



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111329585 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201811554656.2

(22)申请日 2018.12.18

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 付强 李庆鹏 刘杰 李雷

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 8/08(2006.01)

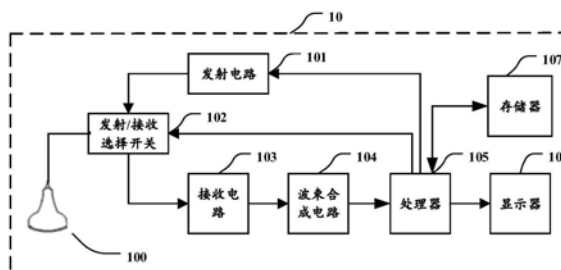
权利要求书3页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

超声图像处理方法及超声成像设备

(57)摘要

本申请实施例公开了一种超声图像处理方法及超声成像设备,该方法包括:向目标对象发射超声波,接收经目标对象返回的该超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于该超声回波信号得到原始超声图像;确定该原始超声图像中穿刺针的针尖位置;以该针尖位置为中心确定待处理区域;对该待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像;对该增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;同步显示该目标超声图像和该原始超声图像。本申请实施例有利于降低穿刺风险。



1. 一种超声图像处理方法,其特征在于,所述方法包括:

向目标对象发射超声波,接收经所述目标对象返回的所述超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于所述超声回波信号得到原始超声图像;

确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置;

以所述针尖位置为中心确定待处理区域;

对所述待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像;

对所述增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;

同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置具体包括:

对所述原始超声图像进行灰度处理,得到所述原始超声图像的灰度图像;

基于坎尼算法,对所述灰度图像进行边缘检测,得到所述灰度图像中的边缘图像;

对所述边缘图像进行二值化处理,得到二值图像;

对所述二值图像进行霍夫变换,得到所述穿刺针在所述原始超声图像中对应的线段;

获取所述线段两个端点的纵坐标,确定纵坐标较小的端点为针尖位置。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述以所述针尖位置为中心确定待处理区域具体包括:

以所述针尖位置为中心,确定以 $(d+1)$ 个像素点为半径的圆形区域为待处理区域;或者,以所述针尖位置为中心,确定以 $(2d+1)$ 个像素点为边长的正方形区域为待处理区域;其中, d 为大于1的整数。

4. 根据权利要求1-3任一项所述的方法,其特征在于,所述对所述待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像具体包括:

对所述待处理区域中的超声图像中的每个像素点进行高频方向分解,分别得到每个像素点在水平方向上的第一分量、在竖直方向上的第二分量以及在对角方向上的第三分量;

将所述待处理区域中的超声图像中的所有像素点在水平方向上的第一分量对应组成第一分量图像、在竖直方向上的第二分量对应组成第二分量图像以及在对角方向上的第三分量对应组成第三分量图像;

对所述第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像进行锐化处理,得到锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像;

将所述锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像与所述待处理区域中的超声图像进行像素叠加,得到增强后的超声图像。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述对所述增强后的图像进行放大处理,得到目标超声图像具体包括:

获取预先设定的放大倍数;

基于所述放大倍数,对所述增强后的超声图像进行双三次插值处理,得到目标超声图像。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像具体包括:

获取预设的显示方式、所述目标超声图像对应的第一显示位置以及所述原始图像的第

二显示位置；

按照所述显示方式在所述第一显示位置和所述第二显示位置同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像；

其中,所述预设的显示方式包括同屏显示和/或分屏显示。

7.一种超声图像处理方法,其特征在于,所述方法包括:

向目标对象发射超声波,接收经所述目标对象返回的所述超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于所述超声回波信号得到原始超声图像;

确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置;

以所述针尖位置为中心确定待处理区域;

对所述待处理区域中的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;

同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像。

8.一种超声成像设备,其特征在于,包括:探头、发射电路、接收电路、处理器和显示器;

所述发射电路,用于激励所述探头向目标对象发射超声波;

所述接收电路,用于控制所述探头接收从所述目标对象返回的超声回波以获得超声回波信号;

所述处理器,用于处理所述超声回波信号以获得所述目标对象的原始超声图像;

所述处理器,还用于确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置;

所述处理器,还用于以所述针尖位置为中心确定待处理区域;

所述处理器,还用于对所述待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像;

所述处理器,还用于对所述增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;

所述显示器,用于同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像。

9.根据权利要求8所述的设备,其特征在于,在确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置时,所述处理器,具体用于:

对所述原始超声图像进行灰度处理,得到所述原始超声图像的灰度图像;

基于坎尼算法,对所述灰度图像进行边缘检测,得到所述灰度图像中的边缘图像;

对所述边缘图像进行二值化处理,得到二值图像;

对所述二值图像进行霍夫变换,得到所述穿刺针在所述原始超声图像中对应的线段;

获取所述线段两个端点的纵坐标,确定纵坐标较小的端点为针尖位置。

10.根据权利要求8或9所述的设备,其特征在于,在以所述针尖位置为中心确定待处理区域时,所述处理器,具体用于:

以所述针尖位置为中心,确定以 $(d+1)$ 个像素点为半径的圆形区域为待处理区域;或者,以所述针尖位置为中心,确定以 $(2d+1)$ 个像素点为边长的正方形区域为待处理区域;其中, d 为大于1的整数。

11.根据权利要求8-10所述的设备,其特征于,在对所述待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像时,所述处理器,具体用于:

对所述待处理区域中的超声图像中的每个像素点进行高频方向分解,分别得到每个像素点在水平方向上的第一分量、在竖直方向上的第二分量以及在对角方向上的第三分量;

将所述待处理区域中的超声图像中的所有像素点在水平方向上的第一分量对应组成

第一分量图像、在竖直方向上的第二分量对应组成第二分量图像以及在对角方向上的第三分量对应组成第三分量图像；

对所述第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像进行锐化处理，得到锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像；

将所述锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像与所述待处理区域中的超声图像进行像素叠加，得到增强后的超声图像。

12. 根据权利要求11所述的设备，其特征在于，在对所述增强后的图像进行放大处理，得到目标超声图像时，所述处理器，具体用于：

获取预先设定的放大倍数；

基于所述放大倍数，对所述增强后的超声图像进行双三次插值处理，得到目标超声图像。

13. 根据权利要求8所述的设备，其特征在于，在同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像时，所述处理器，具体用于：

获取预设的显示方式、所述目标超声图像对应的第一显示位置以及所述原始图像的第二显示位置；

按照所述显示方式在所述第一显示位置和所述第二显示位置同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像；

