



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108814555 A

(43)申请公布日 2018. 11. 16

(21)申请号 201810381171.1

(22)申请日 2018.04.25

(71)申请人 成都世恩医疗科技有限责任公司

地址 610000 四川省成都市高新区益州大道中段888号1栋13层13号

(72)发明人 陈炳章

(74)专利代理机构 成都市鼎宏恒业知识产权代理
事务所(特殊普通合伙)
51248

代理人 罗韬

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

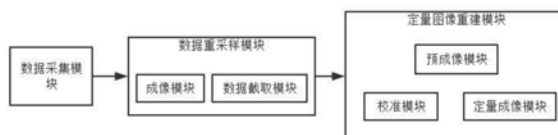
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统与方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统与方法,上述系统包括:数据采集模块:用于通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;数据重采样模块:用于根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;定量图像重建模块:用于通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。本发明对病灶进行分析时,通过快速图像重建系统对图像进行裁剪,裁剪为直径为5cm大小的光照区域,使得进行有限元算法时,网格直径变得很小,既保证了成像时的精度,也保证了成像时的速度。



1. 一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,其特征在于:所述系统包括:
数据采集模块:用于通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;

数据重采样模块:用于根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;

定量图像重建模块:用于通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

2. 根据权利要求1所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,其特征在于:所述数据重采样模块包括成像模块和数据截取模块,所述成像模块用于对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像,并输出原始数据和中心坐标,所述数据截取模块用于将成像模块输出的中心坐标作为位置中心进行数据截取。

3. 根据权利要求2所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,其特征在于:所述成像模块输出的中心坐标为数据采集模块在数据采集过程中激光光斑照射的中心位置在成像图像上的坐标反映,所述数据截取模块用于根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。

4. 根据权利要求3所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,其特征在于:所述定量成像模块是基于有限元网格系统进行定量成像,并且包括预成像模块、校准模块和定量成像模块;

所述预成像模块用于在接收到数据截取模块输出的数据后对不同波长的成像数据进行计算,得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度;

所述校准模块用于计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数;

所述定量成像模块用于根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

5. 一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,其特征在于:包括以下步骤:

S1:数据采集模块通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;

S2:数据重采样模块根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;

S3:定量图像重建模块通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

6. 根据权利要求5所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,其特征在于:所述S2步骤数据重采样模块采集数据的具体方法是:

S21:成像模块对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像,并输出原始数据和中心坐标;

S22:数据截取模块根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。

7. 根据权利要求6所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,其特征在于:所述S3步骤中定量图像重建模块进行图像重建的具体方法是:

S31:预成像模块在接收到数据截取模块输出的数据后,对不同波长的成像数据进行计

算,得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度;

S32:校准模块计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数;

S33:定量成像模块根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

8.根据权利要求7所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,其特征在于:所述S31步骤中,光吸收密度的计算公式如下:

$$\nabla^2 p(r, w) + k_0^2 p(r, w) = ik_0 \frac{c_0 \beta \Phi(r)}{C_p} \quad (1)$$

其中p为声压,k₀为波数,c₀为超声在介质中的传输速度,β为组织的热膨胀系数,C_p为比热,Φ为光吸收密度。

9.根据权利要求8所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像成像方法,其特征在于:所述S32步骤中,绝对光吸收吸收的计算公式如下:

$$\Phi(\vec{r}) = \mu_a \Psi(\vec{r}) \quad (2)$$

μ_a为绝对光吸收系数,Ψ(̄r)为光通量;

光通量Ψ(̄r)采用辐射传输方程得到,所述辐射传输方程如下式:

$$(\vec{\Omega} \cdot \nabla + \mu_s + \mu_a) \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) = \mu_s \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}') \Theta(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}') d\vec{\Omega}' + q(\vec{r}, \vec{\Omega}) \quad (3)$$

μ_s是散射系数,φ(̄r,̄Ω)是辐射强度,q(̄r,̄Ω)是源项,Θ(̄Ω,̄Ω')是散射相函数;光通量为:

$$\Psi(\vec{r}) = \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) d\vec{\Omega} \quad (4)$$

10.根据权利要求9所述的用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,其特征在于:所述S33步骤中,绝对光吸收系数的计算公式还有:

$$\mu_a(\vec{r}, \lambda) = \varepsilon_{HbR}(\lambda) [HbR](\vec{r}) + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) [HbO_2](\vec{r}) \quad (5)$$

ε_{HbR}(λ)和ε_{HbO₂}(λ)是已知的摩尔消光系数,根据两组不同波长的方程(5)求解得到HbR值和HbO₂值;

氧饱和度计算公式为:sO₂=[HbO₂]/[HbT];

血红蛋白浓度计算公式为:[HbT]=[HbO₂]+[HbR]。

用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及乳腺成像技术领域,具体涉及一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统及方法。

背景技术

[0002] 目前,用于乳腺疾病检查的方法主要是各种成像法,如:钼靶X光成像、核磁共振成像、超声成像、红外成像。然而,这些传统的成像技术都存在着一定的局限性。采用最多的是红外成像技术,但是红外成像技术分辨率较低,病变组织的形状模糊,难以判断具体形状和位置,导致临床误诊率和漏诊率较高。

[0003] 而对于病灶的分析主要通过光声成像数据得到血红蛋白浓度和氧饱和度的参数,由于在检测时人体乳腺的横向直径大于10cm,如果通过有限元算法计算血红蛋白浓度和氧饱和度,就必须构建一个直径大于10cm的有限元网格。由于大于10cm的有限元网格属于偏大的网格,如果为了提高成像的精度就需要把网格做的很密,这时成像时间就会非常的长。如果为了成像时间快,那么就必须把网格做的稀疏,而这时成像精度又会很低。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统及方法,解决由于检测图像过大成像的精度和时间都会有所限制的问题。

[0005] 为解决上述的技术问题,本发明采用以下技术方案:

[0006] 一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,上述系统包括:

