



(GENERAL PARTNERSHIP)); 中国上海市杨浦区  
国定路335号5022室, Shanghai 200433 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家  
保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,  
BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU,  
CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,  
GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT,  
JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,  
LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,  
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL,  
PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,  
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,  
UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区  
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,  
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,  
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,  
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,  
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,  
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,  
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

根据细则4.17的声明:

— 发明人资格(细则4.17(iv))

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。  
— 包括经修改的权利要求(条约第19条(1))。

# 病灶定位方法及病灶定位系统

## 技术领域

本发明属于超声治疗技术领域，特别是涉及一种病灶定位方法及病灶定位系统。

## 背景技术

高强度聚焦超声治疗技术通过将超声波聚焦，可以在病灶上形成高强度、连续超声能量，从而产生瞬态高温效应、空化效应、机械效应和声化效应，使细胞膜、核膜破裂、蛋白质凝固，选择性地使病灶组织凝固性坏死，以使病灶失去增殖、浸润和转移的能力。

现有超声治疗设备在治疗过程中，通常通过 B 超探头引导定位病灶，定位过程中需多次反复运动 B 超探头以帮助医生想象病灶周围解剖结构，分析并寻找病灶所处位置，这一操作过程繁复，耗时长。

## 发明内容

鉴于以上所述现有技术的缺点，本发明的目的在于提供一种病灶定位方法及病灶定位系统，以解决现有技术中定位病灶过程繁琐、耗时长等问题。

为实现上述目的及其他相关目的：

本发明提供一种病灶定位方法，通过定位体表的标记定位病灶，定位时，采用图像采集组件进行标记定位，所述图像采集组件包括超声探头及至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线，所述病灶定位方法包括：

根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图，所述参考视图的尺寸为预设尺寸，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系确定使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

可选的，根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图的方法包括：

输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；

待所述图像采集组件完成该预定位指令后，判断摄像头实时采集的形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点；

若有，以所述当前视图作为所述参考视图，并以超声探头距离标记的当前高度距离作为

预定位高度，若无，则再次输入预定位指令，直至形成所述参考视图。

可选的，计算所述实际定位轨迹的方法还包括：

根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

可选的，形成所述参考视图的方法包括：

建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置，使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓，在建立成像比例关系时，通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

可选的，所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上时，形成所述参考视图时，所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心，所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴，以垂直于所述横轴的方向为纵向，则计算所述实际定位轨迹的方法包括分别计算实际横向位移和实际纵向位移，其中，计算所述实际纵向位移的方法包括：

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，

根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

可选的，所述摄像头的数量为一个，则计算所述实际横向位移的方法包括：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算，计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中,  $L_0$  为虚拟横向位移分量,  $a$  为超声探头与摄像头的中心距,  $h_1$  为超声探头与摄像头的高度距离,  $h_2$  为所述预定位高度,  $\theta$  为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度,  $L$  为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

可选的, 所述摄像头的数量为两个, 包括第一摄像头和第二摄像头, 第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧, 第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等, 所述第一摄像头采集形成的第一参考视图, 所述第二摄像头采集形成的第二参考视图, 计算所述实际横向位移的方法包括根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移, 所述实际横向位移的计算公式满足:

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中,  $y$  为实际横向位移分量,  $a$  为超声探头与各摄像头的中心距,  $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离;  $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离; 第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ; 第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

可选的, 所述摄像头的数量为两个, 包括第一摄像头和第二摄像头, 第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧, 且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面, 第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等, 所述第一摄像头采集形成的第一参考视图, 所述第二摄像头采集形成的第二参考视图, 则计算所述实际定位轨迹的方法包括: 根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置, 计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移; 再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移;

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时, 以超声探头中心线的虚拟投影点为原点, 以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为  $Y$  轴, 超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为  $X$  轴建立坐标系, 根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置, 建立虚拟标记点的坐标计算公式组:

$$y_1 = (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ;$$

$$y_2 = (\tan \theta_2)x_2 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ;$$

其中, 虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ,  $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超

声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角，所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角。

可选的，对应所述参考视图设置位置和形状固定的参考标尺，所述参考标尺对应设置有刻度数值，且刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

可选的，对各摄像头分组形成至少两组摄像头组，每组摄像头组包括一个或两个摄像头，根据一组摄像头组采集形成的参考视图形成一待校验的实际定位轨迹，根据至少两待校验的实际定位轨迹获取校验获取最终的实际定位轨迹：

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

或

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第二摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有三个，包括第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头，第一摄像头、第三摄像头分布在超声探头扇扫平面的一侧，第二摄像头分布在超声探头扇扫平面的另一侧，第三摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线均偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第三摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第三实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹、所述第二定位轨迹、第三实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

可选的，所述病灶定位方法还包括：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点；

确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

相应的，本发明还提供一种病灶定位系统，其通过定位体表的标记定位病灶，其包括：

图像采集组件，其具有超声探头和至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线；

参考图像显示装置，其用于显示参考视图，所述参考视图根据所述摄像头实时采集的数据形成，所述参考视图的尺寸为数值固定，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

处理器，所述处理器包括实际定位轨迹计算单元，所述实际定位轨迹计算单元被配置为

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系计算使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

可选的，所述病灶定位系统还包括：

预定位指令输入单元，其用于输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；及

执行机构，其用于带动图像采集组件移动；

其中，所述处理器包括预定位处理单元，所述预定位处理单元被配置为根据所述预定位指令控制所述执行机构移动，待所述执行机构执行完成该预定位指令对应的动作后，判断摄像头采集形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点，若有，则以当前视图作为参考视图。

可选的，所述实际定位轨迹计算单元具有用于计算运动边界条件的运动边界条件计算子单元，所述运动边界条件计算子单元被配置为根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

可选的所述处理器还包括成像单元，所述成像单元被配置为：建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置，使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓，在建立成像比例关系时，通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

可选的，所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，则，

所述成像单元被配置为：形成所述参考视图时，所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心，所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴，以垂直于所述横轴的方向为纵向；

实际定位轨迹计算单元包括实际横向位移计算子单元和实际纵向位移计算子单元，其中，

所述实际纵向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

可选的，所述摄像头的数量为一个，则所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算，计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，

所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头与摄像头的中心距， $h_1$  为超声探头与摄像头的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

可选的，所述摄像头的数量为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图，根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图；

所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头与各摄像头的中心距， $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离；第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

可选的，所述摄像头的数量为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图，根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图；

所述实际定位轨迹计算单元被配置为：根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置，计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移；再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移；

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时，以超声探头中心线的虚拟投影点为原点，以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为 Y 轴，超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为 X 轴建立坐标系，根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置，建立虚拟标记点的坐标计算公式组：

$$y_1 = (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ;$$

$$y_1 = (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ;$$

其中，虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ， $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角，所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角。

可选的，所述参考视图中或所述参考视图显示装置上设置有参考标尺，所述参考标尺对应设置有刻度数值，且所述刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

可选的，所述病灶定位系统设置有至少两组摄像头组，每组摄像头组的数量为一个或两个摄像头，每个所述实际定位轨迹计算单元根据一组所述摄像头组获取一待校验的实际定位轨迹，所述处理器还包括校验单元，所述校验单元根据至少两待校验的实际定位轨迹获取最终的实际定位轨迹。

可选的，所述处理器还被配置为：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点；

确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

本发明的病灶定位方法及病灶定位系统，通过摄像头采集摄像数据形成参考视图，以参考视图辅助超声探头进行快速定位，能够降低定位难度，提高定位病灶效率，节省操作时间。

## 附图说明

图 1 显示为本发明中采用单个摄像头的图像采集组件的示例性的结构示意图；

图 2 显示为超声探头处于预定位高度时，图 1 中的图像采集组件在主视方向上与标记、病灶的位置关系示意图；

图 3 显示为图 1 中图像采集组件在左视方向上的视图；

图 4 显示为图 1 中图像采集组件的超声探头处于预定位高度时，超声探头、摄像头及标记的位置关系图；

图 5 显示为采用图 1 中的采集组件所形成的一示例性的参考视图；

图 6 为超声探头处于预定位高度时，图像采集组件与标记、病灶的位置关系图（摄像头对称布置）；

图 7 显示为图 6 中，超声探头、摄像头及标记的位置关系图；

图 8 显示为采用图 6 的图像采集组件对应形成的第一参考视图；

图 9 显示为采用图 6 的图像采集组件对应形成的第二参考视图；

图 10 显示为超声探头处于预定位高度时，图像采集组件在三维空间内与标记、病灶的位置关系图（摄像头非对称布置）；

图 11 显示为超声探头处于预定位高度时，图像采集组件在主视方向上与标记、病灶的位置关系图（摄像头非对称布置）；

图 12 显示为超声探头处于预定位高度时，图像采集组件在左视方向上与标记、病灶的位置关系图（摄像头非对称布置）；

图 13 显示为采用图 10 的图像采集组件以超声探头为原点建立的坐标系的示意图；

图 14 显示为采用图 10 的图像采集组件对应形成的第一参考视图；

图 15 显示为采用图 10 的图像采集组件对应形成的第二参考视图。

## 具体实施方式

以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式，熟悉此技术的人士可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效。

须知，本说明书中所引用的如“上”、“下”、“左”、“右”、“中间”及“一”等的用语，亦仅为便于叙述的明了，而非用以限定本发明可实施的范围，其相对关系的改变或

调整，在无实质变更技术内容下，当亦视为本发明可实施的范畴。

本发明提供一种病灶定位方法，结合参见附图 1~15，通过定位体表的标记 31 定位体内的病灶 32，定位时，采用图像采集组件进行标记 31 定位使超声探头 1 的中心线 13 与标记 31 重合，超声探头 1 对准标记 31，即对准病灶 32。其中，图像采集组件包括超声探头 1 及至少一个摄像头 2，各摄像头 2 分布在超声探头 1 的扇扫平面 11 的一侧或两侧，并与超声探头 1 的相对位置保持固定，且摄像头 2 的中心线 23 平行于所述超声探头 1 的中心线 13，所述病灶定位方法包括：

S1、根据摄像头 2（包含 21、22）实时采集的数据形成参考视图 4（包含 41、42），参考视图 4 的尺寸为预设尺寸，且参考视图 4 中形成有与标记 31 对应的虚拟标记点 41；

S2、根据虚拟标记点 41 在参考视图 4 中的位置，并根据摄像头 2 和超声探头 1 的实际位置关系确定使超声探头 1 的中心线 13 与标记 31 重合的实际定位轨迹。

本发明的病灶定位方法，通过摄像头 2 采集摄像数据形成参考视图 4，以参考视图 4 中标记 31 点的位置辅助超声探头 1 进行快速定位，在参考视图 4 形成后，无需人为操作，就能根据参考视图 4 控制图像采集组件移动完成定位，不仅降低了定位难度，还提高了定位病灶效率，节省操作时间。

在一些实施例中，根据摄像头 2 实时采集的数据形成参考视图 4（S1）的方法包括：

S101、输入预定位指令，使图像采集组件根据预定位指令移动至标记 31 上方；

S103、待图像采集组件完成该预定位指令后，判断摄像头 2 实时采集的形成的当前视图中是否含有与标记 31 对应的虚拟标记点 41；

若有，以当前视图作为参考视图 4，并以超声探头 1 距离标记 31 的当前高度距离作为预定位高度  $h_2$ ，若无，则再次输入预定位指令，直至形成参考视图 4。

上述及下述实施例中的，超声探头 1 为 B 超探头，对 B 超探头采集的超声数据进行处理，可以获取当前高度距离，在现有的 B 超探测形成的超声视图中，还能够直接读取到当前高度距离，采用这种方式获取当前高度时，超声探头处于预定位高度时，超声探头的采集范围需要覆盖标记点，当然，在实际实施过程中，也可以采用其他装置获取当前高度距离，但这种利用超声探头 1 直接获取当前高度距离的方式，有利于简化设备，降低成本。

在一些实施例中，计算实际定位轨迹（S2）的方法还包括：

S201、根据预定位高度  $h_2$  限定图像采集组件的运动边界条件，使超声探头 1 在预设平面内移动，其中，预设平面为垂直于超声探头 1 的中心线 13，且与预定位高度相对应的平面。这种先进行高度预定位然后将图像采集组件的运送范围的方式，有利于简化运动轨迹计算的

