



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110916764 A

(43)申请公布日 2020.03.27

(21)申请号 201911240487.X

(22)申请日 2019.12.06

(71)申请人 厚凯(天津)医疗科技有限公司

地址 300457 天津市滨海新区开发区海云
街80号17号厂房A1-01东侧

(72)发明人 周顺达

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

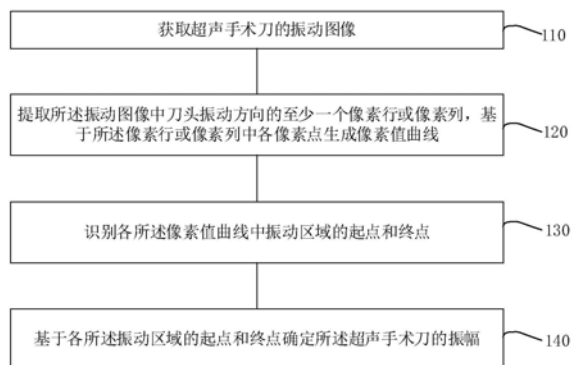
权利要求书2页 说明书13页 附图7页

(54)发明名称

超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备

(57)摘要

本发明实施例公开了一种超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备。所述方法包括：获取超声手术刀的振动图像；提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列，基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线；识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点；基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。以实现提高超声手术刀的振幅识别的精度和自动化。



1. 一种超声手术刀的振幅确定方法,其特征在于,包括:
获取超声手术刀的振动图像;
提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;
识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点;
基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线之后,还包括:
基于所述像素值曲线对所述像素行或像素列进行有效性验证,当所述像素行或像素列无效时,丢弃所述像素行或像素列。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述基于所述像素值曲线对所述像素行或像素列进行有效性验证,包括:
根据所述像素值曲线的起点与终点确定直线方程;
确定所述直线方程与所述像素值曲线的交点数量,根据所述交点数量确定所述像素行或像素列的有效性。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据所述交点数量确定所述像素行或像素列的有效性,包括:
当所述交点数量等于1时,确定所述像素行或像素列有效;
当所述交点数量等于小于1或者大于1时,确定所述像素行或像素列无效。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点,包括:
确定所述像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和所述像素值曲线的交点;
分别确定所述像素值曲线的起点至所述交点之间的各元素点与所述像素值曲线的终点的第一斜率,将最大的第一斜率对应的元素点确定为所述振动区域的起点;
分别确定所述交点与所述像素值曲线的终点之间的各元素点与所述像素值曲线的起点的第二斜率,将最大的第二斜率对应的元素点确定为所述振动区域的终点。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,在识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点之后,还包括:
确定所述像素值曲线的起点与所述振动区域的起点之间的第三斜率、所述振动区域的起点和终点之间的第四斜率以及振动区域的终点与所述像素值曲线的终点的第五斜率;
基于斜率判断规则确定所述第三斜率、所述第四斜率和所述第五斜率是否有效,若所述第三斜率、所述第四斜率和所述第五斜率中的任一项无效,则丢弃所述像素值曲线对应的像素行或像素列。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅,包括:
根据所述振动区域的起点和终点之间的元素数量,和所述振动图像中像素点的单位距离,确定各所述像素行或像素列中的振幅;
根据各所述像素行或像素列中的振幅确定所述超声手术刀的振幅。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述根据各所述像素行或像素列中的振幅

确定所述超声手术刀的振幅,包括:

确定各有效的所述像素行或像素列中的振幅的均值、最大值或最小值,将所述均值、最大值或最小值中的任一项确定为所述超声手术刀的振幅。

9. 一种超声手术刀的振幅确定装置,其特征在于,包括:

振动图像获取模块,用于获取超声手术刀的振动图像;

像素值曲线确定模块,用于提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;

振动区域识别模块,用于识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点;

超声手术刀振幅确定模块,用于基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

10. 一种包含计算机可执行指令的存储介质,其特征在于,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行如权利要求1-8中任一所述的超声手术刀的振幅确定方法。

11. 一种电子设备,其特征在于,所述电子设备包括:

一个或多个处理器;

存储装置,用于存储一个或多个程序;

当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现如权利要求1-8中任一所述的超声手术刀的振幅确定方法。

超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及超声器械技术领域,尤其涉及超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备。

背景技术

[0002] 超声手术刀是指将高强度超声通过变幅杆聚焦于刀端,由刀的强烈振动可粉碎如肝、脑等软组织。临床用这种方法来切除人体软组织的肿瘤。

[0003] 在使用超声手术刀进行手术之前,需检测超声手术刀刀头的振幅,目前主要通过肉眼人工识别振幅区域。具体的,在对刀头进行拍摄时,放置一把专用标尺,将照片中人工识别出的振幅区域与专用标尺进行比对,得到超声手术刀的振幅。操作复杂,效率低,且超声手术刀的振幅精度差。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备,以实现提高超声手术刀的振幅识别的精度和自动化。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种超声手术刀的振幅确定方法,该包括:

[0006] 获取超声手术刀的振动图像;

[0007] 提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;

[0008] 识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点;

[0009] 基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

[0010] 第二方面,本发明实施例还提供了一种超声手术刀的振幅确定装置,该装置包括:

[0011] 振动图像获取模块,用于获取超声手术刀的振动图像;

[0012] 像素值曲线确定模块,用于提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;

[0013] 振动区域识别模块,用于识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点;

[0014] 超声手术刀振幅确定模块,用于基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

[0015] 第三方面,本发明实施例还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,该计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行本发明实施例中任一所述的超声手术刀的振幅确定方法。

[0016] 第四方面,本发明实施例还提供了一种电子设备,该电子设备包括:

[0017] 一个或多个处理器;

[0018] 存储装置,用于存储一个或多个程序;

[0019] 当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现本发明实施例中任一所述的超声手术刀的振幅确定方法。

[0020] 本发明实施例的技术方案,通过获取的超声手术刀的振动图像,根据振动图像,可以很直观的将超声手术刀的图像、超声手术刀振动过程的图像和振动图像的背景区分出来,以便后期计算人员针对振动图像采集并统计振动图像的各个区域的像素点。根据超声手术刀的振动方向或者振动图像的摆放位置,提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线,这样将超声手术刀的振动过程用振动图像的像素值曲线来表示,方便计算人员通过计算像素值曲线来确定超声手术刀的振动过程,以便对超声振动刀的振幅进行计算。根据像素值曲线,识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的确定超声手术刀振动区域,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅,这里将无法计算的超声刀振幅的起点和终点转换为可计算的像素值曲线中振动区域的起点和终点,以此来确定超声刀振幅的起点和终点,方便计算人员根据各像素值曲线中振动区域的起点和终点来计算超声刀振幅的起点和终点,实现了自动化识别超声刀振幅的效果。

附图说明

- [0021] 图1是本发明实施例一中的一种超声手术刀的振幅确定方法流程图;
- [0022] 图2是本发明实施例一中的超声手术刀在振动过程中采集的振动图像;
- [0023] 图3是本发明实施例一中的超声手术刀的振动图像的像素值曲线图;
- [0024] 图4是本发明实施例二中的一种超声手术刀的振幅确定方法流程图;
- [0025] 图5a是本发明实施例二中的一种像素行或像素列有效性验证图;
- [0026] 图5b是本发明实施例二中的一种像素行或像素列有效性验证图;
- [0027] 图6是本发明实施例三中的一种超声手术刀的振幅确定方法流程图;
- [0028] 图7是本发明实施例三中的像素值曲线中振动区域的起点和终点识别图;
- [0029] 图8是本发明实施例四中的一种超声手术刀的振幅确定方法流程图;
- [0030] 图9是本发明实施例五中的一种超声手术刀的振幅确定装置结构示意图;
- [0031] 图10是本发明实施例六中的一种电子设备结构示意图。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0033] 实施例一