[0007] 数据采集模块:用于通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;

[0008] 数据重采样模块:用于根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;

[0009] 定量图像重建模块:用于通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

[0010] 作为优选,上述数据重采样模块包括成像模块和数据截取模块,上述成像模块用于对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像,并输出原始数据和中心坐标,上述数据截取模块用于将成像模块输出的中心坐标作为位置中心进行数据截取。

[0011] 作为优选,上述成像模块输出的中心坐标为数据采集模块在数据采集过程中激光光斑照射的中心位置在成像图像上的坐标反映,上述数据截取模块用于根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。

[0012] 作为优选,上述定量成像模块是基于有限元网格系统进行定量成像,并且包括预成像模块、校准模块和定量成像模块;

[0013] 上述预成像模块用于在接收到数据截取模块输出的数据后对不同波长的成像数据进行计算,得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度;

[0014] 上述校准模块用于计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数；

[0015] 上述定量成像模块用于根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

[0016] 一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法,包括以下步骤:

[0017] S1:数据采集模块通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;

[0018] S2:数据重采样模块根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;

[0019] S3:定量图像重建模块通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

[0020] 作为优选,上述S2步骤数据重采样模块采集数据的具体方法是:

[0021] S21:成像模块对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像,并输出原始数据和中心坐标;

[0022] S22:数据截取模块根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。

[0023] 作为优选,上述S3步骤中定量图像重建模块进行图像重建的具体方法是:

[0024] S31:预成像模块在接收到数据截取模块输出的数据后,对不同波长的成像数据进行计算,得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度;

[0025] S32:校准模块计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数;

[0026] S33:定量成像模块根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

[0027] 作为优选,上述S31步骤中,光吸收密度的计算公式如下:

$$[0028] \quad \nabla^2 p(r, w) + k_0^2 p(r, w) = ik_0 \frac{c_0 \beta \Phi(r)}{C_p} \quad (1)$$

[0029] 其中p为声压, k_0 为波数, c_0 为超声在介质中的传输速度, β 为组织的热膨胀系数, C_p 为比热, Φ 为光吸收密度。

[0030] 作为优选,上述S32步骤中,绝对光吸收吸收的计算公式如下:

$$[0031] \quad \Phi(\vec{r}) = \mu_a \Psi(\vec{r}) \quad (2)$$

[0032] μ_a 为绝对光吸收系数, $\Psi(\vec{r})$ 为光通量;

[0033] 光通量 $\Psi(\vec{r})$ 采用辐射传输方程得到,上述辐射传输方程如下式:

$$[0034] \quad (\vec{\Omega} \cdot \nabla + \mu_s + \mu_a) \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) = \mu_s \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}') \Theta(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}') d\vec{\Omega}' + q(\vec{r}, \vec{\Omega}) \quad (3)$$

[0035] μ_s 是散射系数, $\varphi(\vec{r}, \vec{\Omega})$ 是辐射强度, $q(\vec{r}, \vec{\Omega})$ 是源项, $\Theta(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}')$ 是散射相函数;

[0036] 光通量为:

$$[0037] \quad \Psi(\vec{r}) = \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) d\vec{\Omega} \quad (4)$$

[0038] 作为优选,上述S33步骤中,绝对光吸收系数的计算公式还有:

$$[0039] \quad \mu_a(\bar{r}, \lambda) = \varepsilon_{HbR}(\lambda)[HbR](\bar{r}) + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)[HbO_2](\bar{r}) \quad (5)$$

[0040] $\varepsilon_{HbR}(\lambda)$ 和 $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$ 是已知的摩尔消光系数,根据两组不同波长的方程(5)求解得到HbR值和HbO₂值;

[0041] 氧饱和度计算公式为: $sO_2 = [HbO_2] / [HbT]$

[0042] 血红蛋白浓度计算公式为: $[HbT] = [HbO_2] + [HbR]$ 。

[0043] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0044] 本发明在对病灶进行分析时,通过快速图像重建系统对图像进行裁剪,裁剪为直径为5cm大小的光照区域,使得在进行有限元算法时,网格的直径变得很小,即使网格密度做得比较密,成像速度也会比较快,既保证了成像时的精度,同时也保证了成像时的速度。

[0045] 本发明的光声乳腺成像系统可对乳腺肿瘤进行早期诊断,它利用短脉冲激光照射人体乳腺组织,激发出宽频带的超声信号,该超声信号包含了乳腺组织内丰富的结构和功能信息。利用环形超声传感器阵列将超声信号采集下来,经有限元算法计算出组织内血红蛋白浓度和氧饱和度的二维分布,医生可通过该参数来对病灶的良恶性进行区分。

附图说明

[0046] 图1为本发明的系统的结构框图。

[0047] 图2为本发明中光声乳腺成像仪的正视结构示意图。

[0048] 图3为本发明中光声乳腺成像仪的俯视结构示意图。

[0049] 图4为本发明中光声乳腺成像仪的右视结构示意图。

[0050] 图5为本发明中光声乳腺成像仪的立体结构示意图。

[0051] 图6为本发明中光声乳腺成像仪的光纤出口结构示意图。

具体实施方式

[0052] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。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。

[0053] 参见图1,针对本发明的系统的一个实施例,一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统,上述系统包括:

[0054] 数据采集模块:用于通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集;

[0055] 数据重采样模块:用于根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像,并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶,并将有疑似病灶的数据进行截取,得到激光照射区的有效数据;

[0056] 定量图像重建模块:用于通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像,重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

[0057] 参见图2~5,上述光声乳腺成像仪包括检测水槽1以及与检测水槽1相连的水循环系统和光声采集系统,通过水循环系统能够将检测水槽注满水,上述检测水槽1内设置平透镜,检测水槽1为金属槽体,检测水槽1的底部设置有折叠式可压缩高分子材料,则平透镜放置在折叠式可压缩高分子材料上,这种软性连接用于检测水槽1与平透镜之间能够进行相

