



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109199381 A

(43)申请公布日 2019.01.15

(21)申请号 201811061290.5

(22)申请日 2018.09.11

(71)申请人 合肥工业大学

地址 230009 安徽省合肥市屯溪路193号

(72)发明人 王露露

(74)专利代理机构 北京海虹嘉诚知识产权代理

有限公司 11129

代理人 何志欣 侯越玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

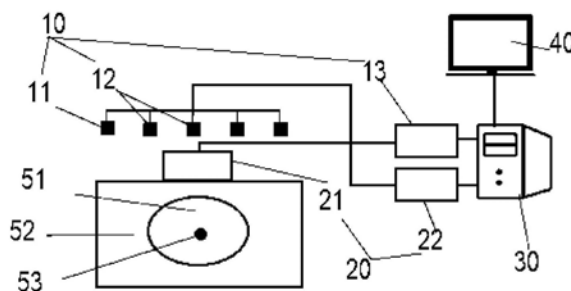
权利要求书4页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

一种全息微波弹性成像系统及其成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种全息微波弹性成像系统和方法,系统包括微波信号收发模块、超声波信号收发模块和信号处理模块,微波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场,同时超声波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场;微波信号穿透位于目标区域的目标物后至少部分微波信号被目标物内部的不同部分反射而形成散射电场并由微波接收天线对散射电场进行探测得到散射电场回波信号;超声波信号收发模块发射超声波信号到目标物从而施加一个外力并接收反射的超声波回波信号;信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。本发明的成像速度快且成像质量高。



1. 一种全息微波弹性成像系统,其特征在于,包括微波信号收发模块(10)、超声波信号收发模块(20)和信号处理模块(31),所述微波信号收发模块(10)包括至少一个微波发射天线(11)和布置在同一平面上的至少三个微波接收天线(12),其中,所述微波信号收发模块(10)不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场,同时所述超声波信号收发模块(20)不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场;

所述微波信号穿透位于所述目标区域的目标物后至少部分微波信号被所述目标物内部的具有不同介电常数的若干部分反射而形成散射电场并由所述至少三个微波接收天线(12)对所述散射电场进行探测得到散射电场回波信号;

所述超声波信号收发模块(20)发射超声波信号到所述目标区域的目标物从而对目标物施加一个外力并接收目标物反射的超声波回波信号;

所述信号处理模块(31)对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述信号处理模块(31)对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理包括:

信号处理模块(31)对所述至少三个微波接收天线(12)探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块(20)接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像。

3. 如前述权利要求之一所述的系统,其特征在于,所述信号处理模块(31)对所述至少三个微波接收天线(12)探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块(20)接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像的处理包括:

对所有微波接收天线(12)中任意两个微波接收天线(12)探测到的散射电场信号进行对比得到可见度函数;

根据对比得到的可见度函数获得能够反映目标物的电磁属性分布信息;

对所述超声传感器(21)接收的施加外力前和施加外力后目标物的超声波回波信号进行对比得到形态变化信号;

根据对比得到的形态变化信号获得目标物内部位移以及振动强度分布信息;

基于电磁属性分布信息、内部位移和振动强度分布信息通过傅里叶逆变换处理构建目标物的二维图像。

4. 如前述权利要求之一所述的系统,其特征在于,所述信号处理模块(31)对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理包括:

基于微波接收天线(12)的分布排列建立目标物的电磁属性和散射电场之间的非线性观测模型;

至少部分地基于所述非线性观测模型实现对散射回波信号进行两两对比。

5. 如前述权利要求之一所述的系统,其特征在于,

所述非线性观测模型包括内部场效应模型和外部场效应模型;

其中,内部场效应模型描述为:

$$\vec{E}_{inc} = \left(-\frac{j2\pi f_1 t}{c_1 2\pi^2} \right) \vec{E}_0 \left(\frac{e^{-j2\pi f_1 t \vec{R}_{Txm}/c_1}}{\vec{R}_{Txm}} \right) A_N B_B h(\theta, \phi) \vec{P}(\theta, \phi);$$

其中, \vec{E}_{inc} 表示入射电场, \vec{T}_{xm} 表示入射电场到目标物的位置矢量, \vec{R}_{Txm} 为场源点到目标物内一点的位置矢量, f_1 表示微波工作频率, t 表示时间, c_1 表示光速, \vec{E}_0 为TE模式波振幅, A_N 和 B_B 分别为微波发射天线 (11) 的窄孔径尺寸和宽孔径尺寸, $h(\theta, \phi)$ 表示天线辐射场, $\vec{P}(\theta, \phi)$ 表示极化矢量;

外部场效应模型描述为:

$$\vec{E}_{scat}(\vec{r}_m) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi} \right) \int_V |\varepsilon_r(\vec{s}) - \varepsilon_b| \{ a \vec{E}_T(\vec{s}) + (b \vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \widehat{R}_n) \widehat{R}_n \} G(\vec{r}_m, \vec{s}) dV;$$

其中, \vec{E}_{scat} 表示散射电场, \vec{r}_m 表示从场源点到场域内任一点的位置矢量, k_0 表示自由空间的波数, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T =$ 入射电场+散射电场+入射超声波场+散射超声波场, G 表示格林函数, $(\vec{r}_m, \vec{s}) = \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) \times I, \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) = \exp(-jk_0 |\vec{r}_m - \vec{s}|) / 4\pi |\vec{r}_m - \vec{s}|, dV$ 表示体积分, V 表示目标物体积, I 表示目标物可见度强度;

结合内部场效应模型和外部场效应模型得到用于定义目标物的可见度强度的非线性观测模型描述为:

$$I(\vec{s}) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi} \right)^2 |\varepsilon_r(\vec{s}) - \varepsilon_b|^2 \vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \vec{E}_T^*(\vec{s});$$

上式中, \vec{s} 表示单位矢量, k_0 表示自由空间的波数, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T =$ 入射电场+散射电场+入射超声波场+散射超声波场, *表示复数共轭。

6. 如前述权利要求之一所述的系统, 其特征在于, 所述至少部分地基于所述非线性观测模型实现对散射回波信号进行两两对比的处理包括:

通过计算同一平面上所述任意两个微波接收天线 (12) 的散射电场信号以计算任意两个微波接收天线 (12) 接收到的可见度函数:

$$\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j) = \langle \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i) \cdot \vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j) \rangle;$$

其中, $\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线 (12) 的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度, \vec{r}_i 表示目标区域隐藏物中任意点到第 i 个微波接收天线 (12) 的距离矢量, \vec{r}_j 表示目标区域隐藏物中任意点到第 j 个微波接收天线 (12) 的距离矢量, $\vec{E}_{scat}(\vec{r}_i)$ 表示位于 \vec{r}_i 处的微波接收天线 (12) 探测到的散射电场, $\vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_j 处的微波接收天线 (12) 探测到的散射电场的共轭, *表示复数共轭, $\langle \rangle$

表示平均时间；

依次计算任意两个微波接收天线 (12) 的可见度函数之和, 得到所有微波接收天线 (12) 的总可见度函数:

$$Y = \sum_i^N \Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j), i = 1, \dots, N; N \geq 2, a \neq b;$$

Υ 表示所有微波接收天线 (12) 的总可见度函数, N 表示微波接收天线 (12) 的总数量, $\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_i, \vec{r}_j 的两个微波接收天线 (12) 的可见度函数。

7. 如前述权利要求之一所述的系统, 其特征在于, 所述基于介电属性分布的幅值和相位的信息通过傅里叶逆变换处理方式构建目标物的二维图像的处理包括:

