿瘤的成像结果图。

[0023] 其中,3-1、计算机;3-2、小型化微波源;3-3、隔离器;3-4、手持式一体化探头;3-5、多通道数据放大单元;3-6、多通道数据采集单元;3-7、反向限幅器;3-8、超声成像模块;3-9、小型化天线;3-10、第一数据线;3-11、第二数据线;3-12、超声换能器。

具体实施方式

[0024] 下面对本发明的具体实施方式进行描述,以便于本技术领域的技术人员理解本发明,但应该清楚,本发明不限于具体实施方式的范围,对本技术领域的普通技术人员来讲,只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内,这些变化是显而易见的,一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

[0025] 根据本申请的一个实施例,参考图1和图2,本方案的手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头,包括手持式一体化探头3-4;手持式一体化探头3-4包括超声换能器3-12和与超声换能器3-12连接的小型化天线3-9;超声换能器3-12采用凸阵或线阵超声换能器3-12,其两侧加入一段半圆弧超声换能器3-12构成翼面阵超声换能器3-12。

[0026] 手持式一体化探头3-4依次与多通道数据放大单元3-5、多通道数据采集单元3-5

和计算机3-1电连接;计算机3-1分别与小型化微波源3-2、多通道数据采集单元3-6和超声成像模块3-8连接;小型化微波源3-2依次与隔离器3-3和手持式一体化探头3-4连接;超声成像模块3-8通过反向限幅器3-7与手持式一体化探头3-4连接。

[0027] 手持式一体化探头3-4通过第一数据线3-10依次与反向限幅器3-7和超声成像模块3-8连接;手持式一体化探头3-4通过第二数据线3-11依次与隔离器3-3和小型化微波源3-2电连接。

[0028] 小型化微波源3-2,其中心频率为0.1~5.0GHz,脉冲宽度为10~1000ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz;用于发出脉冲微波信号,并将微波能量耦合至乳房组织,使乳房组织产生微波热声信号。

[0029] 参考图3,手持式一体化成像探头3-4,其天线采用小型化天线3-9,可以实现满足体积小、重量轻、指向性好等要求。微波热声和超声成像信号获取采用翼面超声换能器3-12实现,凸阵或线阵可以保证传统超声成像的图像质量。

[0030] 参考图4,同时,在医用超声换能器3-12(即凸阵或线阵)两侧加入一小段半圆弧超声换能器3-12用于接收热声信号,可以增加热声信号的空间获取度,进而有效提升热声成像图像质量。

[0031] 为保证超声成像的质量,超声凸阵或线阵的中心频率为3.5~8MHz,带宽大于60%,阵元数目至少为:64,128,256;微波热声成像所用半圆弧超声换能器3-12中心频率为1.0~5.0MHz,带宽大于80%,阵元数目为至少为:128,256,圆弧半径60~90mm。

[0032] 除此,将小型化天线3-9与医用超声换能器3-12进行结合,做成手持式一体化成像探头3-4,成像过程中待检测者可以选择多种姿态(比如:坐姿、卧姿等);该种检测方案可以实现全乳成像,避免对靠近胸腔壁附近乳腺的漏检。其次,通过小型化微波源3-2可以大幅缩减微波热声/超声双模态乳腺成像系统体积。再者,采用翼面超声换能器3-12设计,在保证传统超声成像质量的基础上,在医用超声换能器3-12(凸阵或线阵)两侧加入一小段半圆弧超声换能器3-12用于接收热声信号,可以增加热声信号的空间获取度,进而有效提升热声成像图像质量。

[0033] 参考图4,为保证热声成像结果的高保真度,通常需要对热声信号进行全向探测;但实际中,多采用凹阵超声阵列探头(左图)进行热声信号探测。不过该类型凹阵超声阵列探头由于晶元间距较大等原因难以直接用于超声成像;为此,本发明设计了一种将临床中应用较多的线阵超声阵列探头直接与凹阵超声阵列探头结合的翼面阵超声阵列探头(右图)。该设计既能同时保证超声成像和热声成像的图像质量,也能实现可靠的超声图像和热声图像叠加。

[0034] 手持式一体化成像探头3-4用于将微波能量耦合至乳房组织,使得乳房组织产生微波热声信号,并接收所述微波热声信号,同时接收乳腺待检测部位产生的超声回波信号。

