



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109770949 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201910214319.7

(22)申请日 2019.03.20

(71)申请人 重庆医科大学

地址 400010 重庆市渝中区医学院路1号

(72)发明人 张存程 王志刚 冉海涛 李攀
郝兰 曹阳 张伟 乔斌 汪星月

(74)专利代理机构 重庆强大凯创专利代理事务
所(普通合伙) 50217

代理人 杨柳

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 5/067(2006.01)

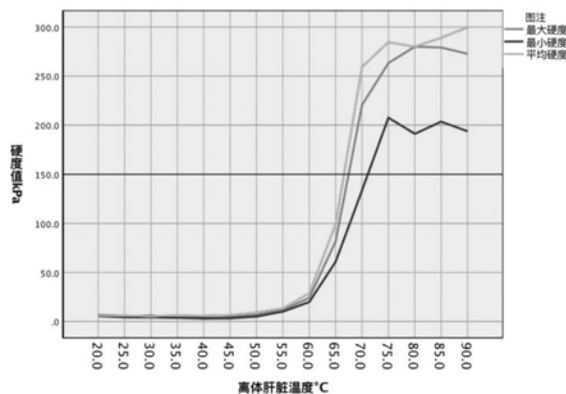
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法

(57)摘要

本发明涉及肿瘤治疗中的监测技术领域,公开了一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,包括监测步骤,具体的,采用超声波对病灶区域及周围正常组织的组织硬度进行实时监控,实时地输出二维组织硬度分布图像;还包括数据量化评估步骤,根据实时输出的二维组织硬度分布图像,间隔性地对输出的图像进行量化评估,并对光热治疗的强度和范围进行识别。本发明以组织硬度作为监测对象,利用超声波对病灶区域及周围正常组织硬度变化进行实时监控,以获取病变组织与正常组织的温度和硬度变化,从而能够及时有效的发现组织的温度和硬度变化情况,以能够及时调整近红外光的功率和时长,进而有效避免正常组织出现医源性损伤的问题。



1. 一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,包括监测步骤,具体的,采用超声波对病灶区域及周围正常组织的组织硬度进行实时监测,实时地输出二维组织硬度分布图像;
还包括数据量化评估步骤,根据实时输出的二维组织硬度分布图像,间隔性地对输出的图像进行量化评估,并对光热治疗的强度和范围进行识别。
2. 根据权利要求1所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,所述监测步骤中,采用超声波进行实时监测时,将超声探头置于病灶区域及周围正常组织的背面,使超声声束从背面对组织进行超声探查。
3. 根据权利要求2所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,超声探查时,使超声声束垂直照射于病灶区域及周围正常组织的表面。
4. 根据权利要求1所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,输出二维组织硬度分布图时,设置超声仪器,使图像以彩色编码显示。
5. 根据权利要求1-4任一所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,所述数据量化评估步骤中,量化评估的时间间隔为30秒。
6. 根据权利要求1-4任一所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,所述数据量化评估步骤中,量化评估的数据包括:治疗区域中心的最大硬度值、最小硬度值和平均硬度值。
7. 根据权利要求6所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,所述数据量化评估步骤中,量化评估的数据还包括:紧邻治疗区域的正常组织的最大硬度值、最小硬度值和平均硬度值。
8. 根据权利要求7所述的一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,其特征在于,所述数据量化评估步骤中,量化评估的数据还包括:治疗范围距离治疗中心点的最近距离和最远距离。

一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学技术领域,具体涉及一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法。

背景技术

[0002] 光热治疗技术属于热消融治疗技术中的一种,其工作原理是利用具有较高光热转换效率的材料,并将其注射入生物内部,利用靶向性识别技术使材料在肿瘤组织内和肿瘤组织附近浓聚,并在外部光源(一般是近红外光)的照射下将光能转化为热能来杀死肿瘤细胞。而为了达到治疗的目的,在光热治疗过程中往往需要将治疗区域温度升高到55℃以上使蛋白质变性以杀死癌变细胞。在这个过程中,病变组织周边的正常组织常因为过热而造成热损伤,这极大的制约了光热治疗方法的临床转化。

[0003] 针对光热治疗中医源性热损伤这一副作用,现目前通常有以下几种方法试图避免:

[0004] (1) 使用红外热像仪器进行监测,其优点为操作简便,实时检测,可直观看到组织温度的变化,但是缺点在于:一是红外热像仪对治疗靶区域的测量,其结果是组织表面温度的二维图像,但对于组织内部的温度,并不能直接测量,因而无法对组织内部的温度变化进行有效监控;二是无法精准确定病变组织与治疗靶组织之间的边界,不能及时发现正常组织的热损伤,因此并不能较好解决正常组织热损伤的问题。

[0005] (2) 使用探针式温度计进行监测,其优点为温度监测数值精确,便于温度掌控,但是缺点在于,由于其测量方式为接触式测量,探针只能测量接触到局部组织的温度,不能对测量点以外的区域进行测量,因此对组织整体温度变化情况无法进行有效监控。

[0006] (3) 通过针对特定靶组织,控制近红外光照时长以及药物浓度等参数,以期望控制光热治疗的强度与治疗范围。例如在一项金纳米棒治疗大肠癌肝转移的实验中,实验者通过控制摸索808nm近红外激光的照射时长,测试治疗所需要时间以达到治疗目的。但是其缺点在于,不同个体的不同部位的组织、不同类型的病变对光热治疗所需时间并不相同,因此不能灵活有效的控制每一次治疗的强度与治疗范围。

[0007] (4) 改变靶区域光热治疗敏感度,降低治疗温度的方式控制光热治疗的强度并限制治疗范围。例如在一项多巴胺辅助金羟磷灰石纳米棒对温度可控的光热治疗的研究中,实验者通过研制新的纳米材料,通过药物作用增加了治疗区域细胞对热的敏感度,并以较低的光热治疗强度完成了对正常组织损伤较小的治疗,由此可知,降低治疗温度是控制光热治疗强度的有效方法,可以有效避免热损伤。而采用这种方式的缺点在于,不同疾病因其内在发病机理有所差异,病变组织对低温光热治疗的有效性并不确切,易出现治疗强度不足而导致病变细胞未被彻底杀死的情况。

[0008] (5) 利用Frster共振能量转移(FRET)或光声成像等技术控制光热治疗的强度与范围,例如在一项FRET可视化治疗肿瘤的研究中,实验者通过FRET这一新技术指导光热治疗的最佳治疗时间,在一项多功能纳米粒介导乳腺癌转移淋巴结可视化光热治疗的研究中,

研究者使用光声成像方法对植入肿瘤的材料进行有效定位,以提高光热治疗的精准度,避免光热治疗中周围正常组织出现热损伤的情况。但是,这些新的成像技术目前还并不十分成熟,存在分辨率等参数较差的问题,且其理论并不完善,并没有在临床上广泛使用。

[0009] 目前并没有找到兼顾以上所有优点的材料或方法,因此,针对在光热治疗中,在保证治疗强度足以达到治疗目的的同时,我们希望能找到一种简单、安全、廉价的方法,以有效防止医源性热损伤。

发明内容

[0010] 本发明意在提供一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,以有效防止热损伤的问题。

[0011] 为达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0012] 一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法,包括以下步骤:

[0013] 包括监测步骤,具体的,采用超声波对病灶区域及周围正常组织的组织硬度进行实时监控,实时地输出二维组织硬度分布图像;

[0014] 还包括数据量化评估步骤,根据实时输出的二维组织硬度分布图像,间隔性地对输出的图像进行量化评估,并对光热治疗的强度和范围进行识别。

[0015] 在发明人的试验研究中发现,生物组织随着温度升高,其组织硬度会在50-70℃之间出现明显由软到硬的变化过程,以离体猪肝为例,其中40℃与55℃时肝组织硬度对比出现近乎2倍以上数值的变化,在40℃、50℃、55℃和60℃条件下的肝组织硬度值依次分别为(6.24±1.54)kPa、(9.19±2.04)kPa、(13.28±1.77)kPa和(28.86±5.83)kPa。

