

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 7 月 19 日 (19.07.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/129737 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2017/071277

(22) 国际申请日: 2017 年 1 月 16 日 (16.01.2017)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国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, Guangdong 518057 (CN)。 深圳市第二人民医院 (SHENZHEN SECOND PEOPLE'S HOSPITAL) [CN/CN]; 中国广东省深圳市福田区笋岗西路3002号, Guangdong 518037 (CN)。

(72) 发明人: 王慧芳 (WANG, Huifang); 中国广东省深圳市福田区笋岗西路3002号, Guangdong 518037 (CN)。 赖勇铨 (LAI, Yongquan); 中国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, Guangdong 518057 (CN)。 邹耀贤 (ZOU, Yaoxian); 中国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, Guangdong 518057 (CN)。 林穆清 (LIN, Muqing); 中国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, Guangdong 518057 (CN)。 陈志杰 (CHEN, Zhijie); 中国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, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 中国广东省深圳市福

(54) Title: METHOD FOR MEASURING PARAMETERS IN ULTRASONIC IMAGE AND ULTRASONIC IMAGING SYSTEM

(54) 发明名称: 超声图像中参数测量的方法和超声成像系统

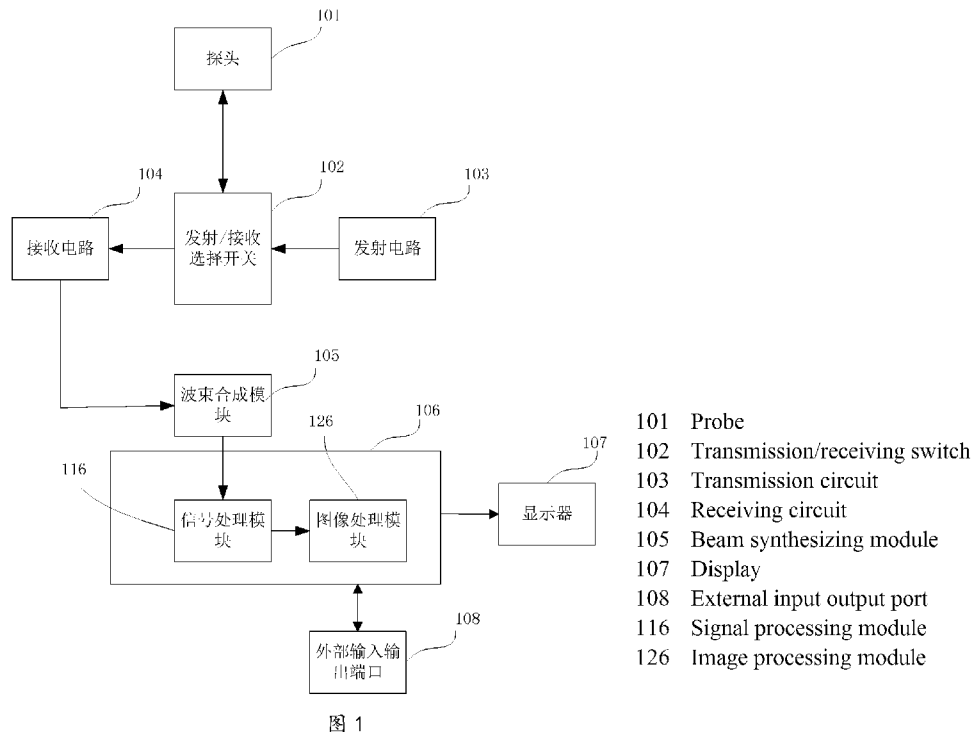


图 1

(57) Abstract: A method for measuring parameters in an ultrasonic image, comprising: acquiring an ultrasonic image, the image comprising a target tissue; an ultrasound probe obtaining an ultrasonic image by means of receiving an ultrasound signal from the target tissue; displaying the ultrasonic image; obtaining a measurement instruction on the basis of the ultrasonic image; calculating a related measurement item of the target tissue according to the measurement instruction and obtaining a calculation result; and outputting the calculation result. Further provided is a system for measuring parameters in an ultrasonic image. The method and system solve the

田区金田路与福华路交汇处现代商务大厦2201, Guangdong 518048 (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, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

problem wherein ultrasonic image measurement operations are inconvenient.

(57) 摘要: 一种超声图像中参数测量的方法, 包括: 获取超声图像, 该图像包含目标组织, 超声探头通过接收来自目标组织的超声信号获得超声图像; 显示该超声图像; 基于该超声图像获得测量指令; 根据测量指令计算目标组织相关测量项, 获得计算结果; 输出计算结果。还提供了一种超声图像中参数测量的系统。该方法和系统解决了超声图像测量操作不便的问题。

说明书

超声图像中参数测量的方法和超声成像系统

技术领域

本发明涉及一种超声成像设备，特别涉及在超声成像图像中进行参数测量的方法和系统。

背景技术

超声成像设备用于对目标组织的内部进行成像，并基于一些医学参数的特点在超声成像获得的图像上进行测量，从而使医生获得被检测病人的目标组织的实际解剖学结构参数。例如，盆底超声(Pelvic Floor Ultrasound, PFU)是指对女性盆底采用医学超声设备进行扫查成像的一门学科，对妇科泌尿学和其它盆底功能障碍的诊断起到重要作用。相比其它成像方式如MRI和膀胱尿道造影，PFU具有成本低，无创，检查方便快捷等优点，逐渐成为诊断女性盆底功能障碍的主要手段。

盆底超声的检查项目众多，医生通常需要针对每个测量项在图中分别进行描点测量。这种方式增加了额外的工作量。另外，一些测量项之间的变化量和相对关系需要额外计算，也给操作者带来了很多的不便。

当然，对于同一个目标组织存在一些测量项时通常都采用描点测量的方式，从而带来了操作不便的问题。

发明内容

基于此，有必要针对现有技术中存在的操作不便问题，提供一种超声图像中参数测量的方法和系统。

在其中一个实施例中，提供了一种超声图像中参数测量的方法，其包括：获取超声图像，所述超声图像包含目标组织，所述超声图像通过利用超声探头接收来自目标组织的超声信号而获得所述超声图像；

显示所述超声图像；

基于所述超声图像获得测量指令；

根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果；和

输出所述计算结果。

在其中一个实施例中，提供了一种超声成像系统，其包括：

探头,

发射电路和接收电路, 用于激励所述探头向目标组织发射超声波束, 接收所述超声波束的超声回波, 获得超声回波信号;

图像处理模块, 用于根据所述超声回波信号, 获得超声图像;

5 显示器, 用于显示所述超声图像; 其中,

所述图像处理模块还用于基于所述超声图像获得测量指令, 根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项, 获得计算结果, 输出所述计算结果。

附图说明

10 图 1 为提供了依照一些实施例的超声成像系统的系统架构示意图;

图 2 为一个实施例的方法流程示意图;

图 3(a)和图 3(b)为经阴唇/经会阴超声的探头摆放方式(a)及所得到的正中矢状面图(b);

图 4 为轴平面(Axial Plane)肛提肌裂孔测量示意图;

15 图 5 为膀胱尿道后角或膀胱后角(RetroVesical Angle, RVA)的示意图;

图 6(a)和图 6(b)为尿道倾斜角(UTA)的两种计算方式的示意图;

图 7(a)和图 7(b)为耻骨尿道角和耻骨膀胱角的测量方式示意图;

图 8 为一个实施例中盆腔测量方案的流程示意图;

图 9 为另一个实施例中盆腔测量方案的流程示意图;

20 图 10 为目标组织的解剖结构示意图;

图 11 为参考坐标系的示意图;

图 12 和图 13 给出了盆底各项测量示意图;

图 14 和图 15 分别为两个实施例的流程示意图;

图 17 显示了一个膀胱轮廓分割的例子;

25 图 18 显示了 RVA 的测量实例; 图 19 显示了 NI 的测量实例; 图 20 和图
21 给出了 PVA, PVD 的测量实例; 图 23 和图 24 给出了 PUA, BSD 的测量实例;

图 22 给出了膀胱后沿最低点的检测以及 PVD 的计算示意图;

图 25 给出了耻骨联合下缘和中轴线定位示意图;

30 图 26 给出了耻骨联合中轴线特征提取方式的示意图;