[0034] 图1为本发明实施例一提供的一种超声手术刀的振幅确定方法的流程图,本实施例可适用于确定超声手术刀振幅的情况,该方法可以由一种超声手术刀的振幅确定装置来执行,该超声手术刀的振幅确定装置可以有软件和/或硬件来实现,具体包括如下步骤:

[0035] S110、获取超声手术刀的振动图像。

[0036] 示例性的,振动图像是超声手术刀在振动过程中采集的图像,振动图像可以是通过对显微镜采集得到,还可以是通过高清摄像机采集得到,在振动图像中,可以有超声手术刀的图像,还可以有超声手术刀振动过程的图像,还可以有振动图像的背景部分,参考图2,图

2为超声手术刀在振动过程中采集的振动图像,图2中,超声手术刀的振动图像可以分为实景区域、虚景区域和背景区域三个区域,其中,实景区域为超声手术刀的图像区域,该部分区域的图像是单色且均匀分布的,背景区域为不含超声手术刀的区域,即超声手术刀的背景区域,该部分区域的图像也是单色且均匀分布的,虚景区域为超声手术刀在高速震动过程中虚实交换的图像区域,该部分区域的图像颜色分布是不均匀的,颜色分布是由浅入深,或者是由深入浅的,且该部分区域与振幅同方向的长度即为超声手术刀的振幅。

[0037] 在上述实施例的技术方案中,通过图像采集设备采集超声手术刀在振动过程中的图像,这样设置的好处在于,根据振动图像,可以很直观的将超声手术刀的图像、超声手术刀振动过程的图像和振动图像的背景区分出来,以便后期计算人员针对振动图像采集并统计振动图像的各个区域的像素点,进而计算得到超声手术刀的振幅。

[0038] S120、提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线。

[0039] 示例性的,根据采集的振动图像的摆放位置,提取振动图像中超声手术刀的刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,即根据振动图像中超声手术刀的振动方向是水平方向还是竖直方向,若振动图像中超声手术刀的振动方向是水平方向,则提取振动图像中超声手术刀的刀头振动方向的至少一个像素行,若振动图像中超声手术刀的振动方向是竖直方向,则提取振动图像中超声手术刀的刀头振动方向的至少一个像素列。如图2所示,图2中的超声手术刀的振动方向是水平方向,则提取该振动图像中超声手术刀的刀头振动方向的至少一个像素行。根据提取的像素行或像素列,可以利用MATLAB等软件将该像素行或像素列中各像素点生成该像素行或像素列的像素值曲线,参考图3,图3为超声手术刀的振动图像的像素值曲线图,该图是根据图2的振动图像提取的刀头振动方向的一个像素行,根据该像素行中各像素点生成的该像素行的像素值曲线,其中,图3的横坐标表示该像素行的各像素点的序号,纵坐标表示该像素行的各像素点对应的像素值,其中,像素值可以是R、G、B三通道的均值。如图3所示,像素值曲线中的A段曲线表示图2中实景区域的像素值曲线,B段曲线表示图2中虚景区域的像素值曲线,即超声手术刀的振动区域的像素值曲线图,C段曲线表示图2中背景区域的像素值曲线。

[0040] 在上述实施例的技术方案中,根据采集的振动图像的摆放位置,提取振动图像中超声手术刀的刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,根据提取的像素行或像素列中各像素点生成该像素行或像素列的像素值曲线,这样设置的好处在于,采用这种方式将超声手术刀的振动过程用振动图像的像素值曲线来表示,方便计算人员通过计算像素值曲线来确定超声手术刀的振动过程,以便对超声振动刀的振幅进行计算。

[0041] S130、识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点。

[0042] 示例性的,根据生成的像素值曲线,根据一定的计算规则,识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,即识别图3中虚景区域的起点和终点,便可确定超声手术刀的振动区域的范围。

[0043] 在上述实施例的技术方案中,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的将超声手术刀振动区域,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。

[0044] S140、基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

[0045] 示例性的,根据确定的超声手术刀的振动区域的起点和终点,进一步根据各像素

点单位距离,可知超声手术刀的振动区域范围,即图2中的虚景区域的长度,超声手术刀的振动区域范围即为超声手术刀的振幅。

[0046] 在上述实施例的技术方案中,通过超声手术刀的振动区域的起点和终点,可知超声手术刀的振动区域范围,进而确定超声手术刀的振幅,这样设置的好处在于,采用这种方式确定超声手术刀的振幅,将无法计算的超声刀振动幅度的起点和终点转换为可计算的像素值曲线中振动区域的起点和终点,以此来确定超声刀振动幅度的起点和终点,方便计算人员根据各像素值曲线中振动区域的起点和终点来计算超声刀振动幅度的起点和终点,实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果。

[0047] 本发明实施例的技术方案,通过获取的超声手术刀的振动图像,根据振动图像,可以很直观的将超声手术刀的图像、超声手术刀振动过程的图像和振动图像的背景区分出来,以便后期计算人员针对振动图像采集并统计振动图像的各个区域的像素点。根据超声手术刀的振动方向或者振动图像的摆放位置,提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线,这样将超声手术刀的振动过程用振动图像的像素值曲线来表示,方便计算人员通过计算像素值曲线来确定超声手术刀的振动过程,以便对超声振动刀的振幅进行计算。根据像素值曲线,识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的确定超声手术刀振动区域,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅,这里将无法计算的超声刀振动幅度的起点和终点转换为可计算的像素值曲线中振动区域的起点和终点,以此来确定超声刀振动幅度的起点和终点,方便计算人员根据各像素值曲线中振动区域的起点和终点来计算超声刀振动幅度的起点和终点,实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果。

[0048] 实施例二

[0049] 图4为本发明实施例二提供的一种超声手术刀的振幅确定方法的流程图,本发明实施例二是在上述实施例一的基础上,对上述实施例一的进一步细化,具体包括如下步骤:

[0050] S210、获取超声手术刀的振动图像。

[0051] S220、提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线。

[0052] S230、基于所述像素值曲线对所述像素行或像素列进行有效性验证,当所述像素行或像素列无效时,丢弃所述像素行或像素列。

[0053] 示例性的,根据一定的有效性验证规则,对生成的任一像素值曲线所对应的像素行或像素列进行有效性验证,验证任一像素值曲线所对应的像素行或像素列是否是由效的,若验证后,证实该像素行或像素列是有效的,则识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅;若验证后,证实该像素行或像素列是无效的,则舍弃该像素行或像素列,基于振动图像中其他有效的像素行或像素列确定振动区域的起点和终点。

[0054] 在上述实施例的技术方案中,在计算超声手术刀的振幅之前,先对提取的像素行或像素列生成的像素值曲线进行有效性验证,这样设置的好处在于,通过有效性验证,保留有效的像素行或像素列,通过保留的有效的像素行或像素列计算超声手术刀的振幅,避免无效像素行或像素列对确定超声手术刀的振幅的干扰,以及提取的像素行或像素列无法计

算得到超声手术刀的振幅的情况,减少了不必要的计算过程,节省了时间,提高了工作效率。

[0055] 可选的,对像素行或像素列进行有效性验证,可以是根据像素值曲线的起点与终点确定直线方程;确定直线方程与像素值曲线的交点数量,根据交点数量确定所述像素行或像素列的有效性。