通过对任意两个微波接收天线 (12) 探测到的可见度函数信号进行二维傅里叶逆变换, 得到目标物的二维重构图像:

$$\tilde{I} = \iint Y(\vec{r}_i, \vec{r}_j) e^{-j2\pi(u_{ij}l + v_{ij}m)} dudv;$$

其中, 其中, $Y(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线 (12) 的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度, $l = \sin\theta \cos\phi$, $m = \sin\theta \sin\phi$, $u_{ij} = (\vec{x}_j - \vec{x}_i)/\lambda_b$, $v_{ij} = (\vec{y}_j - \vec{y}_i)/\lambda_b$, $\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}$ 分别为沿 x, y, z 轴正时空方向的单位矢量, $\vec{x}_i, \vec{y}_i, \vec{z}_i$ 分别为任一微波接收天线 (12) A_i 在直角坐标系中沿 x, y, z 轴的位置, $\vec{x}_j, \vec{y}_j, \vec{z}_j$ 分别为任一微波接收天线 (12) A_j 在直角坐标系中沿 x, y, z 轴的位置, θ 是原点 o 和空间任一点 P 的连线与正向 z 轴的夹角, ϕ 为 xoz 平面与通过空间任一点 P 的半平面之间的夹角, 若 P 点在 z 轴上则 ϕ 角是不确定的; $\hat{s} = \sin\theta \cos\phi \hat{x} + \sin\theta \sin\phi \hat{y} + \cos\theta \hat{z}$, λ_b 表示背景和/或媒介质的波长。

8. 如前述权利要求之一所述的系统, 其特征在于, 所述超声波信号收发模块 (20) 对目标物施加的力表示为:

$$F = \frac{\alpha P_0^2}{\rho c^2} \cos^2(2\pi f t);$$

其中, α 表示吸收常数, c 表示超声波在目标物组织中的速度, ρ 表示目标物密度, f 为超声波信号收发模块 (20) 的工作频率, t 表示时间, P_0 表示超声波信号收发模块 (20) 的压力峰值

$P_0 = \sqrt{\frac{2\rho c P}{\pi/(a^2 - b^2)}}$, P 为超声波信号收发模块 (20) 的功率, a 和 b 分别表示超声波信号收发模块 (20) 的宽带和窄带;

超声波信号收发模块 (20) 探测到的目标物内部组织的内部位移表示为:

$$X(t) = X_0 \cos(2\pi f t + \text{Phase});$$

其中, X_0 表示最大位移, 其取决于局部组织的机械特性和施加的超声波力的强度, Phase 表示相位变化, 其取决于总路径长度;

内部组织的振动强度表示为:

$$\vec{P} = \frac{3\varepsilon_b(\varepsilon_r - \varepsilon_b)}{\varepsilon_r + 2\varepsilon_b} \varepsilon_0 \vec{E}_{inc};$$

其中, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, ε_0 表示自由空间

的介电常数, \vec{E}_{inc} 表示入射场。

9. 如前述权利要求之一所述的系统, 其特征在于, 所述同一平面上的至少三个微波接收天线(12)以非规则排列的方式布置在该平面上。

10. 一种全息微波弹性成像方法, 其特征在于, 包括: 配置和/或使用一系统用于成像, 所述系统包括微波信号收发模块(10)、超声波信号收发模块(20)和信号处理模块(31), 所述微波信号收发模块(10)包括至少一个微波发射天线(11)和布置在同一平面上的至少三个微波接收天线(12), 其中, 所述微波信号收发模块(10)不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场, 同时所述超声波信号收发模块(20)不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场;

所述微波信号穿透位于所述目标区域的目标物后至少部分微波信号被所述目标物内部的具有不同介电常数的若干部分反射而形成散射电场并由所述至少三个微波接收天线(12)对所述散射电场进行探测得到散射电场回波信号;

所述超声波信号收发模块(20)发射超声波信号到所述目标区域的目标物从而对目标物施加一个外力并接收目标物反射的超声波回波信号;

所述信号处理模块(31)对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。

一种全息微波弹性成像系统及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及全息成像和弹性成像技术领域,尤其涉及一种全息微波弹性成像系统及其成像方法。

背景技术

[0002] 微波成像是以微波作为信息载体的一种成像手段,实质属于电磁逆散射问题。由于它既用被成像目标散射的幅度信息,也用它的相位信息,因此也称为微波全息成像或者全息微波成像。

[0003] 目前,微波生物成像因其无创、无有害辐射、价格低廉等优势,为疾病如乳腺癌、脑中风等疾病早期诊断带来新机遇。生物组织的电特性与生理系统的健康状况息息相关,当乳腺癌、白血病等疾病发生时,生物组织的介电性发生显著变化,介电性常用介电常数表示。不同类型生物组织的介电性差异明显,例如骨骼、脂肪、肺以及外层皮肤这些低含水量的组织比例如肌肉、血液和大脑这些高含水量的组织的介电常数低,而典型病变组织,例如恶性肿瘤与其正常组织之间的介电常数差别大于为10%~20%,这些差异为磁感应生物成像检测活体生物组织的生理病理状态提供了可行的物理基础。

[0004] 弹性成像就是把获取的生物体材料的弹性信息转换成医生习惯的可见光图像,从而让医生能够通过可见光图像判别组织的材料力学特性,进而根据组织的软硬情况判断相应组织或器官可能发生的病理改变以及其位置、形状和大小。具体地,根据各种不同生物组织的弹性系数不同,在加外力或交变振动后其应变或者说形态改变亦不同。在相同外力作用下,弹性系数大的,引起的应变比较小;反之,弹性系数较小的,相应的应变比较大。也就是比较柔软的正常组织变形超过坚硬的肿瘤组织。全息微波弹性成像即利用肿瘤或其他病变区域与周围正常组织间弹性系数的不同和介电属性的不同,在微波和超声波激励作用下,生物组织产生应变大小的不同,以彩色编码显示,来判别病变组织的弹性大小、介电常数分布、电导率分布、温度分布和血液含氧量中的至少一种重要特征,从而推断某些病变的可能性。

[0005] 过去的二十年,大量的工作主要围绕微波成像技术在生物成像和诊断方面的应用进行,如脑部成像检测脑卒中和脑水肿、乳房成像检测乳腺癌和骨骼成像检测骨质疏松等。

[0006] 近年来,有将微波和超声波进行结合成像的技术出现,例如,公开号为CN105708492A的中国专利文献公开了一种融合B超成像和微波成像的方法及系统,通过将所述B超图像和所述微波图像中一幅图像的像素点映射到另一幅图像中,使两幅图像的相关像素点在空间位置上达到一致完成该两幅图像的融合。在诊断早期癌症患者的过程中可以通过使用不同的成像模态进行优势互补,图像融合潜力在于综合应用这些成像设备所得信息,可以准确地确定病变体的空间位置大小、几何形状及它与周围生物组织之间的空间关系,从而及时高效地诊断疾病,也可以用在手术计划的制定、病理变化的跟踪、治疗效果的评价等方面。但是,该专利进行图像融合所需的计算量大、成像速度慢且成像质量欠

佳。

发明内容

[0007] 针对现有技术之不足,本发明提供了一种全息微波弹性成像方法主要是利用生物组织的介电属性和弹性信息帮助疾病的诊断。其基本原理为:根据各种不同生物组织的弹性系数不同,在加外力或交变振动后其应变亦不同,主要为形态改变不同,同时根据各种不同生物组织的介电属性不同,在微波照射下,目标生物组织发射或散射不同,通过分析处理形态改变和散射场从而重构目标的外观像或介质目标内部的结构成像,也可以是空间电磁场分布的直观显示,相比于融合成像,本发明的成像速度更快,成像质量更好,本发明可用于生物医学成像、疾病诊断、异物探测等领域。