[0016] 且发明人经多次试验研究发现,以组织硬度作为监测对象,结合利用超声波弹性成像技术对组织硬度进行实时监控,当病变组织及周围正常组织的温度达到50℃以上时,可以通过组织硬度与温度之间的变化关系,结合超声波二维组织硬度图像的实时量化分析结果得到提示,间接性地知晓光源的照射强度和范围,以及时调整光源的工作状态,达到有效监控光源照射强度及范围的目的,减小正常组织在光源照射过程中的医源性损伤。

[0017] 优选的,作为一种改进,监测步骤中,采用超声波进行实时监控时,将超声探头置于病灶区域及周围正常组织的背面,使超声声束从背面对组织进行超声探查。如此,能够使超声探头与照射的近红外激光从组织的不同方向照射至组织上,以使超声探头对病灶区域及周围正常组织进行全面有效监控,避免近红外光的光束和超声探头相互遮挡而影响光源照射效果或出现组织二维硬度图像不准确的情况,保证超声波的实时监控效果。

[0018] 优选的,作为一种改进,超声探查时,使超声声束垂直照射于病灶区域及周围正常组织的表面。采用从垂直方向照射的方式,能够保证被激光照射到的区域均能够被较好的探查到位,避免出现探查不全面的情况。

[0019] 优选的,作为一种改进,输出二维组织硬度分布图时,设置超声仪器,使图像以彩色编码显示。根据需要选取合适的彩色灰阶值,以实时动态显示的彩色二维图像标示组织硬度,图像中色块越红表示组织硬度越高,色块越蓝表示组织硬度越低,从而通过观察图像的颜色程度及分布情况就能够快捷地知晓组织温度及硬度分布情况,以及时调节控制近红外光照射的程度,有效避免正常组织的热损伤。

[0020] 优选的,作为一种改进,数据量化评估步骤中,量化评估的时间间隔为30秒。如此,

能够对组织硬度的变化进行精确的实时监测,准确地了解组织硬度的变化情况,避免光源照射强度过大和超出照射范围的情况。

[0021] 优选的,作为一种改进,数据量化评估步骤中,量化评估的数据包括:治疗区域中心的最大硬度值、最小硬度值和平均硬度值。对以上内容进行量化评估,能够精确的了解掌握组织硬度的分布情况,以便于控制近红外光的照射程度。

[0022] 优选的,作为一种改进,数据量化评估步骤中,量化评估的数据还包括:紧邻治疗区域的正常组织的最大硬度值、最小硬度值和平均硬度值。对以上内容进行量化评估,能够精确的了解掌握组织硬度的分布情况,以便于控制近红外光的照射程度。

[0023] 优选的,作为一种改进,数据量化评估步骤中,量化评估的数据还包括:治疗范围距离治疗中心点的最近距离和最远距离。对以上内容进行量化评估,能够全面、精确的了解掌握组织硬度的分布情况,以便于控制近红外光的照射程度。

[0024] 本发明以组织硬度作为监测对象,利用超声波对病灶区域及周围正常组织的组织硬度变化进行实时监测,以获取病变组织与正常组织的温度和硬度的变化数据,从而能够及时有效的发现组织的温度和硬度变化情况,以能够及时调整近红外光的功率和时长,进而有效避免正常组织出现医源性损伤的问题。

附图说明

[0025] 图1为离体猪肝的温度与硬度的关系曲线图。

[0026] 图2、图3均为离体肝脏超声弹性成像二维分布图(上)和普通B型超声图像(下)对比图,其中图3在图2的基础上添加了一条色彩区域划分辅助线。

[0027] 图4为治疗区域的最大硬度值、最小硬度值、平均硬度值变化曲线图。

[0028] 图5为紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值、最小硬度值、平均硬度值变化曲线图。

[0029] 图6、图7均为治疗初始时随时间变化超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图7在图6的基础上添加了一条色彩区域划分辅助线。

[0030] 图8、图9均为治疗8分钟时超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图9在图8的基础上添加了两条色彩区域划分辅助线。

[0031] 图10、图11均为治疗12分钟时超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图11在图10的基础上添加了三条色彩区域划分辅助线。

[0032] 图12、图13均为治疗15分钟时超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图13在图12的基础上添加了三条色彩区域划分辅助线。

[0033] 图14、图15均为数次调高/调低激光功率的光热治疗后超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图15在图14的基础上添加了三条色彩区域划分辅助线。

[0034] 图16、图17均为光热治疗强度均质后超声仪器显示器上实时显示的二维组织硬度分布图,其中图17在图16的基础上添加了三条色彩区域划分辅助线。

具体实施方式

[0035] 下面通过具体实施方式进一步详细说明:

[0036] 下面以离体新鲜猪肝为例针对本发明方法实施方式对生物活体进行光热治疗时

的监控的具体操作和效果加以说明：

[0037] 对肝组织的硬度随温度变化的情况进行检测汇总，结果如图1所示，从测得的肝组织温度-硬度变化曲线图可直观的看出，小于50℃时组织硬度值低，组织较软；大于70℃时组织硬度值高，组织较硬；而组织温度在50℃-70℃时，组织硬度随温度升高而呈明显的由软到硬的变化状态。因此，选用组织硬度变化作为监测对象，并结合超声波弹性成像技术实时输出二维组织硬度分布图像而对近红外光照射的范围和强度进行监控，从而达到有效监控近红外光的强度和范围的目的，有效避免正常组织发生热损伤。

[0038] 本发明方法一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法，具体实施时，步骤如下：

[0039] A、定位治疗，对病灶区域进行定位并导入光热转化材料，采用近红外激光照射病灶区域进行光热治疗，光热治疗初始时，将近红外激光功率设定为低功率进行照射治疗，在治疗过程中，再循环调大和调小近红外激光的功率；

[0040] B、监测，采用超声波对近红外激光所照射到的病灶区域及周围正常组织的组织硬度进行实时监控，监测时，将超声探头置于近红外激光照射面的背面，超声声束发射方向垂直正对病灶区域及周围正常组织进行超声探查，设置超声仪器，使以彩色编码实时输出二维组织硬度分布图像；根据观察到的组织硬度彩色灰阶编码情况评快捷地评估近红外激光照射的强度及范围；

[0041] C、数据量化评估，以组织硬度为监测指标，每隔30秒对病灶区域及周围区域的硬度图像进行一次量化评估，以判断近红外激光的照射强度和范围是否合适，其中评估的数据包括：

[0042] a. 治疗区域的最大硬度值、最小硬度值、平均硬度值(变化关系曲线如图4所示)。

[0043] b. 紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值、最小硬度值、平均硬度值(变化关系曲线如图5所示)。

[0044] c. 治疗范围距离治疗中心点的最近距离、最远距离。

[0045] d. 根据观察到的组织硬度彩色灰阶编码情况快捷地评估治疗强度及范围。

[0046] D、结束治疗，当治疗范围合适(与初始时的定位区域重合)、治疗强度足够且均质(病灶区域色彩均衡)时，停止光热治疗和超声波监测。

[0047] 治疗过程中的具体进一步的操作如下：

[0048] 1、选定治疗区域

[0049] 在离体猪肝上选定注射中心点，预定治疗区域为距注射中心点10mm范围内的猪肝。

[0050] 2、注射光热转换材料

[0051] 使用Fe3O4-葡聚糖作为光热转换材料，以5mg/ml的浓度分散于水中，而后在超声引导下采用直接注射的方式，向离体猪肝上的预定治疗区域中心点注射Fe3O4-葡聚糖溶液1.5ml。