[0035] 超声成像模块3-8,用于发射高压电脉冲信号;其成像模式为B模式,使用的超声换能器3-12为线阵或凸阵等,其超声发射装置支持最大通道数128路,但可通过多路复用开关控制激发最多2048路超声换能器3-12发射超声信号;超声发射装置支持发射频率0.1~20MHz,最大发射电压200V。

[0036] 计算机3-1,用于接收、处理所述微波热声信号和超声回波信号,得到乳腺的微波热声图像和超声图像,并采用延迟叠加图像重建算法对微波热声图像和超声图像进行叠

加,实现乳腺的双模态成像。

[0037] 计算机3-1控制小型化微波源3-2发射脉冲微波,脉冲微波经由一体化探头中的天线将微波能量耦合至乳房组织,使得乳房组织产生微波热声信号;计算机3-1同时控制多通道数据放大单元3-5和多通道数据采集单元3-6工作,接收并存储凹阵超声换能器3-12收集的微波热声信号;一定延时后控制超声成像模块3-8工作,线阵超声换能器3-12发射超声信号并接收超声回波信号。所有数据均传至计算机3-1进行后期处理。

[0038] 上述过程中翼面超声换能器3-12中凹阵超声换能器3-12用于接收微波热声信号;线阵超声换能器3-12用于超声成像的超声信号发射和接收。由于用于微波热声信号接收的凹阵和超声成像的线阵位置是相对固定的;因此,微波热声和超声图像可以直接叠加,无需后续配准处理,即可实现乳腺双模态成像检测。

[0039] 多通道数据放大单元3-5通道数最少为:128,256路,最终通道数与微波热声成像所用半圆弧超声换能器3-12阵元通道数一致;放大器倍数为54~100dB,带宽为0.01~10MHz,前端有限伏电路,限伏为范围为:-5~+5V。

[0040] 多通道数据采集单元3-6通道数最少为:128,256路,最终通道数与微波热声成像所用半圆弧超声换能器3-12阵元通道数一致;采样率为30~50M/S,采集精度为10~16Bit,采样抗混叠滤波低通截止频率为20MHz,单通道数据存储深度不小于10K。

[0041] 本发明的工作原理为:

[0042] 微波热声成像过程中:计算机3-1控制小型化微波源3-2发射脉冲微波,脉冲微波信号经过隔离器3-3后传输至手持式一体化探头3-4;手持式一体化探头3-4接收微波热声信号,并将信号传至多通道数据放大单元3-5放大,而后被多通道数据采集单元3-6进行A/D转换后存储至计算机3-1进行图像重建。

[0043] 超声成像过程中:计算机3-1控制超声成像模块3-8发射高压电脉冲信号,并经过反向限幅器3-7后传输至手持式一体化成像探头3-4,同时手持式一体化成像探头3-4接收超声回波信号,并经由反向限幅器3-7传输至超声成像模块3-8进行A/D转换后存储至计算机3-1进行图像重建。

[0044] 计算机3-1接收、处理返回的微波热声信号和超声回波信号,用于接收、处理所述微波热声信号和超声回波信号,并采用延迟叠加图像重建算法得到微波热声图像,将得到的乳腺微波热声图像和超声图像直接进行叠加,实现乳腺的双模态成像。

[0045] 参考图5,(a)为超声成像结果,其中:圆圈所示为肿瘤;(b)热声成像结果,其中:亮圈所示为肿瘤。

[0046] 由图4可知使用本装置,对模拟人体乳腺肿瘤的微波热声/超声双模态成像结果。(a)中红色圆圈所示为肿瘤所在位置,代表强的超声回波信号;(b)中亮圈所示为肿瘤所在,暗区代表模拟正常乳房组织。通过对比可以发现,(a)和(b)中肿瘤大小、形状和位置吻合较好,证明该本发明装置可以实现对乳腺肿瘤的高分辨率、高对比度检测。

[0047] 本发明将小型化天线3-9与超声换能器3-12结合构成手持式一体化成像探头3-4,其在成像过程中待检测者可以选择多种姿态(比如:坐姿、卧姿等);且检测方案可以实现全乳成像,避免对靠近胸腔壁附近乳腺的漏检。