图 27 给出了耻骨联合下缘的检测范围实例。

具体实施方式

图 1 所示的超声成像系统包括：探头 101、发射电路 101、发射/接收选择开关 102、接收电路 104、波束合成模块 105、信号处理模块 116、图像处理模块 126。在超声成像过程中，发射电路 101 将经过延迟聚焦的具有一定幅度和极性的发射脉冲通过发射/接收选择开关 102 发送到探头 101。探头 101 受发射脉冲的激励，向目标组织（例如，人体或者动物体内的器官、组织、血管等等，图中未示出）发射超声波，经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有目标组织的信息的超声回波，并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路 104 接收探头 101 转换生成的电信号，获得超声回波信号，并将这些超声回波信号送入波束合成模块 105。波束合成模块 105 对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理，然后将超声回波信号送入信号处理模块 116 进行相关的信号处理。经过信号处理模块 116 处理的超声回波信号送入图像处理模块 126。图像处理模块 126 根据用户所需成像模式的不同，对信号进行不同的处理，获得不同模式的超声图像数据，然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像，如 B 图像，C 图像，D 图像，多普勒血流图像，包含组织弹性特性的弹性图像等等，或者其他类型的二维超声图像或三维超声图像。弹性图像可以通过发射超声波检测目标组织内部的剪切波特性来获得，或者还可以通过发射超声波检测目标组织因外力发生的形变来获得，其中，剪切波可以通过外力振动来获得，也可以通过向目标组织发射超声波来激发产生。

在本发明的其中一些实施例中，信号处理模块 116 和图像处理模块 126 可以集成在一个主板 106 上，或者其中的一个或两个以上（本文中以上包括本数）的模块集成在一个处理器/控制器芯片上实现。

其次，上述超声成像系统还包括外部输入输出端口 108，外部输入输出端口 108 设置在主板 106 上。上述超声成像系统可以通过外部输入输出端口 108 与外部输入输出设备连接，用于通过外部输入输出端口 108 接收通过外部输入输出设备输入的指令信号，该指令信号包括对超声波发射接收时序的控制指令、对超声图像进行编辑、标注等的操作输入指令，对用户进行提醒等输出指令，或者还可以包括其他指令类型。通常用户对超声图像进行编辑、标注等操作输入时所获得的操作指令用于关于目标组织的测量。外部输入输出设备可以包括键盘、鼠标、滚轮、轨迹球、和移动式输入设备（带触摸显示屏的移动设备、手机等等）等等其中之一或者多个的结合，因此，相应的

外部输入输出端口 108 可以是无线通信模块，也可以是有线通信模块，或者两者的组合。外部输入输出端口 108 也可基于 USB、如 CAN 等总线协议、和/或有线网络协议等来实现。

此外，超声成像系统还可以包括显示器 107，该显示器用于显示来自于
5 图像处理模块的超声图像数据。显示器 107 可以是触摸屏显示器。当然，超声成像系统还可以通过外部输入输出端口连接另一个显示器，实现双屏显示系统。此外，本实施例中的显示器可以包括一个显示器，也可以包括多个显示器，本实施例中不限制显示器的数量。显示的超声图像数据（超声图像）
10 可以是显示在一个显示器上，也可以同时显示在多个显示器上，当然也可以是将超声图像的部分分别同步显示在多个显示器上，在此本实施例也不作限制。

如图 2 所示，提供了一种超声图像中参数测量的方法的流程图，以下将结合图 1 详细说明本实施例中参数测量的方法执行过程。

在步骤 S210 中，超声成像系统中的图像处理模块 126 获取超声图像，超
15 声图像包含目标组织。如图 1 所示，超声图像可以通过利用超声探头 101 接收来自目标组织的超声信号而获得超声图像。本实施例中的超声信号不限于是前文中参照图 1 解释的超声回波信号，还可以是采用如光声成像方式在目标组织内产生的超声信号。此外，这里的目标组织包括但不限于盆底组织，盆底组织包括女性盆腔内的一个或多个解剖学组织结构，例如，子宫、阴唇、
20 会阴、盆骨、耻骨联合等等。包含盆底组织的超声图像包括但不限于前盆腔超声图像和后盆腔超声图像，还可以包括中盆腔超声图像。盆底超声常用的测量项分为前盆腔、中盆腔和后盆腔三部分，其中基于前盆腔超声图像和中盆腔超声图像的参数测量主要在通过采用经阴唇(Translabial)或经会阴(Transperineal)探头得到的人体正中矢状面图上完成（如 图 3（a）和图 3
25 （b）所示，经阴唇/经会阴超声的探头摆放方式(图 3（a）)及所得到的正中矢状面图(图 3(b))）。基于后盆腔超声图像的参数测量可采用腔内(Endoanal)探头采集图像，或者更方便地采用经会阴(Transperineal)探头或经阴道(Transvaginal)探头采集静态三维图像或四维图像在轴平面上选择适当的切面进行相关测量。基于后盆腔超声图像的参数测量，本实施例的说明书基于
30 上述第二种情况，即采用经会阴或经阴道探头进行图像采集获得的后盆腔超声图像。

在步骤 S220 中，超声成像系统中的图像处理模块 126 将超声图像输出至

显示器，用于显示超声图像。参见前文中有关显示 107 的说明。本实施例中的对显示超声图像的方式并不做限定，例如，可以是同时显示在多个显示器上，或者仅显示在一个显示器上，还可以是分部分同步显示在多个显示器，从而扩大超声图像的观察视角。更进一步地，在其中一个实施例中，图像处理模块 126 可以通过无线或有线的方式来传送超声图像至显示器。显示器可以是移动设备上的触摸显示屏。更进一步地，在其中一个实施例中，超声图像被显示在第一层面上，该第一层面为除用于显示批注、标注、文本、光标等非图像数据之外的软件界面层。相应地，用于显示批注、标注、文本、光标等非图像数据的软件界面层称之为第二层面，该第二层面在与第一层面重叠的区域被设置为透明属性，可以不遮挡超声图像，增强可视性，以及界面友好性。更进一步地，第二层面全层设置为透明属性。

在步骤 S230 中，基于超声图像图像处理模块获得测量指令。在步骤 S240 中，图像处理模块根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果。

在本实施例中，测量指令可以是系统根据超声图像自动确定的，也可以是基于用户在超声图像上的测量操作，还可以是基于用户根据系统提示在超声图像上的操作输入。

测量指令的获得在于计算目标组织相关的测量项，以下详细说明部分测量项的医学含义。

学术和临床上关于前盆腔超声图像的测量较多，这些测量大多与诊断前盆腔脱垂(Pelvic Organ Prolapsed, POP)和尿失禁(Urinary Incontinence)相关。本实施例中可能涉及的测量项包括以下几项，但也不限于以下几项：

- 1) 膀胱尿道后角或膀胱后角(RetroVesical Angle ,RVA)，如图 5 所示，图像中标记的白色粗实线角，RVA 角即近端尿道和膀胱三角区后端之间的夹角。
- 2) 尿道倾斜角(Urethral Tilt Angle ,UTA 或 Urethral Inclination, UI)，如图 6(a)和图 6(b)所示，尿道倾斜角(UTA)的两种计算方式。图 6(b)为 Maglinter et al 计算方式。两种方式得到的角度互为余角。当 UTA 的计算最终用于计算尿道旋转角(URA)时，两种计算方式等效。
- 3) 耻骨尿道角(PuboUrethral Angle ,PUA)，如图 7(a)显示的是耻骨尿道角 PUA，即耻骨联合中轴线与耻骨联合下缘和膀胱颈连线之间的夹角。
- 4) 膀胱颈距离(Bladder Neck - Symphyseal Distance , BSD)或称为耻骨尿道距离(PuboUrethral Distance, PUD)。

5) 耻骨膀胱角 (PuboVesical Angle , PVA), 如图 7(b) 显示的是耻骨膀胱角 (PVA), 即耻骨联合中轴线与耻骨联合下缘和膀胱后壁最低点连线之间的夹角。

6) 耻骨膀胱距离 (PuboVesical Distance, PVD) 或称膀胱下降距离 (BL Desc. Max)。

7) 尿道旋转角 (Urethral Rotation Angle, URA)。

8) 膀胱颈下降距离或称膀胱颈移动度 (Bladder Neck Descend, BND)。以及

9) 膀胱壁下降距离 (Bladder Wall Descend, BWD) 等。

10 这些测量项很大一部分依赖于如何建立适当的参考坐标系。例如 BSD 和 PVD 需要统一参考耻骨联合及其中轴线的位置, 依赖于以耻骨联合中轴线为 X 轴的参考坐标系的建立。

同时, 这些测量项相互之间存在关联。参见图 3 (b) 和下表的名词解释。

英文名	中文名	缩写	定义
*Bladder neck	膀胱颈	BN	又称 Urethrovesical junction (UVJ), 即膀胱和尿道的连接处
*Bladder neck descend	膀胱颈下降距离	BND	Rest (静息) 和最大 Valsalva (瓦氏) 状态下, 膀胱颈的下降距离
*Urethrovesical junction	尿道膀胱结合处	UVJ	即 BN
*Symphysis pubis, Pubis symphysis	耻骨联合	SP, PS	从文献和 IUAG/ICS 的建议来看, 简写 SP 更为常用。
*Inferoposterior margin of the symphysis pubis	耻骨联合下缘		Lower boarder of symphysis
*Internal urethral orifice	尿道内口		即 BN, UVJ
*Proximal urethra	近端尿道		靠近膀胱的那一段尿道, 远离膀胱那一端称为远端尿道(distal urethra)
Pelvic Floor Dysfunction	盆底功能障碍	PFD	盆底各种症状的统称
Pelvic organ prolapsed,	盆底器官脱垂	POP	泛指盆底各器官如膀胱等从阴道膨出
Levator Ani muscle	肛提肌	LA	
Pelvic Floor Muscle Contraction	盆底肌肉收缩, 即缩肛的动作	PFMC	在三维肛提肌成像时, 通常要用患者进行缩肛运动

