



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104083143 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 08

(21) 申请号 201310717064. 9

(22) 申请日 2013. 12. 23

(71) 申请人 北京华科创智健康科技股份有限公司

地址 100195 北京市海淀区闵庄路 3 号清华科技园 26 号楼

(72) 发明人 周智峰 白宝平 邹慧玲 张澍田
李鹏

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 8/12 (2006. 01)

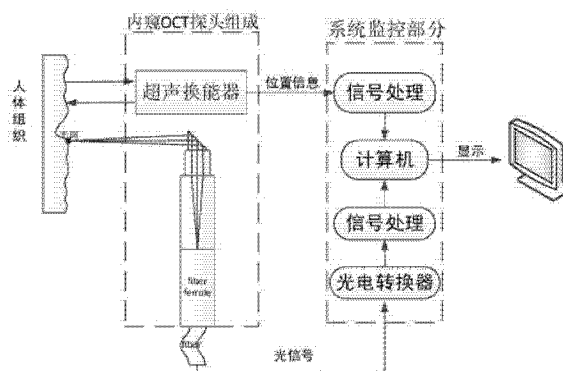
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

自动识别图像中有效与无效区域的内窥 OCT 系统

(57) 摘要

本发明提供了一种自动识别图像中有效与无效区域的内窥 OCT 系统。该系统根据超声获得的距离信息对 OCT 图像中可准确探测的部分进行判断,最终在图像上将准确和不准确的部分加以区分,从而便于医生观察探头相对于轮廓的位置,结合图像移动探头。



1. 一种内窥镜系统,具有大体上为圆柱形的探头,所述探头包括:
图像采集装置,用于采集被观测的目标的内部的图像;
测距装置,用于测量所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离;
图像识别装置,用于根据所述测距装置测量得到的所述距离识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述测距装置包括:
超声换能器,其能够利用超声换能器的压电效应,将高频电脉冲激励转换为机械振动产生声波发射出去,超声信号经不同深度的组织反射后形成一个超声回波序列,由所述超声换能器接收并转换成电信号;
超声信号处理装置,其能够接收、处理所述电信号;
计算机,其接收经过所述处理的电信号,并获得所述目标上各个位置相对于所述探头的位置信息。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,所述计算机根据超声回波的振幅判断所述超声回波的反射位置;
当所述振幅大于预定的阈值时,判断所述超声回波为发射的超声波遇到所述目标的内部的轮廓时的反射回波。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述探头是内窥 OCT 探头,所述 OCT 探头的工作范围是内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环;所述图像是组织特征图像。
5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,所述无效区域包括所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离小于所述工作范围的内半径 A 时所采集的图像。
6. 一种用于内窥镜系统的图像识别方法,所述内窥镜系统具有大体上为圆柱形的探头,所述方法包括以下步骤:
采集被观测的目标的内部的图像;
测量所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离;
根据所述测距装置测量得到的所述距离识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述探头是内窥 OCT 探头,所述 OCT 探头的工作范围是内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环;所述图像是组织特征图像。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述无效区域包括所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离小于所述工作范围的内半径 A 时所采集的图像。
9. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分的步骤包括:
 - (1) 所述探头为中心,半径在 A 以内区域不显示组织特征图像;
 - (2) 所述探头为中心,半径在 A+B 以外区域不显示组织特征图像;
 - (3) 记录所述轮廓以外的、远离探头的区域与内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环区域的交集;
 - (4) 对第(3)步记录的所述交集进行筛选,标记所述轮廓上距离所述探头的为 A 的位置,依次选取相邻的两个位置判断两个位置间的轮廓到圆心的距离与 A 之间的关系,直到全部点都判断完停止;

(5) 若两个位置间的所述轮廓到圆心的距离大于 A 则不处理 ; 若小于 A , 则以探头为圆心, A 为半径进行扫描, 找到一个最小的扇形区域使两位置间的轮廓包含于该扇形区域, 然后将该扇形区域与圆环的交集标记为无效区域 ;