对位移,并且能够在人体乳腺放置在平透镜上后能够产生相对位移而形成挤压状态,上述光声采集系统包括激光器2、光纤3和环形阵列探测器5,上述环形阵列探测器5位于检测水槽1上方,并通过数据采集卡7与工控主机8信号连接;上述光纤3位于平透镜的下方,并且上述激光器2通过光纤3将激光器2发出的脉冲激光能量导引到平透镜下方并垂直向上照射。

[0058] 本实施例中,当需要对人体乳腺进行光声扫描时,通过水循环系统将检测水槽1注满水,然后通过光声采集系统中的激光器发出脉冲激光,激光器发出的脉冲激光能量通过光纤导引到平透镜下方,并垂直向上照射人体乳腺,人体乳腺吸收光能量后产生超声信号,超声信号经过检测水槽中的水作为媒介传输到环形阵列探测器中并由其转换为电信号,此电信号通过数据采集卡进行采集并保存到工控主机中完成数据的采集成像;成像后通过有限元算法计算出组织内血红蛋白浓度和氧饱和度的二维分布,医生可通过该参数来对病灶的良恶性进行区分。

[0059] 本实施例通过更加精确地光声成像和有效的分析算法,能够进一步提高疾病检测的准确率,大大减少漏诊率和误诊率。

[0060] 进一步地,上述水循环系统包括设置于上述检测水槽1的下方的水箱9,上述水箱9通过第一水泵14与检测水槽1相连,上述检测水槽1的外边缘设置有回流槽,上述回流槽通过回流管10与水箱9相连,上述回流槽内设置有流量传感器,上述流量传感器与工控主机8信号连接;上述水箱9内设置有液位传感器29,并且其进水管上设置有与液位传感器29信号连接的第一电磁阀11。

[0061] 本实施例中,为了通过水循环系统将检测水槽注满水,并且使检测水槽在整个使用过程中均处于满水状态,因此需通过水循环系统将检测水槽与水箱形成内循环;启动内循环时,首先需要启动第一电磁阀11使水从进水管向水箱9中进水,水箱内设置有液位传感器来控制水面高度,当液位达到传感器位置,液位传感器将信号发送给第一电磁阀11,第一电磁阀11关闭而停止进水,为了防止液位传感器失灵,在液位传感器的上方设置有安全开关30,通过安全开关30也可以关闭第一电磁阀;与此同时启动第一水泵14向检测水槽1中进行蓄水,当检测水槽1蓄满水后,检测水槽中的水会溢出到其外边缘的回流槽中,再通过回流管流回到水箱中,因此检测水槽中的水始终处于满水状态形成了内循环,当检测水槽1与水箱9之间形成内循环之后,回流管内的流量传感器会将信号传递给工控主机,然后会有系统提示灯点亮,提示操作者系统内循环已经形成。

[0062] 进一步地,上述检测水槽1的底部设置有与水箱9连接的水槽排水管,上述水槽排水管上设置有第二电磁阀12,上述水箱9通过第二水泵15连接水箱排水管,上述水箱排水管上设置有第三电磁阀13和流量开关,流量开关用于检测水流是否结束,上述第一水泵14、第二水泵15、第二电磁阀12、第三电磁阀13和流量开关均与工控主机8信号连接。

[0063] 本实施例中,为了在设备对疾病检测完成之后排空检测水槽1中的水,因此在检测水槽1的底部设置有与水箱连接的水槽排水管,当系统完成书记采集之后,工控主机发送信号给第一水泵14,使第一水泵14停止工作停止内循环,同时启动第二电磁阀12使检测水槽中的水全部向水箱9中进行回流,同时启动第二水泵15和第三电磁阀13向外排水,待水排完后,系统通过水箱排水管内设置的流量开关来检测水已全部排完,工控主机停止第二水泵15、第三电磁阀13。

[0064] 由于在排水的过程中,水箱9内的液位传感器仍然在正常工作,为了避免第一电磁

阀11接收到液位传感器的信号而又开始进水,因此在第二水泵15和第三电磁阀13之间设置有第一接口,第一电磁阀11和水箱9之间设置有第二接口,第一接口和第二接口之间设置有水管连接,在该水管上设置有第四电磁阀,第一电磁阀11与液位传感器、安全开关、第四电磁阀和第一水泵14均信号连接,当第一水泵14处于关闭的状态下时,第一电磁阀在任何情况下均不启动;假如第一电磁阀11启动而水循环系统处于排水状态时,可通过启动第四电磁阀使进水直接从第四电磁阀处排出。

[0065] 进一步地,上述检测水槽1的下方设置有控制检测水槽1中的平透镜进行升降的电机升降系统17,上述电机升降系统17信号连接有电机控制器18,上述平透镜下方还设置有摄像单元6,上述摄像单元6用于观察人体乳腺与平透镜之间的位置关系,并根据观察结果通过电机升降系统17控制检测水槽1中的平透镜进行升降。

[0066] 本实施例中,当人躺到光声乳腺成像系统中后,人体乳腺放置在检测水槽中,通过摄像单元能够观察到人体乳腺与平透镜之间的位置关系,为了方便检测以及提高检测时的成像效率和准确率,因此需要将人体乳腺和平透镜调节到最佳的挤压状态,因此当摄像单元观察到人体乳腺与平透镜之间的挤压状态不佳时,通过人体摆位或通过电机升降系统来控制检测水槽中的平透镜进行升降。

[0067] 上述检测水槽1的下方还设置有电机旋转系统16,上述电机旋转系统16与电机控制器18信号连接并位于电机升降系统17之上,上述电机旋转系统16控制光纤3旋转用于调节光纤3所照射的人体乳腺位置。

[0068] 实际上,检测水槽1下方还设置有控制检测水槽1升降的第二电机升降系统,实现检测水槽1的升降,以实现环形阵列探测器5对于人体乳腺多个断层的扫描。

[0069] 进一步地,上述激光器2包括激光器主机21、激光头22以及与工控主机8信号连接激光控制器,上述激光头22内设置有耦合器,激光头22发出的脉冲激光经过耦合器耦合到光纤3中。