其中，所述预设的显示方式包括同屏显示和/或分屏显示。

14. 一种超声成像设备，其特征在于，包括：探头、发射电路、接收电路、处理器和显示器；

所述发射电路，用于激励所述探头向目标对象发射超声波；

所述接收电路，用于控制所述探头接收从所述目标对象返回的超声回波以获得超声回波信号；

所述处理器，用于处理所述超声回波信号以获得所述目标对象的原始超声图像；

所述处理器，还用于确定所述原始超声图像中穿刺针的针尖位置；

所述处理器，还用于以所述针尖位置为中心确定待处理区域；

所述处理器，还用于对所述待处理区域中的超声图像进行放大处理，得到目标超声图像；

所述显示器，用于同步显示所述目标超声图像和所述原始超声图像。

15. 一种计算机可读存储介质，其特征在于，其用于存储计算机程序，其中，所述计算机程序被处理器执行，以实现如权利要求1-7任一项所述的方法。

超声图像处理方法及超声成像设备

技术领域

[0001] 本申请涉及图像处理技术领域，具体涉及一种超声图像处理方法及超声成像设备。

背景技术

[0002] 目前，穿刺已经广泛应用于医用超声，在穿刺过程中将穿刺针以一定角度进入患者体内，在穿刺过程中需向穿刺针发射超声波，依靠超声成像技术确定处穿刺针的具体位置，从而实现精确的穿刺过程，但是，以正常角度发射（例如竖直发射）的超声波接触针体后，引起镜面反射会损失很多能量，接收到的反射信号比较弱，而在穿刺针进入患者体内的角度变大，深度变深的情況下接收到的反射信号将变得更加微弱，此时生成的超声图像很难清晰显示穿刺针体，增加了穿刺的难度与风险。所以，在穿刺过程往往会在发射超声波时提前增加一个偏转角度，保证超声波的发射方向与穿刺针尽可能垂直，增加针体的反射信号，增加超声图像的清晰度，但是增加的偏转角度需要用户自行确定，精确度难以保证，而且增加偏转角度的操作比较复杂。

发明内容

[0003] 本申请实施例提供了一种超声图像处理方法，基于图像处理算法，对超声图像进行增强放大，并同步显示，精确定位穿刺针位置，降低穿刺风险。

[0004] 第一方面，本申请实施例提供一种超声图像处理方法，该方法包括：

[0005] 向目标对象发射超声波，接收经目标对象返回的该超声波的超声回波，获得超声回波信号，基于该超声回波信号得到原始超声图像；

[0006] 确定原始超声图像中所述穿刺针的针尖位置；

[0007] 以针尖位置为中心确定待处理区域；

[0008] 对待处理区域中的超声图像进行增强处理，得到增强后的超声图像；

[0009] 对增强后的超声图像进行放大处理，得到目标超声图像；

[0010] 同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0011] 第二方面，本申请实施例提供一种超声图像处理方法，该方法包括：

[0012] 向目标对象发射超声波，接收经目标对象返回的超声波的超声回波，获得超声回波信号，基于超声回波信号得到原始超声图像；

[0013] 确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置；

[0014] 以针尖位置为中心确定待处理区域；

[0015] 对待处理区域中的超声图像进行放大处理，得到目标超声图像；

[0016] 同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0017] 第三方面，本申请实施例提供一种超声成像设备，该设备包括：探头、发射电路、接收电路、处理器和显示器；

[0018] 发射电路，用于激励探头向目标对象发射超声波；

- [0019] 接收电路,用于控制探头接收从目标对象返回的超声回波以获得超声回波信号;
- [0020] 处理器,用于处理超声回波信号以获得目标对象的原始超声图像;
- [0021] 处理器,还用于确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置;
- [0022] 处理器,还用于以针尖位置为中心确定待处理区域;
- [0023] 处理器,还用于对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像;
- [0024] 处理器,还用于对增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;
- [0025] 显示器,用于同步显示目标超声图像和原始超声图像。
- [0026] 第四方面,本申请实施例提供一种超声成像设备,包括:探头、发射电路、接收电路、处理器和显示器;
- [0027] 发射电路,用于激励探头向目标对象发射超声波;
- [0028] 接收电路,用于控制探头接收从目标对象返回的超声回波以获得超声回波信号;
- [0029] 处理器,用于处理超声回波信号以获得目标对象的原始超声图像;
- [0030] 该处理器,还用于确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置;
- [0031] 该处理器,还用于以针尖位置为中心确定待处理区域;
- [0032] 该处理器,还用于对待处理区域中的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;
- [0033] 显示器,用于同步显示目标超声图像和原始超声图像。
- [0034] 第五方面,本申请实施例提供一种计算机可读存储介质,其存储用于电子数据交换的计算机程序,其中,所述计算机程序使得计算机执行如第一方面或第二方面所述的方法。
- [0035] 第六方面,本申请实施例提供一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括存储了计算机程序的非瞬时性计算机可读存储介质,所述计算机可操作来使计算机执行如第一方面或第二方面所述的方法。
- [0036] 实施本申请实施例,具有如下有益效果:
- [0037] 可以看出,在本申请实施例中,获取原始超声图像中的针尖位置,以针尖位置为中心得到的待处理区域,将待处理区域中的图像进行增强和放大,得到目标超声图像,并同步显示原始超声图像和目标超声图像,由于对针尖位置附近区域进行增强和放大处理,从而实现精确定位出穿刺针的位置,降低穿刺风险。

附图说明

- [0038] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0039] 图1A为本申请实施例提供了一种超声成像设备的结构框图示意图
- [0040] 图1B为本申请实施例提供了一种超声图像处理方法的流程示意图;
- [0041] 图2为本申请实施例提供了一种确定针尖位置的示意图;
- [0042] 图3为本申请实施例提供了一种确定待处理区域的示意图;
- [0043] 图4为本申请实施例提供了一种确定待插入点的示意图;

- [0044] 图5为本申请实施例提供的一种同步显示的示意图；
- [0045] 图6为本申请实施例提供的一种虚拟按键的布局的示意图；
- [0046] 图7为本申请实施例提供的另一种超声图像处理方法的流程示意图；
- [0047] 图8为本申请实施例提供的一种超声成像设备的功能模块组成框图。