Uterus	子宫	UT	
Bladder	膀胱	B	
Urethra	尿道	U	
Vagina	阴道	V	
Perineum	会阴	P	
Ampullae Recti	直肠壶腹	R	
Anal Rectum angle	肛直肠角	ARA	
Anal Canal	肛管	AC	
*Pubourethral Angle	耻骨尿道角	PUA	又称 gamma angle
* Bladder Neck – Symphyseal Distance	膀胱颈距离	BSD	UVJ（或 BN）到坐标系 X 轴的距离 (另一种定义 BSD 的方式是将其定义为 UVJ 到坐标系原点的距离)
*Posterior UrethroVesical Angle,	膀胱尿道后角或膀胱后角	PUV, PUVA, RVA	又称为后膀胱角 (Retrovesical Angle, RVA), 或者 Beta 角
*PuboVesical angle	耻骨膀胱角	PVA	耻骨联合下缘连接膀胱后壁最低点与耻骨联合中轴线形成的夹角
PuboVesical Distance Or Bladder Descent Max	耻骨膀胱距离或称膀胱下降距离	PVD BL Desc. Max	膀胱后壁最低点到坐标系 X 轴的距离
* Urethral Tilt Angle	尿道倾斜角	UTA	(近端)尿道与人体中轴线的夹角[]或夹角的余角
*Urethral angle	尿道角	UA	尿道角定义为远端尿道和近端尿道之间的夹角. 与 UTA 角和 UR 不同, UA 反应的是尿道本身的弯曲程度
*Urethral rotation Angle	尿道旋转角	URA	即 UTA 的变化量大小
	自然图像坐标系		以图像中心为原点, 图像宽度增加方向为 X 轴正方向, 图像高度增加方向为 Y 轴负方向建立的直角坐标系。

动态变化量的测量, 用户在一个静态帧上完成测量流程后, 可以选择第二个静态帧进行测量, 此时系统实时显示第二帧测量结果, 同时实时计算出

某些测量值的相对于第一帧的变化量，例如：

- 1) BSD 的相对变化，即膀胱颈的下降距离 BND，
- 2) PVD 的相对变化，即膀胱后壁的下降距离 BWD，和
- 3) UI 的相对变化，对应为尿道旋转角 UR。

5 当第二帧测量完成时，如果用户编辑第一帧的输入，则如上所示的动态变化量也将实时更新显示。

例如，URA, BND 和 BWD 分别通过 UTA, BSD 和 PVD 的动态变化得到； PUA 和 BSD, PVA 和 PVD 分别依赖于同样的输入信息； UTA/UR 与 PUA/BSD 均依赖于 UVJ 点的确定。当前的超声设备应用于盆底测量时，并未考虑到以上种种关联的存在，而通常是由超声医生分别单独测量各项后汇总，此时必然增加了医生的负担。不仅如此，由于测量项之间存在共用信息，分项单独测量必然带来测量的不一致性(Inconsistent)和误差。例如，UTA, PUA, BSD 三者共用 UVJ 点，分开测量时，操作者需要三次选择 UVJ 点的位置；这三次选择之间的差异将带来测量结果的不一致。

15 基于后盆腔超声图像的测量主要用于评估盆底脏器脱垂和大便失禁(Fecal incontinence)相关。常用的测量项均与肛提肌群相关，例如(见图 4)

- a) 肛提肌裂孔面积(Levator Hiatus area, LH Area)，图 4 中的 41，
- b) 肛提肌裂孔周长(Levator Hiatus circumference, LH Circ)，图 4 中的
- 20 42，
- c) 肛提肌前后径(Levator Hiatus AP, LH AP, 图 4 中的 44)和左右径(Levator Hiatus Lateral Diam, LH Lateral Diam, 图 4 中的 43)的长度，以及
- d) 肛提肌-尿道间隙(左右侧)(Levator urethra gap, LUG, 图 4 中的 45)等。

上面提到的测量项 a 到 d 主要涉及肛提肌裂孔的描迹和尿道的选点。超声医生通常使用轨迹球沿着肛提肌的方向进行曲线描迹，既费时又容易误操作。另外，不同操作者之间(Interoperator)以及同一操作者不同次测量之间(Intraoperator)存在较大差异。这些差异无疑将影响盆底肌肉撕裂程度的评估，甚至可能造成漏诊或误诊。

为了减轻医生的负担，提高测量效率和降低测量误差，在其中一个实施例中提出了一种新的盆腔测量方案。该方案最大化地利用了测量项之间的关联性和输入信息的重复性，按可编程的顺序逐项输入必要的测量点位置，并且随着输入信息的增加实时更新和显示可用的测量结果。该方案还很好地支

持了两次测量结果的自动综合汇总，省去了操作者自行计算的不便和可能带来的错误。以下以基于前盆腔超声图像的测量为例进行详细说明。

基于前盆腔超声图像的测量可以在二维正中矢状面上进行。前盆腔的测量流程较为复杂，涉及了较多的测量项，同时通常需要对比两帧的测量结果。在受检者放松状态下利用经会阴或经阴道探头采集人体正中矢状面图像得到，又称为静息(Rest)帧。第二帧是在受检者盆腔向下最大程度发力的情况下采集得到，又称为瓦氏(Valsalva)帧，用于计算盆底器官如膀胱和尿道相对于静息帧的移动性能(Mobility)。以静息帧作为基准图像，计算Valsalva帧相对于静息帧的变化量。

与传统的分散测量方案不同，本实施例中提出新的盆腔测量方案更为一体化，如图8所示，在步骤S230（基于超声图像图像处理模块获得测量指令）中，可以采用以下过程来实现。

步骤91，利用外部输入输出设备（例如键盘、鼠标、轨迹球、触摸显示屏等人机交互设备）接收来自于用户输入的至少一个测量项，每个测量项关联对应至少一个解剖学结构位置。本实施例中的测量项可参见前文相关说明。一个测量项对应测量一个目标组织的参数，一个测量项可以基于至少两个解剖学结构位置来计算。本文的解剖学结构位置是指医学上定义目标组织的测量项时与测量项关联的特定位置，例如与膀胱尿道后角或膀胱后角关联的近端尿道和膀胱三角区后端，与尿道倾斜角关联的近端尿道和人体中轴线，与耻骨尿道角关联的耻骨联合中轴线、耻骨联合下缘和膀胱颈，与膀胱颈距离关联的尿道膀胱结合处，与耻骨膀胱角耻骨联合中轴线、耻骨联合下缘和膀胱后壁最低点，尿道膀胱结合处，等等，具体可参见前文相关说明，在此不进行穷举。解剖学结构位置可以是目标组织上实际存在的解剖学位置，也可以是为了实现对目标组织测量而人为定义的解剖学参考线或者参考位置。相关的解剖学结构位置均可在超声图像上识别到相应的图像位置，该图像位置可以是一个像素点，或者是多个像素点构成的块状区域或者线条区域，还可以是某个像素点的邻域范围。

步骤92，根据输入的测量项，获得与测量项相关联的至少一个解剖学结构位置，形成位置集，用以获得上述测量指令。本实施例中的位置集在其中一个实施例中可以为解剖学结构位置的集合。集合中的元素有三个特征：1. 确定性（集合中的元素必须是确定的）；2. 互异性（集合中的元素互不相同）；3. 无序性（集合中的元素没有先后之分）。位置集由系统自动根据输入的测量

项获得。

步骤 93, 根据位置集, 确定位置集中每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令。本步骤中的确定位置集中每个解剖学结构位置的步骤中, 可以通过用户在超声图像上点击确定位置集中的每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令; 也可以通过系统自动识别位置集中的每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令。当每个解剖学结构位置被确定后, 则对应于测量用的坐标系中对应一个坐标位置, 因此, 本文中提到的测量指令包含对位置集中的一个或多个解剖学结构位置的坐标位置进行确认的信息。

步骤 94, 完成位置集中解剖学结构位置的确认。

步骤 97, 汇总测量计算结果。

在其中一个实施例中, 还可以包括步骤 95, 显示解剖结构示意图用于提示位置集。或者还可以采用文本显示的方式提示位置集。无论是解剖结构示意图或是文本提示的方式, 都可以用于提示用户在超声图像上点击确定每个解剖学结构位置。