[0052] 3、监测评估

[0053] 将完成Fe3O4-葡聚糖溶液注射后的离体猪肝置于近红外激光下进行连续照射，使近红外激光照射于猪肝的上表面。

[0054] 将超声探头置于离体猪肝的背侧，超声声束发射方向垂直朝向猪肝的下表面进行超声探查，获得如图2和图3所示的图片中上部分图片所示的肝组织治疗区域的实时组织二

维硬度分布图像以及如图2和图3中所示的B型超声图像,将组织二维硬度分布图中的彩色灰阶编码最低值设置为10kPa,最大值设置为200kPa,使图像以彩色编码显示,在得到的图像中色块越红表示组织硬度越高,色块越蓝表示组织硬度越低,此时图3中的辅助钱画线区域显示为蓝色,说明此时该区域内的硬度低、温度低。

[0055] 进一步,光热治疗过程具体如下:

[0056] (1) 先以较低功率进行持续光热治疗

[0057] 初始时,测得的组织二维组织硬度分布图如图6和图7所示,此时图7中辅助线的画线区域显示为蓝色,说明此时该区域内的硬度低、温度低。

[0058] 开始治疗时,设定近红外激光的波长为808nm,功率为1.5W/cm²,使用近红外激光持续照射治疗中心区域,而后开始光热治疗,过程中,根据观察到的组织硬度彩色灰阶编码情况实时快捷评估发现:治疗中心区域色块逐渐由蓝到红,组织硬度明显增高区域的范围逐渐扩大。在约第8min时,得到如图8和图9所示的二维组织硬度分布图及实时组织硬度量化评估分析数据,其中图9中共有2层辅助线,内层辅助线的画线区域显示为黄色,表示该区域的硬度值在升高,内层与外层辅助线之间的区域为蓝色区域,表示该区域的硬度值较低,具体的:

[0059] a. 治疗区域的最大硬度值约21kPa、最小硬度值约18kPa、约平均硬度值20kPa,组织温度约55-60℃,并在(7±0.5)分内的时间段内几乎保持此状态。

[0060] b. 紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值5kPa、最小硬度值4kPa、平均硬度值5kPa,组织温度小于50℃。

[0061] c. 治疗范围距离治疗中心点最近距离8mm、最远距离9mm。

[0062] d. 组织硬度彩色灰阶编码情况:治疗范围及治疗强度均不足。

[0063] (2) 增大激光功率

[0064] 将近红外激光功率增加到3W/cm²,以较大功率进行持续光热治疗,快速增大治疗范围及强度,在约第8-12min期间,根据观察到的组织硬度彩色灰阶编码情况实时快捷评估发现:治疗中心区域色块由蓝到红快速变化,红色明显加深,硬度值明显增高区域自中心向周边快速扩展。在约第12min时,得到如图10和图11所示的二维组织硬度分布图及实时硬度量化评估分析数据,其中图11中共画有三层辅助线,最内层辅助线所圈区域为红色区域,表示该区域内的硬度值较高,最外层辅助线所圈区域为蓝色区域,表示该区域内的硬度值较低,中间层辅助线所圈区域为红色区域和蓝色区域的过渡区域,显示为黄色,具体的:

[0065] a. 治疗区域的最大硬度值约70kPa、最小硬度值40kPa、平均硬度值50kPa,组织温度约60-65℃。

[0066] b. 紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值9kPa、最小硬度值5kPa、平均硬度值8kPa,组织温度小于55℃。

[0067] c. 治疗范围距离治疗中心点最近距离11mm、最远距离11mm。

[0068] d. 组织硬度彩色灰阶编码情况:治疗范围略超过治疗区域约1mm,治疗强度不足。

[0069] (3) 减小激光功率

[0070] 将近红外激光功率减小到1W/cm²,持续约3min,测得如图12和图13所示的二维组织硬度分布图及实时硬度量化评估分析数据,其中图13中共画有三层辅助线,最内层辅助线所圈区域为红色区域,表示该区域内的硬度值较高,最外层辅助线所圈区域为蓝色区域,

表示该区域内的硬度值较低,中间层辅助线所圈区域为红色区域和蓝色区域的过渡区域,显示为黄色,此期间治疗强度与治疗范围基本无明显变化。

[0071] (4) 调节激光功率

[0072] 重复步骤(2)和步骤(3),以较大功率近红外激光和较小功率近红外激光两种模式交替对肝组织进行光热治疗,在每一功率状态的近红外激光治疗过程中,待治疗范围稍微超过治疗区域时,立即切换至较低功率的近红外激光进行治疗,以此增加近红外激光的照射强度,限制激光照射范围,数个循环后,测得如图14和图15所示的二维组织硬度分布图及实时硬度量化评估分析数据,其中图15中共画有三层辅助线,最内层辅助线所圈区域为红色区域,表示该区域内的硬度值较高,最外层辅助线所圈区域为蓝色区域,表示该区域内的硬度值较低,中间层辅助线所圈区域为红色区域和蓝色区域的过渡区域,显示为黄色,具体的:

[0073] a. 治疗区域的最大硬度值约90kPa、最小硬度值70kPa、平均硬度值80kPa,组织温度约60-70℃。

[0074] b. 紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值14kPa、最小硬度值7kPa、平均硬度值12kPa,组织最高温度约55℃,最低温度小于55℃。

[0075] c. 治疗范围距离治疗中心点最近距离12mm、最远距离13mm。

[0076] d. 组织硬度彩色灰阶编码情况:治疗范围略超过治疗区域约3mm,治疗强度略不足。

[0077] (5) 治疗强度均质

[0078] 重复步骤(4)数次,直至治疗区域整体达到治疗强度,且治疗范围局限于被标志的治疗区域,最终测得如图16和图17所示的二维组织硬度分布图及实时硬度量化评估分析数据,其中图17中共画有三层辅助线,最内层辅助线所圈区域为红色区域,表示该区域内的硬度值较高,最外层辅助线所圈区域为蓝色区域,表示该区域内的硬度值较低,中间层辅助线所圈区域为红色区域和蓝色区域的过渡区域,显示为黄色,具体的:

[0079] a. 治疗区域的最大硬度值约95kPa、最小硬度值80kPa、平均硬度值90kPa,组织温度约65-70℃。

[0080] b. 紧邻治疗区域的正常组织最大硬度值18kPa、最小硬度值8kPa、平均硬度值16kPa,组织最高温度约55-60℃,组织最低温度低于55℃。

[0081] c. 治疗范围距离治疗中心点最近距离13mm、最远距离13mm。

[0082] d. 组织硬度彩色灰阶编码情况:治疗范围略超过治疗区域约3mm,治疗强度足够且均质。

[0083] (6) 结束光热治疗

[0084] 通过所得实时组织硬度数据、组织硬度二维分布图、前期实验得到的离体肝组织温度-硬度关系曲线实时分析,治疗区域内组织温度均大于65℃;紧邻治疗区域约3mm范围内的正常组织最高温度达到约55℃,3mm以外区域组织温度小于55℃。

[0085] 切开经光热消融治疗后的离体猪肝,肝内热凝固区域与实时超声波弹性成像监控下的图像基本一致,由此说明,一方面激光照射的强度得到保障;另一方面激光照射的范围也得以有效限制,且未对正常组织造成热损伤,效果良好。

[0086] 通过上述试验证明,本发明方法通过组织温度变化和硬度变化在一定温度下呈相

关性的原理,采用组织硬度作为监测对象,并利用超声弹性成像的特性对组织硬度进行实时监测,较好的达到了监控光源照射范围和控制激光照射强度的目的,有效避免了光源照射过程中对正常组织造成医源性热损伤的问题。