具体实施方式

[0048] 下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

[0049] 本申请的说明书和权利要求书及所述附图中的术语“第一”、“第二”、“第三”和“第四”等是用于区别不同对象，而不是用于描述特定顺序。此外，术语“包括”和“具有”以及它们任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元，而是可选地还包括没有列出的步骤或单元，或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0050] 在本文中提及“实施例”意味着，结合实施例描述的特定特征、结果或特性可以包含在本申请的至少一个实施例中。在说明书中的各个位置出现该短语并不一定均是指相同的实施例，也不是与其它实施例互斥的独立的或备选的实施例。本领域技术人员显式地和隐式地理解的是，本文所描述的实施例可以与其它实施例相结合。

[0051] 参阅图1A，图1A为本申请实施例中的超声成像设备的结构框图示意图。该超声成像设备10可以包括探头100、发射电路101、发射/接收选择开关102、接收电路103、波束合成电路104、处理器105和显示器106，其中：

[0052] 发射电路101，用于激励探头100向目标对象发射超声波；

[0053] 接收电路103，用于通过探头100接收从目标对象返回的超声回波，从而获得超声回波信号/数据；该超声回波信号/数据经过波束合成电路104进行波束合成处理后，送入处理器105；

[0054] 处理器105，用于对该超声回波信号/数据进行处理，以获得目标组织的原始超声图像，将获得的原始超声图像可以存储于存储器107中；

[0055] 处理器105，还用于确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置；

[0056] 处理器105，还用于以针尖位置为中心确定待处理区域；

[0057] 处理器105，还用于对待处理区域中的超声图像进行增强处理，得到增强后的超声图像；

[0058] 处理器105，还用于对增强后的超声图像进行放大处理，得到目标超声图像；

[0059] 显示器106，用于同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0060] 在一可能的示例中，在确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置时，处理器105，具体用于：对原始超声图像进行灰度处理，得到原始超声图像的灰度图像；基于坎尼算法，对灰度图像进行边缘检测，得到灰度图像中的边缘图像；对边缘图像进行二值化处理，得到二值图像；对二值图像进行霍夫变换，得到穿刺针在所述原始超声图像中对应的线段；获取线段两个端点的纵坐标，确定纵坐标较小的端点为针尖位置。

[0061] 在一可能的示例中,在以针尖位置为中心确定待处理区域时,处理器105,具体用于:以针尖位置为中心,确定以 $(d+1)$ 个像素点为半径的圆形区域为待处理区域;或者,以针尖位置为中心,确定以 $(2d+1)$ 个像素点为边长的正方形区域为待处理区域;其中, d 为大于1的整数。

[0062] 在一可能的示例中,在对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像时,处理器105,具体用于:对待处理区域中的超声图像中的每个像素点进行高频方向分解,分别得到每个像素点在水平方向上的第一分量、在竖直方向上的第二分量以及在对角方向上的第三分量;将待处理区域中的超声图像中的所有像素点在水平方向上的第一分量对应组成第一分量图像、在竖直方向上的第二分量对应组成第二分量图像以及在对角方向上的第三分量对应组成第三分量图像;对第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像进行锐化处理,得到锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像;将锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像与待处理区域中的超声图像进行像素叠加,得到增强后的超声图像。

[0063] 在一可能的示例中,在对增强后的图像进行放大处理,得到目标超声图像时,处理器105,具体用于:获取预先设定的放大倍数;基于放大倍数,对增强后的超声图像进行双三次插值处理,得到目标超声图像。

[0064] 在一可能的示例中,在同步显示目标超声图像和原始超声图像时,处理器105,具体用于:获取预设的显示方式、目标超声图像对应的第一显示位置以及原始图像的第二显示位置;按照该显示方式在第一显示位置和第二显示位置同步显示目标超声图像和原始超声图像;其中,该预设的显示方式包括同屏显示和/或分屏显示。

[0065] 本申请的一个实施例中,前述的超声成像设备10的显示器106可为触摸显示屏、液晶显示屏等,也可以是独立于超声成像设备10之外的液晶显示器、电视机等独立显示设备,也可为手机、平板电脑等电子设备上的显示屏,等等。

[0066] 实际应用中,处理器105可以为特定用途集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、数字信号处理装置(Digital Signal Processing Device,DSPD)、可编程逻辑装置(Programmable Logic Device,PLD)、现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA)、中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、控制器、微控制器、微处理器中的至少一种,从而使得该处理器105可以执行本申请的各个实施例中的超声图像处理方法的相应步骤。

[0067] 存储器107可以是易失性存储器(volatile memory),例如随机存取存储器(Random Access Memory,RAM);或者非易失性存储器(non-volatile memory),例如只读存储器(Read Only Memory,ROM),快闪存储器(flash memory),硬盘(Hard Disk Drive,HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD);或者以上种类的存储器的组合,并向处理器105提供指令和数据。

[0068] 可以看出,在本申请实施例中,通过超声成像设备,对原始超声图像进行增强和放大处理,得到目标超声图像,并同步显示原始超声图像和目标超声图像,由于对针尖位置附近区域的超声图像进行增强和放大处理,从而实现精确定位出穿刺针的位置,降低穿刺风险;而且,对超声图像的增强放大操作简单,降低了放大穿刺超声图像操作的复杂度。

[0069] 参阅图1B,图1B为本申请实施例提供的一种超声图像处理方法的流程示意图,该

方法应用于超声成像设备,该方法包括如步骤S101~S106中所示的内容:

[0070] 步骤S101、向目标对象发射超声波,接收经目标对象返回的该超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于该超声回波信号得到原始超声图像。

[0071] 其中,超声波是一种频率高于20000赫兹的声波,它的方向性好,穿透能力强,易于获得较集中的声能,利用超声波成像原理为:人体结构对超声而言是一个复杂的介质,各种器官与组织,包括病理组织有各自特定的声阻抗和衰减特性,因而不同的器官和组织构成声阻抗以及衰减特性上的差异,所以超声波射入体内,由表面到深部,将经过不同声阻抗和不同衰减特性的器官与组织,从而产生不同的反射与衰减,这种不同的反射与衰减是构成超声图像的基础,利用接收到的超声回波以及根据接收到的超声回波的强弱,用明暗不同的光点依次显示在影屏上,显出人体的断面超声图像,得到超声图像,故在本申请中,通过超声探头向目标对象/目标区域,即穿刺针所在的区域,发射超声波,接收经穿刺针反射的该超声波超声回波,获得超声回波信号,基于超声回波信号的强弱,用明暗不同的光点依次显示在影屏上,得到经穿刺针反射后的超声图像,即原始超声图像。