在其中一个实施例中, 还可以包括步骤 96, 显示可用测量值, 也就是说显示根据测量指令获得的测量项的计算结果。下文将详细说明显示的方式, 在此不累述。

参见图 9, 在另一个实施例中, 在步骤 S230 (基于超声图像图像处理模块获得测量指令) 中, 还可以采用以下过程来实现。

步骤 12, 利用外部输入输出设备 (例如键盘、鼠标、轨迹球等人机交互设备) 接收来自于用户输入的至少一个测量项, 每个测量项关联对应至少一个解剖学结构位置。本步骤同前文步骤 92。

步骤 14, 根据输入的测量项, 获得与测量项相关联的至少一个解剖学结构位置, 形成位置集, 根据位置集, 确定至少一个解剖学结构位置在执行所述测量项时的执行次序, 结合位置集和执行次序生成测量序列。本实施例中的位置集在其中一个实施例中可以为解剖学结构位置的集合。测量序列由系统自动实现。

步骤 16, 根据测量序列, 依次确定位置集中每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令。本步骤中的依次确定位置集中每个解剖学结构位置的步骤中, 可以通过用户根据测量序列在超声图像上依次点击确定每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令; 也可以通过系统自动识别测量序列中每个解剖学结构位置, 从而获得上述测量指令。当每个解剖学结构位置被确定后,

则对应在测量用的坐标系中对应一个坐标位置，因此，本文中提到的测量指令包含对位置集中的一个或多个解剖学结构位置的坐标位置进行确认的信息。

步骤 16，完成测量序列中解剖学结构位置的确认。

5 步骤 17，汇总测量计算结果。

在其中一个实施例中，还可以包括步骤 13，显示解剖结构示意图用于提示位置集。或者还可以采用文本显示的方式提示位置集。无论是解剖结构示意图或是文本提示的方式，都可以用于提示用户在超声图像上点击确定每个解剖学结构位置。

10 在其中一个实施例中，还可以包括步骤 15，显示可用测量值，也就是说显示根据测量指令获得的测量项的计算结果。下文将详细说明显示的方式，在此不累述。

上述各个实施例中无论是根据位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置，从而获得上述测量指令；还是根据测量序列，依次确定位置集中每个解剖学结构位置，从而获得上述测量指令的过程中，还可以采用以下方式之一来确定位置集中每个解剖学结构位置获得所述测量指令：

第一种方式是，接收用户通过外部输入输出设备（可以包括键盘、鼠标、轨迹球或者触摸显示屏）依次在超声图像上对位置集中 1 个或多个解剖学结构位置进行的确认操作，根据用户依次输入的确认操作，获得测量指令；其中，用户进行确认操作的顺序为根据上述测量序列进行的有序操作。有序操作依据测量序列中的执行次序来完成。

25 第二种方式是，接收用户通过外部输入输出设备依次在超声图像上对位置集中 1 个或多个解剖学结构位置进行的确认操作，根据用户依次输入的确认操作，获得测量指令；其中，用户进行确认操作的顺序为可执行任意次序的操作，这里的可执行任意次序的操作还可以理解为，用户在没有系统或手册说明书中给予解剖学结构位置确认顺序时完成的确认操作。

前文中的确认操作用于明确每个解剖学结构位置在超声图像中的位置。

在其中一个实施例中，提示图 8 获得的位置集，或者提示图 9 获得的位置序列。可以采用以下方式提示位置集或测量序列：

30 首先，基于组织解剖学知识，生成目标组织的解剖结构示意图，如图 10 所示。

然后，利用显示器显示解剖结构示意图。解剖结构示意图可以显示在超

声图像的区域之外，也可以叠加显示在超声图像上。在其中一个实施例中，解剖结构示意图显示在前述第二层面上。

其次，在解剖结构示意图上标记位置集中的解剖学结构位置（如图 10 的左图，黑色点表示解剖学结构位置），或者标记上述测量序列（如图 10 的右图）。本实施例中标记上述测量序列包括在解剖结构示意图上标记位置集中的解剖学结构位置，和标记位置集中各个解剖学结构位置的确认操作执行次序（例如图 10 右图中的数字表示黑点表征的解剖学结构位置，对应的执行次序）。当然除了图 10 中采用数字标记执行次序之外，还可以通过屏幕上滚动显示当前待确认的解剖学位置，用以进行提示。在其中一个实施例中，在通过屏幕滚动显示的方式包括：按照任意顺序或者执行次序依次显示位置集中当前待确认的解剖学结构位置。

更进一步地，所述确定位置集中每个解剖学结构位置获得所述测量指令的方式中还包括：根据上述测量序列，确定在执行测量项时多个解剖学结构位置对应的执行次序，并通过屏幕滚动的文本提示方式来依次向用户提示多个解剖学结构位置。

由于盆底检测需要比较两次采集图像中脏器的移动性，因此在测量之前需要寻找两次测量中的固定点建立适当的参考坐标系。在其中一个实施例中，新的超声图像中参数测量的方法还包括：

首先，确定参考坐标系，所述参考坐标系至少为以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为第二象限 45 角建立的第一直角坐标系，以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为 X 轴建立的第二直角坐标系，和以水平方向为 X 轴、竖直方向为 Y 轴建立的第三直角坐标系中其中之一；

然后，在步骤 S240 中，基于确定的参考坐标系，根据测量指令计算测量项。

本实施例可以兼容至少三种参考坐标系的建立方式，如图 11 所示，A 为以耻骨联合下缘为原点，耻骨联合中轴线为第二象限 45 度角建立的直角坐标系，B 为以耻骨联合下缘为原点，耻骨联合中轴线为 x 轴建立的直角坐标系。C 为以耻骨联合下缘为原点，水平方向为 x 轴、竖直方向为 y 轴建立的直角坐标系。

BSD/PVD 的计算方式，针对两种不同坐标系下用户均可以选择以下不同的 BSD/PVD 计算方式。

1) 测量点到坐标系 X 轴的距离， 或

- 2) 测量点到坐标系 Y 轴的距离, 或
- 3) 测量点到坐标系原点的距离。

注: 可参考图 12 显示了第 1 种计算方式。

用户可以在系统预设选项中选择这三种坐标系中的一种。例如, 在其中一个实施例中, 通过以下方式之一确定参考坐标系:

第一, 接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 根据用户输入建立第一直角坐标系或第二直角坐标系或第三直角坐标系; 和,

第二, 基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 并建立第一直角坐标系、第二直角坐标系或第三直角坐标系。

或者还可以采用以下方式, 首先, 呈现至少三种参考坐标系的选择项, 参考坐标系可以根据客户需求从上述第一直角坐标系、上述第二直角坐标系或上述第三直角坐标系中选择; 然后, 接收用户输入的关于参考坐标系的选择指令, 根据选择指令确定参考坐标系。第一直角坐标系、第二坐标系和第三直角坐标系可以是采用上述第一种方式获得的, 也可以是采用第二种方式获得的。

基于第一种方式建立坐标系时, 不论是作为坐标系第二象限 45 度角又或是直接作为 X 轴, 耻骨联合下缘及其中轴线都与坐标系的建立有关, 因此用户需要输入耻骨联合下缘及其中轴线, 本实施例中提供两种手动输入方案来实现接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 具体如下:

1) 用户首先输入耻骨联合 182 下缘位置信息 181, 如图 16 左图所示。然后, 图 16 右图所示, 操作输入设备 (如轨迹球), 确定中轴线的位置 183。例如, 在其中一个实施例中, 接收点击输入确定耻骨联合下缘, 当轨迹球或鼠标或与显示屏的触摸接触发生移动时, 候选中轴线跟着移动; 检测所述移动的停止, 在停止的位置处显示候选中轴线, 用以确定耻骨联合中轴线的输入。值得注意的是, 中轴线的位置不一定要与光标的绝对位置相关, 甚至系统不需要显示鼠标光标。当鼠标或轨迹球等输入设备发生移动时, 候选中轴线跟着移动, 直至操作者通过单击等操作通知系统完成中轴线位置的选择。

2) 用户也可以直接输入两个点的位置确定耻骨联合中轴线的位置。

基于第二种方式建立坐标系时, 输入的两个点也可通过系统自动识别。在本实施例中提出了一种自动确定坐标系的方案, 即通过模式识别的方法自动检测出耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 从而确定坐标系的位置。下面分

别描述如何检测这两个角剖位置。

在耻骨联合下缘的自动检测中，采用模式识别的方法检测耻骨联合下缘。在其中一个实施例中，将标记有耻骨联合下缘的图像正样本和不包含耻骨联合下缘的图像负样本，输入到检测器中进行训练；基于训练结果获得识别模型；利用识别模型自动检测超声图像中的耻骨联合下缘。例如，首先，从经过平滑去噪预处理后的若干图像序列中收集耻骨联合下缘图像方块(patch)，对其进行必要的大小归一化后作为正样本备用。然后收集不包含耻骨联合下缘的图像序列作为背景图像，这些背景图像中任一位置任意大小的图像方块都是一个负样本。最后，利用这些正样本和背景图像训练特定的检测器用于检测骨联合下缘。例如，这些特定的检测器包括但不限于以下经典的检测器：