(6) 在图像上显示圆环区域内的组织特征图, 对筛选的所述无效区域进行特殊描述来区分其他部分。

自动识别图像中有效与无效区域的内窥 OCT 系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统,特别是应用了 OCT (光学相干层析)技术的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 传统内窥 OCT (光学相干层析技术)探头工作距离固定,使用时依靠气囊,将组织变形为以工作距离为半径的球体,但气囊膨胀的尺寸很难控制且精度不高,给测量带来误差。另外当所测组织过大时,也只能通过用气囊使局部组织变形的方法进行测量,而气囊虽然为透明物质,但在透射的过程中必然存在着光信息的衰减,信噪比降低,以至于计算机得到的癌变等信息不准确;气囊本身材料的选取具有一定的限制,身体组织具有一定的排异性,所以气囊材料应该具有生物相容性等诸多限制。本产品的设计避免了气囊带来的不便,在不存在气囊的情况下,通过超声装置获得位置信息,将图像上准确和非准确的部分加以区分,在操作上和诊断上带来便利。传统 OCT 显示的组织特征图像中不是所有的部分都能够作为医生的诊断依据,有的部分由于距离探头很近,光未汇聚就照射在组织壁,导致组织壁下的组织都不能探测准确;有的部分由于距离探头很远,不在 OCT 探头的工作范围内,也不能探测准确。

[0003] 医生移动探头的位置是通过内窥镜观察组织进行判断探头的位置,但观察的图像不能直观的反应位置信息。

发明内容

[0004] 针对现有技术中的上述技术问题,本发明的目的在于提供一种应用了 OCT (光学相干层析)技术的内窥镜系统,该系统根据超声获得的距离信息对 OCT 图像中可准确探测的部分进行判断,最终在图像上将准确和不准确的部分加以区分,从而便于医生观察探头相对于轮廓的位置,结合图像移动探头。

[0005] 本发明通过如下的技术方案实现。

[0006] 一种内窥镜系统,具有大体上为圆柱形的探头,所述探头包括:

图像采集装置,用于采集被观测的目标的内部的图像;

测距装置,用于测量所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离;

图像识别装置,用于根据所述测距装置测量得到的所述距离识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分。

[0007] 优选地,所述测距装置包括:

超声换能器,其能够利用超声换能器的压电效应,将高频电脉冲激励转换为机械振动产生声波发射出去,超声信号经不同深度的组织反射后形成一个超声回波序列,由所述超声换能器接收并转换成电信号;

超声信号处理装置,其能够接收、处理所述电信号,从而获得所述目标上各个位置相对于所述探头的位置信息。

[0008] 优选地,所述超声信号处理装置根据超声回波的振幅判断所述超声回波的反射位置;

当所述振幅大于预定的阈值时,判断所述超声回波为发射的超声波遇到所述目标的内部的轮廓时的反射回波。

[0009] 优选地,所述探头是内窥 OCT 探头,所述 OCT 探头的工作范围是内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环;所述图像是组织特征图像。

[0010] 优选地,其特征在于,所述无效区域包括所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离小于所述工作范围的内半径 A 时所采集的图像。

[0011] 本发明还提供了一种用于内窥镜系统的图像识别方法,所述内窥镜系统具有大体上为圆柱形的探头,所述方法包括以下步骤:

采集被观测的目标的内部的图像;

测量所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离;

根据所述测距装置测量得到的所述距离识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分。

[0012] 优选地,所述探头是内窥 OCT 探头,所述 OCT 探头的工作范围是内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环;所述图像是组织特征图像。

[0013] 优选地,所述无效区域包括所述探头到所述目标的内部的轮廓之间的距离小于所述工作范围的内半径 A 时所采集的图像。

[0014] 优选地,所述识别出所述图像中的包括有效区域的第一部分,以及包括无效区域的第二部分的步骤包括:

(1) 所述探头为中心,半径在 A 以内区域不显示组织特征图像;

(2) 所述探头为中心,半径在 A+B 以外区域不显示组织特征图像;

(3) 记录所述轮廓以外的、远离探头的区域与内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环区域的交集;