[0056] 示例性的,根据像素值曲线的起点与终点,将像素值曲线的起点和终点连接,可确定一条直线,该直线与像素值曲线可能相交,根据交点的数量来确定与像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效。

[0057] 可选的,当交点数量等于1时,确定像素行或像素列有效;当交点数量等于小于1或者大于1时,确定像素行或像素列无效。

[0058] 示例性的,当连接像素值曲线的起点和终点的直线与像素曲线的交点数量为1时,则与该像素值曲线所对应的像素行或像素列有效,当连接像素值曲线的起点和终点的直线与像素曲线的交点数量不为1时,则与该像素值曲线所对应的像素行或像素列无效。参考图5a和图5b,图5a和图5b为像素行或像素列有效性验证图,将图3中A、B、C三段曲线理想化,由于图3中曲线的A段表示图2中实景区域的像素值曲线,C段曲线表示图2中背景区域的像素值曲线,图2中实景区域和背景区域均为单色且均匀分布的,因此实景区域的像素值大体一致,背景区域的像素值也大体一致,都趋近于一条直线,B段曲线表示图2中虚景区域的像素值曲线,该段曲线的像素值逐渐增大或逐渐减少,变化趋势趋近于一条斜线,将图3中的A、B、C三段曲线理想化后,形成如图5a所示的像素行或像素列验证有效示意图,如图5a所示,点P1为图2中实景区域的最左边的边界点的像素点,点P2为图2中实景区域的最右边的边界点的像素点,同时也是图2中虚景区域的最左边的像素点,点P3为图2中虚景区域的最右边的边界点的像素点,点P4为图2中实景区域的最右边的边界点的像素点,线段P1P2对应于图3中的A段曲线,线段P2P3对应于图3中的B段曲线,线段P3P4对应于图3中的C段曲线,图5a中,将点P1和点P4直线连接,该直线与图5a的曲线有且仅有一个交点P5,则证明选取的与该像素值曲线所对应的像素行或像素列是有效的。图5b为像素行或像素列验证无效示意图,图5b中,除了图5a的线段外,还有线段P2'P3',该段直线代表超声手术刀在振动过程中经历了两次振动,由于物体的振幅是在物体的一次全振动过程中的振动的最大幅度,而在图5b中超声手术刀经历了两次全振动过程,因此,图5b中线段P1P4与图5b的曲线有两个交点P5和P5',证明选取的与该像素值曲线所对应的像素行或像素列是无效的。

[0059] 在上述实施例的技术方案中,根据像素值曲线的起点与终点,将像素值曲线的起点和终点连接,可确定一条直线,该直线与像素值曲线可能相交,根据交点的数量来确定与像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,这样设置的好处在于,根据像素值曲线的起点和终点连线的直线与像素值曲线的交点的数量来判断与该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,通过这种方式,可以很方便快捷的辨别有效的像素行或像素列,利用有效的像素行或像素列来计算超声手术刀的振幅,保证了超声手术刀的振幅的计算结果的有效性和可靠性。

[0060] S240、识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点。

[0061] S250、基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

[0062] 本发明实施例的技术方案,通过获取的超声手术刀的振动图像,根据振动图像,可

以很直观的将超声手术刀的图像、超声手术刀振动过程的图像和振动图像的背景区分出来,以便后期计算人员针对振动图像采集并统计振动图像的各个区域的像素点。根据超声手术刀的振动方向或者振动图像的摆放位置,提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线,这样将超声手术刀的振动过程用振动图像的像素值曲线来表示,方便计算人员通过计算像素值曲线来确定超声手术刀的振动过程,以便对超声振动刀的振幅进行计算。在计算超声手术刀的振幅之前,先对提取的像素行或像素列生成的像素值曲线进行有效性验证,通过有效性验证,保留有效的像素行或像素列,通过保留的有效的像素行或像素列计算超声手术刀的振幅,避免无效像素行或像素列对确定超声手术刀的振幅的干扰,以及提取的像素行或像素列无法计算得到超声手术刀的振幅的情况,减少了不必要的计算过程,节省了时间,提高了工作效率。根据像素值曲线的起点与终点,将像素值曲线的起点和终点连接,可确定一条直线,该直线与像素值曲线可能相交,根据交点的数量来确定与像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,通过这种方式,可以很方便快捷的辨别有效的像素行或像素列,利用有效的像素行或像素列来计算超声手术刀的振幅,保证了超声手术刀的振幅的计算结果的有效性和可靠性。根据像素值曲线,识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的确定超声手术刀振动区域,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅,这里将无法计算的超声刀振动幅度的起点和终点转换为可计算的像素值曲线中振动区域的起点和终点,以此来确定超声刀振动幅度的起点和终点,方便计算人员根据各像素值曲线中振动区域的起点和终点来计算超声刀振动幅度的起点和终点,实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果。

[0063] 实施例三

[0064] 图6为本发明实施例三提供的一种超声手术刀的振幅确定方法的流程图,本发明实施例三是在上述实施例的基础上,对上述实施例的进一步细化,具体包括如下步骤:

[0065] S310、获取超声手术刀的振动图像。

[0066] S320、提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线。

[0067] S330、基于所述像素值曲线对所述像素行或像素列进行有效性验证,当所述像素行或像素列无效时,丢弃所述像素行或像素列。

[0068] S340、确定所述像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和所述像素值曲线的交点。

[0069] 示例性的,参考图7,图7为像素值曲线中振动区域的起点和终点识别图,如图7所示,线段P1P4与线段P2P3有一个交点P5,该像素值曲线所对应的像素行或像素列是有效的。

[0070] 在上述实施例的技术方案中,在确定超声手术刀的振幅前,确定像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和像素值曲线的交点,这样设置的好处在于,先确定像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和像素值曲线的交点,可以很直观的判断该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,避免了不必要的计算过程,节省了时间,提高了效率。

[0071] S350、分别确定所述像素值曲线的起点至所述交点之间的各元素点与所述像素值曲线的终点的的第一斜率,将最大的第一斜率对应的元素点确定为所述振动区域的起点。

[0072] 示例性的,通过计算像素值曲线的起点至交点之间的各元素点与像素值曲线的终

点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的起点。如图7所示,将点P1、P2、P3和P4连接,可组成平行四边形P3P1P2P4,线段P2P3和P1P4分别为该平行四边形中平行的两条边,相应的,线段P3P4和P1P2分别为该平行四边形中平行的另外两条边,线段P2P3和P1P4分别为该平行四边形的两条内对角线,线段P2P3和P1P4相交于一点P5,其中,P1为像素值曲线的起点,P5为交点,P4为像素值曲线的终点,在三角形P1P2P5中,将线段P1P2和P2P5中各元素点与点P4连线的直线的斜率最大的元素点确定为振动区域的起点,因为在三角形P1P2P5中,线段P1P2和P2P5中各元素点与点P4连线的直线的斜率中,点P2与点P4连线的直线的斜率最大,因此,点P2为振动区域的起点。

[0073] 在上述实施例的技术方案中,通过计算像素值曲线的起点至交点之间的各元素点与像素值曲线的终点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的起点,这样设置的好处在于,将无法确定的振动区域的起点转换到可通过计算获得起点的像素值曲线上,通过简单的计算便可确定振动区域的起点,而不用人为的用肉眼去确定振动区域的起点,节省了人力,实现了自动化确定振动区域的起点的效果,进而实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果,提高了效率,同时也提高了振动区域的起点确定的精度,进而提高了超声手术刀的振幅识别的精度。

[0074] S360、分别确定所述交点与所述像素值曲线的终点之间的各元素点与所述像素值曲线的起点的第二斜率,将最大的第二斜率对应的元素点确定为所述振动区域的终点。