- 1) 采用 Haar 特征的级联 adaBoost 检测器
- 2) 采用 LBP 特征的级联 adaBoost 检测器
- 3) 支持向量机 (Latent SVM) 检测器
- 4) 基于神经网络的检测器

本实施例不局限于检测器的类型，而是将检测器作为自动测量框架的一部分。根据检测器不同，其训练方式也不一样。对于检测方式，本方案采用的是基于移动窗口的搜索方法（如图 27 所示）。为了提高检测的效率，耻骨联合的检测区域集中在某个可能的区域（例如在 $0.1w$ 至 $0.5w$ ， $0.1h$ 至 $0.9h$ 的区域），检测方式为以不同尺度按像素以一定步长逐步进行窗口式扫描，并从中选择最可能的区域。扫描方式为从左到右，从上到下进行窗口式的扫描，并从中选择最可能的区域。从大量包括耻骨联合区域的图像中选择耻骨联合区域作为正样本用于训练检测器。当图像经过翻转或镜像时，检测区域应作出相应的调整。

在耻骨联合中轴线的自动检测过程中，耻骨联合下缘确定后便确定了耻骨联合中轴线的起点，余下只需检测耻骨联合中轴线的方向，方法描述如下。在其中一个实施例中，基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线的过程包括：

首先，根据耻骨联合下缘确定耻骨联合中轴线的起点，然后，以起点为原点确定表征耻骨联合中轴线的候选射线，候选射线具有初始偏转角度，以初始偏转角为中心偏转预定范围并间隔预定角度进行扫描，获得多条候选射线。例如，在自然图像直角坐标系中以某个耻骨联合常见角度（如 135° ）为中心左右偏转一定角度为扫描范围并间隔一定角度进行扫描，选择最可能的

方向作为耻骨联合中轴线的方向，如图 25 所示。当图像经过翻转或镜像时，检测区域应作出相应的调整。图 25 中射线 sc 表示耻骨联合中轴线的初始偏转角度，虚线表示多条候选射线。如图 25 所示，S 点通过检测器（如级联的 adaboost 分类器）检测得到。射线 SC 则是通过特定范围的角度搜索得到（如在自然图像直角坐标系中以 135 度为中心左右偏移 30 度，并且间隔 1 度进行取特征，从中选取最可能的角度）。在确定了射线 SC 后，X 轴则由 SC 射线以 S 点为中心顺时针旋转 135 度得到（坐标系 C1）或者以射线 SC 直接作为 X 轴（坐标系 C）。

其次，提取多条候选射线的像素特征，根据像素特征，从多条候选射线中择一确定耻骨联合中轴线。例如，对于每条候选射线，提取与该射线相关的特征，例如沿着射线方向每间隔一段距离向两边法线方向选取法线上的像素值作为特征（如图 26）所示。提取到的特征输入到预先训练好的检测器进行评分，得到一组得分（对应一组候选射线），最后选取评分最高候选射线作为耻骨联合中轴线的方向。

有多种检测器可以用于检测耻骨联合中轴线，例如基于高斯分布的似然度检测器，基于（线性，多项式，logistic 等）回归模型的检测器等。这些检测器的输入是与训练阶段所输入特征等价的特征，输出是连续的实数值表示对该输入的评分。

在确定了参考坐标系之后，用户预先定义测量需求中包含的测量项（如 BSD, UTA 等），超声成像系统会根据这些测量需求计算出需要输入的解剖学结构位置点，以及自动安排输入顺序，还可以进一步地在屏幕上显示解剖结构示意图提示用户如何按照系统自动确定的解剖学结构位置点进行半自动化的测量操作流程；在用户根据解剖结构示意图进行解剖学结构位置的确认操作输入的过程中，系统实时显示当前可用的测量结果。可见，与传统的分散测量方案不同，本实施例提出了一种一体化的智能手动测量方案（见图 8 和图 9）。基于图 9 所述的流程，以下举例说明如何进行智能化的手动测量。

在其中一个实施例中，用户在图 9 中的步骤 12 中，通过预设菜单定义如下的测量项目：

- (1) 耻骨联合和 UVJ 的夹角 PUA,
- (2) UVJ 到 X 轴的距离 BSD
- (3) 尿道倾斜角 UTA,
- (4) 膀胱后角 RVA,

(5) 耻骨膀胱角 PVA, 和

(6) 膀胱后壁最低点到 X 轴的距离 PVD。

则在步骤 14 中, 超声成像系统会根据这些测量项目之间的逻辑关系可以自动计算出所需输入的盆底解剖结构位置信息, 即确定解剖学结构位置的位置集, 并生成一个默认排序的测量序列, 具体如下所示, 参见图 14 所示:

(a) 耻骨联合下缘 (Lower boarder of SP),

(b) 耻骨联合中轴线 (Central axis of SP),

(c) 膀胱尿道联接处 (Urethrovesical junction, UVJ),

(d) 尿道近端 (Proximal end of urethra),

(e) 膀胱后沿近端 (Proximal end of posterior vesical wall) 和

(f) 膀胱后沿最低点 (Lowest point of posterior vesical wall)。

以上输入项的解剖结构如图 12 和图 13 所示。图 12 给出了盆底各项测量示意图, 图中包含了耻骨尿道角 PUA, 膀胱尿道后角 RVA, 尿道倾斜角 UTA, 耻骨联合到 x 轴的距离 BSD。

图 13 给出了盆底各项测量示意图, 图中包含了耻骨膀胱角 PVA, 膀胱尿道后角 RVA, 尿道倾斜角 UTA, 耻骨联合到 x 轴的距离 PVD。其中 a) 和 b) 两步用于确定坐标系。此时用户可以按照个人习惯对这些输入进行排序, 也可以选择不作更改。当采集到新的合格图像时, 用户按预先定义的顺序 (如图 14 所示), 通过输入设备分别输入如上的信息。随着用户的输入增加, 系统将逐步更新测量结果直到完成测量。

随着输入的信息项增加, 测量结果也将实时增加。信息项 a 到 f 的输入顺序按预先设定, 也可按需进行删减。a 到 f 以及 1 到 6 项的定义见前文所示。如图 14 所示, 确认完 (c) 膀胱尿道联接处的位置后, 可显示测量项 (1) 耻骨联合和 UVJ 的夹角 PUA 和 (2) UVJ 到 X 轴的距离 BSD; 确认完 (d) 尿道近端的位置后, 可显示测量项 (3) 尿道倾斜角 UTA; 确认完 (e) 膀胱后沿近端的位置后, 可显示测量项 (4) 膀胱后角 RVA; 确认完 (f) 膀胱后沿最低点的位置后, 可显示测量项 (5) 耻骨膀胱角 PVA 和 (6) 膀胱后壁最低点到 X 轴的距离 PVD。

在上述实施例的基础上, 用户可以选择测量角度 PVA 和距离 PVD, 此时测量需求将简化为:

(1) 耻骨联合和 UVJ 夹角 PUA,

(2) UVJ 到 X 轴的距离 BSD,

(3) 尿道倾斜角 UTA 和

(4) 膀胱后角 RVA。

此时，位置集中所需输入的盆底解剖结构位置信息也发生了变化，并生成一个默认排序的测量序列，具体如下所示，参见图 15 所示：

(a) 耻骨联合下缘 (Lower boarder of SP),

(b) 耻骨联合中轴线 (Central axis of SP),

(c) 膀胱尿道联接处 (UrethroVesical Junction , UVJ),

(d) 尿道近端 (Proximal end of urethra), 以及

(e) 膀胱后沿近端 (Proximal end of posterior vesical wall)。

整个简化的测量流程如图 15 所示。确认完 (c) 膀胱尿道联接处的位置后，可显示测量项 (1) 耻骨联合和 UVJ 的夹角 PUA 和 (2) UVJ 到 X 轴的距离 BSD；确认完 (d) 尿道近端的位置后，可显示测量项 (3) 尿道倾斜角 UTA；确认完 (e) 膀胱后沿近端的位置后，可显示测量项 (4) 膀胱后角 RVA。

为了更加简化手动测量时的操作流程，或降低自动化测量时的计算量，则在其中一个实施例中，上述位置集中至少包括耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线。更进一步地，上述测量序列中前两个解剖学结构位置为耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线，从而将参考坐标系的过程直接加入到测量操作流中，从而简化的流程操作，同样的，在基于位置集和/或测量序列进行系统自动识别和计算时，同样依据位置集和/或测量序列首先确定参考坐标系的相关位置后，再进行具体测量项的计算。具体地，在其中一个实施例中，上述根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果的过程包括：

首先，图像处理模块根据测量序列中前两个解剖学结构位置确定参考坐标系。前两个解剖学结构位置可以为耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线。

然后，依次根据测量序列中剩余的解剖学结构位置，并基于确定的参考坐标系，计算待计算的测量项，并获得相应的计算结果。

上述图像处理模块根据测量序列中前两个解剖学结构位置确定参考坐标系，可以采用前文中提到的以下两种方式来确定参考坐标系。具体为：

第一，接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线，根据用户输入建立第一直角坐标系、第二直角坐标系或第三坐标系；和，