[0072] 步骤S102、确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置。

[0073] 可选的,确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置的实现过程可以为:对原始超声图像进行灰度处理,得到原始超声图像的灰度图像;基于坎尼算法,对灰度图像进行边缘检测,得到灰度图像中的边缘图像;对边缘图像进行二值化处理,得到二值图像;对二值图像进行霍夫变换,得到穿刺针在原始超声图像中对应的线段;获取线段两个端点的纵坐标,确定纵坐标较小的端点为针尖位置。

[0074] 进一步地,上述基于坎尼算法,得到边缘图像的具体实现过程可以为:首先,利用高斯滤波平滑灰度图像,消除高斯噪声,即基于高斯函数,预先构造高斯模板,利用该高斯模板与该灰度图像进行卷积操作,得到滤波后的灰度图像,然后,计算滤波后的灰度图像上每个像素点的局部梯度和梯度方向,获取预先设定的邻域(如3*3、5*5),比较邻域内的中心像素点与其梯度方向上相邻像素点的梯度值的大小,如中心像素点的梯度值最大,将中心像素点的梯度值置为0,否则保留,最后,获取预先设定的第一阈值和第二阈值,其中,第一阈值大于第二阈值,将滤波后的灰度图像中梯度值大于第一阈值的像素点作为真正的边界点,将小于第二阈值的像素点舍弃,而对于介于两者之间的像素点来说,如果该像素点与某个被确定为真正的边界点相连,则确定该像素点也为边界点,否则,确定该像素点为非边界点,将滤波后的灰度图像中的所有边界点相连,得到该边缘图像。

[0075] 其中,局部梯度和梯度方向的具体计算公式为:

[0076] $M(x, y) = |G(x)| + |G(y)|$, $\partial(x, y) = \arctan(G(y)/G(x))$, (x, y) 为灰度图像上像素点的坐标, x 为行坐标, y 为列坐标, $M(x, y)$ 为像素点 (x, y) 的局部梯度, $G(x)$ 为 (x, y) 水平方向上的梯度, $G(y)$ 为 (x, y) 竖直方向上的梯度, $\partial(x, y)$ 为 (x, y) 的梯度方向。

[0077] 其中,计算像素点在水平方向和竖直方向上的梯度时,对于不同的算子模板,会对应的不同的计算公式,举例来说,采用Roberts算子时,其算子模板为:

$$[0078] \quad S_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, S_y = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0079] 故可得到 $G(x) = f(x, y) - f(x+1, y+1)$, $G(y) = f(x+1, y) - f(x, y+1)$, 即 $M(x, y) = |f$

$|f(x,y) - f(x+1,y+1)| + |f(x+1,y) - f(x,y+1)|$, $f(x,y)$ 为像素点 (x,y) 的灰度值, $f(x+1,y+1)$ 、 $f(x+1,y)$ 、 $f(x,y+1)$ 分别像素点 $(x+1,y+1)$ 、 $(x+1,y)$ 和 $(x,y+1)$ 的灰度值。

[0080] 当然,本申请的坎尼算法和Roberts算子均为举例说明,其他边缘图像检测算法以及计算梯度值的方式均在本申请的保护范围内,不对边缘图像检测以及梯度计算方式做唯一限定。

[0081] 可选的,基于霍夫变换,得到穿刺针在原始超声图像中对应的线段的具体实现过程包括:对二值图像进行霍夫变换,将二值图像中的每个像素点映射到霍夫空间(极坐标空间),得到每个像素点在极坐标系下的正弦曲线,即 $r = x\cos\theta + y\sin\theta$,如任意两个像素点对应的正弦曲线在极坐标平面内相交,表示该两个像素点通过同一条直线,故获取极坐标平面内的相较于一点的曲线的数量,如数量大于阈值,确定该交点在xoy平面对应一条直线,所以获取极坐标平面中各个曲线的相交状态,得到极坐标系下的参数矩阵,其参数矩阵的行代表每个交点处的 θ ,列对应每个交点处的 r ,行与列处的元素值为过交点的曲线的数量,获取参数矩阵中的峰值,将峰值对应的 θ 和 r 反映射到xoy平面,得到穿刺针在xoy平面对应的直线,获取该直线在边缘图像中的两个端点,将两个端点连接,得到穿刺针所在的线段。

[0082] 一般来讲,由于穿刺针从上往下插入体内,故在获取穿刺针所在的线段后,获取线段两个端点的纵坐标,如图2所示,两个端点分别为A(a_1, a_2), B(b_1, b_2), 当 $a_2 > b_2$, 确定B为针尖位置,插入方向为从左侧插入;当 $a_2 < b_2$ 时,确定A为针尖位置,插入方向为从右侧插入。

[0083] 当然,如穿刺针从下往上插入时,获取线段两个端点的纵坐标,将纵坐标较大的端点作为针尖位置,本申请不对确定针尖位置的方式做唯一限定。

[0084] 步骤S103、以针尖位置为中心确定待处理区域。

[0085] 在一可能的示例中,如图3所示,以针尖位置为中心,确定以 $(d+1)$ 个像素点为半径的圆形区域为待处理区域;或者,以针尖位置为中心,确定以 $(2d+1)$ 个像素点为边长的正方形区域为待处理区域;其中, d 为大于1的整数,当然,亦可以针尖位置为中心,确定长方形区域、扇形区域或者三角形区域为待处理区域,本申请中确定待处理区域的形状以及范围只是示例说明。

[0086] 步骤S104、对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像。

[0087] 可选的,对待处理区域中的超声图像进行增强处理的实现过程可以为:获取待处理区域中的超声图像的灰度图像,对灰度图像中的每个像素点进行高频方向分解,分别得到每个像素点在水平方向上的第一分量、在竖直方向上的第二分量以及在对角方向上的第三分量;将待处理区域中的超声图像中所有像素点在水平方向上的第一分量对应组成第一分量图像、在竖直方向上的第二分量对应组成第二分量图像以及在对角方向上的第三分量对应组成第三分量图像;对第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像进行锐化处理,得到锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像;将锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像与待处理区域中的超声图像进行像素叠加,得到增强后的超声图像。

[0088] 在一可能的示例中,可通过构建海森矩阵Hessian的方式对待处理区域中的超声图像进行增强处理,其实现过程具体包括:计算待处理区域中的超声图像中每个像素点对应的海森矩阵,并记录每个像素点在待处理区域中的超声图像中的位置,然后将每个像素点的各自海森矩阵中的水平分量、竖直分量以及对角分量按照每个像素点在待处理区域中