[0087] 以上所述的仅是本发明的实施例,方案中公知的具体技术方案和/或特性等常识在此未作过多描述。应当指出,对于本领域的技术人员来说,在不脱离本发明技术方案的前提下,还可以作出若干变形和改进,这些也应该视为本发明的保护范围,这些都不会影响本发明实施的效果和专利的实用性。本申请要求的保护范围应当以其权利要求的内容为准,说明书中的具体实施方式等记载可以用于解释权利要求的内容。

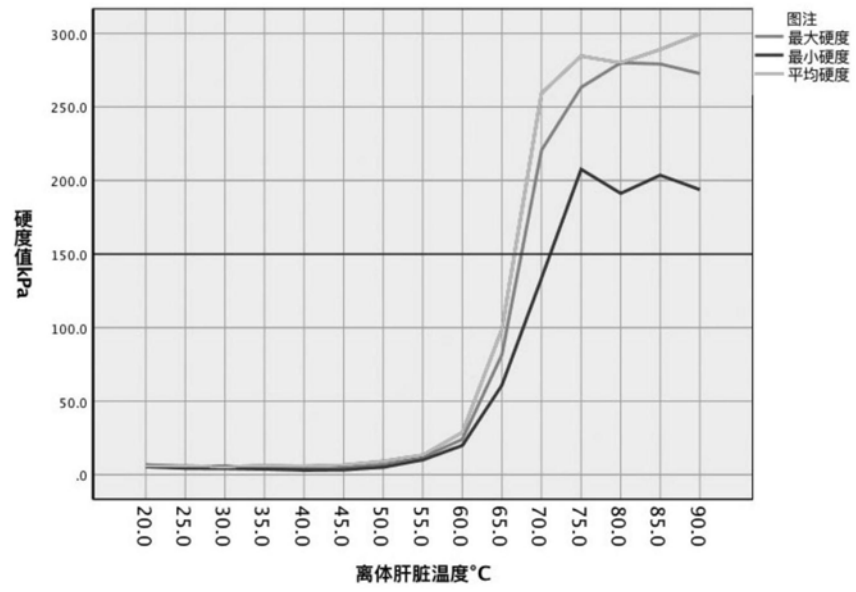


图1

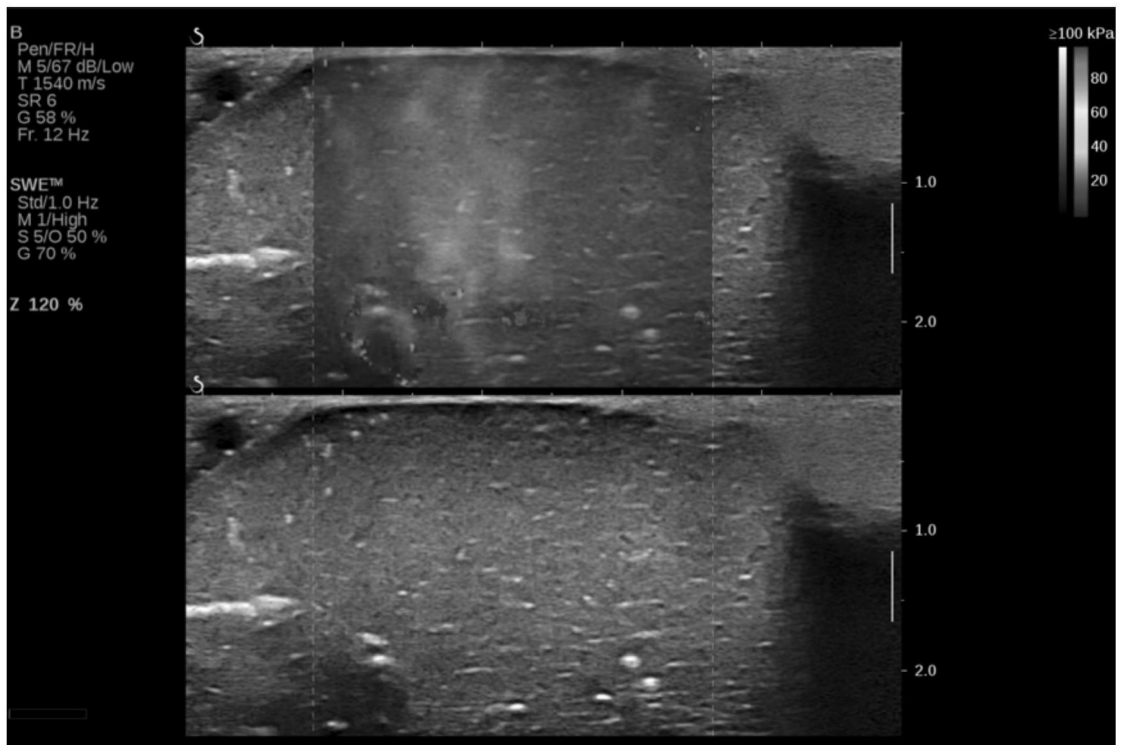


图2

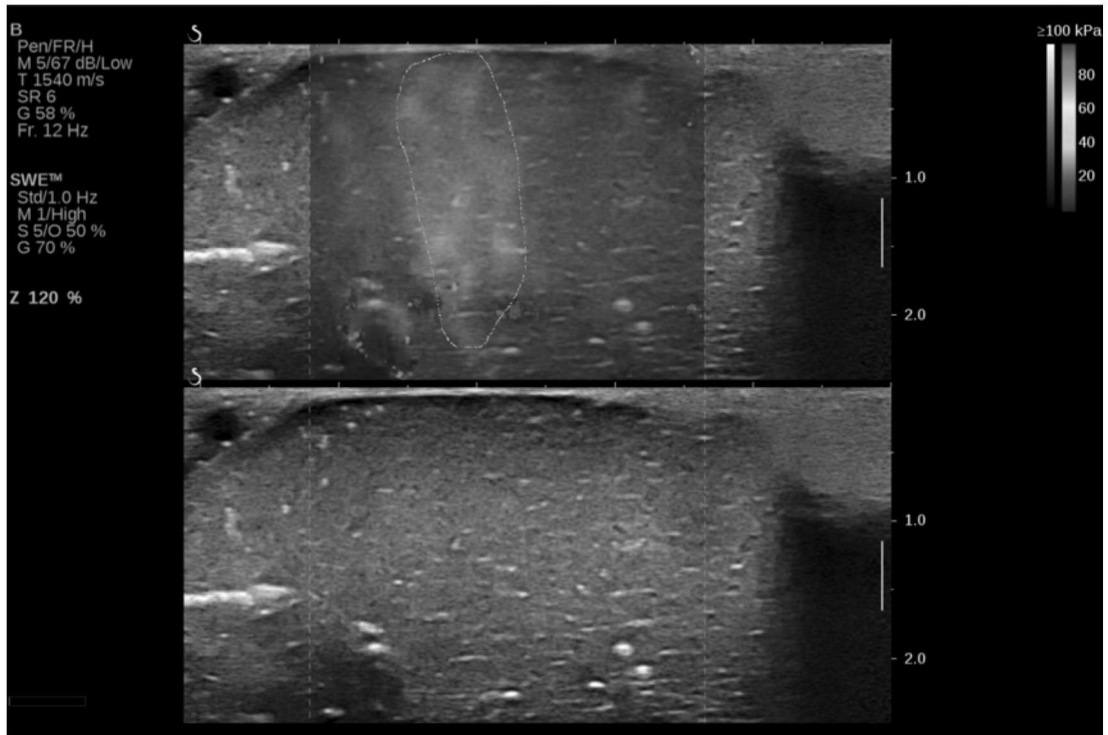


图3

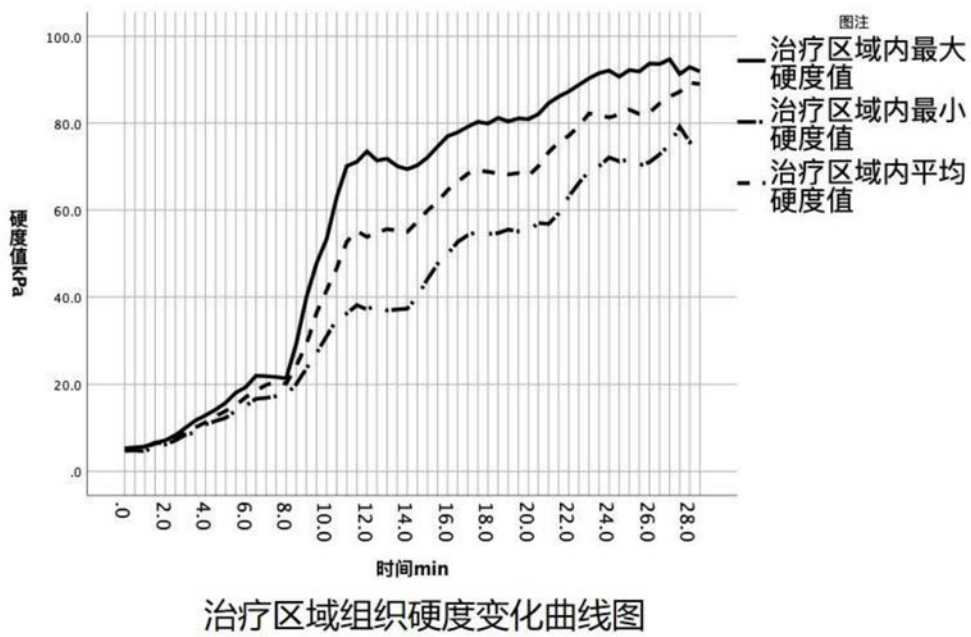
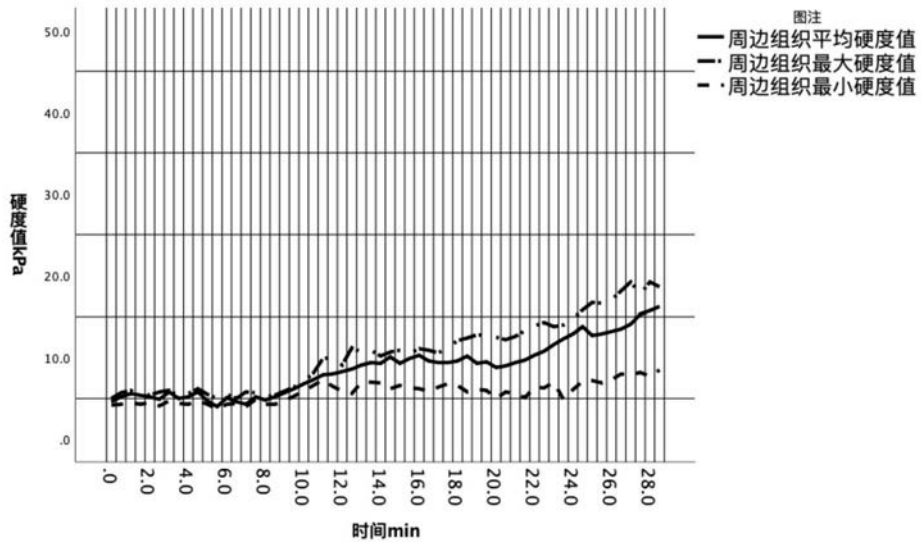