第二，基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线，并建立第一直角坐标系、第二直角坐标系或第三坐标系。具体识别方式可参见前文中的相关说明，在此不作累述。

基于参考坐标系，根据图 12 和图 13 中各个测量项的相应关系，可以计算获得各个测量项对应的计算结果。

图 9 所示的系统自动生成的测量序列，可以进入编辑模式，来对测量项或测量结果进行更新。例如，在其中一个实施例中，上述结合位置集和执行次序生成测量序列包括：

首先，图像处理模块结合前文提到的位置集和执行次序，自动生成预置测量序列。基于图 9 中的步骤 12 中利用用户输入的测量项来自动生成预置测量序列。

然后，利用显示器显示预置测量序列。显示的方式可以是文本列表或者提示框的方式。

其次，利用输入输出设备接收用户输入的编辑指令，该编辑指令可以是对测量项的调整，也可以是对解剖学结构位置或执行次序的调整。

最后，根据上述编辑指令，更新预置测量序列，获得上述提到的测量序列，用以进行依次确定位置集中每个解剖学结构位置，获得上述测量指令。

在上述实施例中提供的编辑模式中，完成输入后，用户可选择进入编辑模式；当用户编辑这些输入时，测量结果实时更新；当用户进行第二帧的输入或编辑时，系统不仅实时显示第二帧测量结果，还将实时计算出某些测量值的相对于第一帧的变化，如 BSD 的相对变化量 BND，UTA 的相对变化量 URA 等。上述实施例中的编辑指令至少包含以下操作之一：1、对预置测量序列中位置集中解剖学位置的添加或减少，2、对预置测量序列中执行次序的调整，3、对测量项目的增加或删减。

前文中图 8 和图 9 所示的实施例和其他各个实施例中均提到了用户对测量项的输入，本文中“接收来自于用户输入的至少一个测量项”不局限于用户一项一项输入测量项的方式，还可以包括用户选择系统预置的测量模式或测量流程时而得到的一个或多个测量项的输入方式。

根据前文提到的各个实施例，可以基于位置集和/或测量序列，实现全自动测量。因此，在其中一个实施例中，本实施例还提出了一种全自动测量的方案，可以自动确定膀胱尿道联接处(UVJ)，尿道近端，膀胱后沿近端和膀胱后沿最低点等解剖结构位置。这些解剖结构位置的检测是在膀胱分割跟踪的基础上进行的。以下以几个特殊的解剖结构位置的检测为例进行说明。

1、膀胱分割跟踪

首先，对膀胱进行分割，以便利用膀胱的轮廓位置信息进行其它解剖结

果的检测。图 17 显示了一个膀胱轮廓分割的例子。图 17 中，封闭曲线框表示分割得到的膀胱区域。常用的检测方法包括水平集 (level set)，主动轮廓模型 (active contour model)，图分割 (Graph cut) 等。对于动态的连续图像序列，可以采用跟踪的方法以提高准确度和降低逐帧计算的复杂度。

2、膀胱尿道联接处

图 20 显示了膀胱尿道联接处 (膀胱颈) 的检测示意图。如图 20 所示，对靠近探头方向的膀胱轮廓部分 (如图中黄色加粗部分 (粗线框部分) 所示) 按照一定间隔采样进行搜索。对于每个采样的位置，在一定范围内搜索不同的方向存在尿道的可能性，选取最佳的位置作为尿道的位置，同时将尿道与膀胱轮廓的位置作为膀胱颈的位值返回。本实施例所用的检测方法如下：对靠近探头方向的膀胱轮廓部分 (如图中黄色加粗部分 (粗线框部分) 所示) 按照一定间隔采样进行搜索。对于每个采样的位置，在一定范围内搜索不同的方向存在尿道的可能性，选取最佳的位置作为尿道的位置，同时将尿道与膀胱轮廓的位置作为膀胱颈的位值。对于每个候选尿道位置，确定最佳候选位置的方法与耻骨联合中轴线方向的确定类似，描述如下。

对于每个候选尿道位置，提取与该尿道结构相关的特征，例如沿着尿道方向每间隔一段距离向两边法线方向选取法线上的像素值作为特征。提取到的特征输入到预先训练好的检测器进行评分，得到一组得分，最后选取评分最高的候选位置作为最佳尿道位置。

3、膀胱后沿最低点

膀胱后沿是指膀胱尿道联接处右侧膀胱轮廓上离 X 轴 (或坐标系原点，取决于 PVD 的计算方式) 最接近的一个点。由于已经对膀胱轮廓进行定位，因此只需要在膀胱轮廓上的特定区域遍历找到离 X 轴最近的点即可，如图 22 所示。图 22 给出了膀胱后沿最低点的检测以及 PVD 的计算示意图。通过检测到的 S 点和方向 SC 即可确定 X 轴和 Y 轴的位置 (图中所示为采用第一直角坐标系 A 时的情况)。通过膀胱轮廓的跟踪结果以及膀胱颈的检测结果可以得到膀胱后沿 (即图中黄色加粗部分) 离 X 轴最接近的点的位置 V。此时，V 点的 Y 坐标即为 PVD 的值。

4、尿道近端

在得到膀胱尿道联接处 (UVJ) 的同时，尿道的近端也同时被检测到，即截取离 UVJ 较近的一段尿道 (例如 2cm)。

5、膀胱后沿近端

膀胱后沿近端由膀胱轮廓和膀胱尿道联接处的位置共同得到，即选取膀胱轮廓后沿接近膀胱尿道联接处（例如 2 cm 以内）的一点作为膀胱后沿近端点。

各测量项的计算

5 在自动检测到主要解剖结构后，各测量项的计算则简单明了。

RVA 的测量如图 18 所示。系统采用水平集 (level set) 或类似方法自动跟踪旁胱的轮廓（也可以只跟踪旁胱的轮廓的下半部分）。同时，系统采用机器学习算法自动检测出尿道的位置（图中的黄色直线）。结合尿道和膀胱轮廓，系统从三个点 N, U 和 R 可以自动推算出 RVA 角。

10 NI 的计算如图 19 所示，给出了 NI 角自动测量示意图。通过检测到的 C, S 两点可以确定 X 轴的位置，从而得到与其垂直的直线 l 的方向。NI 角即射线 UN 所代表的尿道与直线 l 形成的夹角。

PVA, PVD 的计算如图 20 和图 21 所示，图 21 给出了 PVA 测量示意图。PVA 角度测量示意图。通过检测到的 S 点和方向 SC 以及 V 点即可确定 PVA 的值（如图中红色箭头所示）。PVA 的大小与坐标系无关（即适用于上述第一和

15 第二直角坐标系的情况）。

PUA, BSD 的测量如图 23 和图 24 所示。图 23 给出了 BSD 自动测量示意图。图中 U 点为自动检测得到的膀胱颈，通过检测到的 S 点和方向 SC 即可确定 X 轴轴和 Y 轴的位置（图中所示为采用第一直角坐标系时的情况）。此时，

20 U 点的 Y 坐标即为 BSD 的值。图 24 给出了 PUA 角度测量示意图。通过检测到的 S 点和方向 SC 以及 U 点即可确定 PUA 的值（如图中红色箭头所示）。PUA 的大小与坐标系无关（即适用于上述第一和第二直角坐标系的情况）。

在本发明的其中一个实施例中还可以用于两帧图像的对比测量，用于获得动态变化的测量结果。具体方案如下所示：

25 上述显示的超声图像包括第一帧图像和第二帧图像，因此，图像处理模块在执行基于所述超声图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果的过程可以采用以下方式：

图像处理模块基于第一帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第一计算结果；

30 图像处理模块基于第二帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第二计算结果；

图像处理模块计算第二计算结果相对第一计算结果的变化结果，

图像处理模块在输出计算结果时，一并输出变化结果。

这两帧图像可以采用以下方式来获得：

在显示器显示多帧超声图像时，接收用户的选择指令，根据用户的选择指令获得所述超声图像，该超声图像包括上述第一帧图像和上述第二帧图像。

5 在其中一个实施例中，这两帧图像为静息帧图像和瓦氏帧图像。

上述针对第一帧图像获得第一计算结果，以及针对第二帧图像获得第二计算结果的过程可以参见前文中基于超声图像获得计算结果的过程，方法和步骤可部分相同或相近似，也可以全部相同或相近似。例如将上述针对步骤 S230 和步骤 S240 的过程中出现的“超声图像”替换为“第一帧图像”和“第二图像”，即可获得针对第一帧图像获得第一计算结果，以及针对第二帧图像
10 获得第二计算结果的过程。