繁杂度，大幅提高定位病灶的效率。

在一些实施例中，形成参考视图 4 (S1) 的方法包括：

S102、建立当前视图与摄像头 2 实际采集区域的成像比例关系，根据成像比例关系形成参考视图 4。由于摄像头 2 的采集角度范围是固定参数，当摄像头 2 距标记 31 点的高度较近时，参考视图 4 对应的采集区域的实际面积是相对较小的，反之，当摄像头 2 距标记 31 点的高度较远时，参考视图 4 对应的采集区域的实际面积是相对较大的，这种导致成像比例随预定位高度的变化而发生变化。

在实际实施过程中，建立成像比例关系时，可以设定预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使预定位高度等于预设值，使比例关系为定值，也就是在实际定位轨迹前，将超声探头 1 移动至距离标记 31 有固定高度差的位置，有利于降低运算数据量，实现更快速的定位；当然，实际实施过程中，也可以以预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系。

在实际实施过程中，还可以通过改变摄像头 2 的安装位置，使摄像头 2 采集的当前视图中始终有部分超声探头 1 的侧边缘轮廓 43 (参见图 8、图 9)，则在建立该成像比例关系时，可以通过摄像头 2 中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图 4 中的参考距离来计算成像比例关系。

以下各实施例具体介绍如何计算实际定位轨迹：

在一些实施例中，结合参见图 1 至图 9，摄像头 2 的中心线 23 位于超声探头扇扫平面 11 的中垂面 12 上时，形成参考视图 4 时，摄像头 2 的中心线 23 位于参考视图 4 的中心，参考视图 4 以超声波扇扫平面 11 的中垂面 12 的投影为横轴，以垂直于横轴的方向为纵向，则计算实际定位轨迹的方法包括：

S202、分别计算实际横向位移和实际纵向位移。

S2021、计算实际纵向位移的方法包括：

S2021a、根据虚拟标记点 41 在参考视图 4 中的位置，虚拟标记点 41 移动至与横轴重合所需的虚拟纵向位移；

S2021b、根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算实际纵向位移。

在一些实施例中，参见图 1 至图 55，摄像头 2 的数量为一个，则有：

S2022、计算实际横向位移的方法包括：

S2022a、根据虚拟标记点 41 在参考视图 4 中的位置计算，计算虚拟标记点 41 的虚拟横向位移，

S2022a、并根据虚拟横向位移和所述成像比例关系计算实际横向位移。

具体的，虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头 1 与摄像头 2 的中心距， $h_1$  为超声探头 1 与摄像头 2 的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头 2 的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图 4 在横向方向对应的视图宽度。

实际实施过程中，超声探头 1 的扇扫平面 11 可以呈扇形，但不局限于扇形。

在一些实施例中，对应参考视图设置位置和形状固定的参考标尺 42，参考标尺 42 对应设置有刻度数值，且刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示，图 5 中，参考标尺 42 融合形成与参考视图 4 中，参考标尺 42 即不随显示窗口内的图像移动而改变位置，也不随成像比例的变化而改变，便于根据标尺 42 直观的观察实际横向位移，若将预定位高度  $h_2$  预设为定值，显示的刻度数值为定值，既可以将该参考标尺形成于参考视图中，也可以将该标尺设置于显示屏等用于显示参考视图的装置上。

在另一些实施例中，参见图 6 至图 9，摄像头 2 的数量为两个，包括第一摄像头 21 和第二摄像头 22，第一摄像头 21 和第二摄像头 22 对称分布在超声探头 1 的扇扫平面 11 的两侧，第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的高度差相等，第一摄像头 21 采集形成的第一参考视图 4a（参见图 8），第二摄像头 22 采集形成的第二参考视图 4b（图 9），则有：

S2022、计算实际横向位移的方法包括：根据第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 的位置和第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 的位置计算所述实际横向位移。

具体的，实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头 1 与各摄像头 2 的中心距， $L_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 距离视图中心的横向距离；第一摄像头 21 和第二摄像头 22 的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图 4a 和第二参考视图 4b 的预设视图宽度均为  $L$ 。

在还有一些实施例中，参见图 10 至图 15，摄像头 2 的数量也为两个，包括第一摄像头 21 和第二摄像头 22，但第一摄像头 21 和第二摄像头 22 分布在超声探头 1 的扇扫平面 11 的两侧，且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声

探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的高度差相等，第一摄像头 21 采集形成的第一参考视图 4a，第二摄像头 22 采集形成的第二参考视图 4b，则有：

S202、计算实际定位轨迹的方法包括：

S2021、根据虚拟标记点 41 在第一参考视图 4a（图 14）和第二参考视图 4b（图 15）中的位置，计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移；

S2022、再根据虚拟横向位移、虚拟纵向位移及成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移。

这种方法中，第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的相对设置位置灵活，在使用过程中有利于避让其它设备，适应范围更广。

具体的，S2021 中，在计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移时，以超声探头 1 中心线 13 的虚拟投影点为原点，以超声探头扇扫平面 11 的虚拟扇扫投影线为 Y 轴，超声探头扇扫平面 11 的中垂面 12 的虚拟中垂投影线为 X 轴建立坐标系，根据第一参考视图 4a 和第二参考视图 4b 虚拟标记点 41 的位置，建立虚拟标记点 41 的坐标计算公式组：

$$y_1 = (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ;$$

$$y_1 = (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ;$$

其中，虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ， $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角，所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角。

在实际实施过程中，可以将各摄像头分组形成至少两组摄像头组，每组摄像头组包括一个或两个摄像头，根据一组摄像头组采集形成的参考视图形成一待校验的实际定位轨迹，根据至少两待校验的实际定位轨迹获取校验获取最终的实际定位轨迹。

具体的，在一些实施例中，摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等。定位病灶时，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的第一参考视图或第二参考视图计算第一实际定位轨迹，也就是根据单个摄像头确定第一实际定位轨迹；根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，也就是通过两个摄像头确定第二实际定位轨迹，再根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

在另一些实施例中，摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，第一摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第二摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

在再一些实施例中，摄像头的数量至少有三个，包括第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头，第一摄像头、第三摄像头分布在超声探头扇扫平面的一侧，第二摄像头分布在超声探头扇扫平面的另一侧，第三摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线均偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第三摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的第一参考视图和第二参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

在又一些实施例中，摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

在还有一些实施例中，摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第三实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹、所述第二定位轨迹、第三实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

根据各待校验的定位轨迹（第一定位轨迹或所述第二定位轨迹或第三实际定位轨）确定

最终的实际定位轨迹时，如果各待机校验定位轨迹的差值大于预设阈值，则可以警告可以发出异常警告信号；若各待机校验定位轨迹的差值小于或等于预设阈值，则可以对各待机校验定位轨迹求平均值，以该平均值作为最终实际定位轨迹。

上述各实施例中，实际定位轨迹通过计算确定，然后根据计算出的实际定位轨迹控制超声探头 1 移动，也就是控制整个图像采集组件移动；在实际实施过程中，对于实际定位轨迹也可以不用进行计算，而是根据摄像头 2 和超声探头 1 的实际位置关系在参考视图 4 中融合超声探头 1 的中心线 13 作为虚拟投影点，并根据参考视图 4 中虚拟标记点 41 与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点 41 重合所对应的运动方向，根据该运动方向控制超声探头 1 移动（也就是控制图像采集组件移动），直至参考视图 4 中，虚拟投影点和虚拟标记点 41 重合。其中，在参考视图 4 中融合形成所述虚拟投影点时，摄像头 2 的中心线 23 在参考视图 4 上对应参考视图的中心位置，超声探头 1 的中心线 23 与摄像头 2 中心线的方位、虚拟投影点和虚拟标记点 41 的方向对应，而超声探头 1 的中心线 23 与摄像头 2 中心线的方位、虚拟投影点和虚拟标记点 41 的距离按照成像比例确定。

相应的，本发明还提供一种病灶定位系统，其通过定位体表的标记 31 定位病灶，该病灶定位系统定位病灶的详细方法及效果参见上述病灶定位方法，本发明的病灶定位系统包括：

图像采集组件，其具有超声探头 1 和至少一个摄像头 2，所述摄像头 2 分布在所述超声探头 1 的扇扫平面 11 的一侧或两侧，并与所述超声探头 1 的相对位置保持固定，且所述摄像头 2 的中心线 23 平行于所述超声探头 1 的中心线 13；

参考视图显示装置（图未示），其用于显示参考视图 4，所述参考视图 4 根据所述摄像头 2 实时采集的数据形成，所述参考视图 4 的尺寸为数值固定，且所述参考视图 4 中形成有与所述标记 31 对应的虚拟标记点 41；

处理器（图未示），所述处理器包括实际定位轨迹计算单元，所述实际定位轨迹计算单元被配置为根据所述虚拟标记点 41 在所述参考视图 4 中的位置，并根据所述摄像头 2 和所述超声探头 1 的实际位置关系计算使所述超声探头 1 的中心线 13 与标记 31 重合的实际定位轨迹。

在实际实施过程中，上述的处理器可以是通用处理器，包括中央处理器 (Central Processing Unit, 简称 CPU)、网络处理器(Network Processor, 简称 NP)等；还可以是数字信号处理器 (Digital Signal Processing, 简称 DSP)、专用集成电路 (Application Specific Integrated Circuit, 简称 ASIC)、现场可编程门阵列 (Field —

Programmable Gate Array, 简称 FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。

在一些实施例中, 所述病灶定位系统还包括:

预定位指令输入单元, 其用于输入预定位指令, 使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记 31 上方; 及

执行机构, 其用于带动图像采集组件移动;

其中, 所述处理器包括预定位处理单元, 所述预定位处理单元被配置为根据所述预定位指令控制所述执行机构移动, 待所述执行机构执行完成该预定位指令对应的动作后, 判断摄像头 2 采集形成的当前视图中是否含有与标记 31 对应的虚拟标记点 41, 若有, 则以当前视图作为参考视图 4。

在一些实施例中, 所述实际定位轨迹计算单元具有用于计算运动边界条件的运动边界条件计算子单元, 所述运动边界条件计算子单元被配置为根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件, 使所述超声探头 1 在预设平面内移动, 其中, 所述预设平面为垂直于超声探头 1 的中心线 13, 且与所述预定位高度相对应的平面。

在一些实施例中, 所述处理器还包括成像单元, 所述成像单元被配置为: 建立当前视图与摄像头 2 实际采集区域的成像比例关系, 根据所述成像比例关系形成所述参考视图 4。

在实际实施过程中, 建立成像比例关系时, 可以设定预定位高度的预设值, 并通过输入预定位指令使预定位高度等于预设值, 使比例关系为定值, 也就是在实际定位轨迹前, 将超声探头 1 移动至距离标记 31 有固定高度差的位置, 有利于降低运算数据量, 实现更快速的定位; 当然, 实际实施过程中, 也可以以预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型, 待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系。

在实际实施过程中, 还可以通过改变摄像头 2 的安装位, 使摄像头 2 采集的当前视图中始终有部分超声探头 1 的侧边缘轮廓, 在建立该成像比例关系时, 通过摄像头 2 中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图 4 中的参考距离来计算成像比例关系。

在一些实施例中, 所述摄像头 2 的中心线 23 位于超声探头扇扫平面 11 的中垂面 12 上, 则,

所述成像单元被配置为: 形成所述参考视图 4 时, 所述摄像头 2 的中心线 23 位于所述参考视图 4 的中心, 所述参考视图 4 以超声波扇扫平面 11 的中垂面 12 的投影为横轴, 以垂直于所述横轴的方向为纵向;

实际定位轨迹计算单元包括实际横向位移计算子单元和实际纵向位移计算子单元, 其中,

所述实际纵向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点 41 在所述参考视图 4 中的位置，虚拟标记点 41 移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

在一些实施例中，所述摄像头 2 的数量为一个，则所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点 41 在所述参考视图 4 中的位置计算，计算所述虚拟标记点 41 的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，