图4



治疗区域边缘正常组织硬度变化曲线图

图5

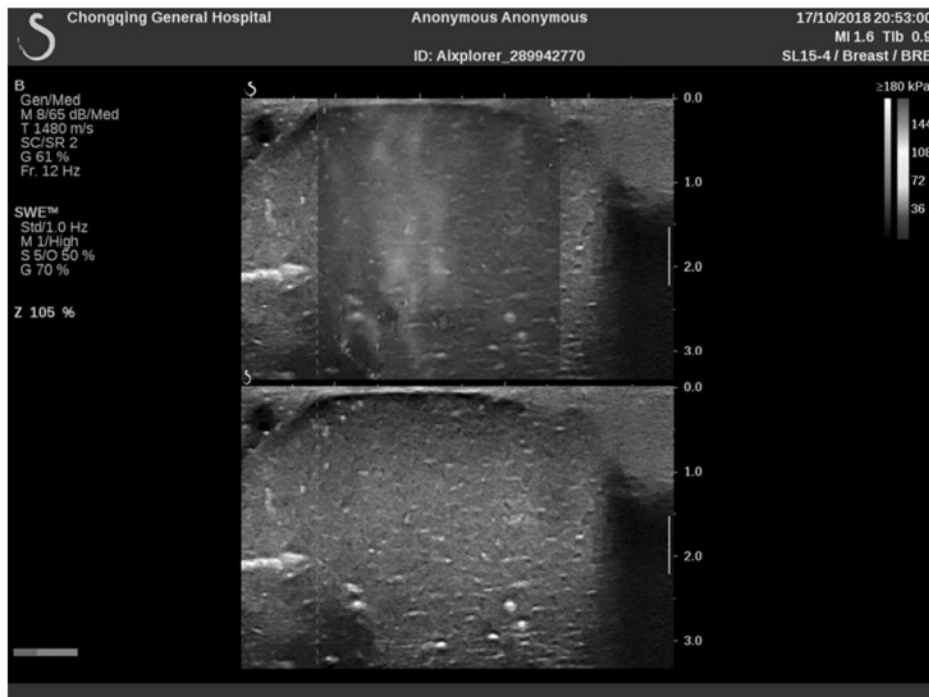


图6

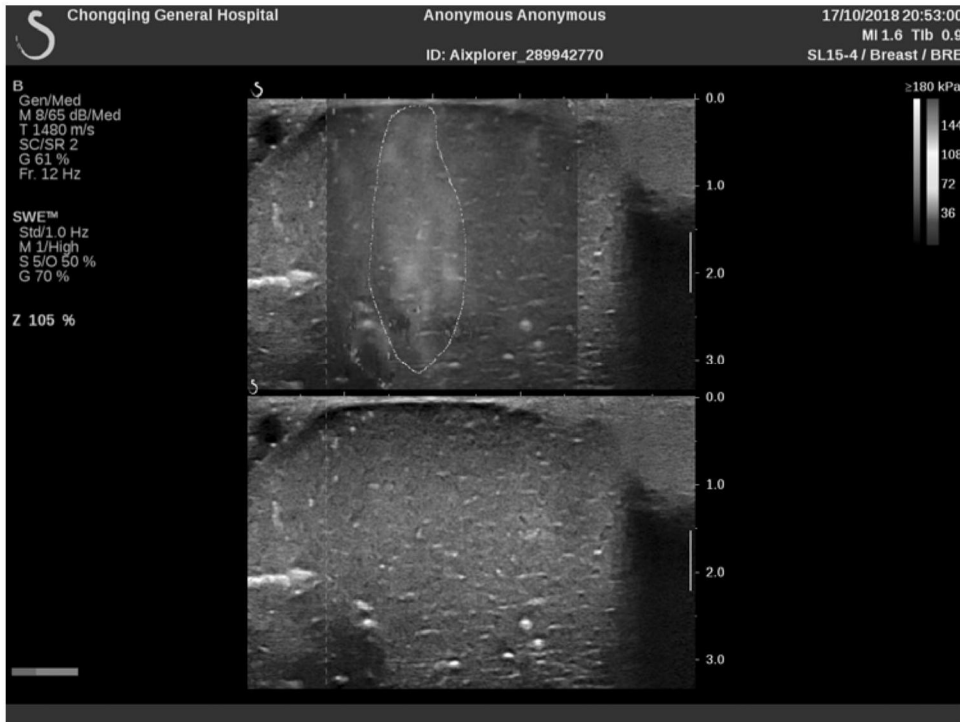


图7

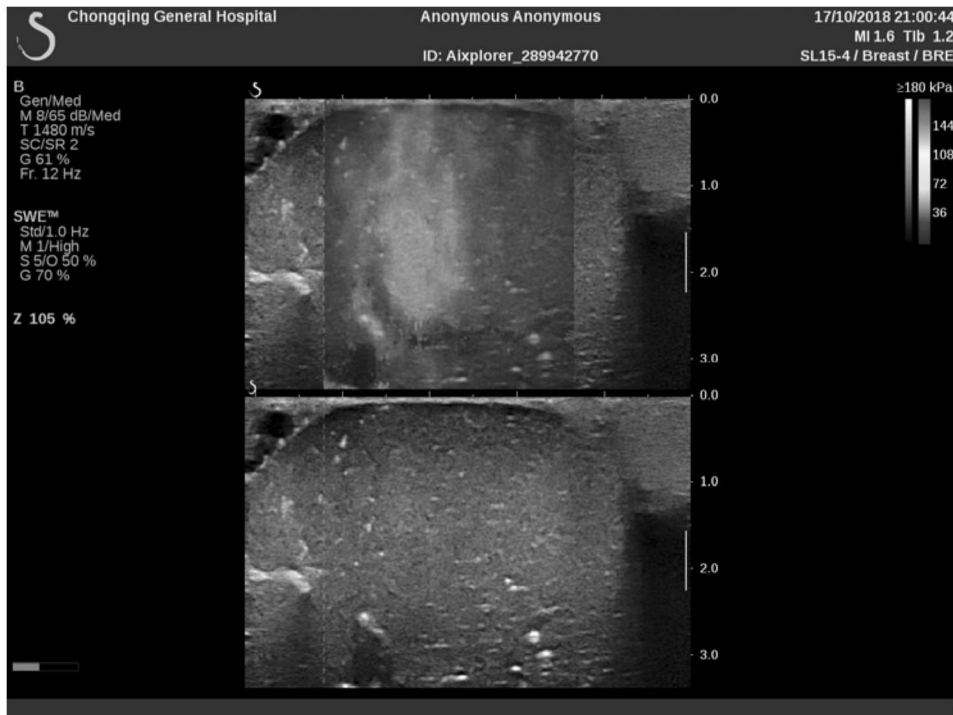


图8

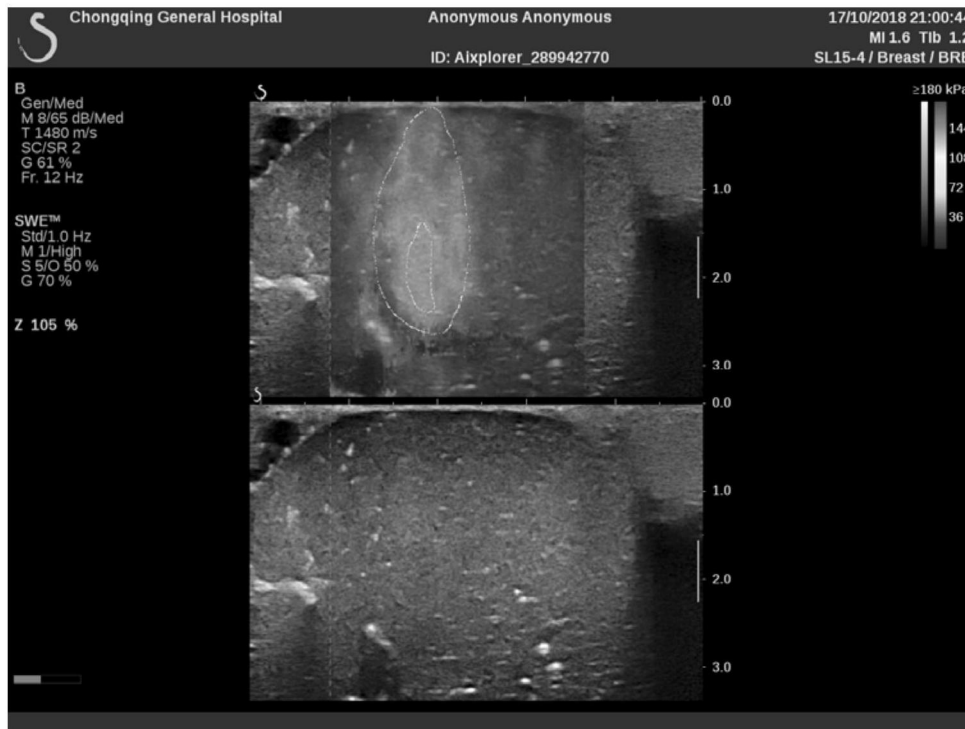


图9

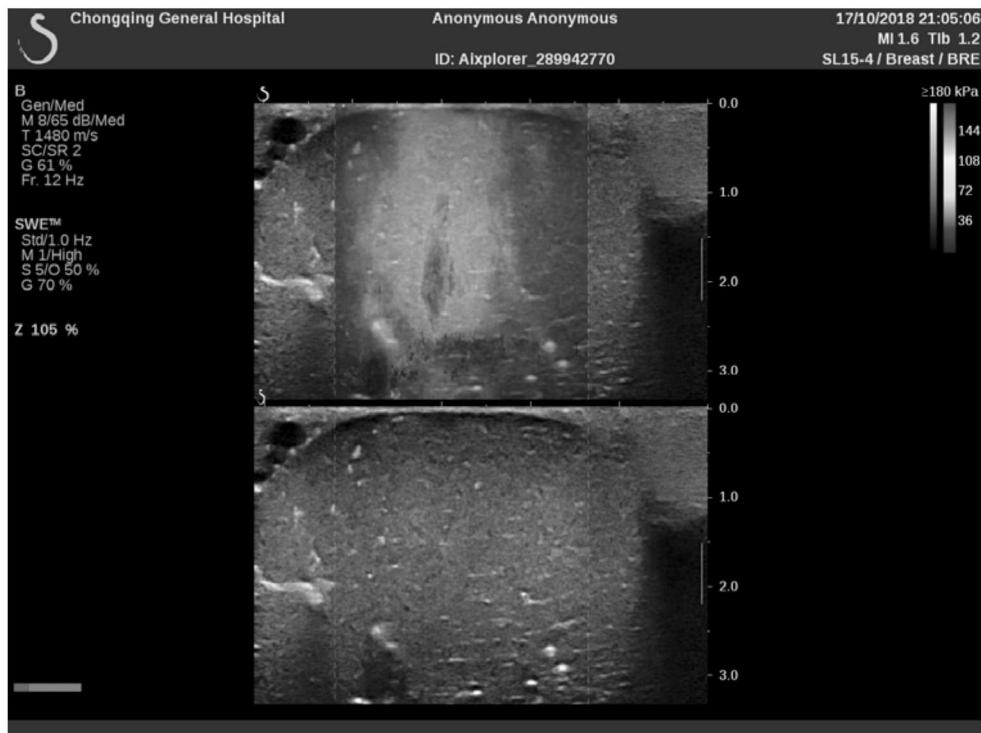


图10

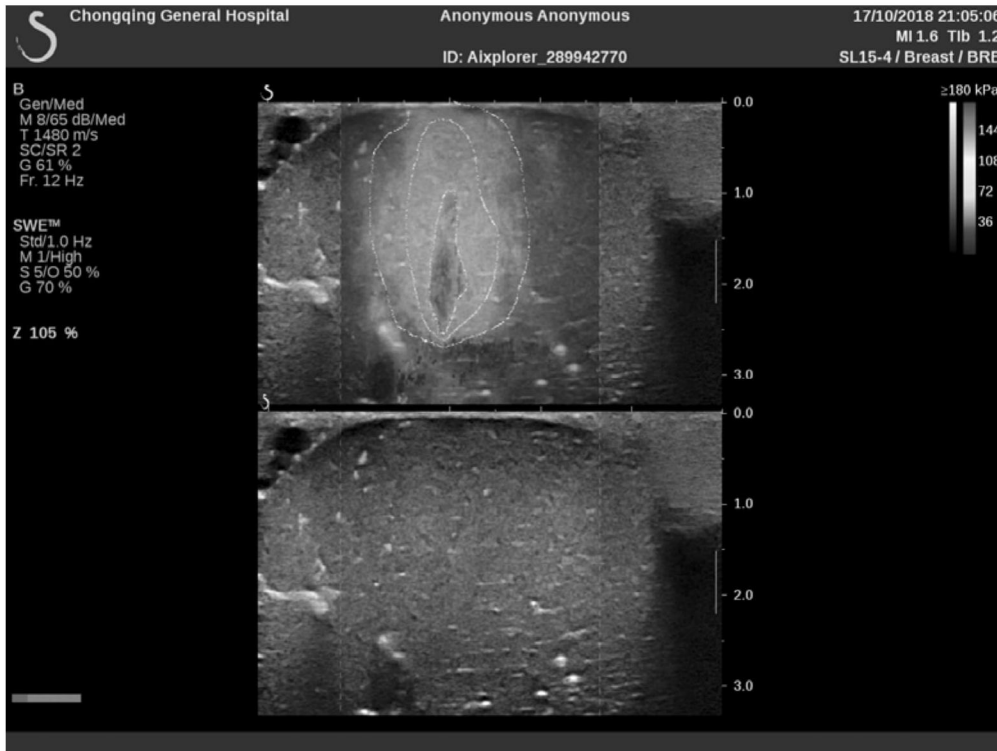