[0070] 进一步地,上述光纤3通过接口固定在激光头22上,并且光纤3上的光纤出口31设置有两个以上,激光能量单进多出,两个以上的光纤出口31均匀排布;上述光纤3与平透镜之间还设置有散射片4。光纤3和散射片4成为一个整体可随电机旋转系统16而旋转,从而调节从光纤3的光纤出口31射出的激光能量所照射的人体乳腺的位置。

[0071] 相对于单进单出的激光能量更加集中的方式,将光纤设置为单进多出,可以根据需要从物理结构上对光纤出光口进行排布,使得激光能量相对比较分散,通过散射片再次匀化处理,一方面使照射到人体乳腺的光能量分布更加均匀,提高成像质量,另一方面还有助于提高散射片的使用寿命,如图5所示,采用了一进五出的设计,使激光能量呈方形排布。

[0072] 进一步地,上述环形阵列探测器5上还依次连接有适配器31,上述适配器31与放大器20的输入端口连接,上述放大器20的输出端口与数据采集卡7连接。

[0073] 本实施例中,由于环形阵列探测器5采集的信号较为微弱,因此环形阵列探测器探测到的电信号经过适配器后转接后与放大器20的输入端口连接,放大器20对微弱的电信号放大后再传送到数据采集卡中对数据进行采集,最终采集到的数据保持到工控主机8中。

[0074] 对于系统开关的通断,数字控制端口19与工控主机8信号连接,数字控制端口19与继电器32连接,开关电源通过继电器32与设备中所有直流部件连接,工控主机8通过数字控制器19的接收和发出的电平信号来控制继电器32工作,进而来控制开关电源与其它直流部

件的通断关系。直流部件包括：所有电磁阀、所有水泵，放大器，所有风扇，工控主机。

[0075] 本发明的工作原理：

[0076] 1、首先启动整机的总开关，再启动激光器电源键，整机处于通电待工作状态；设备正常需预热30分钟左右时间；

[0077] 2、启动显示器上面的控制软件，对系统进行初始化设置，初始化对象包括：激光器，电机控制器，数据采集卡等；

[0078] 3、启动第一电磁阀整机开始进水到水箱，水箱里面有液位传感器来控制水面高度，当液位达到传感器位置，系统会自动关闭第一电磁阀停止进水；与此同时自动启动水泵向检测水槽中进行蓄水，当检测水槽中需满水之后，水会溢出到回流槽中，再通过回流管回到水箱中，因此检测水槽中的水始终处于满水状态；

[0079] 4、当检测水槽与水箱之间形成内循环之后，回流管端口的传感器会将信号传递到工控主机，然后显示器上会有提示灯点亮，提示操作者系统内循环已经形成；

[0080] 5、内循环形成后，病人可以俯卧到设备上上进行摆位准备检查，操作者可通过摄像单元观察人体乳腺与散射片上方的平透镜的微挤压状态，进而来指导病人做摆位，如果挤压状态不理想，可通过电机升降系统来调整乳腺挤压状态，达到最佳效果；

[0081] 6、摆位完成后，启动设备采集系统，激光器发射出的脉冲激光经过耦合器耦合到光纤中，耦合器装在激光头里面，图上未示出；光纤中的脉冲激光能量通过光纤导引到人体乳腺下方并垂直向上照射，经散射片、平透镜后照射到人体乳腺中；照射到人体乳腺中的光能量被吸收后产生超声信号，超声信号经过水作为媒质传输到环形阵列探测器并由其探测转化成电信号，该阵列探测器共有96个阵元，每个阵元上的电信号经过适配器后转接后与放大器输入端口连接，放大器对微弱的电信号放大后再传送到采集卡中对数据进行采集，采集到的数据保存于工控机中；上面表述是对单个5cm直径成像区域进行数据采集；

[0082] 7、对单个位置上的人体乳腺区域进行信号采集后，系统通过电机旋转系统进行旋转定位扫描，来实现对人体乳腺多个位置进行激光照射和数据采集；

[0083] 8、由于要定量成像，所以系统采用了两种激光波长来激发超声信号，即：第一个波长完成对乳腺旋转扫描采集数据之后，系统将对激光器切换波长，切换波长后按照上面的第6步骤和第7步骤再采集一组数据；两种激光波长下的不同位置上的信号全部采集完，系统通过delay and sum算法对乳腺组织内部进行实时成像，并将两种激光波长下的不同位置上的图像展示在显示器上面，用于操作医生对病人病灶进行排查；

[0084] 9、在完成所有数据的采集之后，系统会停止水泵的工作停止内循环，同时启动电磁阀使水槽中的水全部向水箱中回流，同时启动水泵和电磁阀将水箱中的水向外排水，待水排完后，系统通过排水管的传感器识别使第二水泵，第二电磁阀和第三电磁阀停止工作，恢复正常。这样完整的一次人体数据采集就完成了；

[0085] 10、在步骤8中，delay and sum算出的图像展示在显示器上主要用于才做医生对病人乳腺内部情况的一个预览，如果发现某些位置上有疑似病灶，那么操作医生可以在软件上选择这些图像并点击确定，系统会自动将有疑似病灶的数据发送到另外一台独立的PC上面，该PC上面安装了我们产品专用的独立软件系统，该独立软件系统会对传送过来的数据进行深度处理，得到该病灶的血红蛋白浓度和氧饱和度；该独立软件处理具备人机交互功能以及图像后处理功能外，其计算血红蛋白浓度和氧饱和度的算法就是采用有限元方法

来计算；

[0086] 11、为了满足EMC和安规的要求，在激光器主机的一侧设置有浪涌抑制器26滤波器25和变压器模块28；在变压器模块28上还设置有电源接口27，用于接入交流电源；为了减少噪音，在机器的侧壁上设置有隔音棉24；为了减震，在激光头的侧壁由减震材料23构成。