此外，在完成输入后，用户还可以选择进入编辑模式；当用户编辑这些输入时，测量结果实时更新；当用户进行第二帧图像的输入或编辑时，系统不仅实时显示第二帧测量结果，还将实时计算出某些测量值的相对于第一帧
15 的变化，如 BSD 的相对变化量（即膀胱颈的下降距离 BND），UTA 的相对变化量（对应为尿道旋转角 URA），PVD 的相对变化（即膀胱后壁的下降距离 BWD）等。当第二帧测量完成时，如果用户编辑第一帧的输入，则如上所示的动态变化量也将实时更新显示。

上述各个实施例中，除了智能化辅助手动测量外，超声成像系统还支持
20 全自动测量，即所有解剖结构通过算法自动计算得到，所有测量项的值根据解剖结构的位置信息自动得到。如果对单帧超声图像是通过全自动方式得到的参数测量结果，则动态测量的变化结果也可以相应地自动得到。

此外，在另一个实施例中，基于上述获得盆底组织的计算结果，可以进行盆底功能的评估，获得评估等级。国际尿控协会(ICS)对盆底脱垂的程序有
25 定量的评级体系，简称为 POP-Q 体系。该体系通过外科检查的方式将盆底脱垂方式分为 0 度到 IV 度共五个级别。本实施例中采用超声检查的方式对盆底器官的脱垂进行定量分析测量。在测量完成后，系统可以根据公式并综合各项测量结果得到一个评分，显示盆底功能障碍的程度或等级。该评分可转换成等价 ICS POP-Q 评分。

30 针对盆底功能的评估，在本实施例中可以提供如下几种方式供用户选择。

第一种，系统提供一个默认的评估规则，该方式由最大化 Valsalva 下 PVD 的值映射而来，即

当 $PVD=1\text{cm}$ 时, 等价的 POP-Q 为 1 级。

当 $-2\text{cm}<PVD<1\text{cm}$ 时, 等价的 POP-Q 为 2 级。

当 $PVD<-2\text{cm}$ 时, 等价的 POP-Q 为 3 级以上。

例如, 在其中一个实施例中, 根据测量项对应的计算结果, 基于默认的
5 评估规则, 获得评估等级, 此处的默认的评估规则由最大化特定帧上计算的
特定测量项对应的计算结果映射获得。特定帧包括瓦氏 (Valsalva) 帧, 特定
测量项包括 PVD。

第二种, 用户可以参考默认的评级方式自定义评分规则和公式。例如可
以综合 BSD 和 PVD 的结果, 又或者更改评判门限等。例如, 在其中一个实施
10 例中, 根据上述计算结果中的 BSD 和 PVD 的值, 获得评估等级, 并输出。此
外, 在其中一个实施例中, 图像处理模块接收用户对评估规则的调整, 该评
估规则用于确定评估等级, 基于调整后的评估规则, 依据上述方法获得的计
算结果来确定评估等级, 并输出。

第三种, 系统提供一种基于机器学习的方法自动实现对脱垂程度的综合
15 评分定级, 描述如下:

(a) 离线和在线收集一些二维测量图像作为样本及样本的测量结果和
医生手动评分;

(b) 系统自动将医生的评分与测量结果以及图像进行数学关联分析,
建立关联关系。分析的方法有很多, 例如线性回归, 卡尔曼滤波, 高斯过程
20 回归, 支持向量回归等回归分析方法, 又或者是深度神经网络等方法。

(c) 建立好关联后, 系统可综合测量结果给出一个评级分数。如果操作
得对评级有异议, 可以用手修改该评分。系统得到反馈后将进一步修正关联
关系, 以得到更加符合操作者预期的评分。总之, 超声成系统在执行上述基
于机器学习的方法时, 可以利用多个样本图像和该样本图像上计算的测量项
25 的计算结果、以及对应的评估等级, 输入至检测器中进行数学关联性分析,
获得机器模型, 根据在超声图像上实际获得的计算结果利用该机器模型, 自
动获得评估等级。本文提到的评估等级, 可以采用诸如 0-100 的数值表现形
式、百分比表现形式、或者量化的阶段性指数 (如 1、2、3 等等) 等等。

在步骤 S250 中, 图像处理模块输出计算测量项对应的计算结果。可以通
30 过打印方式输出, 或者通过显示器显示计算结果。

在其中一个实施例中, 当计算完一个测量项, 获得一个测量项对应的计
算结果后, 立即显示该计算结果。测量结果的计算和显示随着用户输入的增

加，系统逐项计算测量结果并实时显示。用户对第二帧图像进行测量时，系统额外计算在同一坐标系下第二帧的测量参数相对第一帧图像的变化结果并实时显示。

上述实施例中提出一种方便快捷的基于二维或三维超声的参数测量方案，可以适用于盆底参数的测量。该方案自动建立测量坐标系并利用了盆底各个测量项之间的关联性最大化地减少测量输入，提高测量效率和降低测量误差。该方案还能根据用户需求，计算两帧图像之间对应测量项的相对变化量，并且通过综合这些测量项及其相对变化量信息自动计算出受检者功能障碍评分或等级。方案还支持在线或离线学习用户的评分方式用于自动评分。

通过以上的实施方式的描述，本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现，当然也可以通过硬件，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，该计算机软件产品承载在一个非易失性计算机可读存储载体（如ROM、磁碟、光盘、硬盘、服务器云空间）中，包括若干指令用以使得一台终端设备（可以是手机，计算机，服务器，或者网络设备）执行本发明各个实施例的系统结构和方法。

以上实施例仅表达了几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种超声图像中参数测量的方法，其包括：

获取超声图像，所述超声图像包含目标组织，所述超声图像通过利用超声探头接收来自目标组织的超声信号而获得所述超声图像；

显示所述超声图像；

5 基于所述超声图像获得测量指令；

根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果；和
输出所述计算结果。

2、根据权利要求1所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述目标组织包括盆底组织。

10 3、根据权利要求1所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述超声图像包括前盆腔超声图像、中盆腔超声图像或后盆腔超声图像。

4、根据权利要求1所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述基于所述超声图像获得测量指令包括：

15 接收来自于用户输入的至少一个所述测量项，每个测量项关联对应至少一个解剖学结构位置；

根据输入的测量项，获得与测量项相关联的至少一个解剖学结构位置，形成位置集，

根据所述位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述测量指令。

20 5、根据权利要求4所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述根据所述位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述测量指令包括：

根据所述位置集，确定所述至少一个解剖学结构位置在执行所述测量项时的执行次序；

25 结合所述位置集和执行次序生成测量序列；

根据所述测量序列，依次确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述测量指令。

6、根据权利要求4或5所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述位置集为解剖学结构位置的集合。

30 7、根据权利要求4或5所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，通过以下方式根据所述位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置获得所

述测量指令：

接收用户依次在所述超声图像上对所述位置集中 1 个或多个解剖学结构位置进行的确认操作；

根据用户依次输入的确认操作，获得所述测量指令；其中，用户进行确认操作的顺序为根据所述测量序列进行的有序操作，或者为可执行任意次序的操作。

8、根据权利要求 4 或 5 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述超声图像中参数测量的方法还包括：提示所述位置集或所述测量序列。

9、根据权利要求 8 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述提示所述位置集或所述测量序列包括：

基于组织解剖学知识，生成目标组织的解剖结构示意图，

显示所述解剖结构示意图，并在解剖结构示意图上标记所述位置集中的解剖学结构位置或者标记所述测量序列；或者，

通过滚动显示当前待确认的解剖学结构位置。

10、根据权利要求 1 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述输出所述计算结果包括：

当计算完一个测量项，获得一个测量项对应的计算结果后，立即显示该计算结果。

11、根据权利要求 7 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述确定位置集中每个解剖学结构位置获得所述测量指令的方式中还包括：

根据所述测量序列，确定在执行所述测量项时多个解剖学结构位置对应的执行次序；

依次向用户提示多个解剖学结构位置。

12、根据权利要求 1 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述超声图像中参数测量的方法还包括：

确定参考坐标系，所述参考坐标系至少为以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为第二象限 45 角建立的第一直角坐标系，以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为 X 轴建立的第二直角坐标系，和以水平方向为 X 轴、竖直方向为 Y 轴建立的第三直角坐标系中之一；

所述根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项获得计算结果中，基于确定的参考坐标系，根据所述测量指令计算所述测量项。

13、根据权利要求 4 或 5 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在

于, 所述位置集中至少包括耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线; 和/或

所述测量序列中前两个解剖学结构位置为耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线。

14、根据权利要求 5 所述的超声图像中参数测量的方法, 其特征在于, 所述根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项, 获得计算结果包括:

根据所述测量序列中前两个解剖学结构位置确定参考坐标系; 和

依次根据所述测量序列中剩余的解剖学结构位置, 并基于确定的参考坐标系, 计算所述测量项, 获得所述计算结果。

15、根据权利要求 5 所述的超声图像中参数测量的方法, 其特征在于, 所述结合所述位置集和执行次序生成测量序列包括:

结合所述位置集和执行次序, 自动生成预置测量序列;

显示预置测量序列;