图11

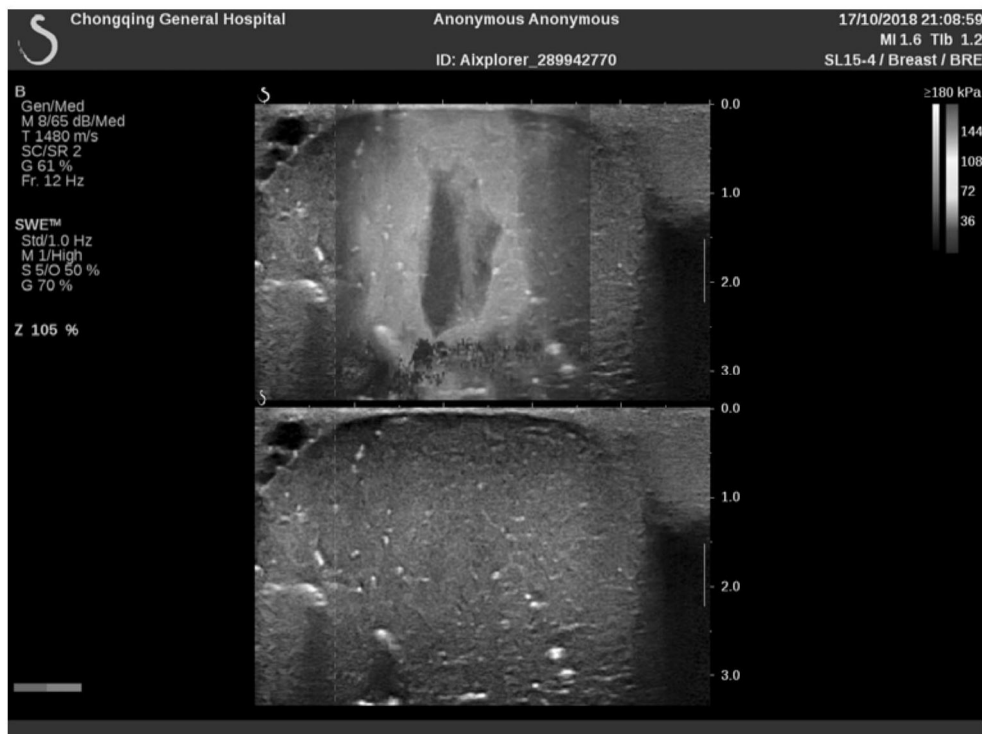


图12

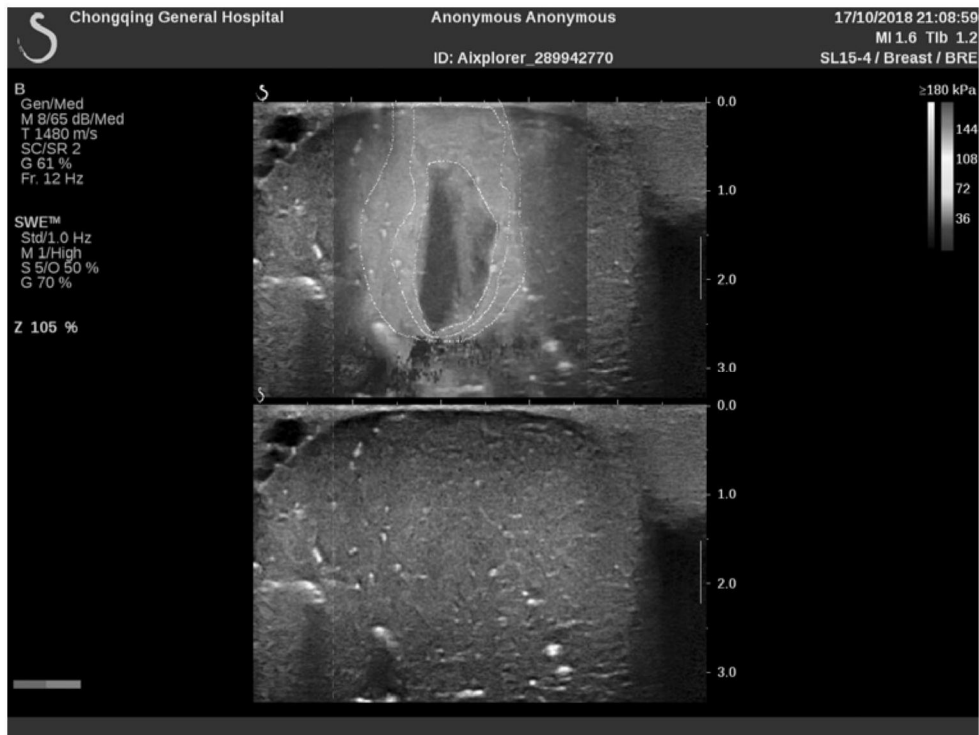


图13

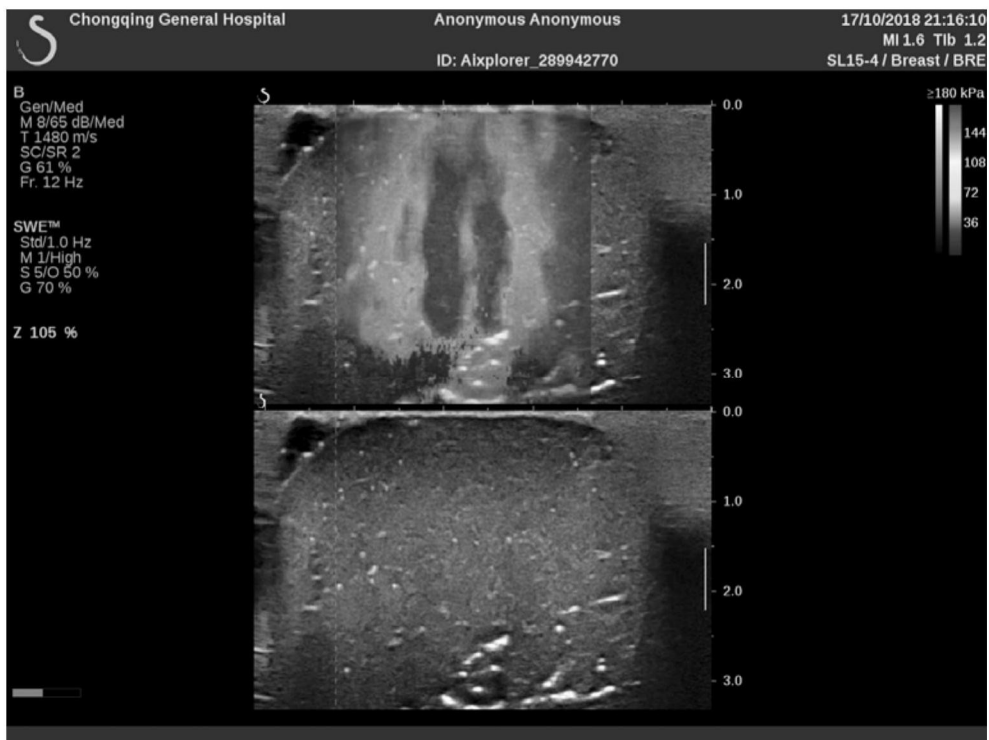


图14

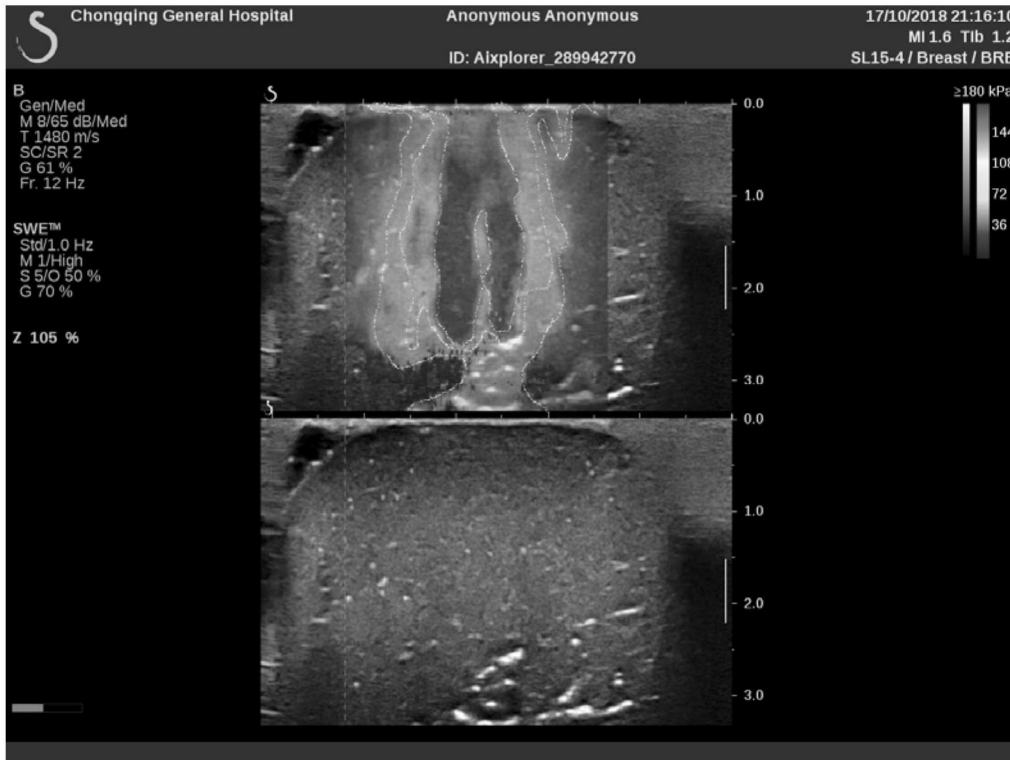


图15

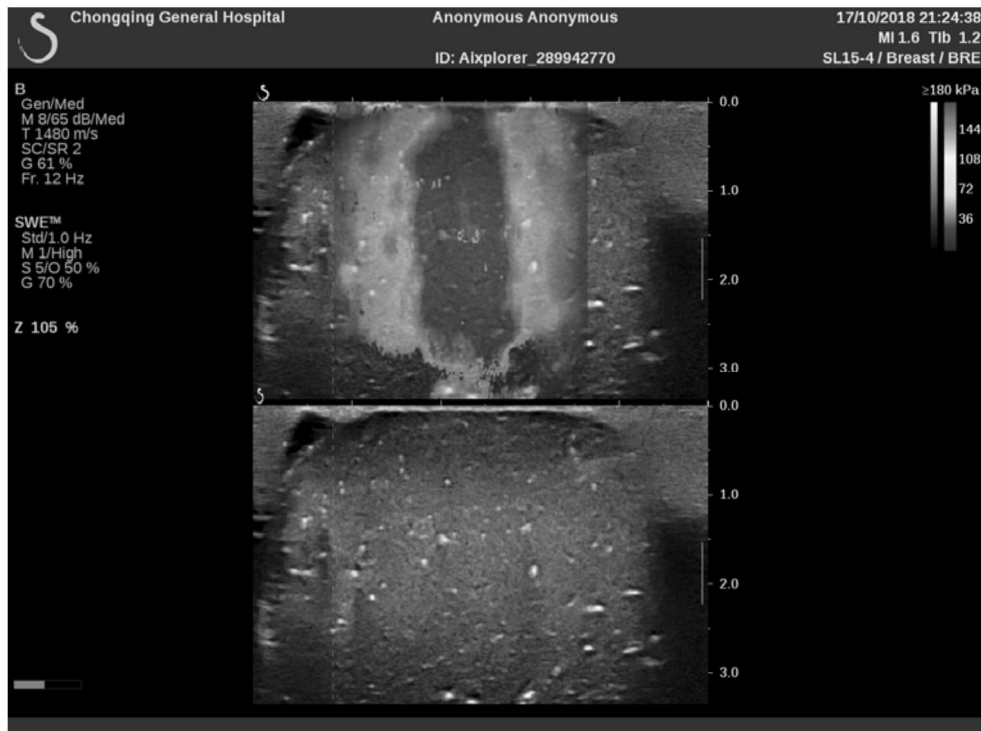


图16



图17

专利名称(译)	一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法		
公开(公告)号	CN109770949A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201910214319.7	申请日	2019-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
[标]发明人	王志刚 冉海涛 李攀 郝兰 曹阳 张伟 乔斌 汪星月		
发明人	张存程 王志刚 冉海涛 李攀 郝兰 曹阳 张伟 乔斌 汪星月		
IPC分类号	A61B8/08 A61N5/067		
代理人(译)	杨柳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及肿瘤治疗中的监测技术领域，公开了一种肿瘤光热治疗范围的超声实时监控方法，包括监测步骤，具体的，采用超声波对病灶区域及周围正常组织的组织硬度进行实时监控，实时地输出二维组织硬度分布图像；还包括数据量化评估步骤，根据实时输出的二维组织硬度分布图像，间隔性地对输出的图像进行量化评估，并对光热治疗的强度和范围进行识别。本发明以组织硬度作为监测对象，利用超声波对病灶区域及周围正常组织硬度变化进行实时监控，以获取病变组织与正常组织的温度和硬度变化，从而能够及时有效的发现组织的温度和硬度变化情况，以能够及时调整近红外光的功率和时长，进而有效避免正常组织出现医源性损伤的问题。