的超声图像中的位置,添加到矩阵中,得到在以海森矩阵的方式增强图像时待处理区域中的超声图像的水平分量图像、竖直分量图像以及对角分量图像,对水平分量图像、竖直分量图像以及对角分量图像进行锐化,得到锐化后的水平分量图像、竖直分量图像以及对角分量图像,最后,将锐化后的水平分量图像、竖直分量图像以及对角分量图像以及待处理区域中的超声图像的灰度图进行灰度值叠加,得到增强后的超声图像。

[0089] 下面以计算待处理区域中的超声图像的像素点 (x, y) 的海森矩阵 H 为例作具体说明,其他像素点的海森矩阵计算过程与此类似,不再叙述。

[0090] 海森矩阵的计算公式具体为: $H = \begin{bmatrix} f_{xx} & f_{xy} \\ f_{yx} & f_{yy} \end{bmatrix}$;

[0091] 其中, f_{xx} f_{xy} f_{yx} f_{yy} 分别表示像素点 (x, y) 的四个二阶偏微分;

[0092] f_{xx} 为水平方向上的二阶偏微分,即水平分量:

[0093] $f_{xx} = \frac{\partial^2 f}{\partial^2 x} = f(x+1, y) + f(x-1, y) - 2f(x, y)$

[0094] f_{yy} 为竖直方向上的二阶偏微分,即竖直分量:

[0095] $f_{yy} = \frac{\partial^2 f}{\partial^2 y} = f(x, y+1) + f(x, y-1) - 2f(x, y)$

[0096] f_{xy} 和 f_{yx} 为对角方向上的混合偏微分,即对角分量:

[0097] $f_{xy} = f_{yx} = \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} = f(x+1, y+1) + f(x, y) - f(x+1, y) - f(x, y+1)$

[0098] 由于 $f_{xy} = f_{yx}$,所以 H 是对称矩阵,故获取待处理区域中的超声图像中所有像素的 f_{xx} f_{xy} f_{yx} f_{yy} ,即可得到水平方向,竖直方向,对角方向的分量图像。

[0099] 可选的,本申请在对图像锐化时,可采用拉普拉斯算子对图像进行锐化,一般来讲,将该拉普拉斯算子的邻域设定为 $K=3$ 或者 $K=5$,即以像素点 (x, y) 为中心,计算其周围的 $3*3$ 或者 $5*5$ 矩阵内所有像素点的灰度值的灰度均值,如该灰度均值大于像素点 (x, y) 的灰度值,则以灰度均值作为像素点 (x, y) 的灰度值,如该灰度均值小于像素点 (x, y) 的灰度值,则保留像素点 (x, y) 的灰度值。当然,也可采用其他方式对图像进行锐化处理,例如sobel算子。

[0100] 可以看出,当求取灰度图像的海森矩阵或者锐化处理时,对于边缘像素点,周围邻域的像素点不满足设定的邻域需求,或者,无法对其求取偏微分,所以,一般通过填充操作后,再执行对边缘像素点的处理过程。

[0101] 下面以 $4*4$ 的灰度图像, $3*3$ 的邻域为例详细叙述两种常见的填充操作。

[0102] 其具体的填充过程为:第一种,将灰度图像中的第一行元素、第一列元素、最后一行元素和最后一列元素分别复制到边界,并将第一行的第一个元素、第一行的最后一个元素、第一列的最后一个元素以及最后一列的最后一个元素复制到对角处,使边缘像素点周围的邻域满足需求;第二种,对边缘像素点的周围执行填充0的操作。可以看出,执行填充操作后,原本的边缘像素点周围存在 $3*3$ 邻域,故可正常执行对边缘像素点的处理过程。当然,还可采用其他填充方式,如取每元素以及每行元素的平均值进行填充,本申请不做限定。

$$\begin{aligned}
 [0103] \quad & \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} a_{11} & a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{14} \\ a_{11} & a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{14} \\ a_{21} & a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & a_{24} \\ a_{31} & a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} & a_{34} \\ a_{41} & a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} & a_{44} \\ a_{41} & a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} & a_{44} \end{bmatrix} \\
 [0104] \quad & \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & 0 \\ 0 & a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & 0 \\ 0 & a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} & 0 \\ 0 & a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

[0105] 其中, a_{11} 、 a_{12} 、 a_{13} 、 $\dots$ 、 a_{44} 为灰度图像中像素点的像素值。

[0106] 所以, 在后续处理图像的过程中, 在边缘像素点不满足条件时, 均可采用上述的填充方式, 使其满足条件, 不再详细叙述填充过程。

[0107] 步骤S105、对增强后的超声图像进行放大处理, 得到目标超声图像。

[0108] 可选的, 对增强后的超声图像进行放大处理的实现过程可以为: 获取预先设定的放大倍数; 基于该放大倍数, 对增强后的超声图像阵进行双三次插值处理, 得到目标超声图像。

[0109] 具体来讲, 三次插值将核函数近似为一个三次多项式, 利用待插值点周围16个像素点的灰度值进行加权求和, 得到待插值点出的灰度值, 其中, 该三次多项式 $h(x)$ 为对 $\sin(\pi x)/x$ 的逼近, 即:

$$[0110] \quad h(x) = \begin{cases} (\alpha+2)|x|^3 - (\alpha+3)|x|^2 + 1, & 0 \leq |x| < 1 \\ \alpha|x|^3 - 5\alpha|x|^2 + 8\alpha|x| - 4\alpha, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$$

[0111] 本申请中, 取 $\alpha = -1$ 时的三次多项式对图像进行放大处理, 即:

$$[0112] \quad h(x) = \begin{cases} |x|^3 - 2|x|^2 + 1, & 0 \leq |x| < 1 \\ -|x|^3 + 5|x|^2 - 8|x| + 4, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$$