[0087] 进一步地，针对本发明的系统的另一个实施例，上述数据重采样模块包括成像模块和数据截取模块，上述成像模块用于对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像，并输出原始数据和中心坐标，上述数据截取模块用于将成像模块输出的中心坐标作为位置中心进行数据截取。

[0088] 进一步地，针对本发明的系统的另一个实施例，上述成像模块输出的中心坐标为数据采集模块在数据采集过程中激光光斑照射的中心位置在成像图像上的坐标反映，上述数据截取模块用于根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。

[0089] 进一步地，针对本发明的系统的另一个实施例，上述定量成像模块是基于有限元网格系统进行定量成像，并且包括预成像模块、校准模块和定量成像模块；

[0090] 上述预成像模块用于在接收到数据截取模块输出的数据后对不同波长的成像数据进行计算，得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度；

[0091] 上述校准模块用于计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数；

[0092] 上述定量成像模块用于根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

[0093] 针对本发明的方法的一个实施例，一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建方法，包括以下步骤：

[0094] S1：数据采集模块通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集；

[0095] S2：数据重采样模块根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像，并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶，并将有疑似病灶的数据进行截取，得到激光照射区的有效数据；

[0096] S3：定量图像重建模块通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像，重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。

[0097] 进一步地，针对本发明的方法的另一个实施例，上述S2步骤数据重采样模块采集数据的具体方法是：

[0098] S21：成像模块对数据采集模块输出的原始数据进行快速成像，并输出原始数据和中心坐标；S1步骤中的数据输入到数据重采样模块后，其子模块成像模块将所有数据全部实时成像并展示在显示器上，每一张图像都覆盖整个乳腺尺寸，但只有光照区域是有效的图像，即：每一张图像只反映了乳腺的局部区域的信息。参照S16描述可知，激光光斑每旋转扫描到一个位置上，就会由该组数据来成像得到该位置上的有效图像，激光光斑照射的中心位置反映到图像上就是有效图像的中心坐标。

[0099] S22：数据截取模块根据该成像模块输出的中心坐标将激光照射区域的有效数据进行截取并输出。操作医生预览S21中的图像，观察乳腺不同位置上是否有疑似病灶，若有疑似病灶则操作医生可点击选择并确认该图像。一旦选择了其中某一个波长的图像后，系

统会自动把同一个位置上的其它波长的图像也选择上；完成图像选择和确认后，成像模块将对应的若干波长的数据及中心坐标传送给数据截取模块，数据截取模块以中心坐标为中心把激光照射区域的有效数据给截取出来并传送给定量图像重建模块。

[0100] 进一步地，针对本发明的方法的另一个实施例，上述S3步骤中定量图像重建模块进行图像重建的具体方法是：

[0101] S31：预成像模块在接收到数据截取模块输出的数据后，对不同波长的成像数据进行计算，得到乳腺组织针对不同波长的光吸收密度；

[0102] 光吸收密度由求解光声波动方程得到：

$$[0103] \quad \nabla^2 p(r, w) + k_0^2 p(r, w) = ik_0 \frac{c_0 \beta \Phi(r)}{C_p} \quad (1)$$

[0104] p 为声压， k_0 为波数， c_0 是超声在介质中的传输速度， β 是组织的热膨胀系数， C_p 是比热， Φ 就是光吸收密度，其可通过直接求解方程(1)得到。

[0105] 光吸收密度 $\Phi(\vec{r})$ 还可以表示为：

$$[0106] \quad \Phi(\vec{r}) = \mu_a \Psi(\vec{r}) \quad (2)$$

[0107] μ_a 为光吸收系数， $\Psi(\vec{r})$ 为光通量；

[0108] S32：校准模块计算不同波长下的光吸收密度数据得到不同波长下的绝对光吸收系数；

[0109] 由S31步骤可知，计算出光吸收密度 Φ 之后，若要得到绝对光吸收系数 μ_a ，还得再先计算出光通量 $\Psi(\vec{r})$ 。对于组织内部某个节点位置上的光通量 $\Psi(\vec{r})$ ，可采取光子散射方程或辐射传输方程得到，下面以辐射传输方程为例。

[0110] 辐射传输方程可以表示为下式：

$$[0111] \quad (\vec{\Omega} \cdot \nabla + \mu_s + \mu_a) \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) = \mu_s \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}') \Theta(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}') d\vec{\Omega}' + q(\vec{r}, \vec{\Omega}) \quad (3)$$

[0112] μ_s 是散射系数， $\varphi(\vec{r}, \vec{\Omega})$ 是辐射强度， $q(\vec{r}, \vec{\Omega})$ 是源项， $\Theta(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}')$ 是散射相函数。

[0113] 光通量可以表示为：

$$[0114] \quad \Psi(\vec{r}) = \int_{S^{n-1}} \varphi(\vec{r}, \vec{\Omega}) d\vec{\Omega} \quad (4)$$

[0115] 由于 $\Psi(\vec{r})$ 是 μ_a 的非线性函数，且在有限元网格系统里某一个节点上的 $\Psi(\vec{r})$ 与其它多个节点上的 μ_a 相关，因此直接通过公式(2)很难直接求解。为此在有限元算法中，我们提出一种迭代计算方法，以不同波长下的光吸收密度作为迭代目标来进行计算，并进行参数校准，步骤如下：

[0116] 1) 基于光声波动方程(1)计算出 $\Phi(\vec{r})$

[0117] 2) 对有限元网格上的 μ_a 值赋予初值，比如： $\mu_a = 0.0005 \text{ mm}^{-1}$ ；

[0118] 3) 结合 μ_a 值，基于辐射传输方程(3)和(4)计算光通量 $\Psi(\vec{r})$ ；

[0119] 4) 根据上述两个步骤中的 μ_a 和 $\Psi(\vec{r})$ ，计算出光吸收密度 $\Phi^c(\vec{r}) = \mu_a \Psi(\vec{r})$ ；