所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头 1 与摄像头 2 的中心距， $h_1$  为超声探头 1 与摄像头 2 的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头 2 的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图 4 在横向方向对应的视图宽度。

在一些实施例中，参见 5，参考视图 4 中设置有位置形状固定的参考标尺，参考标尺 42 对应设置有刻度数值，且该刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示，在实际实施过程中，也可以在参考视图显示装置上设置有参考标尺。

在一些实施例中，所述摄像头 2 的数量为两个，包括第一摄像头 21 和第二摄像头 22，第一摄像头 21 和第二摄像头 22 对称分布在超声探头 1 的扇扫平面 11 的两侧，第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头 21 采集的数据形成的第一参考视图 4a，根据所述第二摄像头 22 采集的数据形成的第二参考视图 4b；

所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 的位置和所述第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头 1 与各摄像头 2 的中心距， $L_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 距离视图中心的横向距离；第一摄像头 21 和第二摄像头 22 的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图 4a 和第二参考视图 4b 的预设视图宽度均为  $L$ 。

在一些实施例中，所述摄像头 2 的数量为两个，包括第一摄像头 21 和第二摄像头 22，

第一摄像头 21 和第二摄像头 22 分布在超声探头 1 的扇扫平面 11 的两侧, 且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面, 第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的高度差相等; 此时, 第一摄像头 21、第二摄像头 22 与超声探头 1 的相对设置位置灵活, 在使用过程中有利于避让其它设备, 适应范围更广。

此时, 所述成像单元被配置为: 根据所述第一摄像头 21 采集的数据形成的第一参考视图 4a, 根据所述第二摄像头 22 采集的数据形成的第二参考视图 4b;

所述实际定位轨迹计算单元计算单元被配置为: 根据虚拟标记点 41 在所述第一参考视图 4a 和所述第二参考视图 4b 中的位置, 计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移; 再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移;

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时, 以超声探头 1 中心线的虚拟投影点为原点, 以超声探头扇扫平面 11 的虚拟扇扫投影线为 Y 轴, 超声探头扇扫平面 11 的中垂面 12 的虚拟中垂投影线为 X 轴建立坐标系, 根据所述第一参考视图 4a 和所述第二参考视图 4b 虚拟标记点 41 的位置, 建立虚拟标记点 41 的坐标计算公式组:

$$y_1 = (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ;$$

$$y_1 = (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ;$$

其中, 虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ,  $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面 (对应 X 轴) 的夹角, 所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ , 所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ,  $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面 (对应 X 轴) 的夹角。

在一些实施例中, 所述病灶定位系统设置有多组摄像头组, 每组摄像头组的数量为一个或两个摄像头, 每个所述实际定位轨迹计算单元根据一组所述摄像头组获取一待校验的实际定位轨迹, 所述处理器还包括校验单元, 所述校验单元根据至少两待校验的实际定位轨迹获取最终的实际定位轨迹。

在一些实施例中, 处理器还被配置为:

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点;

确定所述实际定位轨迹时, 根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系, 确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向, 并根据该运动方向控制超声探头移动,

直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

应该理解，上述各个实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后，各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定，而不应对本发明实施例的实施过程构成任何限定。

上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效，而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下，对上述实施例进行修饰或改变。因此，举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变，仍应由本发明的权利要求所涵盖。

## 权利要求书

1、一种病灶定位方法，其特征在于，通过定位体表的标记定位病灶，定位时，采用图像采集组件进行标记定位，所述图像采集组件包括超声探头及至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线，所述病灶定位方法包括：

根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图，所述参考视图的尺寸为预设尺寸，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系确定使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

2、根据权利要求1所述的病灶定位方法，其特征在于，根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图的方法包括：

输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；

待所述图像采集组件完成该预定位指令后，判断摄像头实时采集的形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点；

若有，以所述当前视图作为所述参考视图，并以超声探头距离标记的当前高度距离作为预定位高度，若无，则再次输入预定位指令，直至形成所述参考视图。

3、根据权利要求2所述的病灶定位方法，其特征在于，计算所述实际定位轨迹的方法还包括：

根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

4、根据权利要求2所述的病灶定位方法，其特征在于，形成所述参考视图的方法包括：建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置，使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓，在建立成像比例关系时，通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

5、根据权利要求4所述的病灶定位方法，其特征在于：所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上时，形成所述参考视图时，所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心，所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴，以垂直于所述横轴的方向为纵向，则计算所述实际定位轨迹的方法包括分别计算实际横向位移和实际纵向位移，其中，计算所述实际纵向位移的方法包括：

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，

根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

6、根据权利要求5所述的病灶定位方法，其特征在于，所述摄像头的数量至少有一个，根据单个摄像头形成的参考视图计算所述实际定位轨迹，则计算所述实际横向位移的方法包括：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算，计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头与摄像头的中心距， $h_1$  为超声探头与摄像头的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

7、根据权利要求5所述的病灶定位方法，其特征在于，所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算所述实际定位轨迹，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，所述第一摄像头采集形成的第一参考视图，所述第二摄像头采集形成的第二参考视图；

则计算所述实际横向位移的方法包括根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头与各摄像头的中心距， $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离；第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

8、根据权利要求 4 所述的病灶定位方法，其特征在于：所述摄像头的数量至少为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算所述实际定位轨迹，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，所述第一摄像头采集形成的第一参考视图，所述第二摄像头采集形成的第二参考视图，则计算所述实际定位轨迹的方法包括：根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置，计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移；再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移；

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时，以超声探头中心线的虚拟投影点为原点，以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为 Y 轴，超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为 X 轴建立坐标系，根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置，建立虚拟标记点的坐标计算公式组：

$$\begin{aligned} y_1 &= (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ; \\ y_1 &= (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ; \end{aligned}$$

其中，虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ， $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角，所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角。

9、根据权利要求 1~8 项中任一项所述的病灶定位方法，其特征在于：对应所述参考视图设置位置和形状固定的参考标尺，所述参考标尺对应设置有刻度数值，且刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

10、根据权利要求 4 所述的病灶定位方法，其特征在于：对各摄像头分组形成至少两组摄像头组，每组摄像头组包括一个或两个摄像头，根据一组摄像头组采集形成的参考视图形成一待校验的实际定位轨迹，根据至少两待校验的实际定位轨迹获取校验获取最终的实际定位轨迹：

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

或

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第二摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有三个，包括第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头，第一摄像头、第三摄像头分布在超声探头扇扫平面的一侧，第二摄像头分布在超声探头扇扫平面的另一侧，第三摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线均偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第三摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹和所述第二定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第三实际定位轨迹，根据所述第一定位轨迹、所述第二定位轨迹、第三实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

11、根据权利要求 4 所述的病灶定位方法，其特征在于，还包括：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点，

确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

12、一种病灶定位系统，其特征在于，其通过定位体表的标记定位病灶，其包括：

图像采集组件，其具有超声探头和至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线；

参考图像显示装置，其用于显示参考视图，所述参考视图根据所述摄像头实时采集的数据形成，所述参考视图的尺寸为数值固定，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

处理器，所述处理器包括实际定位轨迹计算单元，所述实际定位轨迹计算单元被配置为

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系计算使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

13、根据权利要求 12 所述的病灶定位系统，其特征在于，还包括：

预定位指令输入单元，其用于输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；及

执行机构，其用于带动图像采集组件移动；

其中，所述处理器包括预定位处理单元，所述预定位处理单元被配置为根据所述预定位指令控制所述执行机构移动，待所述执行机构执行完成该预定位指令对应的动作后，判断摄像头采集形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点，若有，则以当前视图作为参考视图。

14、根据权利要求 13 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述实际定位轨迹计算单元具有用于计算运动边界条件的运动边界条件计算子单元，所述运动边界条件计算子单元被配置为根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

15、根据权利要求 13 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述处理器还包括成像单元，所述成像单元被配置为：建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置，使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓，在建立成像比例关系时，通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

16、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，则，

所述成像单元被配置为：形成所述参考视图时，所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心，所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴，以垂直于所述横轴的方向为纵向；

实际定位轨迹计算单元包括实际横向位移计算子单元和实际纵向位移计算子单元，其中，所述实际纵向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

17、根据权利要求 16 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的数量为一个，则所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算，计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，

所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头与摄像头的中心距， $h_1$  为超声探头与摄像头的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

18、根据权利要求 17 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的数量为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图，根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图；

所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头与各摄像头的中心距， $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离；第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

19、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的数量为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图，根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图；

所述实际定位轨迹计算单元被配置为：根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置，计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移；再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移；

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时，以超声探头中心线的虚拟投影点为原点，以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为  $Y$  轴，超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为  $X$  轴建立坐标系，根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置，建立虚拟标记点的坐标计算公式组：

$$\begin{aligned} y_1 &= (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ; \\ y_1 &= (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ; \end{aligned}$$

其中，虚拟标记点的坐标为  $(x_1, y_1)$ ，所述第一参考视图中， $\theta_1$  为第一摄像头的采集区域在与  $X$  轴对应的宽度方向上的可视角度，所述第一摄像头的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二摄像头的采集区域在与  $X$  轴对应的宽度方向的可视角度。

20、根据权利要求 12~19 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述参考视图中或所述参考视图显示装置上设置有参考标尺，所述参考标尺对应设置有刻度数值，且所述刻度数值根

据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

21、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述病灶定位系统设置有至少两组摄像头组，每组摄像头组的数量为一个或两个摄像头，每个所述实际定位轨迹计算单元根据一组所述摄像头组获取一待校验的实际定位轨迹，所述处理器还包括校验单元，所述校验单元根据至少两待校验的实际定位轨迹获取最终的实际定位轨迹。

22、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述处理器还被配置为：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点，

在确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

## 经修改的权利要求

国际局收到日：11.3月2022 (11.03.2022)

1、一种病灶定位方法，其特征在于，通过定位体表的标记定位病灶，定位时，采用图像采集组件进行标记定位，所述图像采集组件包括超声探头及至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线，所述病灶定位方法包括：

根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图，所述参考视图的尺寸为预设尺寸，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系确定使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

2、根据权利要求1所述的病灶定位方法，其特征在于，根据所述摄像头实时采集的数据形成参考视图的方法包括：

输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；

待所述图像采集组件完成该预定位指令后，判断摄像头实时采集的形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点；

若有，以所述当前视图作为所述参考视图，并以超声探头距离标记的当前高度距离作为预定位高度，若无，则再次输入预定位指令，直至形成所述参考视图。

3、根据权利要求2所述的病灶定位方法，其特征在于，计算所述实际定位轨迹的方法还包括：

根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

4、根据权利要求2所述的病灶定位方法，其特征在于，形成所述参考视图的方法包括：建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置,使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓,在建立成像比例关系时,通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

5、根据权利要求4所述的病灶定位方法,其特征在于:所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上时,形成所述参考视图时,所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心,所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴,以垂直于所述横轴的方向为纵向,则计算所述实际定位轨迹的方法包括分别计算实际横向位移和实际纵向位移,其中,计算所述实际纵向位移的方法包括:

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置,虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移,

根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

6、根据权利要求5所述的病灶定位方法,其特征在于,所述摄像头的数量至少有一个,根据单个摄像头形成的参考视图计算所述实际定位轨迹,则计算所述实际横向位移的方法包括:根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算,计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移,并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移,所述虚拟横向位移的计算公式满足:

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中, $L_0$ 为虚拟横向位移分量, $a$ 为超声探头与摄像头的中心距, $h_1$ 为超声探头与摄像头的高度距离, $h_2$ 为所述预定位高度, $\theta$ 为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度, $L$ 为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

7、根据权利要求5所述的病灶定位方法,其特征在于,所述摄像头的数量至少有两个,包括第一摄像头和第二摄像头,根据两个摄像头对应形成的参考视图计算所述实际定位轨迹,第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧,第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等,所述第一摄像头采集形成的第一参考视图,所述第二摄像头采集形成的第二参考视图;

则计算所述实际横向位移的方法包括根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中， $y$  为实际横向位移分量， $a$  为超声探头与各摄像头的中心距， $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离； $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离；第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ；第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