(4) 对第(3)步记录的所述交集进行筛选,标记所述轮廓上距离所述探头的为 A 的位置,依次选取相邻的两个位置判断两个位置间的轮廓到圆心的距离与 A 之间的关系,直到全部点都判断完停止;

(5) 若两个位置间的所述轮廓到圆心的距离大于 A 则不处理;若小于 A,则以探头为圆心, A 为半径进行扫描,找到一个最小的扇形区域使两位置间的轮廓包含于该扇形区域,然后将该扇形区域与圆环的交集标记为无效区域;

(6) 在图像上显示圆环区域内的组织特征图,对筛选的所述无效区域进行特殊描述来区分其他部分。

[0015]

附图说明

[0016] 图 1 为内窥 OCT 探头结构图

图 2A 和 2B 为系统原理图

图 3 为超声装置工作原理图

图 4 为图像自动识别功能实现图解 1

图 5 为图像自动识别功能实现图解 2

其中各附图标记含义如下：

- 1 为固定在胶套上的微型超声测距换能器
- 2 为胶套
- 3 为三角棱镜
- 4 为格林透镜
- 5 为光纤套管
- 6 为单模光纤

具体实施方式

[0017] 如图 1 所示,在由胶套 2、三角棱镜 3、格林透镜 4、光纤套管 5、单模光纤 6 组成的传统内窥 OCT 探头中增加超声测距换能器 1 用于获得内部组织相对于探头的位置信息,超声装置由 FPGA(现场可编程门阵列)进行控制,发出一定频率的激励信号,经过编码激励电路电路后由探头发射到探测位置,经过各探测面的反射,再由探头接收后经过数字信号处理等一系列处理后通过 USB 设备实现与计算机的通讯,计算机根据 $d=v \times t/2$ 并由接收到数据解调出不同组织相对于探头 1 的位置信息,根据解调的位置信息判断轮廓位置是否在内窥 OCT 探头的工作范围,通过算法对 OCT 所成的组织特征图进行判断,将组织特征图像中准确和不准确的部分加以区分、显示。在另一个界面显示组织轮廓图,医生结合内窥镜观察并移动探头位置。医生不断的移动探头位置,将组织整体检测完全。系统原理图如图 2A 和 2B 所示。

[0018] 超声装置由超声换能器、超声信号处理电路和计算机组成。

[0019] 在原有的工作距离为 A (单位 mm),可探测距离为 B (单位 mm)的内窥 OCT 探头(A 和 B 的表述如图 4、5 的②所示)内部的胶套 2 上添加一个超声换能器 1,利用超声换能器的压电效应,将高频电脉冲激励转换为机械振动产生声波发射出去,超声信号经不同深度的组织反射后形成一个超声回波序列,由原超声换能器接收并转换成电信号,该电信号由超声信号处理电路接收、处理获得组织上各个位置相对于探头的位置信息。超声换能器同时具有发射和接收的功能并共用一根信号线。如图 3 所示,超声换能器由 FPGA 进行控制,发出 20MHz 的方波信号,经过编码激励电路由探头发射到探测位置,经过探测面的反射,再由探头接收后经过数字信号处理等一系列处理后通过 USB 设备实现与计算机的通讯,计算机根据 $d=v \times t/2$ 并由接收到数据解调出不同组织相对于 OCT 探头的位置信息,超声波在血液、脑、脂肪、肾、肝、肌肉中的波速大致在 1500 m / s 左右,在这里可以近似认为人体组织中的超声波速都一样,这是目前各种超声诊断仪器检测脏器大小的基础。也就是说,目前用同一个标准测量不同脏器的大小。实质上是假设了它们的超声波速是相等的。

[0020] 内窥 OCT 探头负责获取各个断层的组织学特征,利用光的干涉原理形成相干光,对相干条纹进行解调,在计算机上得到组织的特征图像。当 OCT 探头处在某个固定位置时要进行环扫,但是 OCT 探头的工作距离和探测深度固定,工作范围只是在内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环面积内,在此区域外都不能准确探测,所以图像只显示工作区域内的图像。但当组织的内轮廓小于 A,由探头发出的光未汇聚就被损耗,导致轮廓以外区域都不能准确探测,即使不能准确探测,其外部的组织在 $A \sim (A+B)$ 内仍能显示。正因如此 OCT 图像中显示