[0008] 根据一个优选实施方式,一种全息微波弹性成像系统,包括微波信号收发模块、超声波信号收发模块和信号处理模块,所述微波信号收发模块包括至少一个微波发射天线和布置在同一平面上的至少三个微波接收天线,其中,所述微波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场,同时所述超声波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场;所述微波信号穿透位于所述目标区域的目标物后至少部分微波信号被所述目标物内部的具有不同介电常数的若干部分反射而形成散射电场并由所述至少三个微波接收天线对所述散射电场进行探测得到散射电场回波信号;所述超声波信号收发模块发射超声波信号到所述目标区域的目标物从而对目标物施加一个外力并接收目标物反射的超声波回波信号;所述信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。

[0009] 根据一个优选实施方式,所述信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理包括:信号处理模块对所述至少三个微波接收天线探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像。

[0010] 根据一个优选实施方式,所述信号处理模块对所述至少三个微波接收天线探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像的处理包括:对所有微波接收天线中任意两个微波接收天线探测到的散射电场信号进行对比得到可见度函数;根据对比得到的可见度函数获得能够反映目标物的电磁属性分布信息;对所述超声传感器接收的施加外力前和施加外力后目标物的超声波回波信号进行对比得到形态变化信号;根据对比得到的形态变化信号获得目标物内部位移以及振动强度分布信息;基于电磁属性分布信息、内部位移和振动强度分布信息通过傅里叶逆变换处理构建目标物的二维图像。

[0011] 根据一个优选实施方式,所述信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理包括:基于微波接收天线的分布排列建立目标物的电磁属性和散射电场之间的非线性观测模型;至少部分地基于所述非线性观测模型实现对散射回波信号进行两两对比。

[0012] 根据一个优选实施方式,所述非线性观测模型包括内部场效应模型和外部场效应模型;其中,内部场效应模型描述为: $\vec{E}_{inc} =$

$$\left(-\frac{j2\pi f_1 t}{c_1 2\pi^2}\right) \vec{E}_0 \left(\frac{e^{-j2\pi f_1 t \vec{R}_{Txm}/c_1}}{\vec{R}_{Txm}}\right) A_N B_B h(\theta, \phi) \vec{P}(\theta, \phi); \text{其中, } \vec{E}_{inc} \text{ 表示入射电场, } \vec{T}_{xm}$$

表示入射电场到目标物的位置矢量, \vec{R}_{Txm} 为场源点到目标物内一点的位置矢量, f_1 表示微波工作频率, t 表示时间, c_1 表示光速, \vec{E}_0 为TE模式波振幅, A_N 和 B_B 分别为微波发射天线的窄孔径尺寸和宽孔径尺寸, $h(\theta, \phi)$ 表示天线辐射场, $\vec{P}(\theta, \phi)$ 表示极化矢量; 外部场效应模型描述为: $\vec{E}_{scat}(\vec{r}_m) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi}\right) \int_V |\epsilon_r(\vec{s}) - \epsilon_b| \{a\vec{E}_T(\vec{s}) + (b\vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \widehat{R}_n)\widehat{R}_n\} G(\vec{r}_m, \vec{s}) dV$; 其中, \vec{E}_{scat} 表示散射电场, \vec{r}_m 表示从场源点到场域内任一点的位置矢量, k_0 表示自由空间的波数, ϵ_r 表示目标物的介电常数, ϵ_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T = \text{入射电场} + \text{散射电场} + \text{入射超声波场} + \text{散射超声波场}$, G 表示格林函数,

$(\vec{r}_m, \vec{s}) = \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) \times I, \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) = \exp(-jk_0|\vec{r}_m - \vec{s}|)/4\pi|\vec{r}_m - \vec{s}|$, dV 表示体积分, V 表示目标物体积, I 表示目标物可见度强度; 结合内部场效应模型和外部场效应模型得到用于定义目标物的可见度强度的非线性观测模型描述为:

$$I(\vec{s}) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi}\right)^2 |\epsilon_r(\vec{s}) - \epsilon_b|^2 \vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \vec{E}_T^*(\vec{s});$$

[0013] 上式中, \vec{s} 表示单位矢量, k_0 表示自由空间的波数, ϵ_r 表示目标物的介电常数, ϵ_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T = \text{入射电场} + \text{散射电场} + \text{入射超声波场} + \text{散射超声波场}$, * 表示复数共轭。

[0014] 根据一个优选实施方式, 所述至少部分地基于所述非线性观测模型实现对散射回波信号进行两两对比的处理包括: 通过计算同一平面上所述任意两个微波接收天线的散射电场信号以计算任意两个微波接收天线接收到的可见度函数:

$\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j) = \langle \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i) \cdot \vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j) \rangle$; 其中, $\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线的可见度函数包含相位延迟和/或振幅差异信息, \vec{r}_i 表示目标区域隐藏物中任意点到第 i 个微波接收天线的距离矢量, \vec{r}_j 表示目标区域隐藏物中任意点到第 j 个微波接收天线的距离矢量, $\vec{E}_{scat}(\vec{r}_i)$ 表示位于 \vec{r}_i 处的微波接收天线探测到的散射电场, $\vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_j 处的微波接收天线探测到的散射电场的共轭, * 表示复数共轭, $\langle \rangle$ 表示平均时间; 依次计算任意两个微波接收天线的可见度函数之和, 得到所有微波接收天线的总可见度函数:

$$[0015] \quad Y = \sum_i^N \Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j), i = 1, \dots, N; N \geq 2, a \neq b$$

[0016] Υ 表示所有微波接收天线的总可见度函数, N 表示微波接收天线的总数量,

$\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_i, \vec{r}_j 的两个微波接收天线的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度。

[0017] 根据一个优选实施方式, 所述基于介电属性分布的幅值、相位和内部组织的振动强度的信息通过傅里叶逆变换处理方式构建目标物的二维图像的处理包括:

[0018] 通过对任意两个微波接收天线探测到的可见度函数信号进行二维傅里叶逆变换, 得到目标物的二维重构图像: $\vec{I} = \iint \mathbf{Y}(\vec{r}_i, \vec{r}_j) e^{-j2\pi(u_{ij}l + v_{ij}m)} dudv$

[0019] 其中, 其中, $\mathbf{Y}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度, $l = \sin\theta \cos\phi$, $m = \sin\theta \sin\phi$, $u_{ij} = (\vec{x}_j - \vec{x}_i)/\lambda_b$, $v_{ij} = (\vec{y}_j - \vec{y}_i)/\lambda_b$, $\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}$ 分别为沿 x, y, z 轴正时空方向的单位矢量, $\vec{x}_i, \vec{y}_i, \vec{z}_i$ 分别为任一微波接收天线 A_i 在直角坐标系中沿 x, y, z 轴的位置, $\vec{x}_j, \vec{y}_j, \vec{z}_j$ 分别为任一微波接收天线 A_j 在直角坐标系中沿 x, y, z 轴的位置, θ 是原点 o 和空间任一点 P 的连线与正向 z 轴的夹角, ϕ 为 xoz 平面与通过空间任一点 P 的半平面之间的夹角, 若 P 点在 z 轴上则 ϕ 角是不确定的。 $\hat{s} = \sin\theta \cos\phi \hat{x} + \sin\theta \sin\phi \hat{y} + \cos\theta \hat{z}$, λ_b 表示背景/媒介质的波长。