[0113] 在一可能的示例中, 如图4所示, 在利用待插入点 $(x+u, y+v)$ 周围的16个像素点求取 $(x+u, y+v)$ 处的灰度值时, 双三次插值实际上为一种卷积操作, 其卷积操作具体如下所示:

$$[0114] \quad f(x+u, y+v) = A * B * C$$

$$[0115] \quad A = [h(u+1), h(u), h(u-1), h(u-2)];$$

$$[0116] \quad B = \begin{bmatrix} f(x-1, y-1), f(x-1, y), f(x-1, y+1), f(x-1, y+2) \\ f(x, y-1), f(x, y), f(x, y+1), f(x, y+2) \\ f(x+1, y-1), f(x+1, y), f(x+1, y+1), f(x+1, y+2) \\ f(x+2, y-1), f(x+2, y), f(x+2, y+1), f(x+2, y+2) \end{bmatrix}$$

$$[0117] \quad C = [h(v+1), h(v), h(v-1), h(v-2)]^T$$

[0118] 其中,待插入点 $(x+u, y+v)$ 为放大后的像素点, (x, y) 为增强后的超声图像中与待插入点 $(x+u, y+v)$ 对应的像素点。

[0119] 其中, u 和 v 的取值为离散值,且与放大倍数相关,具体来讲,当放大倍数为 n 时, u 和 v 的取值为, $(n-1)/n$ 、 $(n-2)/n$ 、 $\cdots$ 、 $1/n$,例如,当放大倍数为3时, u 和 v 的可在 $2/3$ 、 $1/3$ 中取值, n 为大于1的整数。

[0120] 步骤S106、同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0121] 可选的,同步显示目标超声图像和原始超声图像的实现过程可以为:获取预设的显示方式、目标超声图像对应的第一显示位置以及原始图像的第二显示位置;按照该显示方式在第一显示位置和第二显示位置同步显示目标超声图像和原始超声图像;其中,该预设的显示方式包括同屏显示和/或分屏显示,其中,在同屏显示时,可将原始超声图像与目标超声图像并排显示,或者,将目标超声图像叠加到原始超声图像上,采用画中画的方式显示,在分屏显示时,可采用主屏幕和触摸屏的方式分别显示原始超声图像和目标超声图像,如图5所示,在采用画中画显示方式时,可在屏幕上显示原始超声图像,将目标超声图像叠加显示在屏幕的右下角,即将目标超声图像覆盖住该区域中原先显示的部分原始超声图像,图5中目标超声图像的显示位置仅为举例说明,不做具体限定,例如,还可将目标超声图像叠加在左下角,右上方、左上方显示,等等。

[0122] 具体来讲,可在超声成像设备的触控显示屏上设置一系列的虚拟按键,通过点击虚拟按键开启对穿刺超声图像的放大功能,以及设置放大倍数、显示方式和显示位置,如图6所示, a 为触摸屏, b 为开启穿刺放大功能的虚拟开关按键, c 为确定待处理区域为正方形或者圆形区域的虚拟按键, d 为设置待处理区域的区域范围的虚拟按键, e 为设置放大倍数的虚拟按键, f 为设置目标图像显示位置的虚拟按键, g 为设置显示方式的虚拟按键方式,需要说明的是,图6中各个虚拟按键的位置只是示例说明,不限定各个虚拟按键在实际操作时的具体位置。

[0123] 可以看出,在本申请实施例中,获取原始超声图像中的针尖位置,以针尖位置为中心得到的待处理区域,将待处理区域中的图像进行增强和放大,得到目标超声图像,并同步显示原始超声图像和目标超声图像,由于对针尖位置附近区域进行增强和放大处理,从而实现精确定位出穿刺针的位置,降低穿刺风险;而且,对超声图像增强放大的过程简单,降低了放大穿刺超声图像操作的复杂度,而且,同步显示超声图像,将为医生穿刺过程提供更加视觉效果。

[0124] 参阅图7,图7为本申请实施例提供的另一种超声图像处理方法,该方法应用于超声成像设备,该超声成像设备包括触控显示屏,该方法包括如步骤S701~S707中所示内容:

[0125] 步骤S701、超声成像设备获取在触控显示屏上设定的放大倍数、待处理区域的形状以及范围、显示方式和显示位置。

[0126] 步骤S702、超声成像设备向目标对象发射超声波,接收经目标对象返回的该超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于该超声回波信号得到原始超声图像。

[0127] 步骤S703、超声成像设备确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置。

[0128] 步骤S704、超声成像设备以针尖位置为中心,根据设定的待处理区域的形状以及范围确定待处理区域。

[0129] 步骤S705、超声成像设备对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像。

[0130] 步骤S706、超声成像设备根据设定的放大倍数对增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像。

[0131] 步骤S707、超声成像设备根据设定的显示方式以及显示位置同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0132] 需要说明的是,图7所示的方法的各个步骤的具体实现过程可参见上述图1B所述方法的具体实现过程,在此不再叙述。

[0133] 可以看出,在本申请实施例中,获取原始超声图像中的针尖位置,以针尖位置为中心得到的待处理区域,将待处理区域中的图像进行增强和放大,得到目标超声图像,并同步显示原始超声图像和目标超声图像,由于对针尖位置附近区域进行增强和放大处理,从而实现精确定位出穿刺针的位置,降低穿刺风险;而且,仅需在超声图像处理装置的触控显示屏上设置好相关参数,即可实现对图像放大的增强和放大,使超声图像增强放大的过程简单,降低了放大穿刺超声图像操作的复杂度,而且,同步显示超声图像,将为医生穿刺过程提供更加的视觉效果。

[0134] 上述实施例主要从方法侧执行过程的角度对本申请实施例的方案进行了介绍。可以理解的是,电子装置为了实现上述功能,其包含了执行各个功能相应的硬件结构和/或软件模块。本领域技术人员应该很容易意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的模块及算法步骤,本申请能够以硬件或硬件和计算机软件的结合形式来实现。某个功能究竟以硬件还是计算机软件驱动硬件的方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0135] 本申请实施例可以根据所述方法示例对电子装置进行功能模块的划分,例如,可以对应各个功能划分各个功能模块,也可以将两个或两个以上的功能集成在一个处理模块中。所述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能模块的形式实现。需要说明的是,本申请实施例中对模块的划分是示意性的,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式

[0136] 参阅图8,图8示出了上述实施例中所涉及的超声成像设备800的一种可能的功能单元组成框图,超声图像处理装置800包括图像生成模块810、第一确定模块820、第二确定模块830、图像放大模块840、图像显示模块850;

[0137] 图像生成模块810,用于向目标对象发射超声波,接收经目标对象返回的该超声波的超声回波,获得超声回波信号,基于该超声回波信号得到原始超声图像;

[0138] 第一确定模块820,用于确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置;

[0139] 第二确定模块830,用于以针尖位置为中心确定待处理区域;

[0140] 图像增强模块840,用于对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像;

[0141] 图像放大模块850,用于对增强后的超声图像进行放大处理,得到目标超声图像;