8、根据权利要求 4 所述的病灶定位方法，其特征在于：所述摄像头的数量至少为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算所述实际定位轨迹，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，所述第一摄像头采集形成的第一参考视图，所述第二摄像头采集形成的第二参考视图，则计算所述实际定位轨迹的方法包括：根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置，计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移；再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移；

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时，以超声探头中心线的虚拟投影点为原点，以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为 Y 轴，超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为 X 轴建立坐标系，根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置，建立虚拟标记点的坐标计算公式组：

$$y_1 = (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ;$$

$$y_1 = (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ;$$

其中，虚拟标记点 41 的坐标为  $(x_1, y_1)$ ， $\theta_1$  为第一参考视图 4a 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角，所述第一摄像头 21 的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ ，所述第二摄像头 22 的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ， $\theta_2$  为第二参考视图 4b 中虚拟标记点 41 与超声探头扇扫平面（对应 X 轴）的夹角。

9、根据权利要求 1~8 项中任一项所述的病灶定位方法，其特征在于：对应所述参考视图设置位置和形状固定的参考标尺，所述参考标尺对应设置有刻度数值，且刻度数值根据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

10、根据权利要求 4 所述的病灶定位方法，其特征在于：对各摄像头分组形成至少两组摄像头组，每组摄像头组包括一个或两个摄像头，根据一组摄像头组采集形成的参考视图形成一待校验的实际定位轨迹，根据至少两待校验的实际定位轨迹获取校验获取最终的实际定位轨迹：

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一实际定位轨迹和所述第二实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

或

所述摄像头的数量至少有两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第二摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第一摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据两个摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一实际定位轨迹和所述第二实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有三个，包括第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头，第一摄像头、第三摄像头分布在超声探头扇扫平面的一侧，第二摄像头分布在超声探头扇扫平面的另一侧，第三摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线均偏离超声探头扇扫平面的中垂面，第一摄像头、第二摄像头和第三摄像头与超声探头的高度差相等，定位病灶时，根据第三摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一实际定位轨迹和所述第二实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

或

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据所述第一实际定位轨迹和所述第二实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹；

所述摄像头的数量至少有四个，包括第一摄像头、第二摄像头、第三摄像头和第四摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，所述第一摄像头和第二摄像头的中心线都位于超声探头扇扫平面的中垂面上，第三摄像头和第四摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧，且所述第三摄像头和第四摄像头的中心线都偏离超声探头扇扫平面的中垂面，根据第一摄像头和第二摄像头对应形成的参考视图计算第一实际定位轨迹，根据第三摄像头和第四摄像头对应形成的参考视图计算第二实际定位轨迹，根据第一摄像头或第二摄像头对应形成的参考视图计算第三实际定位轨迹，根据所述第一实际定位轨迹、所述第二实际定位轨迹、第三实际定位轨迹确定最终实际定位轨迹。

11、根据权利要求4所述的病灶定位方法，其特征在于，还包括：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点，

确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

12、一种病灶定位系统，其特征在于，其通过定位体表的标记定位病灶，其包括：

图像采集组件，其具有超声探头和至少一个摄像头，所述摄像头分布在所述超声探头的扇扫平面的一侧或两侧，并与所述超声探头的相对位置保持固定，且所述摄像头的中心线平行于所述超声探头的中心线；

参考图像显示装置，其用于显示参考视图，所述参考视图根据所述摄像头实时采集的数据形成，所述参考视图的尺寸为数值固定，且所述参考视图中形成有与所述标记对应的虚拟标记点；

处理器，所述处理器包括实际定位轨迹计算单元，所述实际定位轨迹计算单元被配置为

根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，并根据所述摄像头和所述超声探头的实际位置关系计算使所述超声探头的中心线与标记重合的实际定位轨迹。

13、根据权利要求 12 所述的病灶定位系统，其特征在于，还包括：

预定位指令输入单元，其用于输入预定位指令，使所述图像采集组件根据所述预定位指令移动至标记上方；及

执行机构，其用于带动图像采集组件移动；

其中，所述处理器包括预定位处理单元，所述预定位处理单元被配置为根据所述预定位指令控制所述执行机构移动，待所述执行机构执行完成该预定位指令对应的动作后，判断摄像头采集形成的当前视图中是否含有与标记对应的虚拟标记点，若有，则以当前视图作为参考视图。

14、根据权利要求 13 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述实际定位轨迹计算单元具有用于计算运动边界条件的运动边界条件计算子单元，所述运动边界条件计算子单元被配置为根据所述预定位高度限定所述图像采集组件的运动边界条件，使所述超声探头在预设平面内移动，其中，所述预设平面为垂直于超声探头的中心线，且与所述预定位高度相对应的平面。

15、根据权利要求 13 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述处理器还包括成像单元，所述成像单元被配置为：建立当前视图与摄像头实际采集区域的成像比例关系，根据所述成像比例关系形成所述参考视图；

设定所述预定位高度的预设值，并通过输入预定位指令使所述预定位高度等于所述预设值，使所述比例关系为定值；

或

以所述预定位高度的预设值为变量建立成像比例关系的计算模型，待获取预定位高度的数值后计算实际成像比例关系；

或

设定摄像头的安装位置，使摄像头采集的当前视图中始终有超声探头的部分侧边缘轮廓，在建立成像比例关系时，通过摄像头中心线距离侧边缘轮廓的实际距离和参考视图中的参考距离来计算成像比例关系。

16、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的中心线位于超声探头扇扫平面的中垂面上，则，

所述成像单元被配置为：形成所述参考视图时，所述摄像头的中心线位于所述参考视图的中心，所述参考视图以超声波扇扫平面的中垂面的投影为横轴，以垂直于所述横轴的方向为纵向；

实际定位轨迹计算单元包括实际横向位移计算子单元和实际纵向位移计算子单元，其中，所述实际纵向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置，虚拟标记点移动至与所述横轴重合所需的虚拟纵向位移，根据所述虚拟纵向位移和所述成像比例关系计算所述实际纵向位移。

17、根据权利要求 16 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的数量为一个，则所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述虚拟标记点在所述参考视图中的位置计算，计算所述虚拟标记点的虚拟横向位移，并根据所述虚拟横向位移和所述成像比例关系计算所述实际横向位移，

所述虚拟横向位移的计算公式满足：

$$L_0 = \frac{\arctan \frac{h_1 + h_2}{a} - \frac{\pi - \theta}{2}}{\theta} \times L$$

其中， $L_0$  为虚拟横向位移分量， $a$  为超声探头与摄像头的中心距， $h_1$  为超声探头与摄像头的高度距离， $h_2$  为所述预定位高度， $\theta$  为摄像头的采集区域在横向方向上对应的可视角度， $L$  为参考视图在横向方向对应的视图宽度。

18、根据权利要求 17 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述摄像头的数量为两个，包括第一摄像头和第二摄像头，第一摄像头和第二摄像头对称分布在超声探头的扇扫平面的两侧，第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等；

所述成像单元被配置为：根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图，根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图；

所述实际横向位移计算子单元被配置为：根据所述第一参考视图中虚拟标记点的位置和所述第二参考视图中虚拟标记点的位置计算所述实际横向位移，所述实际横向位移的计算公式满足：

$$y = \frac{\tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right) - \tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right)}{\tan\left(\frac{L_1}{L}\theta\right) + \tan\left(\frac{L_2}{L}\theta\right)} a$$

其中,  $y$  为实际横向位移分量,  $a$  为超声探头与各摄像头的中心距,  $L_1$  为第一参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离;  $L_2$  为第二参考视图中虚拟标记点距离视图中心的横向距离; 第一摄像头和第二摄像头的采集图像在横向方向上的可视角度均为  $\theta$ ; 第一参考视图和第二参考视图的预设视图宽度均为  $L$ 。

19、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统, 其特征在于: 所述摄像头的数量为两个, 包括第一摄像头和第二摄像头, 第一摄像头和第二摄像头分布在超声探头的扇扫平面的两侧, 且第一摄像头的中心线和第二摄像头的中心线中至少有一个摄像头的中心线偏离超声探头扇扫平面的中垂面, 第一摄像头、第二摄像头与超声探头的高度差相等;

所述成像单元被配置为: 根据所述第一摄像头采集的数据形成的第一参考视图, 根据所述第二摄像头采集的数据形成的第二参考视图;

所述实际定位轨迹计算单元被配置为: 根据虚拟标记点在所述第一参考视图和所述第二参考视图中的位置, 计算虚拟横向位移和虚拟纵向位移; 再根据所述虚拟横向位移、虚拟纵向位移及所述成像比例关系计算实际横向位移和计算实际纵向位移;

在计算所述虚拟横向位移和所述虚拟纵向位移时, 以超声探头中心线的虚拟投影点为原点, 以超声探头扇扫平面的虚拟扇扫投影线为  $Y$  轴, 超声探头扇扫平面的中垂面的虚拟中垂投影线为  $X$  轴建立坐标系, 根据所述第一参考视图和所述第二参考视图虚拟标记点的位置, 建立虚拟标记点的坐标计算公式组:

$$\begin{aligned} y_1 &= (\tan \theta_1)x_1 + b_1 - a_1 \tan \theta_1 ; \\ y_1 &= (\tan \theta_2)x_1 + b_2 - a_2 \tan \theta_2 ; \end{aligned}$$

其中, 虚拟标记点的坐标为  $(x_1, y_1)$ , 所述第一参考视图中,  $\theta_1$  为第一摄像头的采集区域在与  $X$  轴对应的宽度方向上的可视角度, 所述第一摄像头的坐标位置为  $(a_1, b_1)$ , 所述第二摄像头的坐标位置为  $(a_2, b_2)$ ,  $\theta_2$  为第二摄像头的采集区域在与  $X$  轴对应的宽度方向的可视角度。

20、根据权利要求 12~19 所述的病灶定位系统, 其特征在于: 所述参考视图中或所述参考视图显示装置上设置有参考标尺, 所述参考标尺对应设置有刻度数值, 且所述刻度数值根

据成像比例换算成摄像头实际采集区域对应的尺寸数值显示。

21、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于：所述病灶定位系统设置有至少两组摄像头组，每组摄像头组的数量为一个或两个摄像头，每个所述实际定位轨迹计算单元根据一组所述摄像头组获取一待校验的实际定位轨迹，所述处理器还包括校验单元，所述校验单元根据至少两待校验的实际定位轨迹获取最终的实际定位轨迹。

22、根据权利要求 15 所述的病灶定位系统，其特征在于，所述处理器还被配置为：

根据摄像头和超声探头的实际位置关系在参考视图中融合超声探头的中心线作为虚拟投影点，

在确定所述实际定位轨迹时，根据参考视图中虚拟标记点与该虚拟投影点的位置关系，确定虚拟投影点与虚拟标记点重合所对应的运动方向，并根据该运动方向控制超声探头移动，直至参考视图中，直至虚拟投影点和虚拟标记点重合。