[0020] 根据一个优选实施方式, 超声波信号收发模块对目标物施加的力表示为:

$F = \frac{\alpha P_0^2}{\rho c^2} \cos^2(2\pi ft)$; 其中, α 表示吸收常数, c 表示超声波在目标物组织中的速度, ρ 表示目标物密度, f 为超声波信号收发模块的工作频率, t 表示时间, P_0 表示超声波信号收发模块的压力峰值 $P_0 = \sqrt{\frac{2\rho c P}{\pi(a^2 - b^2)}}$, P 为超声波信号收发模块的功率, a 和 b 分别表示超声波信号收发模块的宽带和窄带; 超声波信号收发模块探测到的目标物内部组织的内部位移表示为: $X(t) = X_0 \cos(2\pi ft + \text{Phase})$;

[0021] 其中, X_0 表示最大位移, 其取决于局部组织的机械特性和施加的超声波力的强度, Phase 表示相位变化, 其取决于总路径长度; 病灶组织内部的振动强度表示为:

$\vec{P} = \frac{3\varepsilon_b(\varepsilon_r - \varepsilon_b)}{\varepsilon_r + 2\varepsilon_b} \varepsilon_0 \vec{E}_{inc}$; 其中, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, ε_0 表示自由空间的介电常数, \vec{E}_{inc} 表示入射场。

[0022] 根据一个优选实施方式, 所述同一平面上的至少三个微波接收天线以非规则排列的方式布置在该平面上。

[0023] 根据一个优选实施方式, 一种全息微波弹性成像方法, 包括: 配置和/或使用一系统用于成像, 所述系统包括微波信号收发模块、超声波信号收发模块和信号处理模块, 所述微波信号收发模块包括至少一个微波发射天线和布置在同一平面上的至少三个微波接收天线, 其中, 所述微波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场, 同时所述超声波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场; 所述微波信号穿透位于所述目标区域的目标物后至少部分微波信号被所述目标物内部的具有不同介电常数的若干部分反射而形成散射电场并由所述至少三个微

波接收天线对所述散射电场进行探测得到散射电场回波信号；所述超声波信号收发模块发射超声波信号到所述目标区域的目标物从而对目标物施加一个外力并接收目标物反射的超声波回波信号；所述信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。

附图说明

- [0024] 图1是本发明的系统的一个优选实施方式的简化结构图；
 [0025] 图2是本发明的系统的一个优选实施方式的模块连接图；
 [0026] 图3是系统的其中两个微波接收天线(12)的几何排列示意图；
 [0027] 图4是乳房模型图；
 [0028] 图5是乳房模型的第一重构图，表示针对目标物的介电属性探测到的信号强度；和
 [0029] 图6是乳房模型的第二重构图，表示针对目标物的电导率属性探测到的信号强度。
 [0030] 附图标记列表
- | | | |
|--------|--------------|-----------|
| [0031] | 10:微波信号收发模块 | 11:微波发射天线 |
| [0032] | 12:微波接收天线 | 13:微波控制电路 |
| [0033] | 20:超声波信号收发模块 | 21:超声传感器 |
| [0034] | 22:超声波控制电路 | 30:计算设备 |
| [0035] | 31:信号处理模块 | 32:控制模块 |
| [0036] | 40:图像显示模块 | 51:纤维淋巴腺 |
| [0037] | 52:人体组织 | 53:肿瘤 |
| [0038] | 54:皮肤 | 55:脂肪 |

具体实施方式

- [0039] 下面结合附图1、2、3、4、5和6进行详细说明。
- [0040] 实施例1
- [0041] 本实施例公开了一种系统，该系统适于执行本发明记载的各个方法步骤，以达到预期的技术效果。
- [0042] 根据一个优选实施方式，一种全息微波弹性成像系统，可以包括微波信号收发模块10、超声波信号收发模块20和信号处理模块31中的至少一个。微波信号收发模块10可以包括至少一个微波发射天线11和在同一平面上布置的至少三个微波接收天线12。微波信号收发模块10可以不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场，同时超声波信号收发模块20可以不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场。微波信号穿透位于目标区域的目标物后至少部分微波信号被目标物内部的具有不同介电常数的若干部分反射而形成散射电场并由至少三个微波接收天线12对散射电场进行探测得到散射电场回波信号。超声波信号收发模块20可以发射超声波信号到目标区域的目标物从而施加一个外力并接收目标物反射的超声波回波信号。信号处理模块31可以对超声波回波信号和至少三个微波接收天线12中任意两个微波接收天线12探测到的散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。优选地，微波信号收发模块10和超声波信号收发模块20设置于目标物的同侧或异侧。优选地，在同一平面上布置的至少三个微波接收天线12

使得各个微波接收天线12距离与目标物的垂直距离均相等,由此能降低计算难度。优选地,至少三个微波接收天线12在同一平面上呈非均匀排布,由此提高成像质量。

[0043] 根据一个优选实施方式,表1和表2给出了一些参考的参数。

[0044] 表1模拟参数

[0045]	微波频率	5~6GHz
	超声波频率	3MHz

[0046]	微波天线宽度	7.5mm
	微波天线长度	15mm
	腺体的相对介电常数	60.537-0.93424j
	脂肪的相对介电常数	5.475-0.75j
	皮肤的相对介电常数	43.635-0.76519j
	自由空间的相对介电常数	1
	肿瘤的相对介电常数	62.603-0.61063j

[0047] 表2超声波参数

[0048]

	衰减	速度
脂肪	0.34dB/cm/MHz	1479m/s
肿瘤	0.79dB/cm/MHz	1550m/s
腺体	1.5dB/cm/MHz	1553m/s

[0049] 优选地,信号处理模块31可以对至少三个微波接收天线12探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块20接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像。优选地,超声波信号收发模块20包括至少一个超声传感器21。超声传感器21可以设于超声波探头内。

[0050] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31可以对超声波回波信号和至少三个微波接收天线12中任意两个微波接收天线12探测到的散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理可以包括:对所有微波接收天线12中任意两个微波接收天线12探测到的散射电场信号进行对比得到可见度函数;根据对比得到的可见度函数获得能够反映目标物的电磁属性分布信息;对超声传感器21接收的施加外力前和施加外力后目标物的超声波回波信号进行对比得到形态变化信号;根据对比得到的形态变化信号获得目标物内部位移以及振动强度分布信息;和/或基于电磁属性分布信息、内部位移和振动强度分布信息通过傅里叶逆变换处理构建目标物的二维图像。优选地,电磁属性分布信息可以包括相位延迟和/或振幅差异信息。

[0051] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31对超声波回波信号和至少三个微波接收天线12中任意两个微波接收天线12探测到的散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像的处理可以包括:基于微波接收天线12的分布排列建立目标物的电磁属性和散射电场之间的非线性观测模型;和/或至少部分地基于非线性观测模型实现对散射回波信号和/或散射电场进行两两对比。

[0052] 根据一个优选实施方式,用于定义目标物的可见度强度的非线性观测模型可以描述为:

$$[0053] \quad I(\vec{s}) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi}\right)^2 \left| \varepsilon_r(\vec{s}) - \varepsilon_b \right|^2 \vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \vec{E}_T^*(\vec{s});$$

[0054] 上式中, \vec{s} 表示单位矢量, k_0 表示自由空间的波数, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T =$ 入射电场+散射电场+入射超声波场+散射超声波场,*表示复数共轭。

[0055] 非线性观测模型包括内部场效应模型和外部场效应模型;