[0075] 示例性的,通过计算交点与像素值曲线的终点之间的各元素点与像素值曲线的起点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的终点。如图7所示,在三角形P3P4P5中,参照振动区域的起点的确定方法,计算线段P4P3和P3P5中各元素点与点P1连线的直线的斜率中,点P3与点P1连线的直线的斜率最大,因此,点P3为振动区域的终点。

[0076] 在上述实施例的技术方案中,通过计算交点与像素值曲线的终点之间的各元素点与像素值曲线的起点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的终点,这样设置的好处在于,将无法确定的振动区域的终点转换到可通过计算获得终点的像素值曲线上,通过简单的计算便可确定振动区域的终点,而不用人为的用肉眼去确定振动区域的终点,节省了人力,实现了自动化确定振动区域的终点的效果,进而实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果,提高了效率,同时也提高了振动区域的终点确定的精度,进而提高了超声手术刀的振幅识别的精度。

[0077] S370、基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。

[0078] 本发明实施例的技术方案,通过获取的超声手术刀的振动图像,根据振动图像,可以很直观的将超声手术刀的图像、超声手术刀振动过程的图像和振动图像的背景区分出来,以便后期计算人员针对振动图像采集并统计振动图像的各个区域的像素点。根据超声手术刀的振动方向或者振动图像的摆放位置,提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线,这样将超声手术刀的振动过程用振动图像的像素值曲线来表示,方便计算人员通过计算像素值曲线来确定超声手术刀的振动过程,以便对超声振动刀的振幅进行计算。在计算超声手术刀的振幅之前,先对提取的像素行或像素列生成的像素值曲线进行有效性验证,通过有效性验证,保留有效的像素行或像素列,通过保留的有效的像素行或像素列计算超声手术刀的振幅,避免无效像

素行或像素列对确定超声手术刀的振幅的干扰,以及提取的像素行或像素列无法计算得到超声手术刀的振幅的情况,减少了不必要的计算过程,节省了时间,提高了工作效率。根据像素值曲线的起点与终点,将像素值曲线的起点和终点连接,可确定一条直线,该直线与像素值曲线可能相交,根据交点的数量来确定与像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,通过这种方式,可以很方便快捷的辨别有效的像素行或像素列,利用有效的像素行或像素列来计算超声手术刀的振幅,保证了超声手术刀的振幅的计算结果的有效性和可靠性。通过先确定像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和像素值曲线的交点,可以很直观的判断该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,避免了不必要的计算过程,节省了时间,提高了效率。确定交点后,通过计算像素值曲线的起点至交点之间的各元素点与像素值曲线的终点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的起点,采用这种方式,将无法确定的振动区域的起点转换到可通过计算获得起点的像素值曲线上,通过简单的计算便可确定振动区域的起点,而不用人为的用肉眼去确定振动区域的起点,节省了人力,实现了自动化确定振动区域的起点的效果,进而实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果,提高了效率,同时也提高了振动区域的起点确定的精度,进而提高了超声手术刀的振幅识别的精度。通过计算交点与像素值曲线的终点之间的各元素点与像素值曲线的起点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的终点,通过这种方式,将无法确定的振动区域的终点转换到可通过计算获得终点的像素值曲线上,通过简单的计算便可确定振动区域的终点,而不用人为的用肉眼去确定振动区域的终点,节省了人力,实现了自动化确定振动区域的终点的效果,进而实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果,提高了效率,同时也提高了振动区域的终点确定的精度,进而提高了超声手术刀的振幅识别的精度。根据像素值曲线,识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的确定超声手术刀振动区域,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅,这里将无法计算的超声刀振动幅度的起点和终点转换为可计算的像素值曲线中振动区域的起点和终点,以此来确定超声刀振动幅度的起点和终点,方便计算人员根据各像素值曲线中振动区域的起点和终点来计算超声刀振动幅度的起点和终点,实现了自动化识别超声刀振动幅度的效果。

[0079] 实施例四

[0080] 图8为本发明实施例四提供的一种超声手术刀的振幅确定方法的流程图,本发明实施例四是在上述实施例的基础上,对上述实施例的进一步细化,具体包括如下步骤:

[0081] S400、获取超声手术刀的振动图像。

[0082] S410、提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线。

[0083] S420、基于所述像素值曲线对所述像素行或像素列进行有效性验证,当所述像素行或像素列无效时,丢弃所述像素行或像素列。

[0084] S430、确定所述像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和所述像素值曲线的交点。

[0085] S440、分别确定所述像素值曲线的起点至所述交点之间的各元素点与所述像素值曲线的终点的斜率,将最大的斜率对应的元素点确定为所述振动区域的起点。

[0086] S450、分别确定所述交点与所述像素值曲线的终点之间的各元素点与所述像素值曲线的起点的第二斜率,将最大的第二斜率对应的元素点确定为所述振动区域的终点。

[0087] S460、确定所述像素值曲线的起点与所述振动区域的起点之间的第三斜率、所述振动区域的起点和终点之间的第四斜率以及振动区域的终点与所述像素值曲线的终点的第五斜率。

[0088] 示例性的,通过计算像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率,根据一定的判断规则,确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,若无效,则舍弃该像素行或像素列,重新选取新的像素行或像素列,重复执行S400-S460,直至确定选取的像素行或像素列有效为止,若有效,则通过该像素行或像素列,确定超声手术刀的振幅。如图7所示,分别计算线段P1P2、P2P3和P3P4的斜率,根据一定的判断规则,对比线段P1P2、P2P3和P3P4的斜率,即可确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效。

[0089] 在上述实施例的技术方案中,通过计算像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率,根据一定的判断规则,确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,这样设置的好处在于,通过计算像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率,确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,可以使工作人员提前获知所选取的像素行或像素列是否有效,避免不必要的多余的计算,节省了时间,提高了效率。

[0090] S470、基于斜率判断规则确定所述第三斜率、所述第四斜率和所述第五斜率是否有效,若所述第三斜率、所述第四斜率和所述第五斜率中的任一项无效,则丢弃所述像素值曲线对应的像素行或像素列。

[0091] 示例性的,斜率规则可以是比较像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率 K_1 、振动区域的起点和终点之间的斜率 K_2 以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率 K_3 的大小,来确定 K_1 、 K_2 和 K_3 是否有效,若 K_1 、 K_2 和 K_3 中任一项无效,则丢弃该像素值曲线对应的像素行或像素列。如图7所示,分别计算线段P1P2、P2P3和P3P4的斜率 K_1 、 K_2 和 K_3 ,比较 K_1 、 K_2 和 K_3 的大小,比如可以判断 K_1 、 K_2 和 K_3 是否满足条件: $K_1 < K_2$, $K_3 < K_2$, $K_1 \leq$ 第一预设值, $K_3 \leq$ 第二预设值,来确定 K_1 、 K_2 和 K_3 是否有效,因为,线段P1P2和P3P4趋近于直线,也就是说,线段P1P2和P3P4的斜率 K_1 和 K_3 的值均趋近于0,所以可以预设线段P1P2的斜率的第一预设值和P3P4的斜率的第二预设值,其中第一预设值和第二预设值可以相同或不同,例如,第一预设值和第二预设值可以均为0.1,当 K_1 、 K_2 和 K_3 满足条件: $K_1 < K_2$, $K_3 < K_2$, $K_1 \leq 0.1$, $K_3 \leq 0.1$ 时,则判断 K_1 、 K_2 和 K_3 是有效,该像素值曲线所对应的像素行或像素列有效。