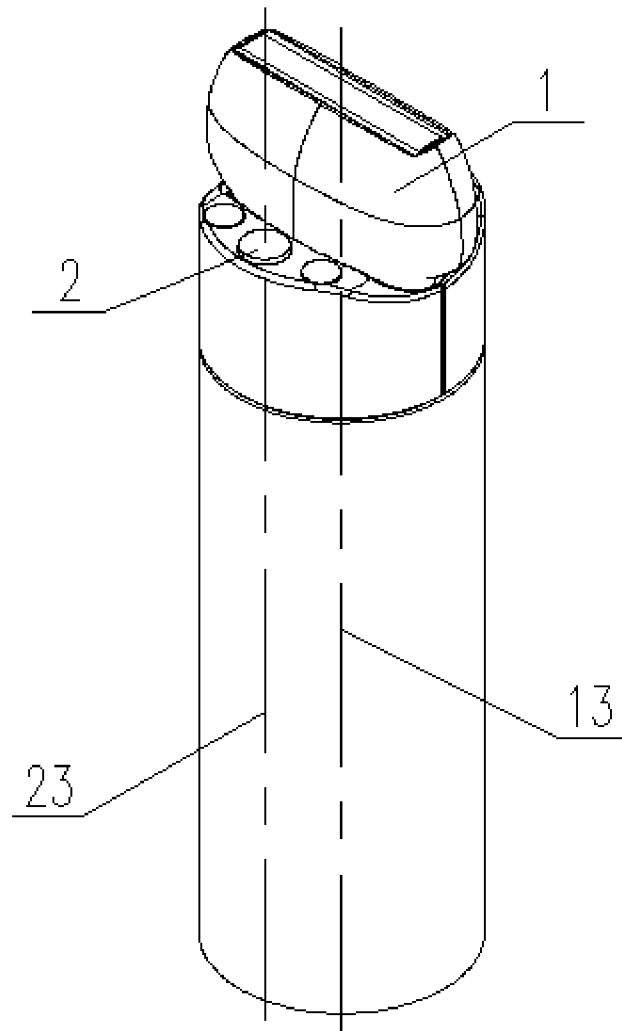


图 1

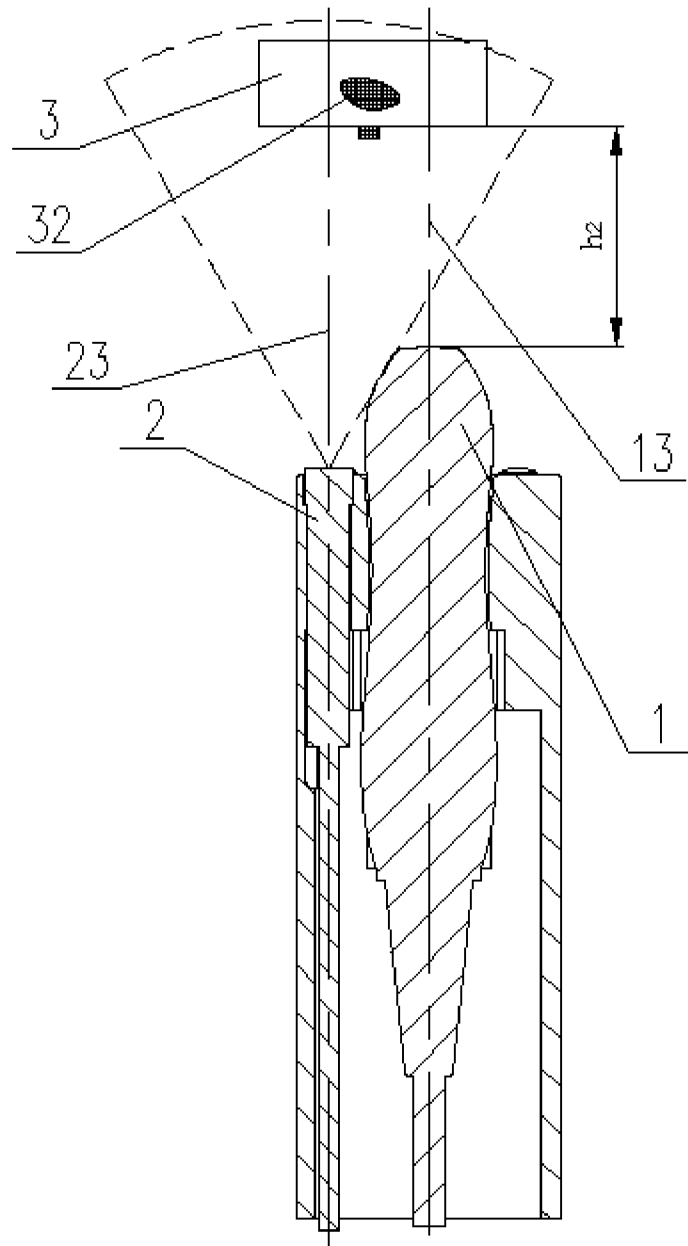


图 2

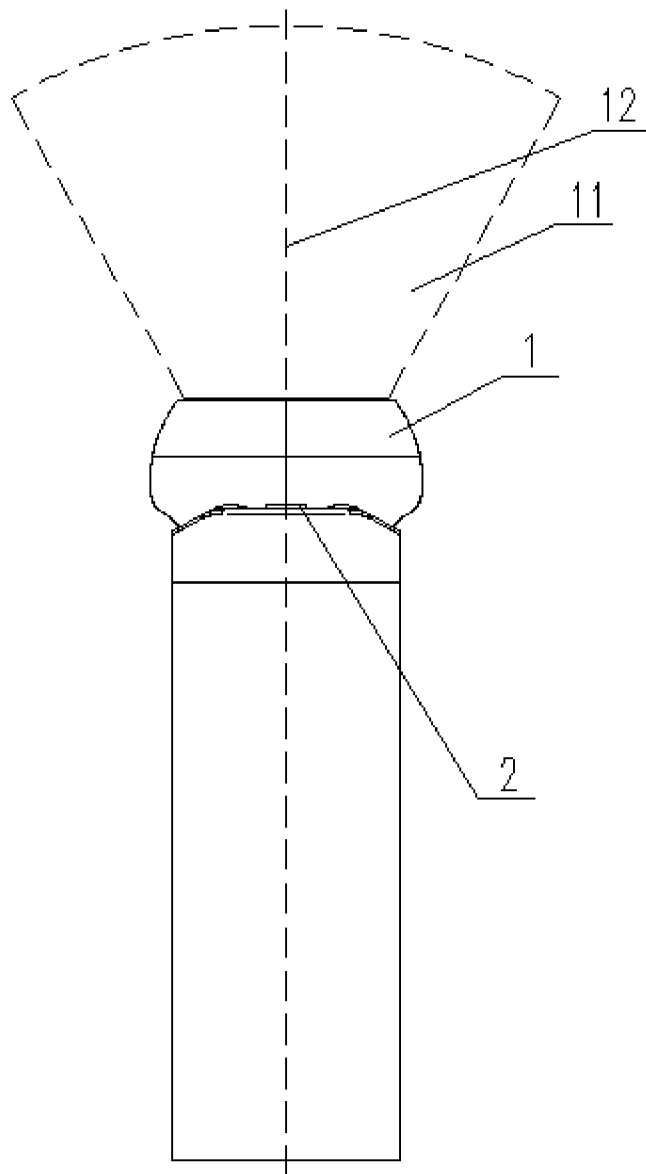


图 3

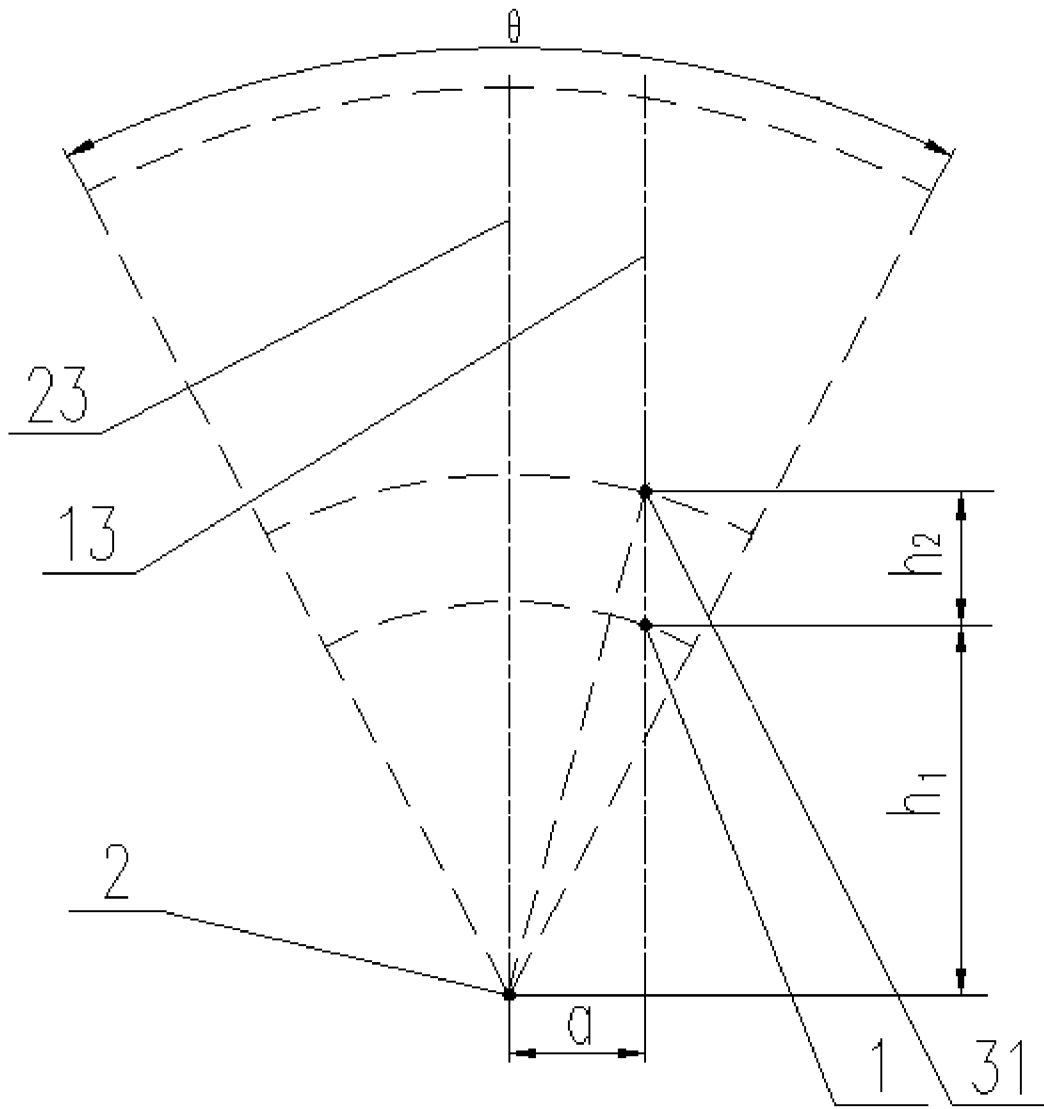


图 4

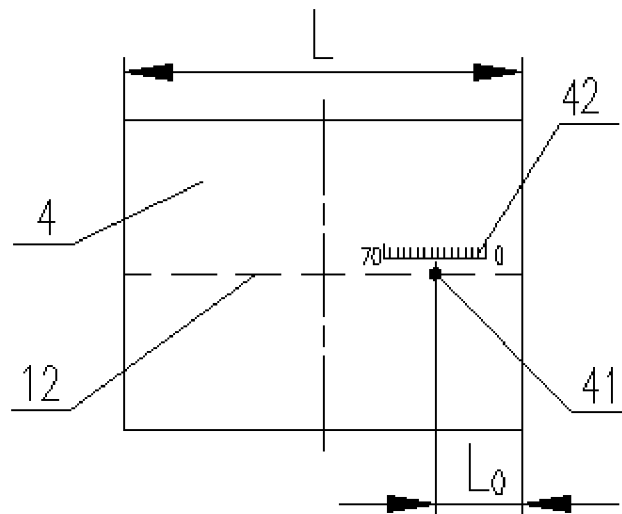


图 5

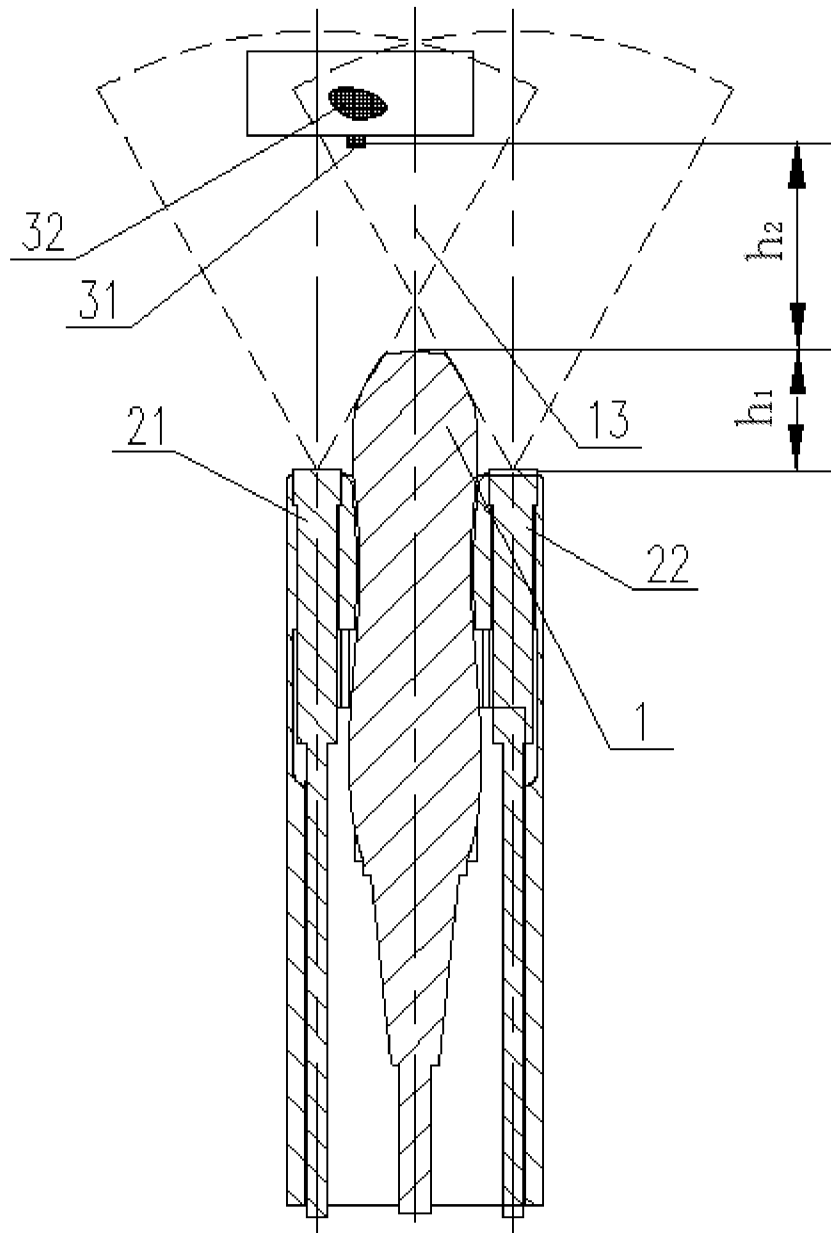


图 6

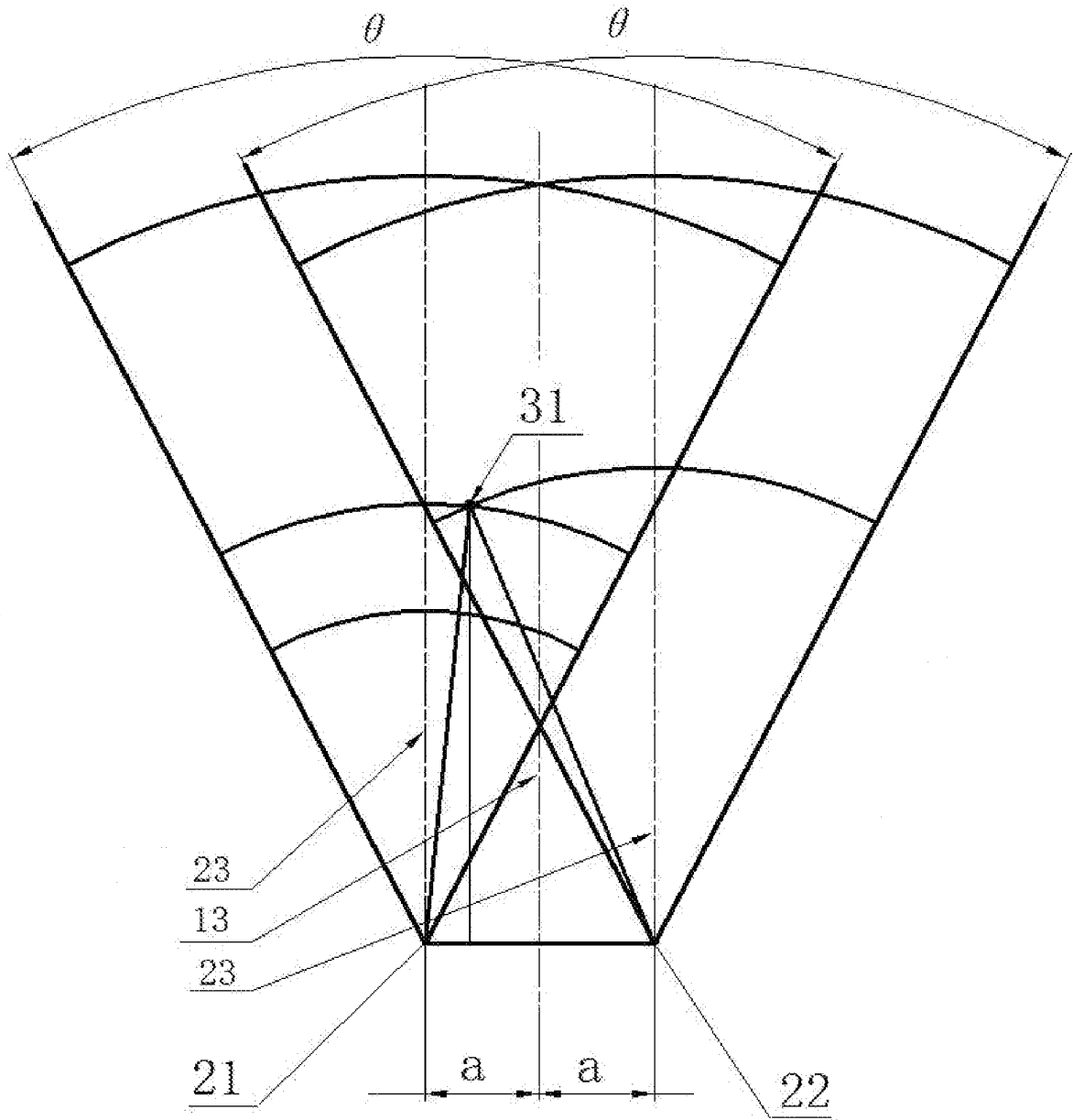


图7

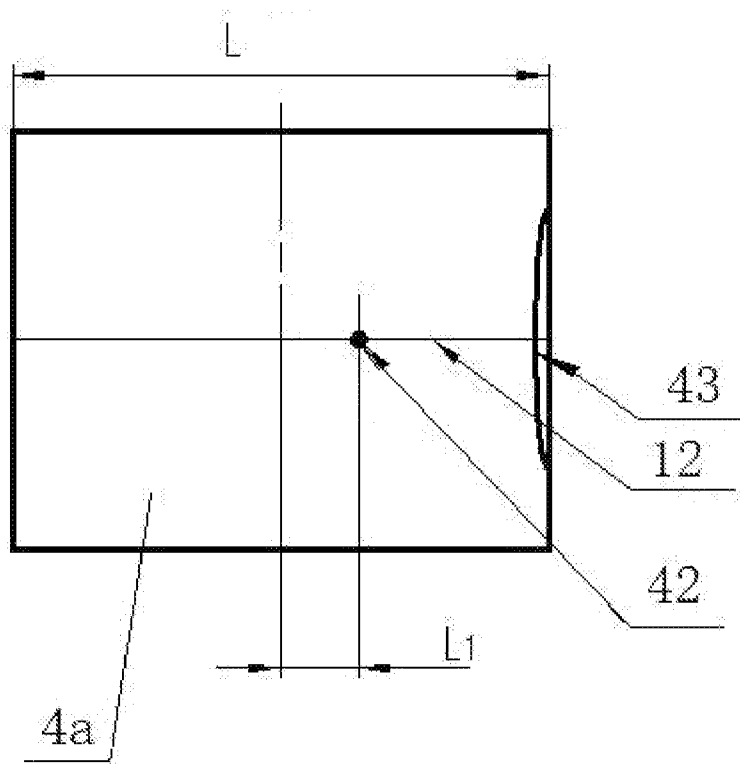


图 8

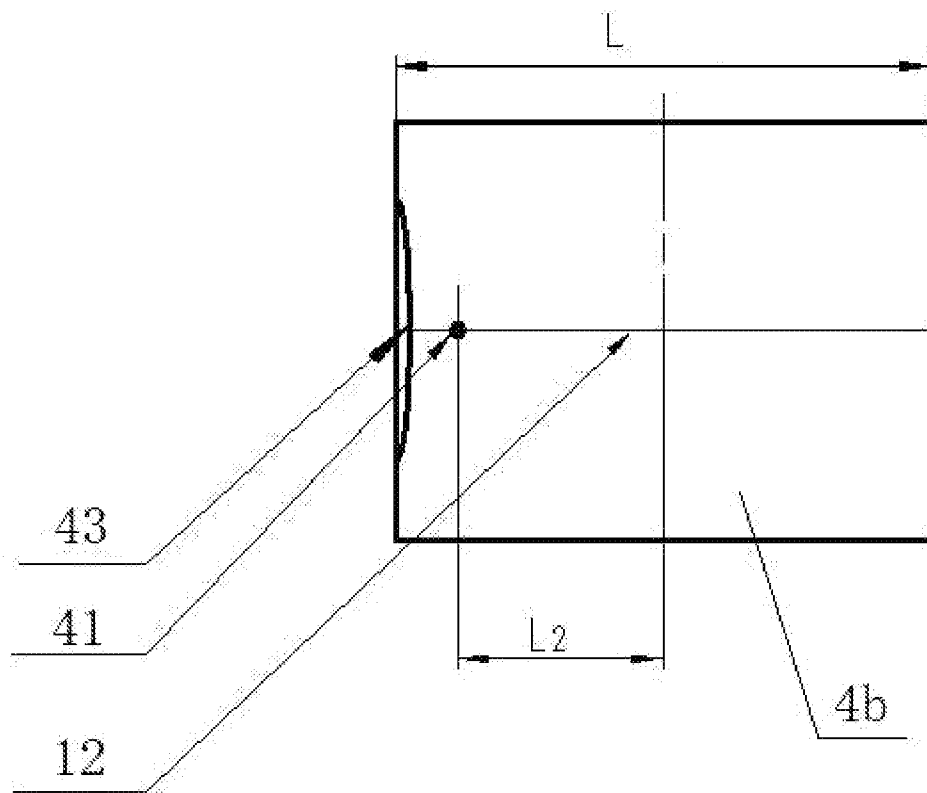


图 9

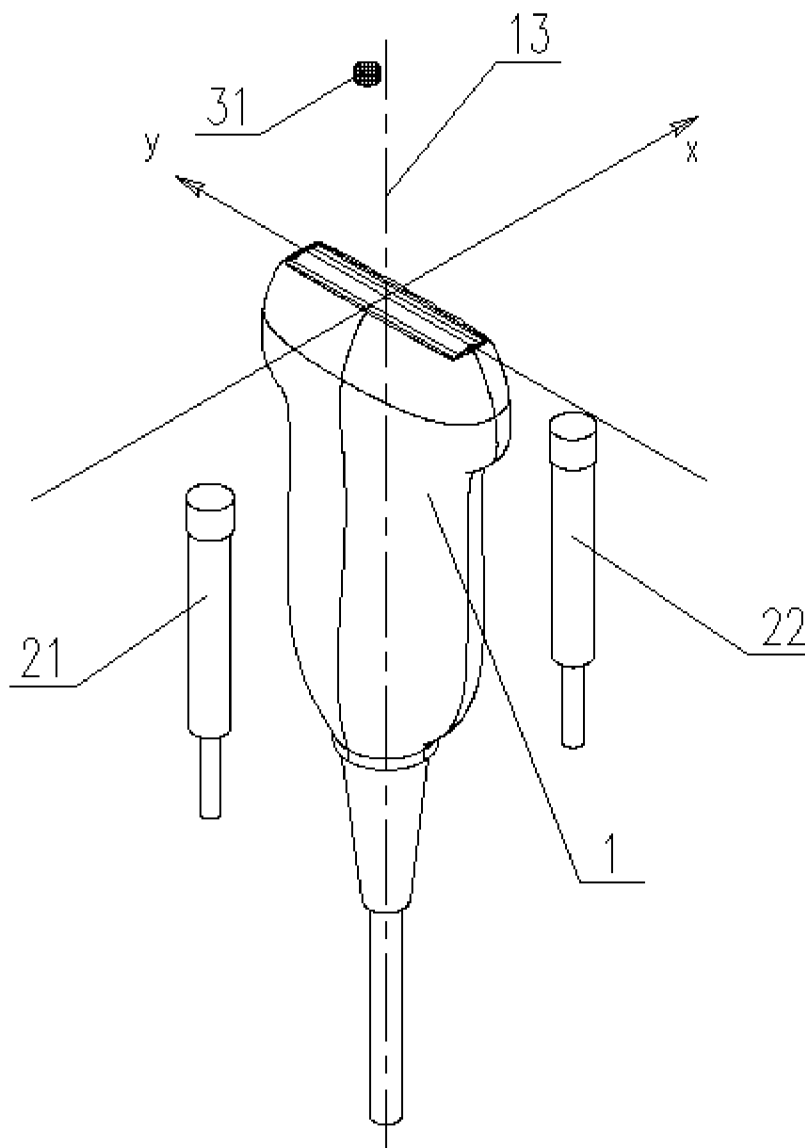


图 10

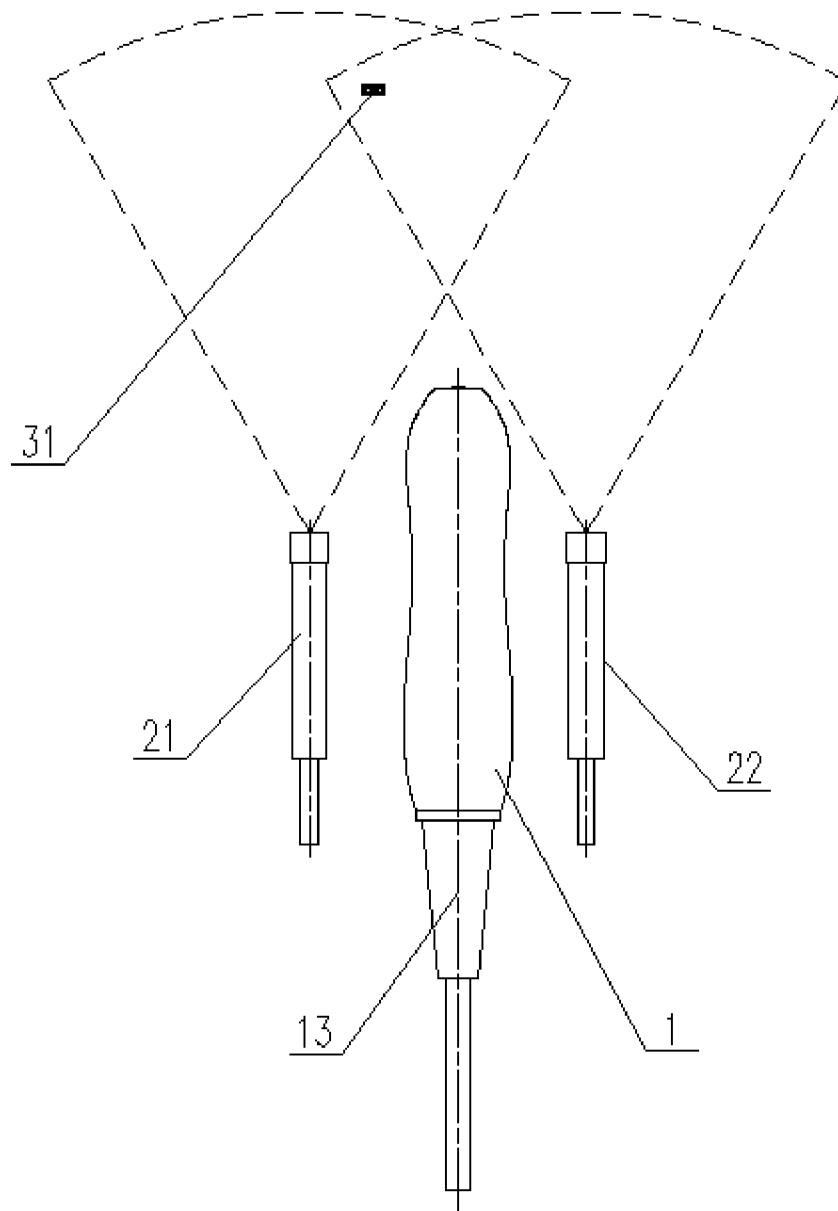


图 11

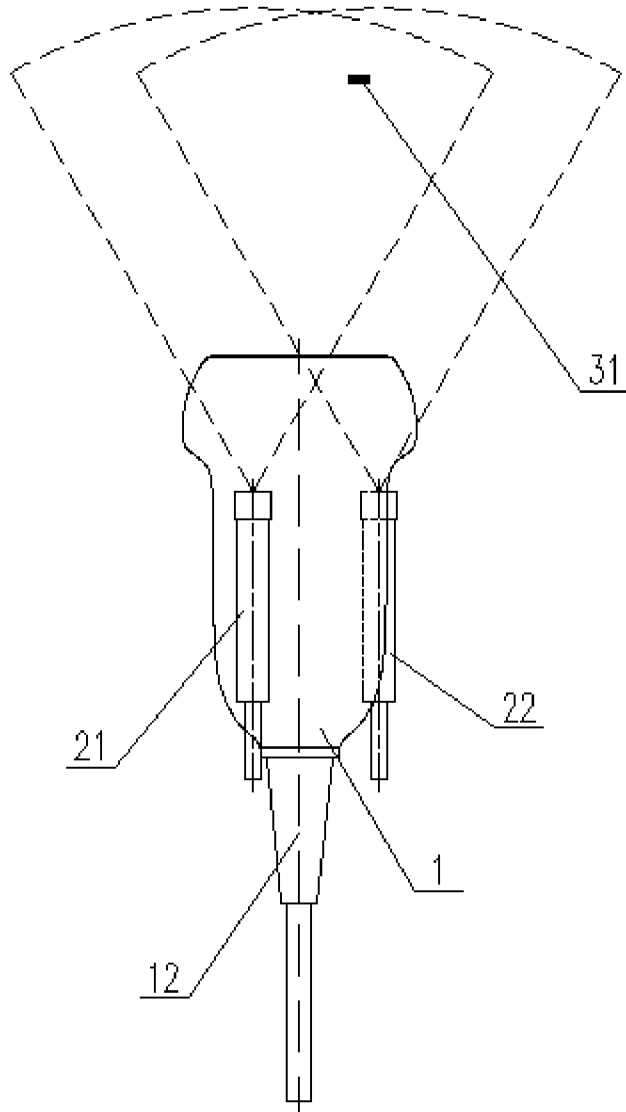


图 12

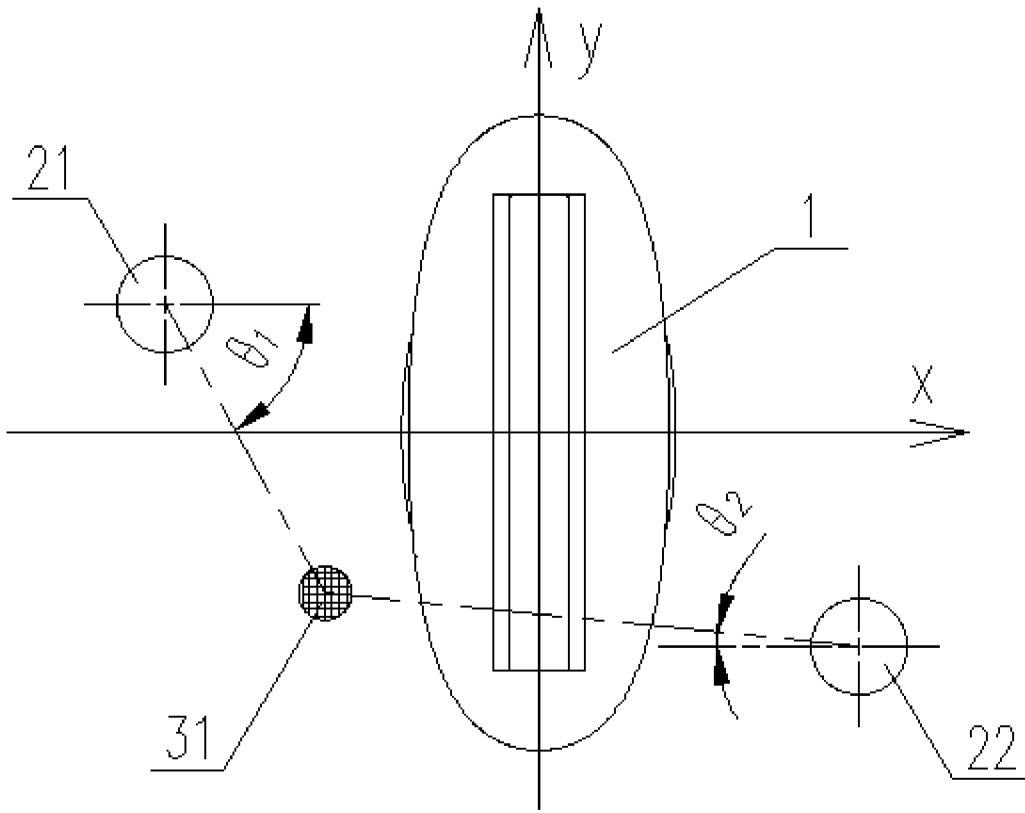


图 13

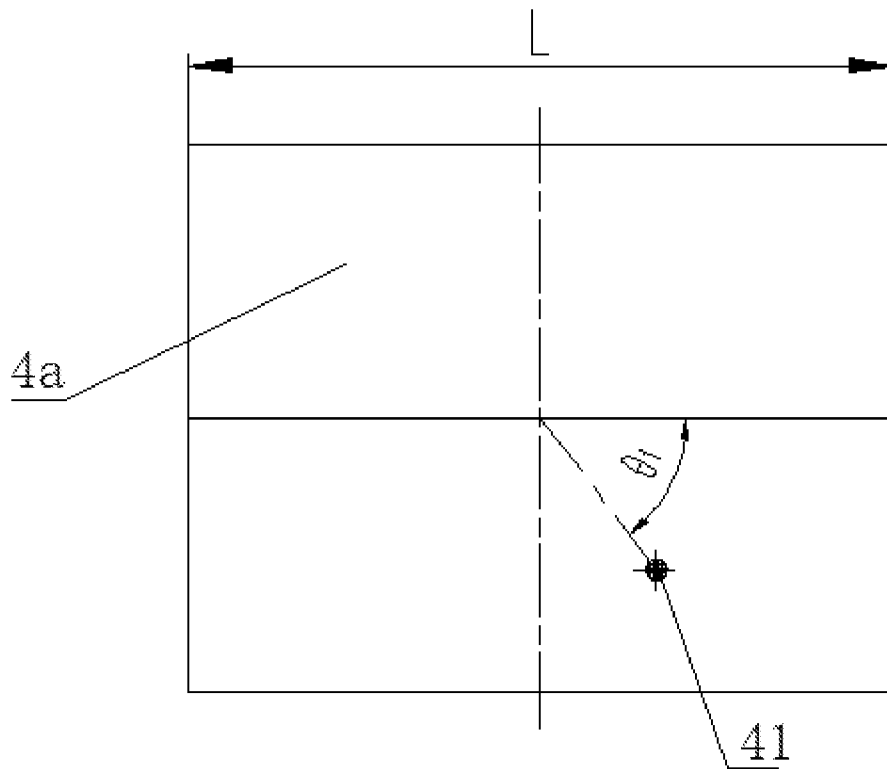


图 14

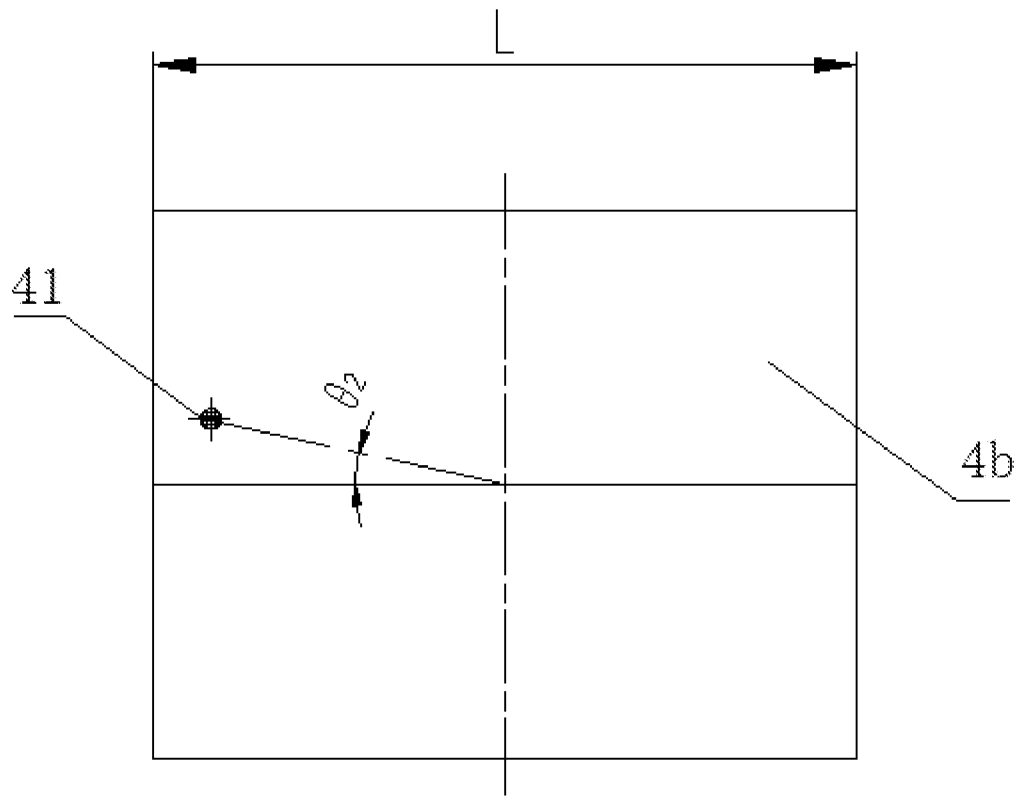


图 15

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/115360

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 8/00(2006.01)i; A61N 7/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8, A61N7		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) CNABS, CNTXT, SIPOABS, DWPI, USTXT: 病灶, 标记, 超声, 摄像, 相机, 定位, 图, 轨迹, 计算, 边缘, focus, posit+, locat+, mark+, camera?, CCD, imag+, view, comput+, calculat+, ultraso+, edge, track, traject+, trail		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 112704514 A (CHONGQING HAIFU MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 27 April 2021 (2021-04-27) description paragraphs 4-194, claims 1-22, figures 1-15	1-22
A	CN 110192894 A (LEICA INSTR (SINGAPORE) PTE LTD.) 03 September 2019 (2019-09-03) description, paragraphs 34-56, figures 1-3	1-22
A	CN 107865671 A (CHENGDU EXCELLENT WAY TECHNOLOGY CO., LTD.) 03 April 2018 (2018-04-03) entire document	1-22
A	CN 106952347 A (HUAZHONG UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 14 July 2017 (2017-07-14) entire document	1-22
A	CN 107638635 A (SENSUS HEALTHCARE L.L.C.) 30 January 2018 (2018-01-30) entire document	1-22
A	CN 101569541 A (THE HONG KONG POLYTECHNIC UNIVERSITY) 04 November 2009 (2009-11-04) entire document	1-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search <b>30 November 2021</b>		Date of mailing of the international search report <b>06 December 2021</b>
Name and mailing address of the ISA/CN <b>China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088, China</b> Facsimile No. (86-10)62019451		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