[0142] 图像显示模块860,用于同步显示目标超声图像和原始超声图像。

[0143] 在一可能的示例中,在确定原始超声图像中穿刺针的针尖位置时,第一确定模块820,具体用于:对原始超声图像进行灰度处理,得到原始超声图像的灰度图像;基于坎尼算法,对灰度图像进行边缘检测,得到灰度图像中的边缘图像;对边缘图像进行二值化处理,得到二值图像;对二值图像进行霍夫变换,得到穿刺针在所述原始超声图像中对应的线段;获取线段两个端点的纵坐标,确定纵坐标较小的端点为针尖位置。

[0144] 在一可能的示例中,在以针尖位置为中心确定待处理区域时,第二确定模块830,具体用于:以针尖位置为中心,确定以 $(d+1)$ 个像素点为半径的圆形区域为待处理区域;或者,以针尖位置为中心,确定以 $(2d+1)$ 个像素点为边长的正方形区域为待处理区域;其中, d 为大于1的整数。

[0145] 在一可能的示例中,在对待处理区域中的超声图像进行增强处理,得到增强后的超声图像时,图像增强模块840,具体用于:对待处理区域中的超声图像中的每个像素点进行高频方向分解,分别得到每个像素点在水平方向上的第一分量、在竖直方向上的第二分量以及在对角方向上的第三分量;将待处理区域中的超声图像中的所有像素点在水平方向上的第一分量对应组成第一分量图像、在竖直方向上的第二分量对应组成第二分量图像以及在对角方向上的第三分量对应组成第三分量图像;对第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像进行锐化处理,得到锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像;将锐化后的第一分量图像、第二分量图像以及第三分量图像与待处理区域中的超声图像进行灰度值叠加,得到增强后的超声图像。

[0146] 在一可能的示例中,在对增强后的图像进行放大处理,得到目标超声图像时,放大模块850,具体用于:获取预先设定的放大倍数;基于放大倍数,对增强后的超声图像进行双三次插值处理,得到目标超声图像。

[0147] 在一可能的示例中,在同步显示目标超声图像和原始超声图像时,图像显示模块860,具体用于:获取预设的显示方式、目标超声图像对应的第一显示位置以及原始图像的第二显示位置;按照显示方式在第一显示位置和第二显示位置同步显示目标超声图像和原始超声图像;其中,预设的显示方式包括同屏显示和/或分屏显示。

[0148] 本申请实施例还提供一种计算机存储介质,其中,该计算机存储介质存储用于存储计算机程序,其中,所述计算机程序被处理器执行,以实现如上述方法实施例中记载的任何一种超声图像处理的部分或全部步骤。

[0149] 本申请实施例还提供一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括存储了计算机程序的非瞬时性计算机可读存储介质,所述计算机程序可操作来使计算机执行如上述方法实施例中记载的任何一种超声图像处理的部分或全部步骤。

[0150] 需要说明的是,对于前述的各方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本申请并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本申请,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于可选实施例,所涉及的动作和模块并不一定是本申请

所必须的。

[0151] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0152] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置,可通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性或其它的形式。

[0153] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0154] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件程序模块的形式实现。

[0155] 所述集成的单元如果以软件程序模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读存储器中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储器中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可为个人计算机、服务器或者网络设备等)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储器包括:U盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、移动硬盘、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0156] 本领域普通技术人员可以理解上述实施例的各种方法中的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件来完成,该程序可以存储于一计算机可读存储器中,存储器可以包括:闪存盘、只读存储器(英文:Read-Only Memory,简称:ROM)、随机存取器(英文:Random Access Memory,简称:RAM)、磁盘或光盘等。