[0120] 5) 计算 $\Phi^c(\vec{r})$ 与方程(1)求解得到的 $\Phi(\vec{r})$ 对比，看两者误差大小；同时更新数值

$$\mu_a = \Phi(\bar{r})/\Psi(\bar{r});$$

[0121] 如果上面步骤中误差足够小则跳出迭代,否则重复3-5步骤,直至求出稳定的 μ_a 值。

[0122] S33:定量成像模块根据不同波长的绝对光吸收系数计算出乳腺组织内的血红蛋白浓度和氧饱和度参数。

[0123] 绝对光吸收系数可以表示成下述方程:

$$\mu_a(\bar{r}, \lambda) = \varepsilon_{HbR}(\lambda)[HbR](\bar{r}) + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)[HbO_2](\bar{r}) \quad (5)$$

[0125] $\varepsilon_{HbR}(\lambda)$ 和 $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$ 是已知的摩尔消光系数,根据两组不同波长的方程(5)可以直接求解得到HbR值和HbO₂值。

$$[0126] \quad \text{氧饱和度 } sO_2 = [HbO_2]/[HbT]$$

$$[0127] \quad \text{总血红蛋白浓度 } [HbT] = [HbO_2] + [HbR]$$

[0128] 在本说明书中所谈到的“一个实施例”、“另一个实施例”、“实施例”、“优选实施例”等,指的是结合该实施例描述的具体特征、结构或者特点包括在本申请概括性描述的至少一个实施例中。在说明书中多个地方出现同种表述不是一定指的是同一个实施例。进一步来说,结合任一实施例描述一个具体特征、结构或者特点时,所要主张的是结合其他实施例来实现这种特征、结构或者特点也落在本发明的范围内。

[0129] 尽管这里参照本发明的多个解释性实施例对本发明进行了描述,但是,应该理解,本领域技术人员可以设计出很多其他的修改和实施方式,这些修改和实施方式将落在本申请公开的原则范围和精神之内。更具体地说,在本申请公开、附图和权利要求的范围内,可以对主题组合布局的组成部件和/或布局进行多种变型和改进。除了对组成部件和/或布局进行的变形和改进外,对于本领域技术人员来说,其他的用途也将是明显的。