**PCT/CN2021/115360**

<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 109223030 A (TELEFIELD MEDICAL IMAGING LTD.) 18 January 2019 (2019-01-18) entire document	1-22
A	US 2020242971 A1 (SONOSIM INC.) 30 July 2020 (2020-07-30) entire document	1-22
A	US 2012101388 A1 (TRIPATHI GAURAV) 26 April 2012 (2012-04-26) entire document	1-22
A	WO 2014113530 A1 (TRACTUS CORPORATION) 24 July 2014 (2014-07-24) entire document	1-22

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/CN2021/115360**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	112704514	A	27 April 2021	CN	112704514	B	02 November 2021
CN	110192894	A	03 September 2019	JP	6768859	B2	14 October 2020
				JP	2019146967	A	05 September 2019
				US	2019261947	A1	29 August 2019
				EP	3530191	A1	28 August 2019
CN	107865671	A	03 April 2018	None			
CN	106952347	A	14 July 2017	CN	106952347	B	17 December 2019
CN	107638635	A	30 January 2018	CN	104159521	A	19 November 2014
				US	2013217947	A1	22 August 2013
				US	11027149	B2	08 June 2021
				CN	107638635	B	14 February 2020
				WO	2013106794	A2	18 July 2013
				RU	2633322	C2	11 October 2017
				RU	2014132547	A	10 March 2016
				HK	1250350	A1	14 December 2018
				CN	104159521	B	03 November 2017
CN	101569541	A	04 November 2009	WO	2009132520	A1	05 November 2009
				CN	101569541	B	06 April 2011
CN	109223030	A	18 January 2019	US	2020138408	A1	07 May 2020
				WO	2019011156	A1	17 January 2019
				EP	3653127	A1	20 May 2020
				CA	3069589	A1	17 January 2019
				EP	3653127	A4	17 March 2021
				AU	2018301576	A1	27 February 2020
				JP	2020530319	A	22 October 2020
				HK	40002674	A0	27 March 2020
US	2020242971	A1	30 July 2020	None			
US	2012101388	A1	26 April 2012	US	9113817	B2	25 August 2015
WO	2014113530	A1	24 July 2014	JP	2016506781	A	07 March 2016
				EP	2945542	A1	25 November 2015

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/115360

<p><b>A. 主题的分类</b></p> <p>A61B 8/00(2006.01)i; A61N 7/00(2006.01)i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																										
<p><b>B. 检索领域</b></p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>A61B8, A61N7</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNABS, CNTXT, SIPOABS, DWPI, USTXT: 病灶, 标记, 超声, 摄像, 相机, 定位, 图, 轨迹, 计算, 边缘, focus, posit+, locat+, mark+, camera?, CCD, imag+, view, comput+, calculat+, ultraso+, edge, track, traject+, trail</p>																										