[0056] 其中,内部场效应模型描述为:

$$[0057] \quad \vec{E}_{inc} = \left(-\frac{j2\pi f_1 t}{c_1 2\pi^2}\right) \vec{E}_0 \left(\frac{e^{-j2\pi f_1 t \vec{R}_{Txm}/c_1}}{\vec{R}_{Txm}}\right) A_N B_B h(\theta, \phi) \vec{P}(\theta, \phi)$$

[0058] 其中, \vec{E}_{inc} 表示入射电场, \vec{T}_{xm} 表示入射电场到目标物的位置矢量, \vec{R}_{Txm} 为场源点到目标物内一点的位置矢量, f_1 表示微波工作频率, t 表示时间, c_1 表示光速, \vec{E}_0 为TE模式波振幅,TE模式波优选为TE10模式波, A_N 和 B_B 分别为微波发射天线11的窄孔径尺寸和宽孔径尺寸, $h(\theta, \phi)$ 表示天线辐射场, $\vec{P}(\theta, \phi)$ 表示极化矢量。

[0059] 外部场效应模型可以描述为:

[0060]

$$\vec{E}_{scat}(\vec{r}_m) = \left(\frac{k_0^2}{4\pi}\right) \int_V \left| \varepsilon_r(\vec{s}) - \varepsilon_b \right| \{a\vec{E}_T(\vec{s}) + (b\vec{E}_T(\vec{s}) \cdot \widehat{R}_n)\widehat{R}_n\} G(\vec{r}_m, \vec{s}) dV$$

[0061] 其中, \vec{E}_{scat} 表示散射电场, \vec{r}_m 表示从场源点到场域内任一点的位置矢量, k_0 表示自由空间的波数, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, \vec{E}_T 表示总场强, $\vec{E}_T =$ 入射电场+散射电场+入射超声波场+散射超声波场, G 表示格林函数, $(\vec{r}_m, \vec{s}) = \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) \times I, \nabla g(\vec{r}_m, \vec{s}) = \exp(-jk_0|\vec{r}_m - \vec{s}|)/4\pi|\vec{r}_m - \vec{s}|, dV$ 表示体积分, V 表示目标物体积, I 表示目标物可见度强度。

[0062] 优选地,超声波衰减主要是由吸收引起的,超声传感器21对目标物施加的力可以表示为:

$$[0063] \quad F = \frac{\alpha p_0^2}{\rho c^2} \cos^2(2\pi f t);$$

[0064] 其中, α 表示吸收常数, c 表示超声波在目标物组织中的速度, ρ 表示目标物密度, f 为超声传感器21的工作频率, P_0 表示超声传感器21的压力峰值 $P_0 = \sqrt{\frac{2\rho c P}{\pi/(a^2-b^2)}}$, P 为超声传感器21的功率, a 和 b 分别表示超声传感器21的宽带和窄带。

[0065] 优选地, 超声传感器21探测到的目标物内部组织的内部位移可表示为:

$$[0066] \quad X(t) = X_0 \cos(2\pi ft + \text{Phase})$$

[0067] 其中, X_0 表示最大位移, 其取决于局部组织的机械特性和施加的超声波力的强度, Phase 表示相位变化, 其取决于总路径长度。

[0068] 优选地, 如果目标物足够小, 病灶组织内部的振动强度可以表示为:

$$[0069] \quad \vec{P} = \frac{3\varepsilon_b(\varepsilon_r - \varepsilon_b)}{\varepsilon_r + 2\varepsilon_b} \varepsilon_0 \vec{E}_{inc};$$

[0070] 其中, ε_r 表示目标物的介电常数, ε_b 表示背景和/或媒介质的介电常数, ε_0 表示自由空间的介电常数, \vec{E}_{inc} 表示入射场。

[0071] 根据一个优选实施方式, 至少部分地基于非线性观测模型实现对散射电场和/或散射回波信号进行两两对比的处理可以包括:

[0072] 通过计算同一平面上任意两个微波接收天线12的散射电场信号以计算任意两个微波接收天线12接收到的可见度函数:

$$[0073] \quad \Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j) = \langle \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i) \cdot \vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j) \rangle$$

[0074] 其中, $\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线12的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度, \vec{r}_i 表示目标区域隐藏物中任意点到第 i 个微波接收天线12的距离矢量, \vec{r}_j 表示目标区域隐藏物中任意点到第 j 个微波接收天线12的距离矢量, $\vec{E}_{scat}(\vec{r}_i)$ 表示位于 \vec{r}_i 处的微波接收天线12探测到的散射电场, $\vec{E}_{scat}^*(\vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_j 处的微波接收天线12探测到的散射电场的共轭, $*$ 表示复数共轭, $\langle \rangle$ 表示平均时间。

[0075] 优选地, 依次计算任意两个微波接收天线12的可见度函数之和, 得到所有微波接收天线12的总可见度函数:

$$[0076] \quad \gamma = \sum_i^N \Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j), i = 1, \dots, N; N \geq 2, a \neq b$$

[0077] γ 表示所有微波接收天线12的总可见度函数, N 表示微波接收天线12的总数量, $\Delta \vec{E}_{scat}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 \vec{r}_i, \vec{r}_j 的两个微波接收天线12的可见度函数, 其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度。

[0078] 根据一个优选实施方式, 基于介电属性分布的幅值和相位以及内部组织的振动强度的信息通过傅里叶逆变换处理方式构建目标物的二维图像的处理可以包括:

[0079] 通过对任意两个微波接收天线12探测到的可见度函数信号进行二维傅里叶逆变换, 得到目标物的二维重构图像:

$$[0080] \quad \tilde{I} = \iint \mathbf{Y}(\vec{r}_i, \vec{r}_j) e^{-j2\pi(u_{ij}l + v_{ij}m)} dudv$$

[0081] 其中,其中, $\mathbf{Y}(\vec{r}_i, \vec{r}_j)$ 表示位于 (\vec{r}_i, \vec{r}_j) 的两个微波接收天线12的可见度函数,其包含相位延迟、振幅差异信息、内部位移和内部组织的振动强度, $l = \sin\theta \cos\phi$, $m = \sin\theta \sin\phi$, $u_{ij} = (\vec{x}_j - \vec{x}_i)/\lambda_b$, $v_{ij} = (\vec{y}_j - \vec{y}_i)/\lambda_b$, \hat{x} , \hat{y} , \hat{z} 分别为沿x,y,z轴正时空方向的单位矢量, $\vec{x}_i, \vec{y}_i, \vec{z}_i$ 分别为任一微波接收天线12A_i在直角坐标系中沿x,y,z轴的位置, $\vec{x}_j, \vec{y}_j, \vec{z}_j$ 分别为任一微波接收天线12A_j在直角坐标系中沿x,y,z轴的位置, θ 是原点o和空间任一点P的连线与正向z轴的夹角, ϕ 为xoz平面与通过空间任一点P的半平面之间的夹角,若P点在z轴上则 ϕ 角是不确定的。 $\hat{s} = \sin\theta \cos\phi \hat{x} + \sin\theta \sin\phi \hat{y} + \cos\theta \hat{z}$, λ_b 表示背景/媒介质的波长。

[0082] 根据一个优选实施方式,本发明提供了一种全息微波弹性成像系统,其可以包括微波信号收发模块10、超声波信号收发模块20、控制模块32、信号处理模块31和图像显示模块40中的至少一个。优选地,控制模块32和信号处理模块31可以设置在一个设备中,例如设置在同一个计算设备30中。计算设备30可以是服务器、电脑、工作站和手机中的至少一种。