[0092] 在上述实施例的技术方案中,通过一定规则,判断像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率是否有效,这样设置的好处在于,通过计算像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率,确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,可以使工作人员提前获知所选取的像素行或像素列是否有效,避免不必要的多余的计算,节省了时间,提高了效率。

[0093] S480、根据所述振动区域的起点和终点之间的元素数量,和所述振动图像中像素点的单位距离,确定各所述像素行或像素列中的振幅。

[0094] 示例性的,由于振动图像中像素点的单位距离是预先设置好的,即是已知的,因此可以根据振动区域的起点和终点之间的元素数量,和振动图像中像素点的单位距离,确定各像素行或像素列中的振幅,图7中线段P2P3对应图3中B段曲线,根据B段曲线的两个端点对应的图3中横坐标的坐标值,即可知道B段曲线的像素点的范围,例如,振动图像的像素为 300×330 ,B段曲线的像素点的范围为75-225,即B段曲线的像素点的长度为150,由于振动图像中像素点的单位距离是已知的,例如,一个像素点在振动图像中表示0.014mm,则该像素行或像素列的振幅为 $150 \times 0.014 = 2.1\text{mm}$,由于该振幅代表超声手术刀在振动图像中的振幅,由于在实际操作中,像素点在振动图像中的长度即为实际长度,即超声手术刀的实际振幅为2.1mm。

[0095] 在上述实施例的技术方案中,根据振动区域的起点和终点之间的元素数量,和振动图像中像素点的单位距离,确定各像素行或像素列中的振幅,根据振动图像中各像素行或像素列中的振幅,确定超声手术刀的实际振幅,这样设置的好处在于,通过计算振动区域的起点和终点之间的元素数量,和振动图像中像素点的单位距离,即可确定超声手术刀的振幅,而不需人为的用肉眼观察超声手术刀的振幅,节省了人力,实现了自动化识别超声手术刀的振幅的效果,提高了效率,同时也提高了超声手术刀的振幅识别的精度。

[0096] S490、确定各有效的所述像素行或像素列中的振幅的均值、最大值或最小值,将所述均值、最大值或最小值中的任一项确定为所述超声手术刀的振幅。

[0097] 示例性的,根据确定的各有效的像素行或像素列中的超声手术刀的振幅,可以将各振幅值求平均值,也可以选取各振幅值中的最大值,还可以选取各振幅值中的最小值,将各振幅值的平均值、各振幅值中的最大值或者各振幅值中的最小值中的任一项确定为超声手术刀的振幅,这里不做限定。

[0098] 在上述实施例的技术方案中,根据确定的各有效的像素行或像素列中的超声手术刀的振幅,将各振幅值的平均值、各振幅值中的最大值或者各振幅值中的最小值中的任一项确定为超声手术刀的振幅,这样设置的好处在于,可以根据工作人员的实际需要,选取合适的振幅。

[0099] 本发明实施例的技术方案,通过获取的超声手术刀的振动图像;根据超声手术刀的振动方向或者振动图像的摆放位置,提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;在计算超声手术刀的振幅之前,先对提取的像素行或像素列生成的像素值曲线进行有效性验证;根据像素值曲线的起点与终点,将像素值曲线的起点和终点连接,可确定一条直线,该直线与像素值曲线相交,根据交点的数量来确定与像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效;确定交点后,通过计算像素值曲线的起点至交点之间的各元素点与像素值曲线的终点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的起点;通过计算交点与像素值曲线的终点之间的各元素点与像素值曲线的起点的斜率,将得到的斜率中的最大值所对应的元素点确定为振动区域的终点;根据像素值曲线,识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点,通过识别像素值曲线中振动区域的起点和终点,可以很精确的确定超声手术刀的振动区域;通过计算像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的斜率、振动区域的起点和终点之间的斜率以

及振动区域的终点与像素值曲线的终点的斜率,根据斜率规则,确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,通过这种方式来确定该像素值曲线所对应的像素行或像素列是否有效,可以使工作人员提前获知所选取的像素行或像素列是否有效,避免不必要的多余的计算,节省了时间,提高了效率。通过计算振动区域的起点和终点之间的元素数量,和振动图像中像素点的单位距离,即可确定超声手术刀的振幅,而不需人为的用肉眼观察超声手术刀的振幅,节省了人力,实现了自动化识别超声手术刀的振幅的效果,提高了效率,同时也提高了超声手术刀的振幅识别的精度。根据确定的各有效的像素行或像素列中的超声手术刀的振幅,可以根据工作人员的实际需要,将各振幅值的平均值、各振幅值中的最大值或者各振幅值中的最小值中的任一项确定为超声手术刀的振幅,实现了自动化识别超声手术刀的振幅的效果,提高了超声手术刀的振幅识别的精度。

[0100] 实施例五

[0101] 图9为本发明实施例五提供的一种超声手术刀的振幅确定装置结构示意图,如图9所示,该装置包括:振动图像获取模块51、像素值曲线确定模块52、振动区域识别模块53和超声手术刀振幅确定模块54。

[0102] 其中,振动图像获取模块51,用于获取超声手术刀的振动图像;

[0103] 像素值曲线确定模块52,用于提取振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列,基于像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线;

[0104] 振动区域识别模块53,用于识别各像素值曲线中振动区域的起点和终点;

[0105] 超声手术刀振幅确定模块54,用于基于各振动区域的起点和终点确定超声手术刀的振幅。

[0106] 在上述实施例的技术方案的基础上,该装置还包括:

[0107] 有效性验证模块,用于基于像素值曲线对像素行或像素列进行有效性验证,当像素行或像素列无效时,丢弃像素行或像素列。

[0108] 在上述实施例的技术方案的基础上,有效性验证模块包括:

[0109] 直线方程确定单元,用于根据像素值曲线的起点与终点确定直线方程;

[0110] 有效性确定单元,用于确定直线方程与像素值曲线的交点数量,根据交点数量确定像素行或像素列的有效性。

[0111] 在上述实施例的技术方案的基础上,有效性确定单元还用于:

[0112] 当交点数量等于1时,确定像素行或像素列有效;

[0113] 当交点数量等于小于1或者大于1时,确定像素行或像素列无效。

[0114] 在上述实施例的技术方案的基础上,振动区域识别模块53包括:

[0115] 交点确定单元,用于确定像素值曲线的起点与终点之间的直线方程和像素值曲线的交点;

[0116] 振动区域起点确定单元,用于分别确定像素值曲线的起点至交点之间的各元素点与像素值曲线的终点的第二斜率,将最大的第二斜率对应的元素点确定为振动区域的起点;

[0117] 振动区域终点确定单元,用于分别确定交点与像素值曲线的终点之间的各元素点与像素值曲线的起点的第二斜率,将最大的第二斜率对应的元素点确定为振动区域的终点。

[0118] 在上述实施例的技术方案的基础上,振动区域识别模块53还包括:

[0119] 斜率确定单元,用于确定像素值曲线的起点与振动区域的起点之间的第三斜率、振动区域的起点和终点之间的第四斜率以及振动区域的终点与像素值曲线的终点的第五斜率;

[0120] 斜率有效性确定单元,用于基于斜率判断规则确定第三斜率、第四斜率和第五斜率是否有效,若第三斜率、第四斜率和第五斜率中的任一项无效,则丢弃像素值曲线对应的像素行或像素列。

[0121] 在上述实施例的技术方案的基础上,超声手术刀振幅确定模块54包括:

[0122] 像素行或像素列振幅确定单元,用于根据振动区域的起点和终点之间的元素数量,和振动图像中像素点的单位距离,确定各像素行或像素列中的振幅;