[0157] 以上对本申请实施例进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

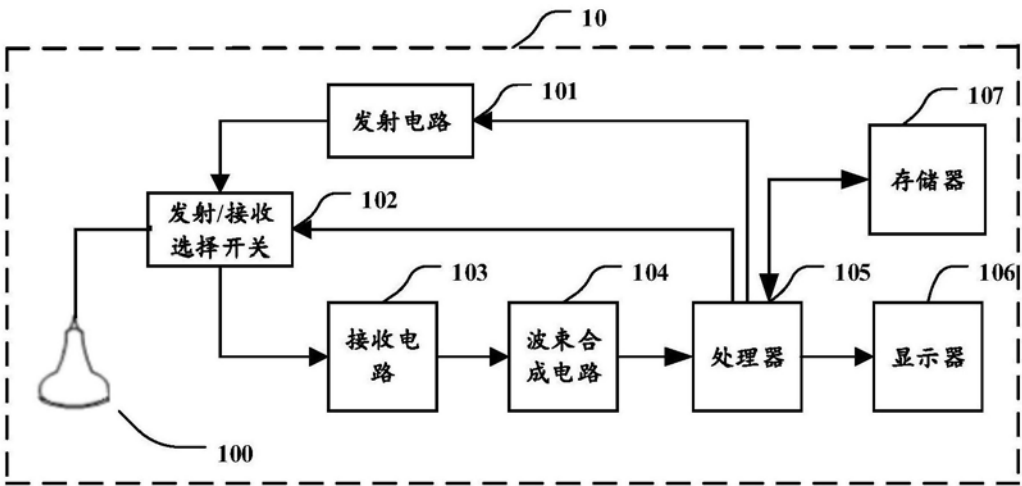


图1A



图1B

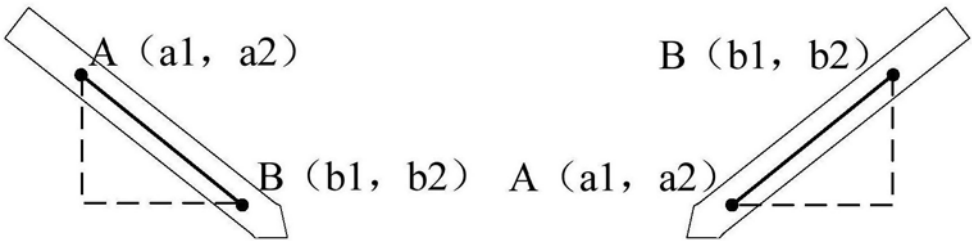


图2

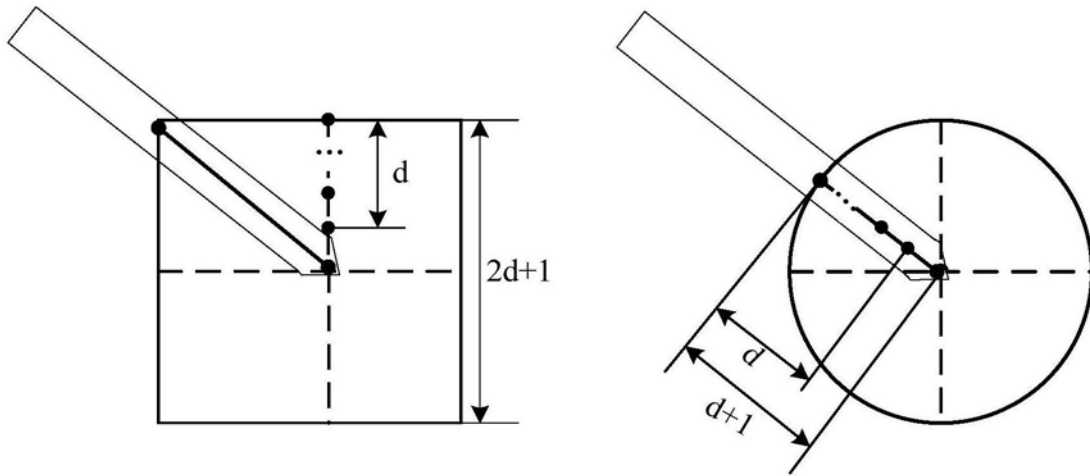


图3

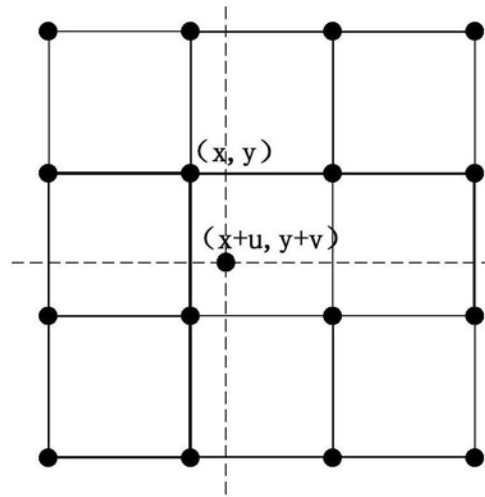


图4

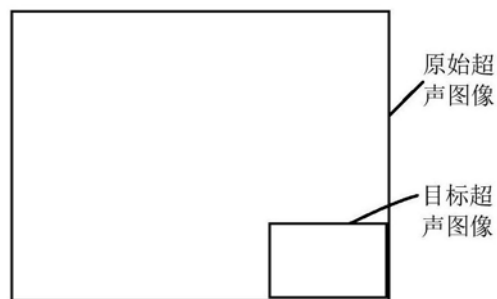


图5

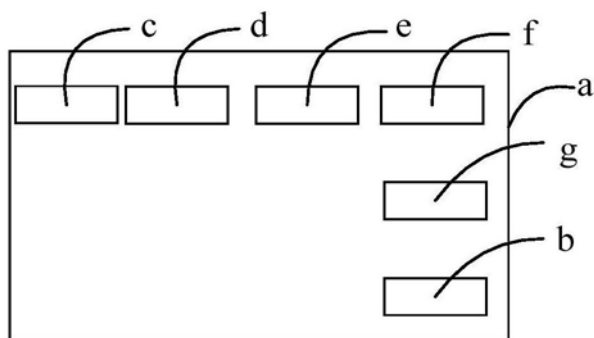


图6

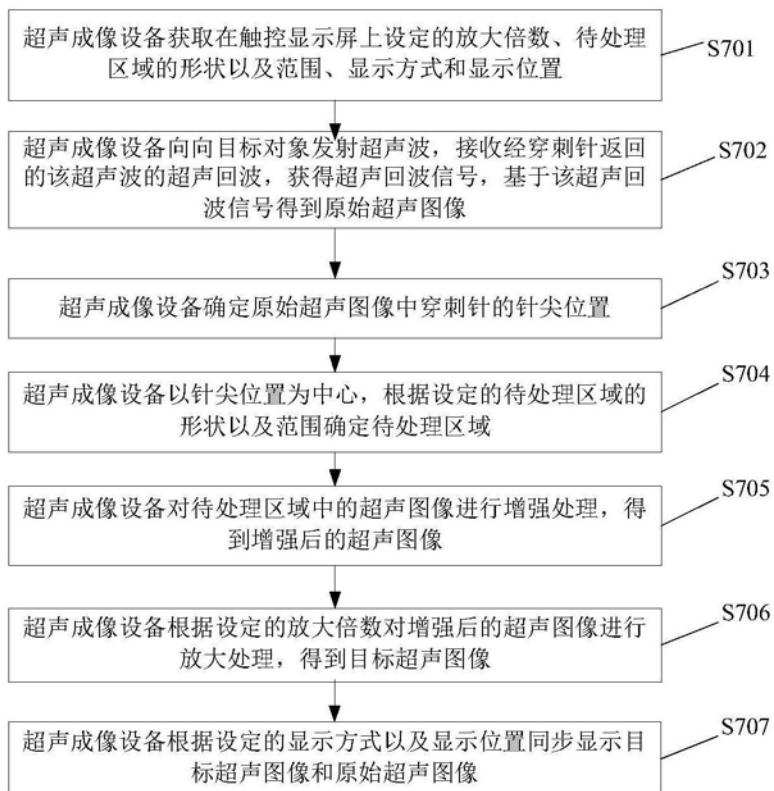


图7



图8

专利名称(译)	超声图像处理方法及超声成像设备		
公开(公告)号	CN111329585A	公开(公告)日	2020-06-26
申请号	CN201811554656.2	申请日	2018-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	付强 李庆鹏 刘杰 李雷		
发明人	付强 李庆鹏 刘杰 李雷		
IPC分类号	A61B34/20 A61B8/08		
代理人(译)	熊永强		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本申请实施例公开了一种超声图像处理方法及超声成像设备，该方法包括：向目标对象发射超声波，接收经目标对象返回的该超声波的超声回波，获得超声回波信号，基于该超声回波信号得到原始超声图像；确定该原始超声图像中穿刺针的针尖位置；以该针尖位置为中心确定待处理区域；对该待处理区域中的超声图像进行增强处理，得到增强后的超声图像；对该增强后的超声图像进行放大处理，得到目标超声图像；同步显示该目标超声图像和该原始超声图像。本申请实施例有利于降低穿刺风险。