[0083] 优选地,微波信号收发模块10可以包括微波发射天线11、微波接收天线12和微波控制电路13。微波控制电路13可以连接于微波发射天线11、微波接收天线12和微波控制电路13。超声波信号收发模块可以包括彼此连接的超声传感器21和超声波控制电路22。

[0084] 优选地,微波信号收发模块10可以包括微波信号发生器、微波信号发射器、微波信号接收器和多通道控制开关电路板,超声波信号收发模块20包括超声信号发生器、超声信号接收器和单通道控制开关电路板,控制模块32和微波信号收发模块10中的多通道控制开关电路板以及超声波信号收发模块20中的单通道控制开关电路板相连接。优选地,多通道控制开关电路板分别与微波信号发生器和微波信号接收器连接,单通道控制开关电路板分别与超声波信号发生器和超声波信号接收器连接。

[0085] 优选地,控制模块32可以控制微波信号收发模块10中的微波信号发生器产生单频率的微波信号。微波信号以交变电流的形式施加在微波信号发射器中,交变电流产生交变磁场,微波信号接收器对交变磁场进行接收。微波信号接收器将接收到的信号通过控制模块32传输至信号处理模块31;同时,控制模块32控制超声波信号收发模块20中的超声信号发生器产生单频率的超声信号并传输到目标物表面对其施加外力,超声信号接收器接收目标物对外力的回波信号并将接收到的信号通过控制模块32传输至信号处理模块31。信号处理模块31对接收到的信号进行数据处理分析通过傅里叶逆变换获得目标物的二维重构图像,并将二维重构图像传输至图像显示模块40进行显示。

[0086] 优选地,上述实施例中,微波信号发生器可采用网络分析仪。微波信号发射器和微波信号接收器可以由微波天线实现。超声波信号发射器和超声波信号接收器可以由超声传感器21实现;

[0087] 优选地,微波信号发射器采用作为激励天线的微波发射天线11,作为微波发射天线11的数量为 N_T , N_T 为自然数且 $N_T \geq 1$ 。作为微波发射天线11的天线可以排列成任意形状且各天线距目标物的垂直距离均相同。微波信号接收器采用作为信号接收天线的微波接收天

线12,作为微波接收天线12的数量为 N_R , N_R 为自然数且 $N_R \geq 3$ 。作为微波接收天线12可以排列成均匀和/或非均匀形状且各微波接收天线12距目标物的距离或高度均相同。尤其优选地,微波接收天线12排列成非均匀形状。

[0088] 优选地,例如,微波天线的数量为16个,以目标物为中心,16个微波天线围绕着目标物均匀排列成正方形。每个微波天线既作为微波发射天线11传输微波信号,又作为微波接收天线12探测目标物内部及其周围的电场变化以及介电属性和电导率的分布状态。

[0089] 优选地,为减少信号耦合,提高检测灵敏度,目标生物与微波天线之间以及各微波天线之间的间隙内都填充介电属性与正常脂肪相似的媒介物质,例如海水、盐水和椰子油中的至少一种。

[0090] 优选地,微波信号发生器可以采用网络分析仪,其可以产生频率范围为1GHz-10GHz的微波信号。

[0091] 优选地,本发明的微波信号收发模块10的工作频率为单频率,其最佳工作频率范围为1GHz-10GHz。比如,可以采用2GHz、3GHz、4GHz、5GHz、6GHz、7GHz、8GHz或9GHz,尤其优选8~9GHz。

[0092] 优选地,本发明的超声波信号收发模块20的工作频率为单频率,其最佳工作频率范围为1MHz-10MHz。比如,可以采用2MHz、3MHz、4MHz、5MHz、6MHz、7MHz、8MHz或9MHz,尤其优选6~7MHz。

[0093] 优选地,微波天线例如可采用开口波导和/或贴片天线,微波天线的大小受工作频率的限制。

[0094] 优选地,作为微波发射天线11的发射天线与作为测量天线的微波接收天线12之间的位置关系为:作为微波发射天线11的发射天线与作为测量天线的微波接收天线12均位于目标物的同侧,位于相同高度或不同高度;或作为微波发射天线11的发射天线与作为测量天线的微波接收天线12相互平行;或作为微波发射天线11的发射天线与作为测量天线的微波接收天线12阵列重合;或作为微波发射天线11的发射天线与作为测量天线的微波接收天线12阵列均与目标物体一定的角度。

[0095] 实施例2

[0096] 本实施例还公开了一种系统,该系统适于执行本发明记载的各个方法步骤,以达到预期的技术效果。本实施例可以是对实施例1的进一步改进和/或补充,重复的内容不再赘述。在不造成冲突或者矛盾的情况下,其他实施例的优选实施方式的整体和/或部分内容可以作为本实施例的补充。

[0097] 根据一个优选实施方式,超声波信号收发模块20还接收由微波信号收发模块10发射的微波信号照射到目标物上产生的热声信号,在信号处理模块31对至少三个微波接收天线12探测到的散射电场回波信号进行对比获得的可见度函数结合超声波信号收发模块20接收到的超声波回波信号通过信号处理方式用于构建目标物的二维图像后,信号处理模块31至少部分地基于热声信号对构建的目标物的二维图像进行修正,并将经过修正的二维图像发送到图像显示模块40进行显示。通常,热声信号是利用图像融合处理方式进行成像,其成像质量欠佳且速度慢,而本发明是利用主动发射和探测的超声波信号和微波信号来成像,然后利用微波信号照射到目标物产生的热声信号来对图像进行修正,其成像速度更快且成像质量更高。

[0098] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31基于热声信号、超声波回波信号和散射电场回波信号中的至少一个分析目标物的运动并由此对构建的目标物的二维图像进行修正。检测对象内部组织的运动会成对成像质量造成影响,例如,心跳、血液流动或者呼吸,会对弹性成像的结果造成影响,由此,本发明利用采集到的数据分析目标物的运动,并对图像进行运动修正,可以提高成像的准确性和质量。

[0099] 优选地,在信号处理模块31基于热声信号对构建的目标物的二维图像进行修正前,控制模块32对目标物的二维图像的成像质量进行评估,仅在成像质量低于质量阈值时才对构建的目标物的二维图像进行修正。而在成像质量高于或等于质量阈值时,直接将目标物的二维图像发送到图像显示模块40进行显示。

[0100] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31根据热声信号分析目标物从第一时间到第二时间的运动以确定第一修正参数,信号处理模块31利用第一修正参数对构建的目标物的二维图像进行修正。

[0101] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31根据超声波回波信号分析目标物从第一时间到第二时间的运动以确定第二修正参数,信号处理模块31基于第一修正参数和第二修正参数采用加权法计算第三修正参数,信号处理模块31响应于用户请求而基于第三修正参数对构建的目标物的二维图像进行修正,并将经过修正的二维图像发送到图像显示模块40进行显示。

[0102] 根据一个优选实施方式,信号处理模块31根据散射电场回波信号分析目标物从第一时间到第二时间的运动以确定第四修正参数,信号处理模块31基于第三修正参数和第四修正参数采用加权法计算第五修正参数,信号处理模块31响应于用户请求而基于第五修正参数对构建的目标物的二维图像进行修正,并将经过修正的二维图像发送到图像显示模块40进行显示。在对图像进行修正时,基于第五修正参数的计算量大于基于第三修正参数的计算量,基于第三修正参数的计算量大于基于第一修正参数的计算量,计算量越大导致成像速度越慢,因此,实际操作过程中,基于第五修正参数或者第三修正参数的图像修正参数由用户决定是否启用,比如,设置两个专用按键,更适于操作者根据实际的成像情况做出快速地调整,以更好地满足实际成像需求。