<p><b>C. 相关文件</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 112704514 A (重庆海扶医疗科技股份有限公司) 2021年4月27日 (2021 - 04 - 27) 说明书第4-194段、权利要求1-22、附图1-15</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 110192894 A (徕卡仪器新加坡有限公司) 2019年9月3日 (2019 - 09 - 03) 说明书第34-56段、附图1-3</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 107865671 A (成都优途科技有限公司) 2018年4月3日 (2018 - 04 - 03) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106952347 A (华中科技大学) 2017年7月14日 (2017 - 07 - 14) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 107638635 A (胜赛斯医疗有限责任公司) 2018年1月30日 (2018 - 01 - 30) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101569541 A (香港理工大学) 2009年11月4日 (2009 - 11 - 04) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 109223030 A (中慧医学成像有限公司) 2019年1月18日 (2019 - 01 - 18) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 112704514 A (重庆海扶医疗科技股份有限公司) 2021年4月27日 (2021 - 04 - 27) 说明书第4-194段、权利要求1-22、附图1-15	1-22	A	CN 110192894 A (徕卡仪器新加坡有限公司) 2019年9月3日 (2019 - 09 - 03) 说明书第34-56段、附图1-3	1-22	A	CN 107865671 A (成都优途科技有限公司) 2018年4月3日 (2018 - 04 - 03) 全文	1-22	A	CN 106952347 A (华中科技大学) 2017年7月14日 (2017 - 07 - 14) 全文	1-22	A	CN 107638635 A (胜赛斯医疗有限责任公司) 2018年1月30日 (2018 - 01 - 30) 全文	1-22	A	CN 101569541 A (香港理工大学) 2009年11月4日 (2009 - 11 - 04) 全文	1-22	A	CN 109223030 A (中慧医学成像有限公司) 2019年1月18日 (2019 - 01 - 18) 全文	1-22
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 112704514 A (重庆海扶医疗科技股份有限公司) 2021年4月27日 (2021 - 04 - 27) 说明书第4-194段、权利要求1-22、附图1-15	1-22																								
A	CN 110192894 A (徕卡仪器新加坡有限公司) 2019年9月3日 (2019 - 09 - 03) 说明书第34-56段、附图1-3	1-22																								
A	CN 107865671 A (成都优途科技有限公司) 2018年4月3日 (2018 - 04 - 03) 全文	1-22																								
A	CN 106952347 A (华中科技大学) 2017年7月14日 (2017 - 07 - 14) 全文	1-22																								
A	CN 107638635 A (胜赛斯医疗有限责任公司) 2018年1月30日 (2018 - 01 - 30) 全文	1-22																								
A	CN 101569541 A (香港理工大学) 2009年11月4日 (2009 - 11 - 04) 全文	1-22																								
A	CN 109223030 A (中慧医学成像有限公司) 2019年1月18日 (2019 - 01 - 18) 全文	1-22																								