的组织中可能包含内轮廓小于 A 的组织,这部分是不能测量准确的,给医生的诊断带来不便。

[0021] 利用超声装置,在 OCT 探头环扫成像的过程中,超声换能器实时的接收组织各位置的回波,当发射的超声波遇到组织内轮廓壁时反射回波,此回波相比组织内部的回波振幅大很多,在处理图像时只需要找到内轮廓的位置即可判断图像中的组织特征是否准确。人为的规定一个阈值,计算机对数字信号处理后回波信号做判断,当振幅大于阈值时则判断是内轮廓点。计算机根据 $d=v \times t/2$ 并由接收到数据解调出组织轮廓相对于 OCT 探头的位置信息。

[0022] 计算机再根据得到的组织轮廓位置信息对 OCT 所成的组织特征图像进行筛选,如图 4、5 所示。

[0023] 算法如下:

1. 探头为中心,半径在 A 以内区域不显示组织特征图像
2. 探头为中心,半径在 A+B 以外区域不显示组织特征图像
3. 轮廓为边界远离探头的区域认为是组织,记录轮廓以外(远离探头)区域与内半径为 A、外半径为 A+B 的圆环区域的交集。

[0024] 4. 对第 3 步记录的交集部分进行筛选,标记轮廓上距离探头的 A 的位置,依次选取相邻的两个位置判断两个位置间的轮廓到圆心的距离与 A 之间的关系,直到全部点都判断完停止。

[0025] 5. 若两个位置间的轮廓到圆心的距离大于 A 则不处理;若小于 A,意味着光未汇聚,使得后面的组织探测不准确,此时,以探头为圆心, A 为半径进行扫描,找到一个最小的扇形区域使两位置间的轮廓包含于该扇形区域,然后将该扇形区域与圆环的交集标记为无效区域。

[0026] 6. 在图像上显示圆环区域内的组织特征图,对筛选的无效区域进行特殊描述来区分其他部分。

[0027] 当 OCT 图像作为诊断依据时,根据医疗检测中对图像分辨率的要求,1 像素对应 $10 \mu m$,显示器只显示以探头为圆心半径为 A+B 内的图像。以 A=6.9mm, B=3mm 为例,根据显示器分辨率 1024×1024 , A+B=9.9mm 对应着 $9.9mm/10 \mu m=990$ 个像素,若想将组织全部显示,需要将 0—6.9mm 之间的无用区域进行压缩,使该部分在以探头为圆心,半径为 100 个像素的圆形区域显示,而 6.9—9.9mm 的区域在内半径为 100 个像素、外半径为 400 个像素的圆环区域显示,此时 $400 < 1024/2$,既满足显示器分辨率和医疗检测的分辨率,又使有用的部分得到充分的体现。整幅图像在边长为 1024 个像素的正方形界面显示,探头位置在几何中心,如图 4、5 中的⑦所示。由于是根据得到的组织轮廓位置信息对 OCT 所成的组织特征图像进行筛选,OCT 探头的分辨率为 $10 \mu m$,超声换能器一般比 OCT 探头大,这种情况下会产生误差,可通过增加频率、合成孔径算法等方法提高超声装置的分辨率,使它接近 $10 \mu m$ 来减小误差。

[0028] 另外由于图像界面的尺寸限制和分辨率 1 像素代表 $10 \mu m$ 的要求,当组织过大时不能显示整体的组织特征图,为了让医生清楚的知道探头所在位置,除了筛选的组织特征图外,用另一个界面显示组织轮廓图,医生可用按键在同一个显示器来回切换两个界面。超声探测距离远,可用超声将组织的轮廓全部探测并在计算机上显示,轮廓图像只体现探头