[0103] 根据一个优选实施方式,微波信号收发模块10包括在同一平面上呈非均匀排布的至少四个微波接收天线12;

[0104] 在成像前,控制模块32获取待检查对象的身份标识并根据身份标识查询待检测对象的历史检查数据;

[0105] 在未查询到历史检查数据的情况下,控制模块32从至少四个微波接收天线12中以非重复随机方式选择至少三个微波接收天线12同时作为成像过程所需的微波发射天线11,并在预设时间内至少部分基于各个选择的硬件条件实现对相应的目标区域的成像,然后控制模块32基于对成像质量的排序输出成像质量最高的图像和确定相应的目标区域的推荐硬件条件;

[0106] 在查询到历史检查数据的情况下,控制模块32根据当前的目标区域的推荐硬件条件配置微波发射天线11,基于配置实现对相应的目标区域的成像。本发明采用此方式至少能够实现以下有益技术效果:第一,每个待检测对象的自身特性存在,例如身体形态、脂肪层厚度、组织含水量差异和器官大小等等,由此,其最佳的成像硬件条件有差异,因此,本发

明在检测时,通过非重复随机方式选择最优的配置方式,实现最优的成像质量;第二,保存对象的历史检查数据和相应的目标区域的推荐硬件条件,再该对象再次检查时,快速采用推荐硬件条件进行配置,减少配置时间,提高成像效率。优选地,同时作为微波成像过程中所需的微波发射天线11是指同时作为微波发射天线11和微波接收天线12,而未被选择的微波接收天线12仅作为微波接收天线12。例如,假设系统中共有四个微波发射天线11,以非重复随机方式选择至少三个微波接收天线12则共有七种选择,在两秒内用这七种硬件条件实现对相应的目标区域的七组成像,然后对七组成像的成像质量进行排序,选择成像质量最高的一组图像和其对于的硬件条件作为该目标区域的推荐硬件条件,作为以后同一个对象再次检查时配置系统的依据。优选地,身份标识例如可以是身份证号、姓名、就诊卡号、指纹和虹膜中的至少一种。优选地,控制模块32基于峰值信噪比、结构相似度和模糊系数中的至少两种采用加权法对成像质量进行评估并由此进行排序。

[0107] 根据一个优选实施方式,系统还包括图像采集装置,图像采集装置与微波信号收发模块10同步运动采集皮肤纹理,并将皮肤纹理与对象的相应的目标区域关联地保存到历史检查数据;控制模块32基于对目标物的二维图像的图像识别初步判断当前的目标区域,随后控制模块32至少部分地基于图像采集装置采集到的实时皮肤纹理从历史检查数据中选取与初步判断的目标区域相对应的皮肤纹理对当前的目标区域进行二次确认,并在二次确认通过的情况下,控制模块32才根据当前的目标区域的推荐硬件条件配置微波发射天线11。本发明采用此方式至少能够实现以下有益技术效果:大幅减少确定目标区域计算量,减少系统配置时间。

[0108] 实施例3

[0109] 本实施例还公开了一种方法,该方法可以由本发明的系统和/或其他可替代的零部件实现。比如,通过使用本发明的系统中的各个零部件实现本发明的方法。

[0110] 根据一个优选实施方式,一种全息微波弹性成像方法,可以包括:配置和/或使用一系统用于成像。

[0111] 根据一个优选实施方式,一种全息微波弹性成像方法,该方法可以包括:利用将微波信号收发模块10向目标物发送微波信号并探测目标物反射微波信号形成的散射电场获得散射电场回波信号,利用超声波信号收发模块20向目标物发送入射超声波并探测目标物反射微波信号形成的散射超声波场获得超声波回波信号,将接收到的散射电场回波信号和超声波回波信号之和进行两两对比得到的可见信号通过傅里叶信号处理方式以构建目标物的二维图像。该方法能够利用生物组织的机械特性和电磁属性获得更清晰的目标生物组织图像,提高成像质量和目标物检测灵敏度。本发明可应用于无损检测、医学成像和目标探测等领域。

[0112] 如本文所用的词语“模块”描述任一种硬件、软件或软硬件组合,其能够执行与“模块”相关联的功能。

[0113] 需要注意的是,上述具体实施例是示例性的,本领域技术人员可以在本发明公开内容的启发下想出各种解决方案,而这些解决方案也都属于本发明的公开范围并落入本发明的保护范围之内。本领域技术人员应该明白,本发明说明书及其附图均为说明性而并非构成对权利要求的限制。本发明的保护范围由权利要求及其等同物限定。