<p><input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p> <table border="0"> <tr> <td> <p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> </td> <td> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&amp;” 同族专利的文件</p> </td> </tr> </table>			<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p>	<p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&amp;” 同族专利的文件</p>																						
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p>	<p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&amp;” 同族专利的文件</p>																									
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2021年11月30日</p>	<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2021年12月6日</p>																									
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>	<p>授权官员</p> <p>魏娜</p> <p>电话号码 86-(010)-62085637</p>																									

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2020242971 A1 (SONOSIM INC) 2020年7月30日 (2020 - 07 - 30) 全文	1-22
A	US 2012101388 A1 (TRIPATHI GAURAV) 2012年4月26日 (2012 - 04 - 26) 全文	1-22
A	WO 2014113530 A1 (TRACTUS CORPORATION) 2014年7月24日 (2014 - 07 - 24) 全文	1-22

国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/115360

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	112704514	A	2021年4月27日	CN 112704514 B	2021年11月2日
CN	110192894	A	2019年9月3日	JP 6768859 B2	2020年10月14日
				JP 2019146967 A	2019年9月5日
				US 2019261947 A1	2019年8月29日
				EP 3530191 A1	2019年8月28日
CN	107865671	A	2018年4月3日	无	
CN	106952347	A	2017年7月14日	CN 106952347 B	2019年12月17日
CN	107638635	A	2018年1月30日	CN 104159521 A	2014年11月19日
				US 2013217947 A1	2013年8月22日
				US 11027149 B2	2021年6月8日
				CN 107638635 B	2020年2月14日
				WO 2013106794 A2	2013年7月18日
				RU 2633322 C2	2017年10月11日
				RU 2014132547 A	2016年3月10日
				HK 1250350 A1	2018年12月14日
				CN 104159521 B	2017年11月3日
CN	101569541	A	2009年11月4日	WO 2009132520 A1	2009年11月5日
				CN 101569541 B	2011年4月6日
CN	109223030	A	2019年1月18日	US 2020138408 A1	2020年5月7日
				WO 2019011156 A1	2019年1月17日
				EP 3653127 A1	2020年5月20日
				CA 3069589 A1	2019年1月17日
				EP 3653127 A4	2021年3月17日
				AU 2018301576 A1	2020年2月27日
				JP 2020530319 A	2020年10月22日
				HK 40002674 A0	2020年3月27日
US	2020242971	A1	2020年7月30日	无	
US	2012101388	A1	2012年4月26日	US 9113817 B2	2015年8月25日
WO	2014113530	A1	2014年7月24日	JP 2016506781 A	2016年3月7日
				EP 2945542 A1	2015年11月25日