[0123] 超声手术刀振幅确定单元,用于根据各像素行或像素列中的振幅确定超声手术刀的振幅。

[0124] 在上述实施例的技术方案的基础上,超声手术刀振幅确定单元还用于:

[0125] 确定各有效的像素行或像素列中的振幅的均值、最大值或最小值,将均值、最大值或最小值中的任一项确定为超声手术刀的振幅。

[0126] 本发明实施例所提供的超声手术刀的振幅确定装置可执行本发明任意实施例所提供的超声手术刀的振幅确定方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。

[0127] 实施例六

[0128] 图10为本发明实施例六提供的一种电子设备的结构示意图,如图10所示,该电子设备包括处理器60、存储器61、输入装置62和输出装置63;电子设备中处理器60的数量可以是一个或多个,图10中以一个处理器60为例;电子设备中的处理器60、存储器61、输入装置62和输出装置63可以通过总线或其他方式连接,图10中以通过总线连接为例。

[0129] 存储器61作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,如本发明实施例中的超声手术刀的振幅确定方法对应的程序指令/模块(例如,振动图像获取模块51、像素值曲线确定模块52、振动区域识别模块53和超声手术刀振幅确定模块54)。处理器60通过运行存储在存储器61中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及数据处理,即实现上述的超声手术刀的振幅确定方法。

[0130] 存储器61可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据终端的使用所创建的数据等。此外,存储器61可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器61可进一步包括相对于处理器60远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0131] 输入装置62可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与电子设备的用户设置以及功能控制有关的键信号输入,例如,鼠标和键盘等。输出装置63可包括显示屏等显示设备。

[0132] 实施例七

[0133] 本发明实施例七还提供一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行一种超声手术刀的振幅确定方法。

[0134] 当然,本发明实施例所提供的一种包含计算机可执行指令的存储介质,其计算机可执行指令不限于如上所述的方法操作,还可以执行本发明任意实施例所提供的超声手术刀的振幅确定方法中的相关操作。

[0135] 通过以上关于实施方式的描述,所属领域的技术人员可以清楚地了解到,本发明可借助软件及必需的通用硬件来实现,当然也可以通过硬件实现,但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如计算机的软盘、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、闪存(FLASH)、硬盘或光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述的方法。

[0136] 值得注意的是,上述超声手术刀的振幅确定装置的实施例中,所包括的各个单元和模块只是按照功能逻辑进行划分的,但并不局限于上述的划分,只要能够实现相应的功能即可;另外,各功能单元的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本发明的保护范围。