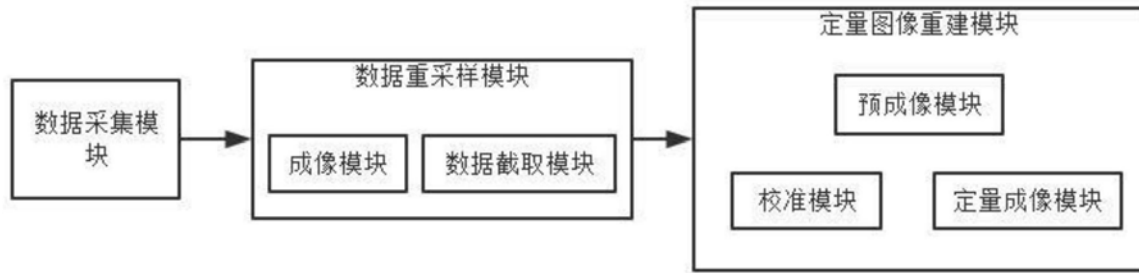


图1

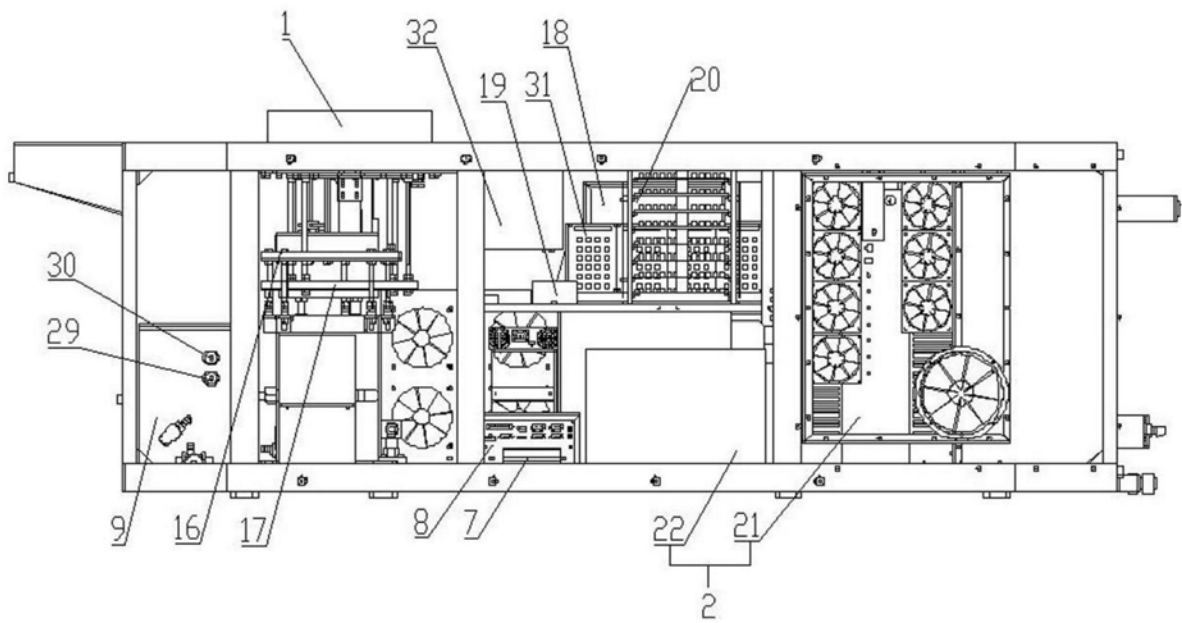


图2

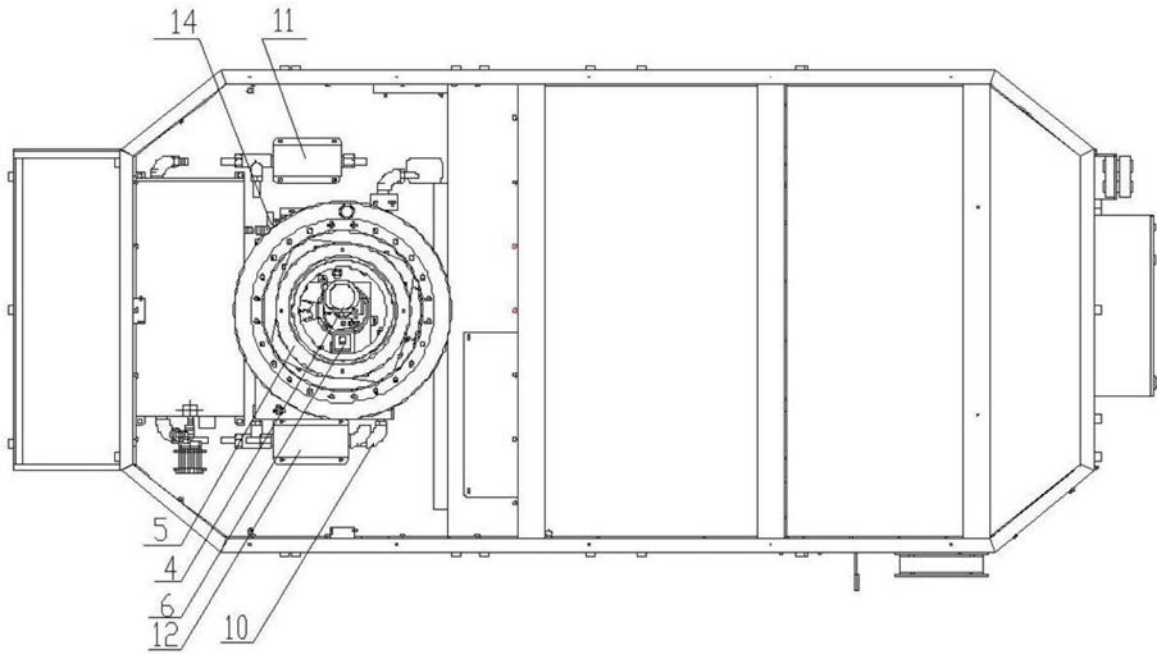


图3

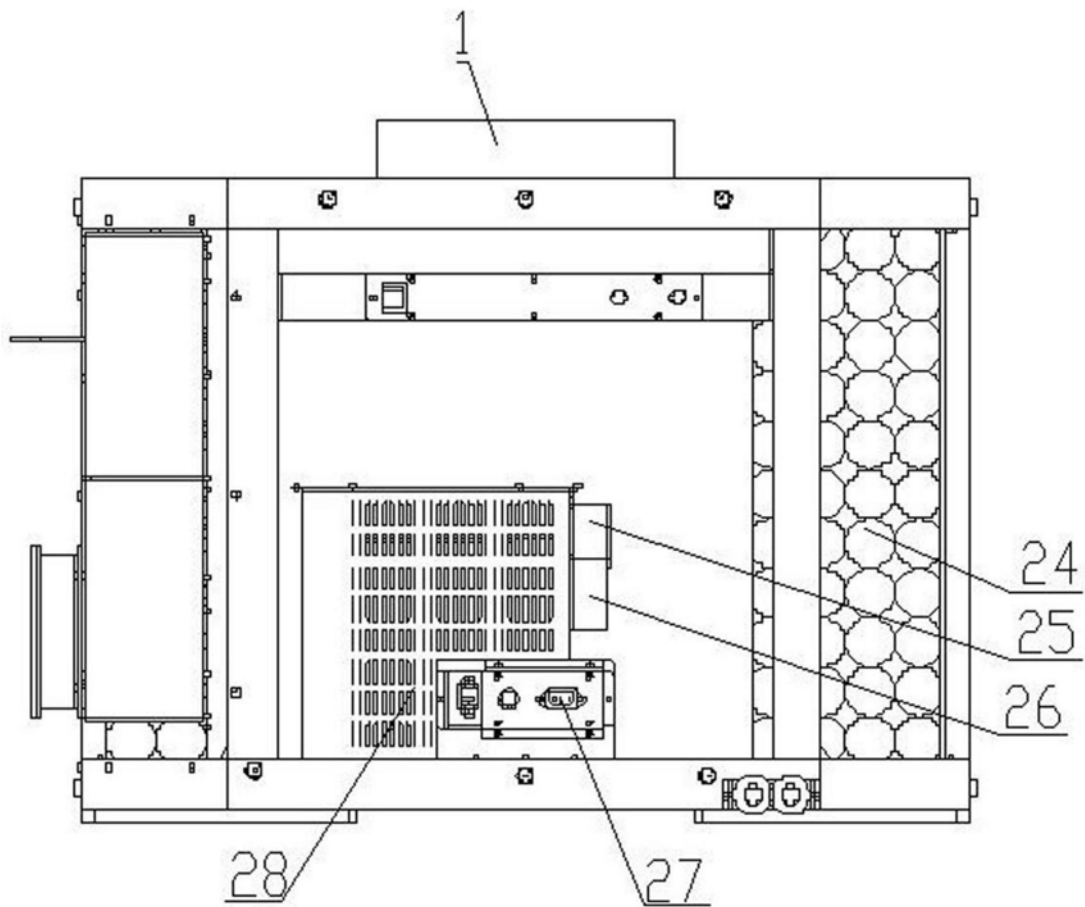


图4

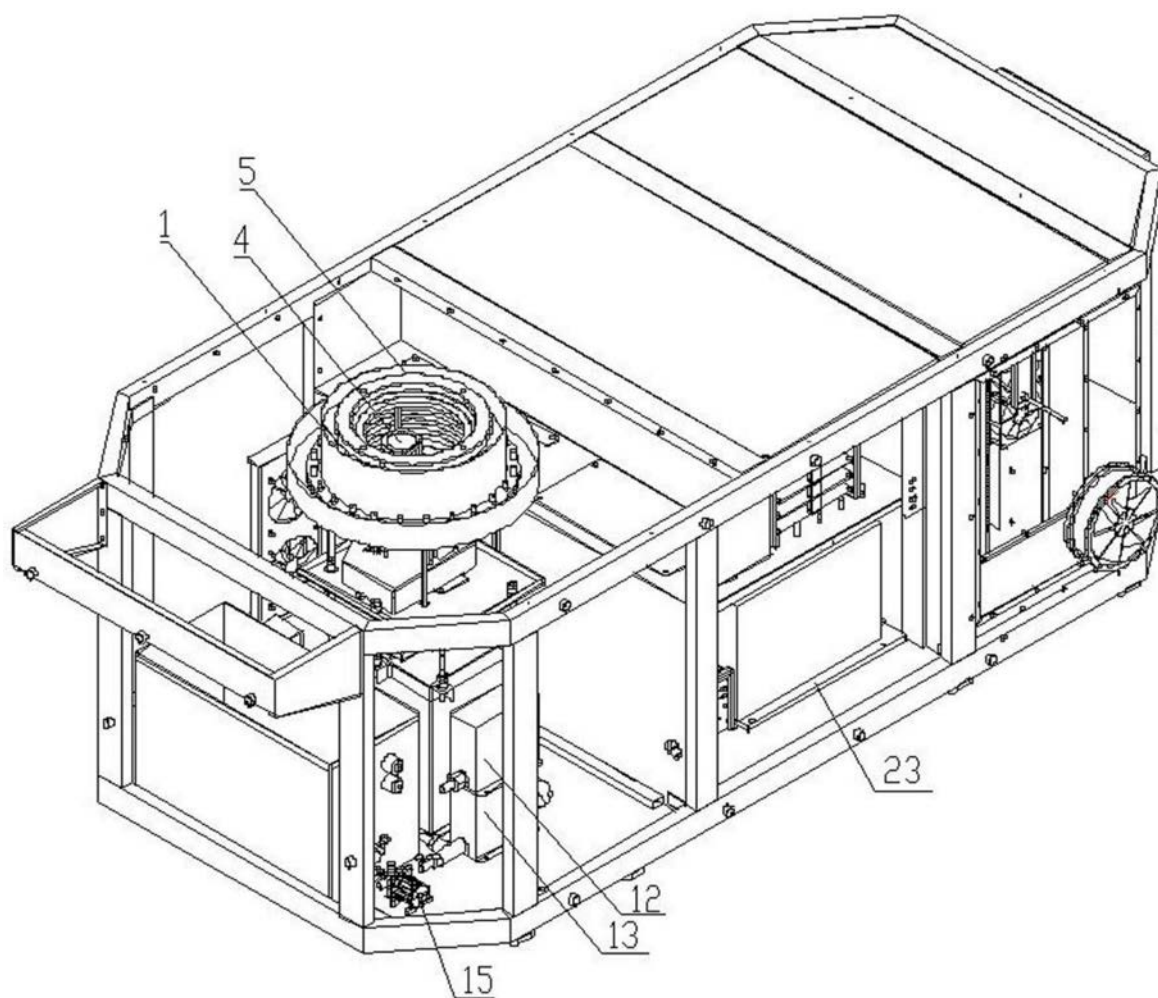


图5

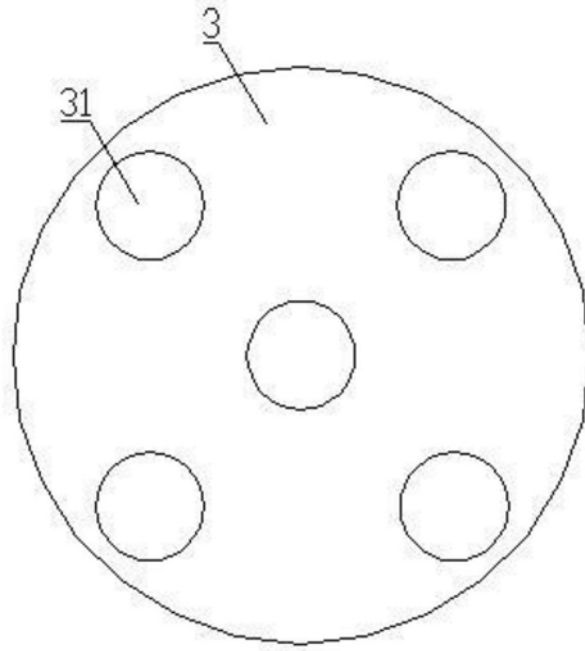


图6

专利名称(译)	用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统及方法		
公开(公告)号	CN108814555A	公开(公告)日	2018-11-16
申请号	CN201810381171.1	申请日	2018-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	成都世恩医疗科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	成都世恩医疗科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都世恩医疗科技有限责任公司		
[标]发明人	陈炳章		
发明人	陈炳章		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/72		
代理人(译)	罗韬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于光声乳腺成像仪的有限元快速图像重建系统及方法，上述系统包括：数据采集模块：用于通过光声乳腺成像仪进行人体乳腺数据采集；数据重采样模块：用于根据数据采集模块的采集的数据进行快速成像，并根据成像图观察光照区是否有疑似病灶，并将有疑似病灶的数据进行截取，得到激光照射区的有效数据；定量图像重建模块：用于通过有限元算法对数据重采样模块的输出数据进行定量成像，重建出疑似病灶及其周边的血红蛋白浓度和氧饱和度图像。本发明对病灶进行分析时，通过快速图像重建系统对图像进行裁剪，裁剪为直径为5cm大小的光照区域，使得进行有限元算法时，网格直径变得很小，既保证了成像时的精度，也保证了成像时的速度。