相对于轮廓的位置,不体现组织特征信息,不用考虑分辨率的问题,可调节图像比例,让图像在 1024*1024 的界面全部显示,也可将轮廓图压缩很小采用画中画的形式在组织特征图中体现。探头始终在界面中心,当探头移动时,可看到以探头为中心动态的组织轮廓图,医生可结合轮廓图和内窥镜观察,移动探头位置,对下一位置进行检测。探头位置移动后超声换能器随着 OCT 探头继续进行环扫,计算机得到组织特征信息和轮廓后进行同样的判断、标记、筛选、压缩最终将组织特征图显示,而在轮廓图显示轮廓相对探头的位置,最终将所有的组织区域检查完全。

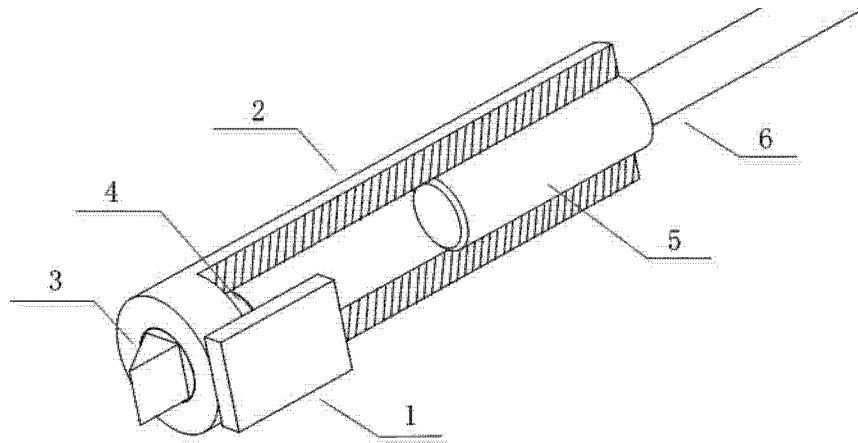


图 1

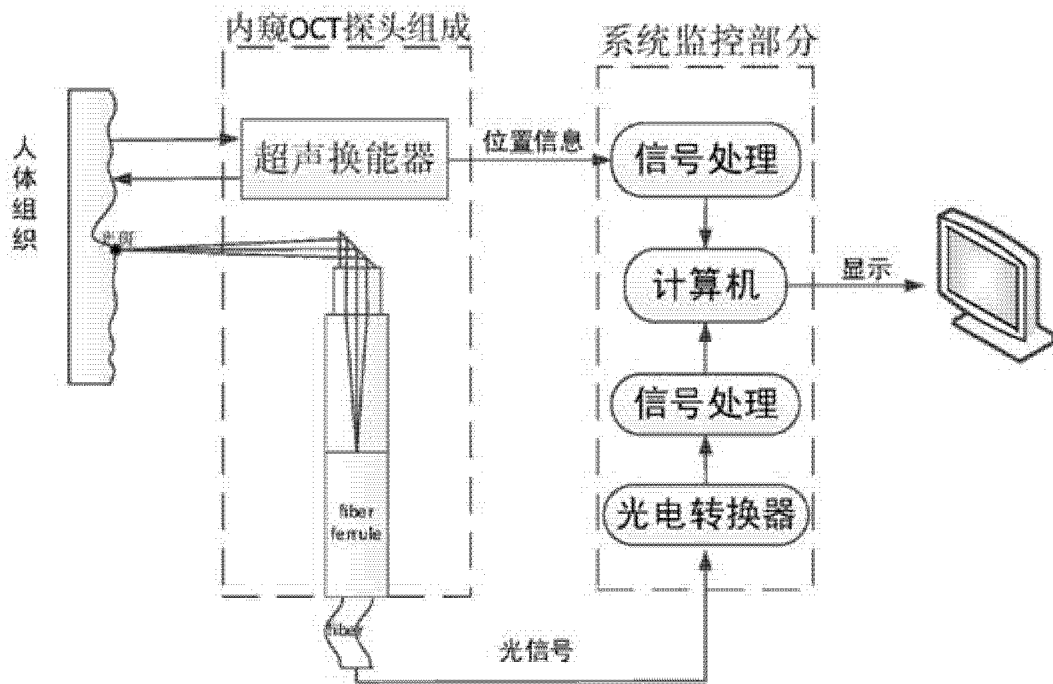


图 2A

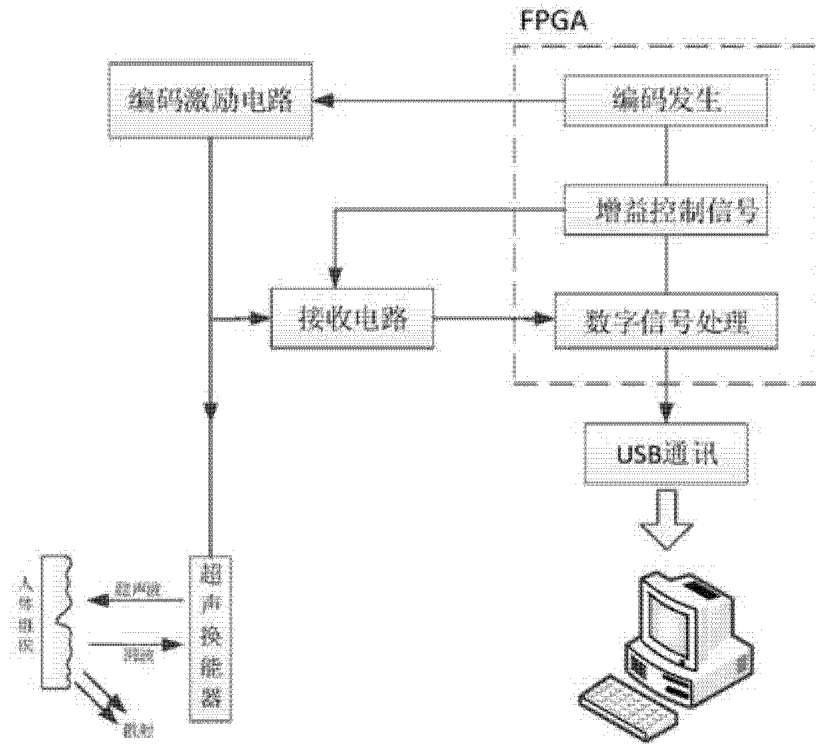


图 2B

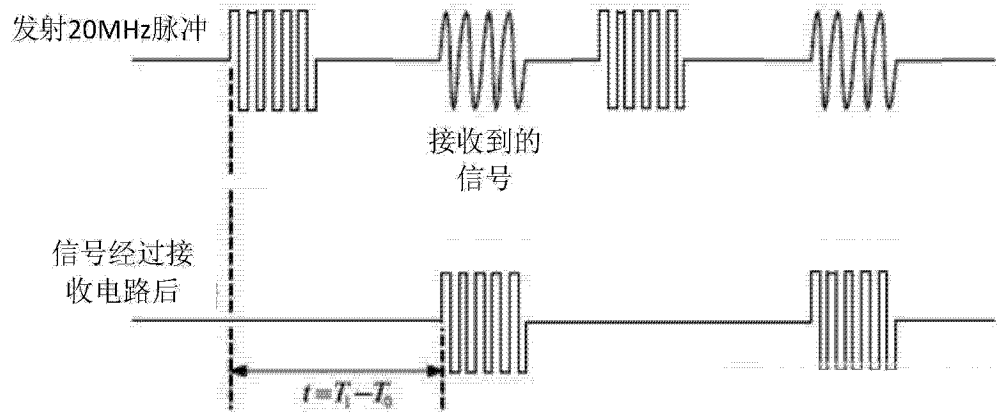


图 3

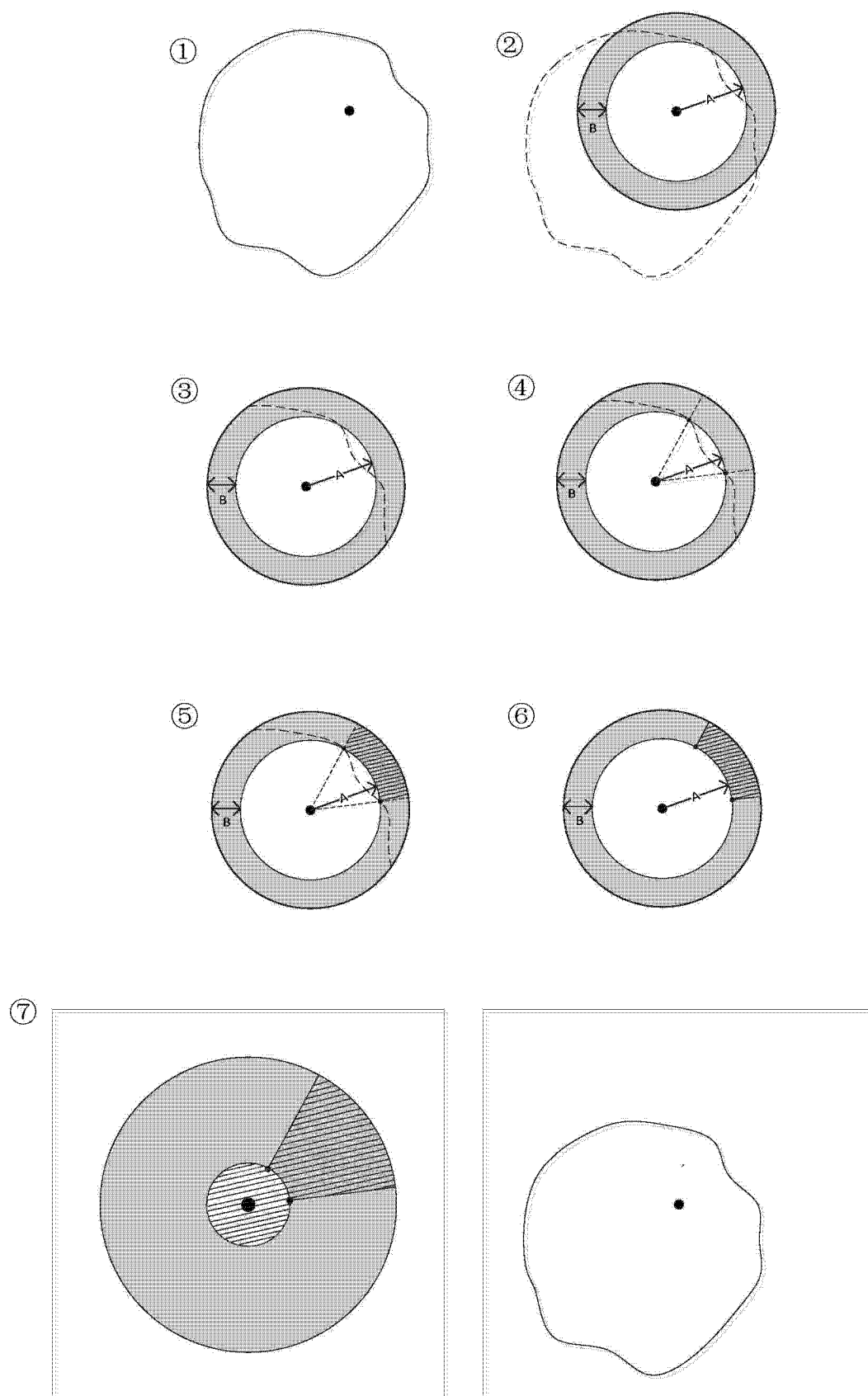


图 4

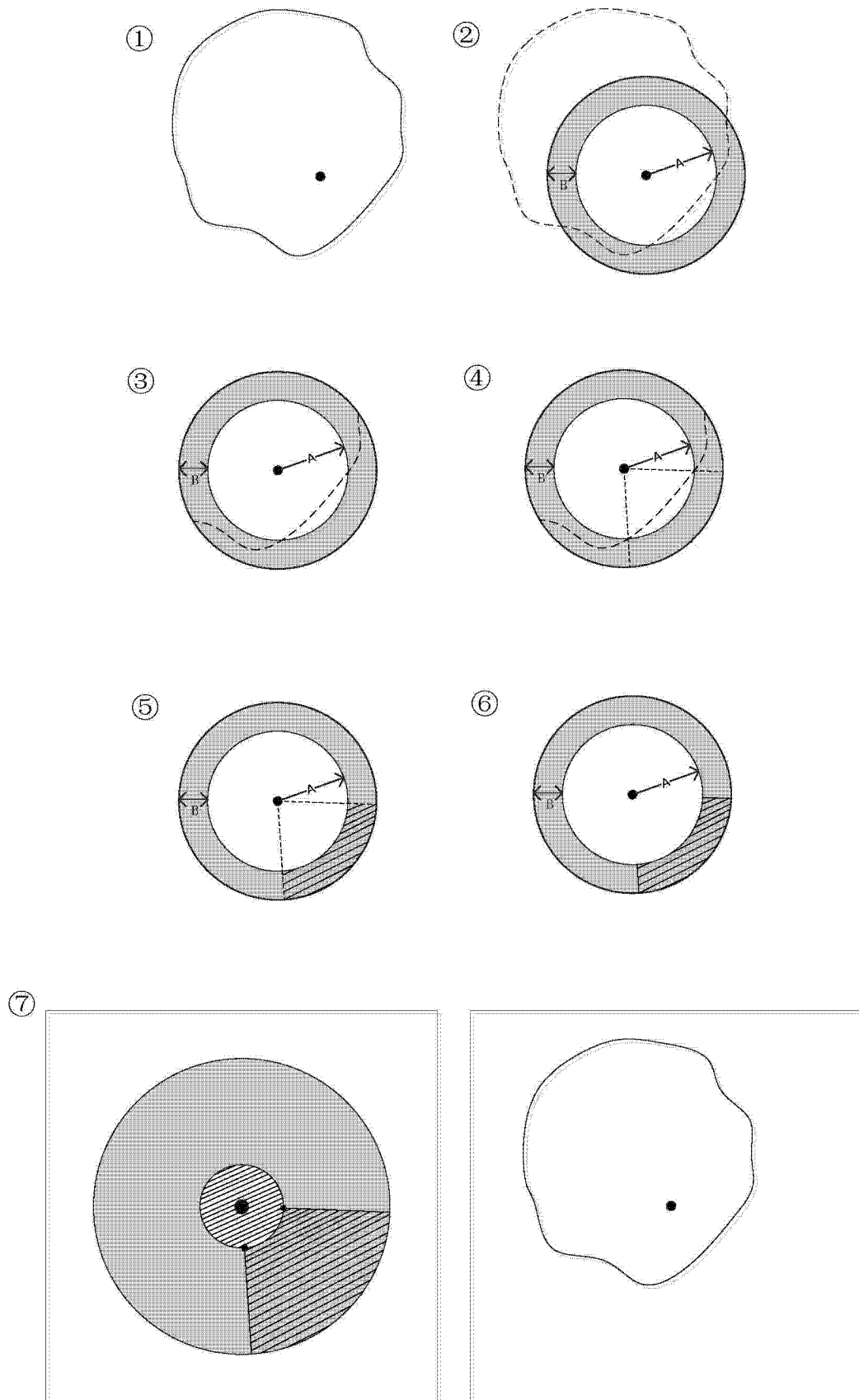


图 5

专利名称(译)	自动识别图像中有效与无效区域的内窥OCT系统		
公开(公告)号	CN104083143A	公开(公告)日	2014-10-08
申请号	CN201310717064.9	申请日	2013-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	北京华科创智健康科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京华科创智健康科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京华科创智健康科技股份有限公司		
[标]发明人	周智峰 白宝平 邹慧玲 张澍田 李鹏		
发明人	周智峰 白宝平 邹慧玲 张澍田 李鹏		
IPC分类号	A61B1/04 A61B8/12		
其他公开文献	CN104083143B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种自动识别图像中有效与无效区域的内窥OCT系统。该系统根据超声获得的距离信息对OCT图像中可准确探测的部分进行判断，最终在图像上将准确和不准确的部分加以区分，从而便于医生观察探头相对于轮廓的位置，结合图像移动探头。