[0137] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

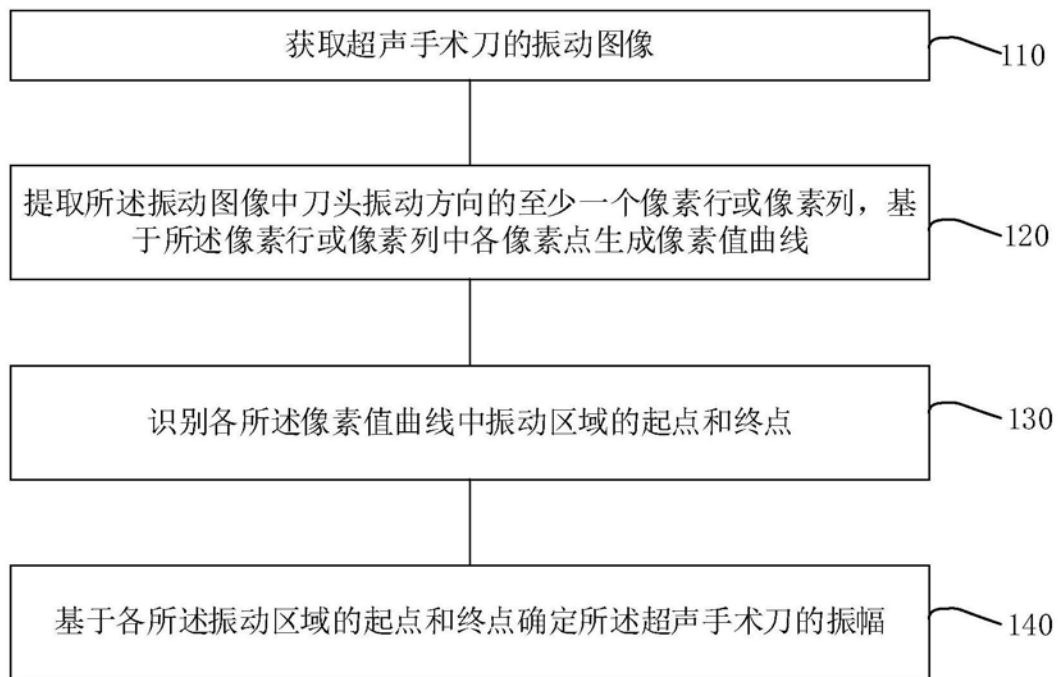


图1



图2

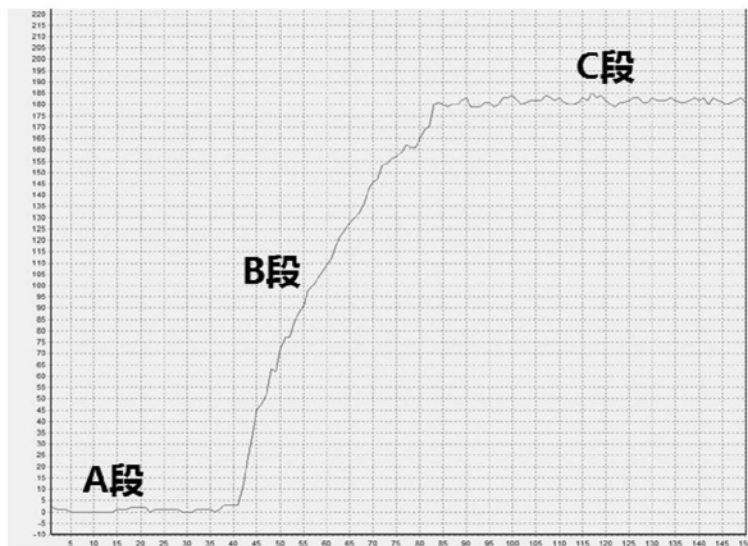


图3

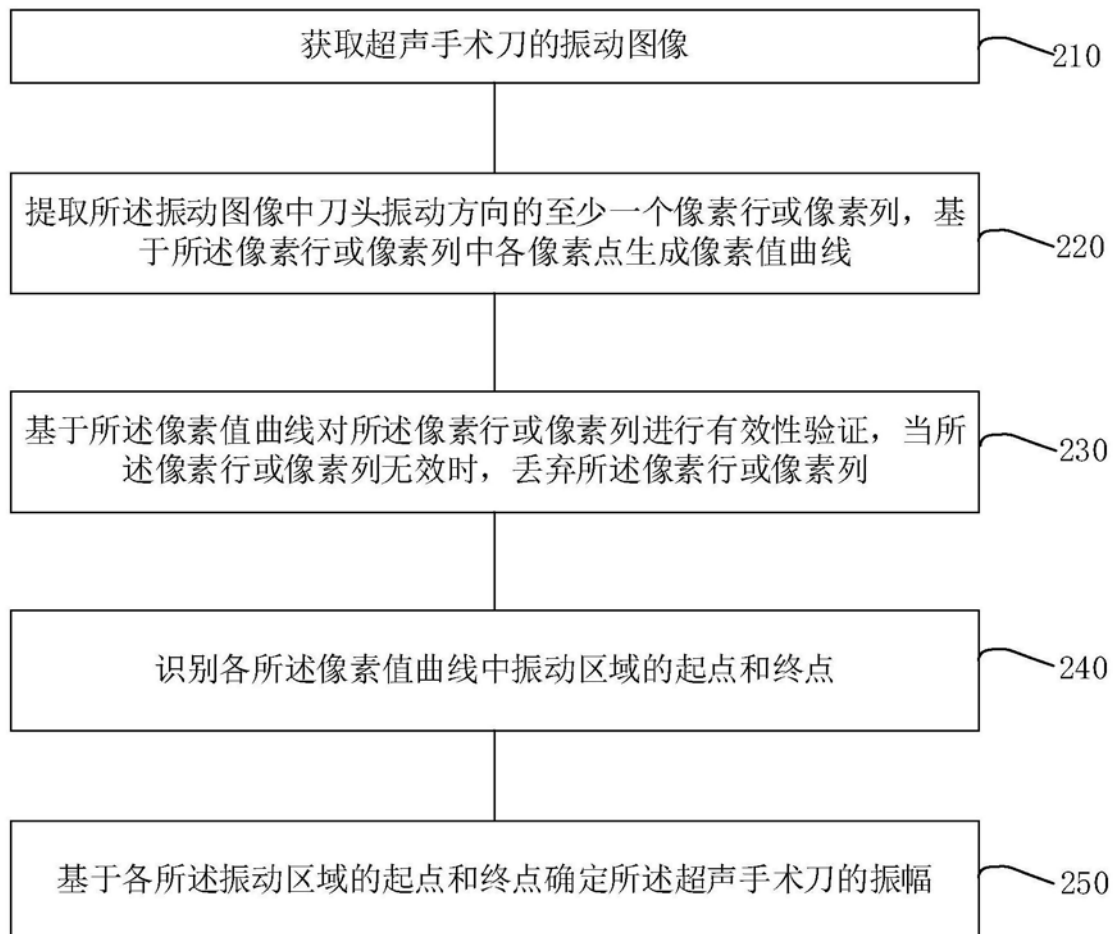


图4

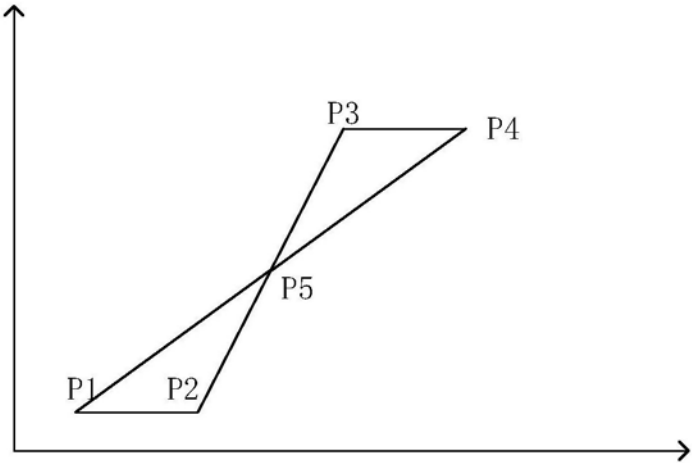


图5a

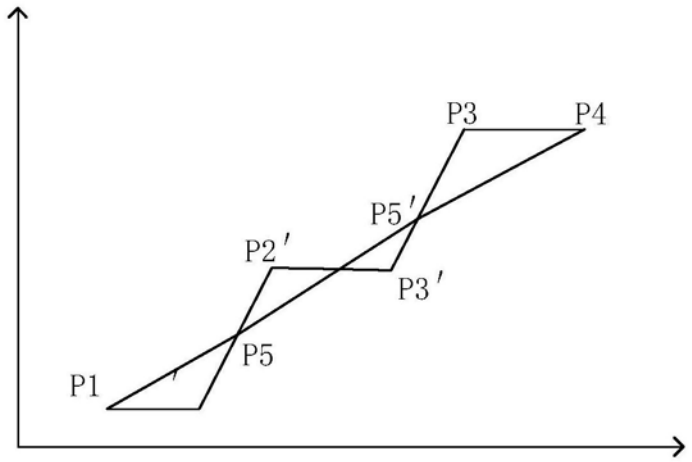


图5b

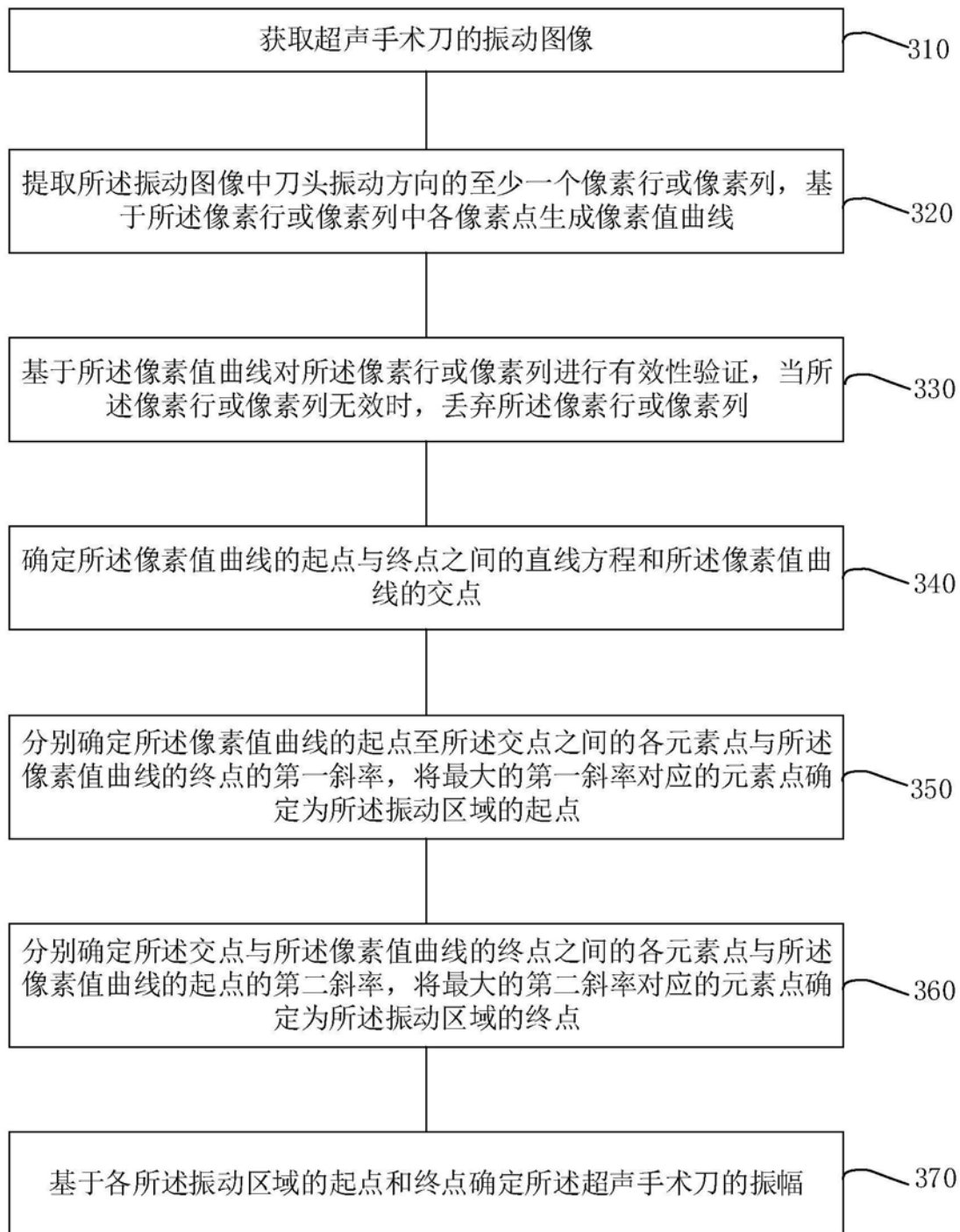


图6

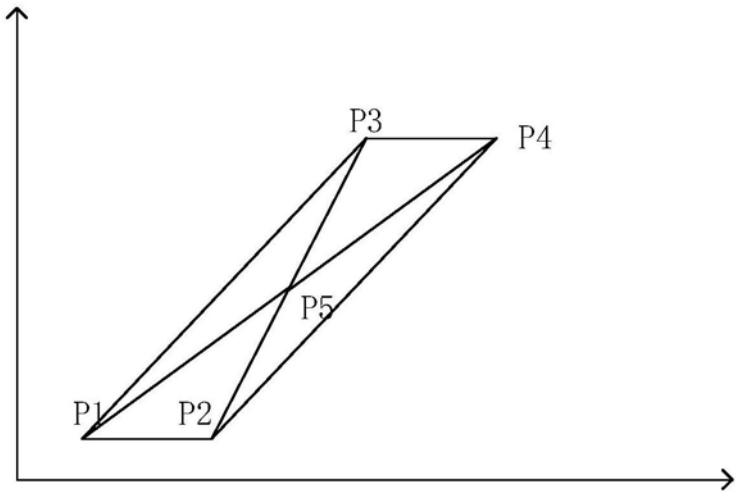


图7

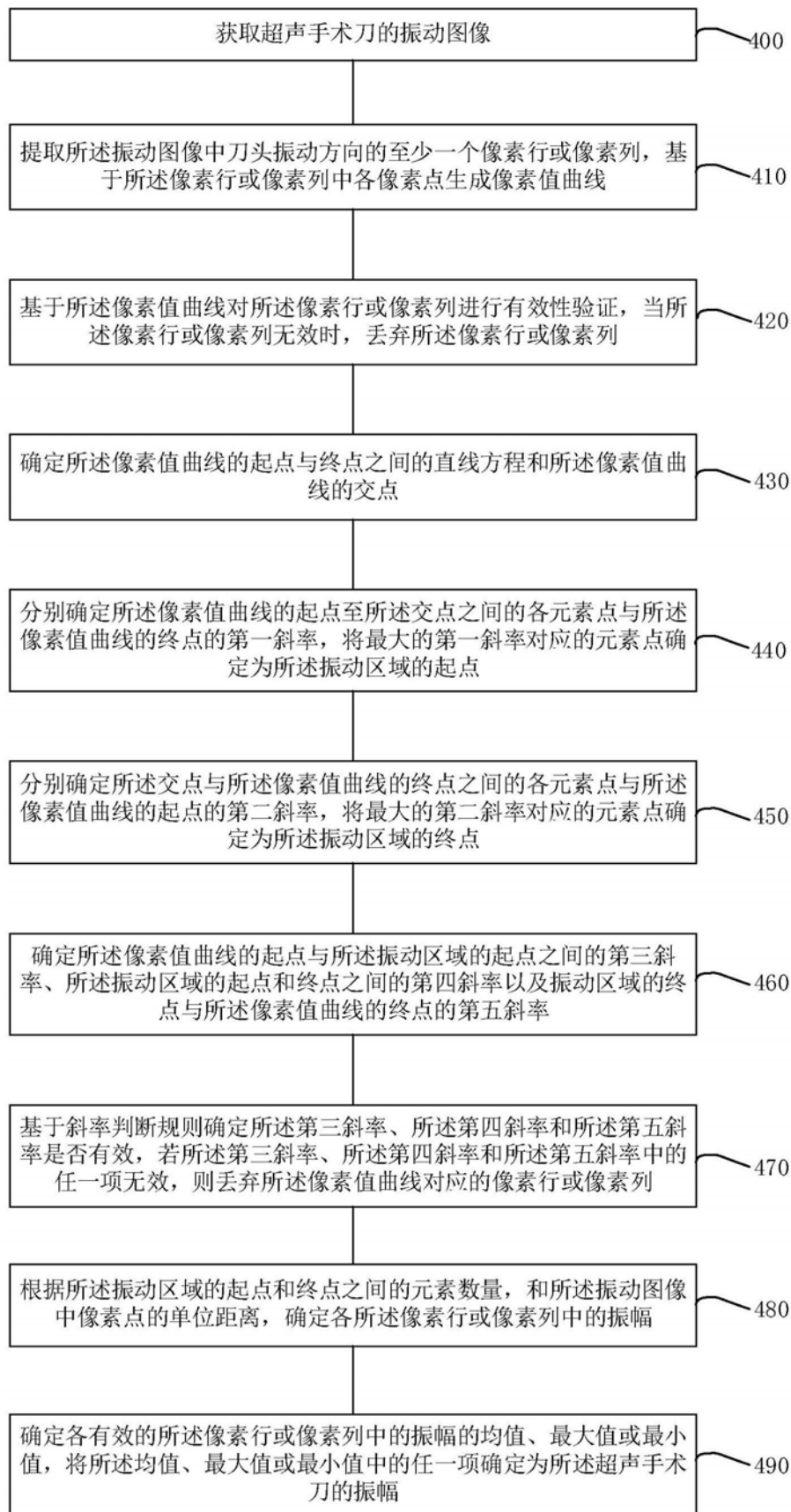


图8

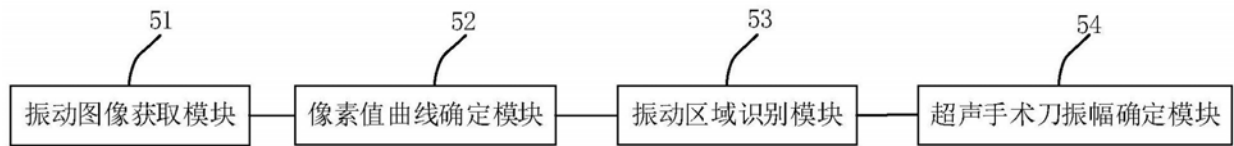


图9

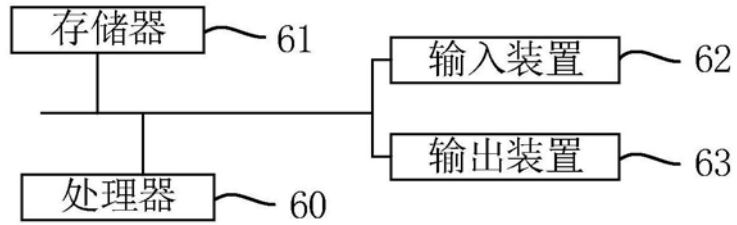


图10

专利名称(译)	超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备		
公开(公告)号	CN110916764A	公开(公告)日	2020-03-27
申请号	CN201911240487.X	申请日	2019-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	厚凯(天津)医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	厚凯(天津)医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	厚凯(天津)医疗科技有限公司		
[标]发明人	周顺达		
发明人	周顺达		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00106		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种超声手术刀的振幅确定方法、装置、存储介质及电子设备。所述方法包括：获取超声手术刀的振动图像；提取所述振动图像中刀头振动方向的至少一个像素行或像素列，基于所述像素行或像素列中各像素点生成像素值曲线；识别各所述像素值曲线中振动区域的起点和终点；基于各所述振动区域的起点和终点确定所述超声手术刀的振幅。以实现提高超声手术刀的振幅识别的精度和自动化。