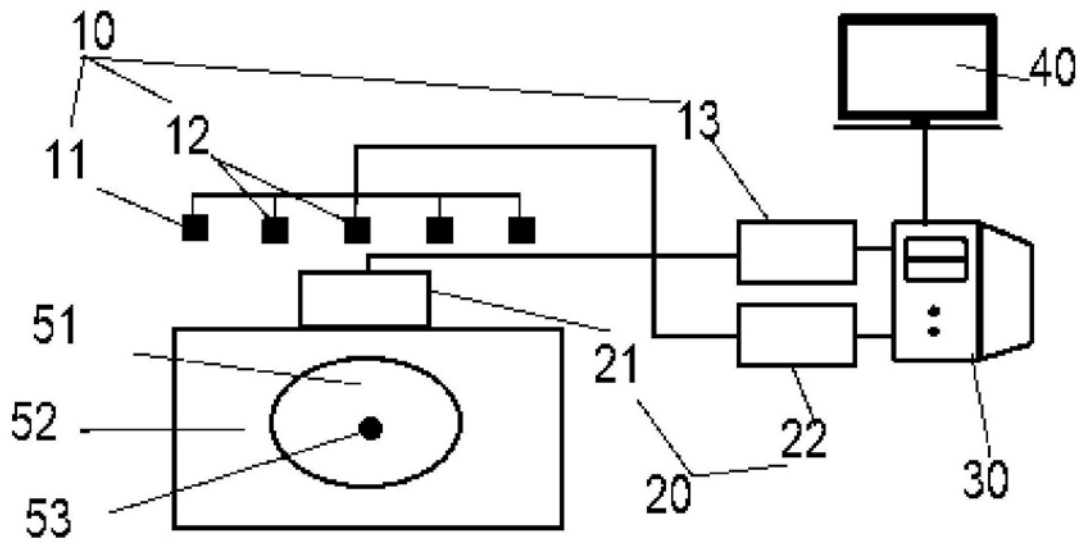


图1

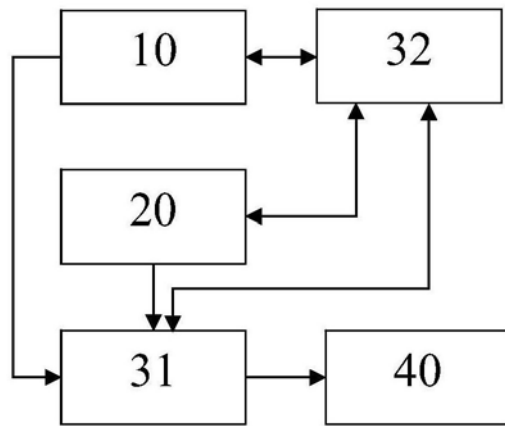


图2

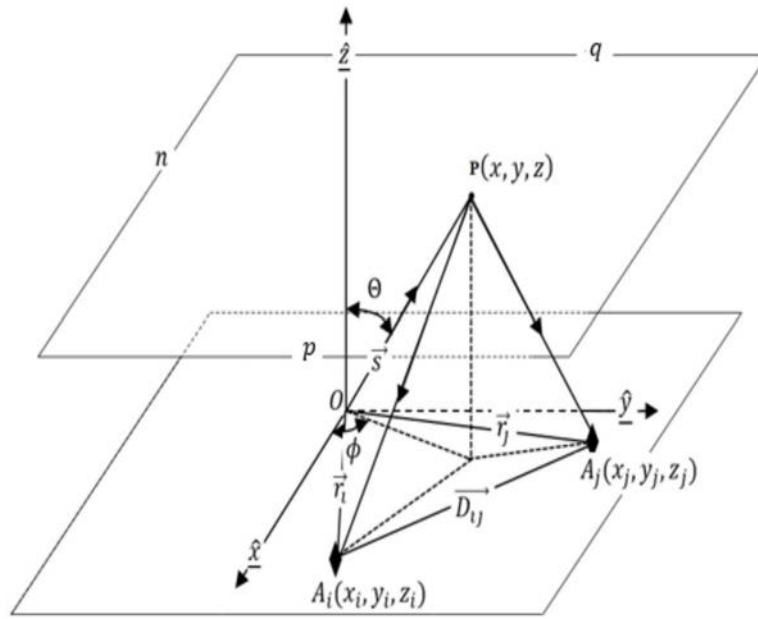


图3

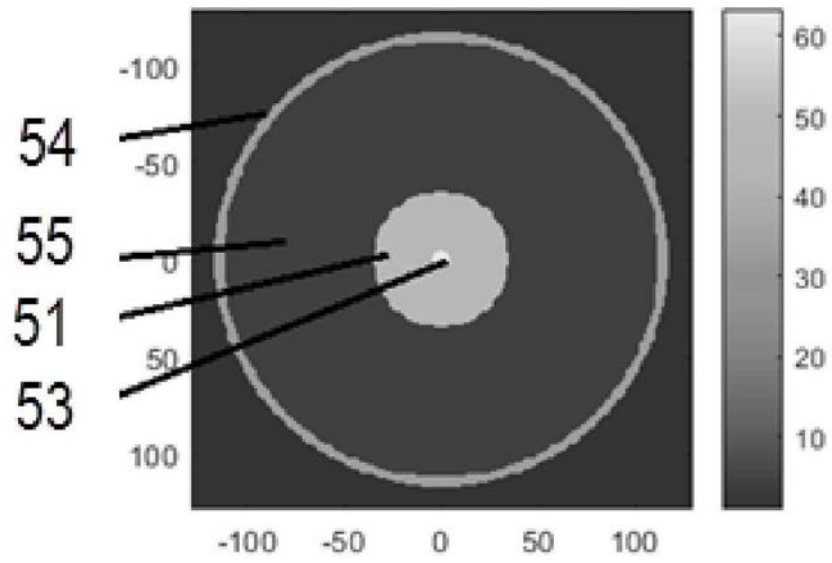


图4

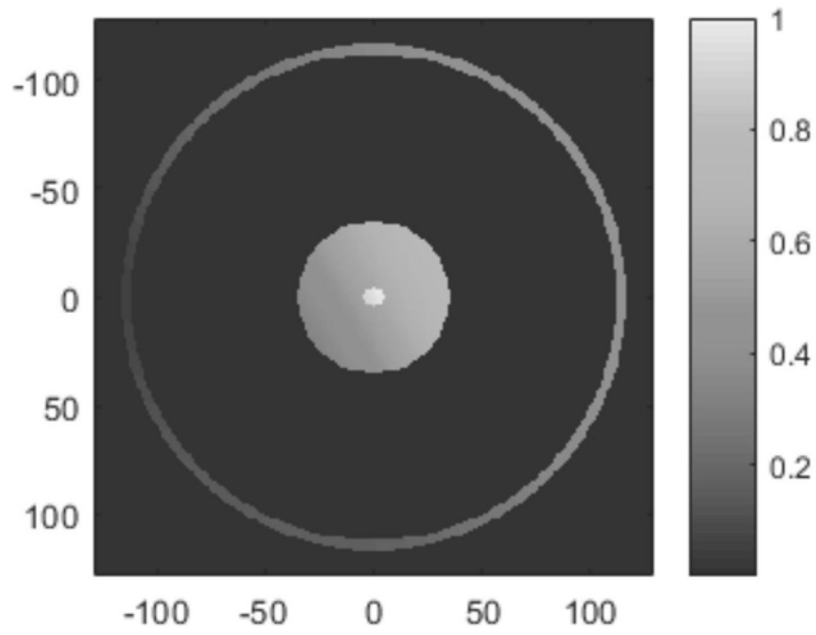


图5

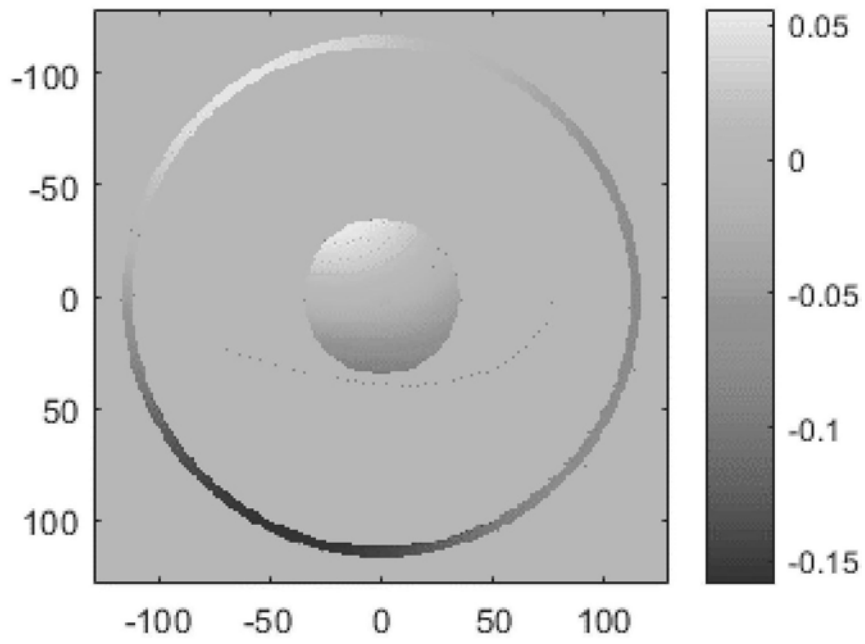


图6

专利名称(译)	一种全息微波弹性成像系统及其成像方法		
公开(公告)号	CN109199381A	公开(公告)日	2019-01-15
申请号	CN201811061290.5	申请日	2018-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
[标]发明人	王露露		
发明人	王露露		
IPC分类号	A61B5/05 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0507 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/5261		
代理人(译)	何志欣		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明涉及一种全息微波弹性成像系统和方法，系统包括微波信号收发模块、超声波信号收发模块和信号处理模块，微波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的微波信号作为入射电场，同时超声波信号收发模块不间断地朝目标区域发射单一频率的超声波信号作为入射超声波场；微波信号穿透位于目标区域的目标物后至少部分微波信号被目标物内部的不同部分反射而形成散射电场并由微波接收天线对散射电场进行探测得到散射电场回波信号；超声波信号收发模块发射超声波信号到目标物从而施加一个外力并接收反射的超声波回波信号；信号处理模块对超声波回波信号和散射电场回波信号进行处理以构建目标物的二维图像。本发明的成像速度快且成像质量高。