[0048] 除此,通过小型化微波源3-2可以大幅缩减微波热声/超声双模态乳腺成像系统体积。再者,采用翼面超声换能器3-12设计,在保证传统超声成像质量的基础上,通过在超声

换能器3-12(凸阵或线阵)两侧加入一小段半圆弧超声换能器3-12用于接收热声信号,可增加热声信号的空间获取度,进而有效提升热声成像图像质量。

[0049] 虽然结合附图对发明的具体实施方式进行了详细地描述,但不应理解为对本专利的保护范围的限定。在权利要求书所描述的范围内,本领域技术人员不经创造性劳动即可做出的各种修改和变形仍属本专利的保护范围。

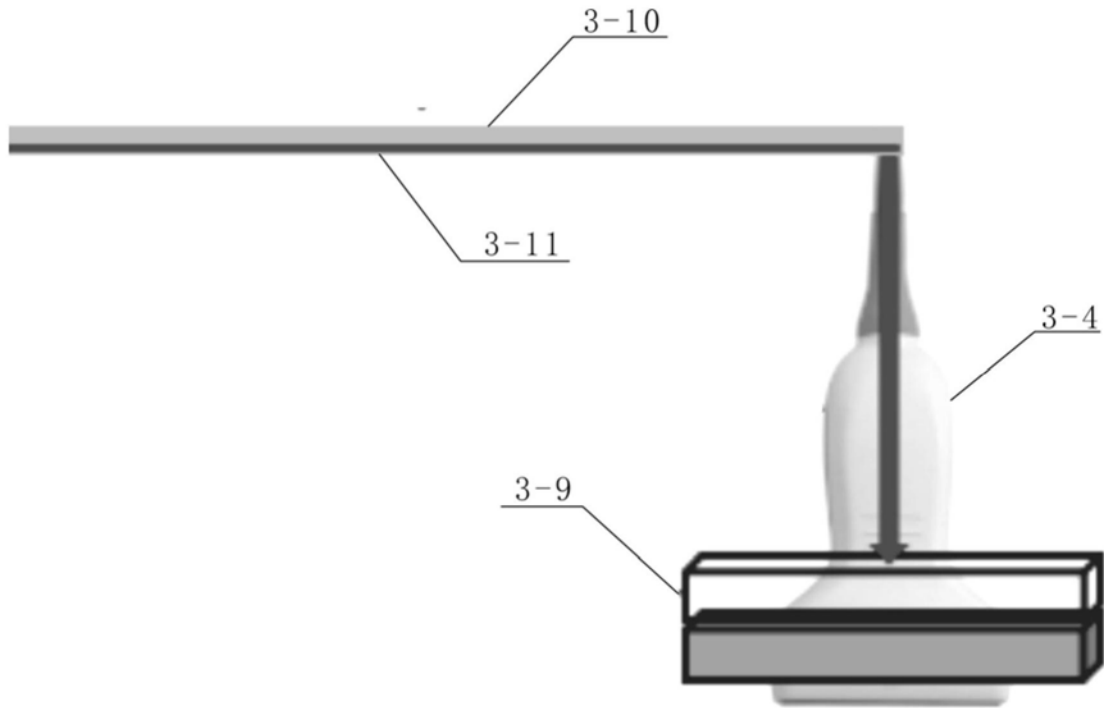


图1

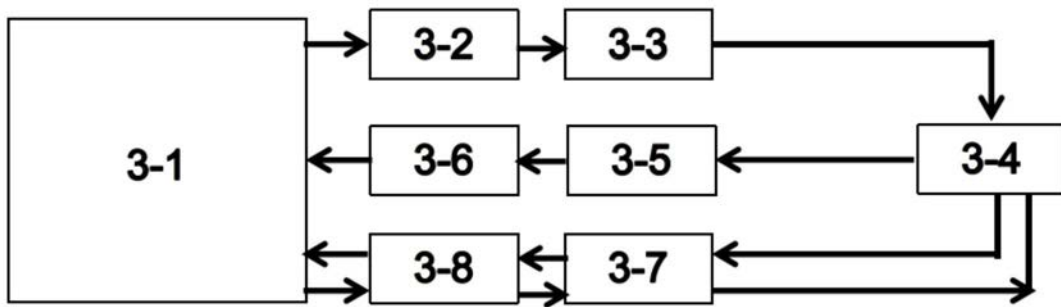


图2

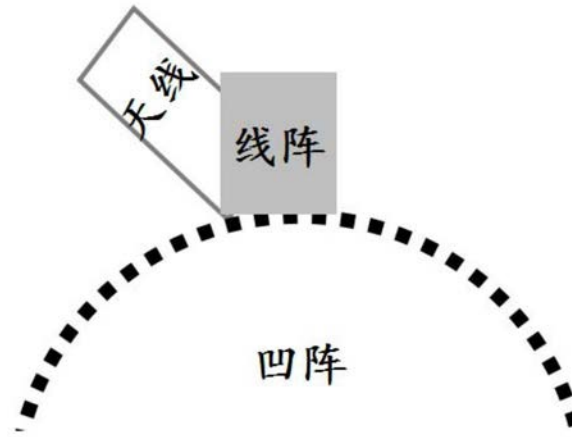


图3

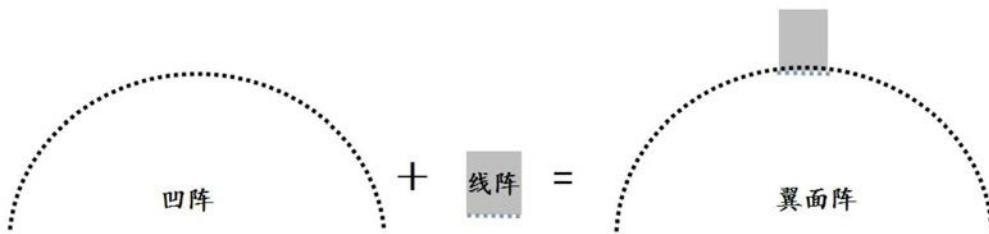


图4

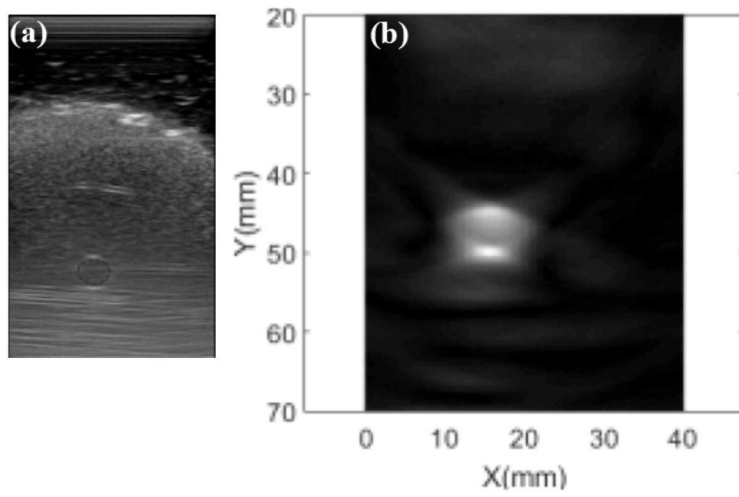


图5

专利名称(译)	手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头		
公开(公告)号	CN110720892A	公开(公告)日	2020-01-24
申请号	CN201910999214.7	申请日	2019-10-21
[标]发明人	陈飞		
发明人	蒋华渠 陈飞		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B8/0825 A61B8/46		
代理人(译)	李蕊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种手持式、一体化微波热声超声双模态乳腺成像探头，包括手持式一体化探头；手持式一体化探头包括超声换能器和与超声换能器连接的小型化天线；超声换能器采用凸阵或线阵超声换能器，其两侧加入一段半圆弧超声换能器构成翼面阵超声换能器；手持式一体化探头依次与多通道数据放大单元、多通道数据采集单元和计算机电连接；计算机分别与小型化微波源、多通道数据采集单元和超声成像模块连接；小型化微波源依次与隔离器和手持式一体化探头连接；超声成像模块通过反向限幅器与手持式一体化探头连接；手持式一体化探头通过第一数据线依次与反向限幅器和超声成像模块连接；手持式一体化探头通过第二数据线依次与隔离器和小型化微波源电连接。