接收用户输入的编辑指令, 和

根据所述编辑指令, 更新所述预置测量序列, 获得所述测量序列。

16、根据权利要求 12 或 14 所述的超声图像中参数测量的方法, 其特征在于, 所述确定参考坐标系的步骤包括以下方式之一:

接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 根据用户输入建立第一直角坐标系、第二直角坐标系、或第三直角坐标系; 和,

基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线, 并建立第一直角坐标系、第二直角坐标系、或第三直角坐标系。

17、根据权利要求 16 所述的超声图像中参数测量的方法, 其特征在于, 所述基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线包括:

将标记有耻骨联合下缘的图像正样本和不包含耻骨联合下缘的图像负样本, 输入到检测器中进行训练;

基于训练结果获得识别模型; 和

利用识别模型自动检测所述超声图像中的耻骨联合下缘。

18、根据权利要求 16 所述的超声图像中参数测量的方法, 其特征在于, 所述基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线包括:

根据耻骨联合下缘确定耻骨联合中轴线的起点,

以所述起点为原点确定表征耻骨联合中轴线的候选射线, 所述候选射线

具有初始偏转角度；

以初始偏转角为中心偏转预定范围并间隔预定角度进行扫描，获得多条候选射线；

提取所述多条候选射线的像素特征；和，

5 根据所述像素特征，从所述多条候选射线中择一确定所述耻骨联合中轴线。

19、根据权利要求 16 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线包括：

接收点击输入确定耻骨联合下缘，

10 当轨迹球或鼠标或与显示屏的触摸接触发生移动时，候选中轴线跟着移动；和

检测所述移动的停止，在停止的位置处显示候选中轴线，用以确定耻骨联合中轴线的输入。

20、根据权利要求 1 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，
15 所述超声图像至少包括：静息帧图像和瓦氏帧图像。

21、根据权利要求 1 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述超声图像包括第一帧图像和第二帧图像，所述基于所述超声图像获得测量指令，根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果中包括：

20 基于第一帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第一计算结果；

基于第二帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第二计算结果；

25 计算第二计算结果相对第一计算结果的变化结果，和
输出所述变化结果。

22、根据权利要求 1 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述超声图像中参数测量的方法还包括：

根据所述计算结果，获得评估等级；

输出所述评估等级。

30 23、根据权利要求 22 所述的超声图像中参数测量的方法，其特征在于，所述根据所述计算结果获得评估等级中至少采用以下方式之一执行：

接收用户对评估规则的调整，该评估规则用于确定评估等级，基于调整

后的评估规则，依据所述计算结果确定评估等级；

根据所述计算结果，基于默认的评估规则，获得评估等级，所述默认的评估规则由最大化特定帧上计算的特定测量项对应的计算结果映射获得；和，

利用多个样本图像和该样本图像上计算的测量项的计算结果、以及对应的
5 的评估等级，输入至检测器中进行数学关联性分析，获得机器模型，根据所述计算结果利用所述机器模型，自动获得评估等级。

24、一种超声成像系统，其特征在于，包括：

探头，

10 发射电路和接收电路，用于激励所述探头向目标组织发射超声波束，接收所述超声波束的超声回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得超声图像；

显示器，用于显示所述超声图像；其中，

所述图像处理模块还用于基于所述超声图像获得测量指令，根据所述测
15 量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果，输出所述计算结果。

25、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述目标组织包括盆底组织。

26、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式基于所述超声图像获得测量指令：

20 接收来自于用户输入的至少一个所述测量项，每个测量项关联对应至少一个解剖学结构位置，

根据输入的测量项，获得与测量项相关联的至少一个解剖学结构位置，形成位置集，和

根据所述位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述测量指
25 令。

27、根据权利要求 26 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式根据所述位置集，确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述测量指令包括：

根据所述位置集，确定所述至少一个解剖学结构位置在执行所述测量项
30 时的执行次序；

结合所述位置集和执行次序生成测量序列；和

根据所述测量序列，依次确定位置集中每个解剖学结构位置，获得所述

测量指令。

28、根据权利要求 26 或 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述位置集为解剖学结构位置的集合。

29、根据权利要求 26 或 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块通过以下方式来确定位置集中每个解剖学结构位置获得所述测量指令：

接收用户依次在所述超声图像上对所述位置集中 1 个或多个解剖学结构位置进行的确认操作；和，

根据用户依次输入的确认操作，获得所述测量指令；其中，用户进行确认操作的顺序为根据所述测量序列进行的有序操作，或者为可执行任意次序的操作。

30、根据权利要求 26 或 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述超声成像系统还包括：通过显示器提示所述位置集或所述测量序列。

31、根据权利要求 30 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块通过以下方式提示所述位置集或所述测量序列包括：

基于组织解剖学知识，生成目标组织的解剖结构示意图，

通过显示器显示所述解剖结构示意图，并在解剖结构示意图上标记所述位置集中的解剖学结构位置或者标记所述测量序列；或者，

通过显示器滚动显示当前待确认的解剖学结构位置。

31、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式输出所述计算结果包括：

当计算完一个测量项，获得一个测量项对应的计算结果后，立即显示该计算结果。

32、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还用于：

确定参考坐标系，所述参考坐标系至少为以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为第二象限 45 角建立的第一直角坐标系，以耻骨联合下缘为原点、耻骨联合中轴线为 X 轴建立的第二直角坐标系，和以水平方向为 X 轴、竖直方向为 Y 轴建立的第三直角坐标系中之一；

所述根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项获得计算结果中，基于确定的参考坐标系，根据所述测量指令计算所述测量项。

33、根据权利要求 26 或 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述位

置集中至少包括耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线；和/或

所述测量序列中前两个解剖学结构位置为耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线。

34、根据权利要求 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果：

根据所述测量序列中前两个解剖学结构位置确定参考坐标系；

依次根据所述测量序列中剩余的解剖学结构位置，并基于确定的参考坐标系，计算所述测量项，获得所述计算结果。

35、根据权利要求 27 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式结合所述位置集和执行次序生成测量序列：

结合所述位置集和执行次序，自动生成预置测量序列；

显示预置测量序列；

接收用户输入的编辑指令，

根据所述编辑指令，更新所述预置测量序列，获得所述测量序列。

36、根据权利要求 32 或 34 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式确定参考坐标系的步骤包括以下方式之一：

接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线，根据用户输入建立第一直角坐标系或第二直角坐标系；和，

基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线，并建立第一直角坐标系或第二直角坐标系。

37、根据权利要求 36 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线：

将标记有耻骨联合下缘的图像正样本和不包含耻骨联合下缘的图像负样本，输入到检测器中进行训练；

基于训练结果获得识别模型；和

利用识别模型自动检测所述超声图像中的耻骨联合下缘。

38、根据权利要求 36 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式基于模式识别自动检测超声图像中的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线：

根据耻骨联合下缘确定耻骨联合中轴线的起点，

以所述起点为原点确定表征耻骨联合中轴线的候选射线，所述候选射线具有初始偏转角度；

以初始偏转角为中心偏转预定范围并间隔预定角度进行扫描，获得多条候选射线；

5 提取所述多条候选射线的像素特征；和

根据所述像素特征，从所述多条候选射线中择一确定所述耻骨联合中轴线。

39、根据权利要求 36 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还通过以下方式接收用户在超声图像上输入的耻骨联合下缘和耻骨联合中轴线包括：

接收点击输入确定耻骨联合下缘，

当轨迹球或鼠标或与显示屏的触摸接触发生移动时，候选中轴线跟着移动；和

10 检测所述移动的停止，在停止的位置处显示候选中轴线，用以确定耻骨联合中轴线的输入。

40、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述超声图像至少包括：静息帧图像和瓦氏帧图像。

41、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述超声图像包括第一帧图像和第二帧图像，所述图像处理模块还通过以下方式基于所述
20 超声图像获得测量指令，根据所述测量指令计算目标组织相关的测量项，获得计算结果：

基于第一帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第一计算结果；

25 基于第二帧图像获得测量指令，根据测量指令计算目标组织相关的测量项，获得第二计算结果；

计算第二计算结果相对第一计算结果的变化结果，和
输出所述变化结果。

42、根据权利要求 24 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还用于：

30 根据所述计算结果，获得评估等级；和
输出所述评估等级。

43、根据权利要求 42 所述的超声成像系统，其特征在于，所述图像处理

模块还至少采用以下方式之一根据所述计算结果，获得评估等级：

接收用户对评估规则的调整，该评估规则用于确定评估等级，基于调整后的评估规则，依据所述计算结果确定评估等级；

根据所述计算结果，基于默认的评估规则，获得评估等级，所述默认的
5 评估规则由最大化特定帧上计算的特定测量项对应的计算结果映射获得；和，

利用多个样本图像和该样本图像上计算的测量项的计算结果、以及对应的评估等级，输入至检测器中进行数学关联性分析，获得机器模型，根据所述计算结果利用所述机器模型，自动获得评估等级。

10

15

20

25

30

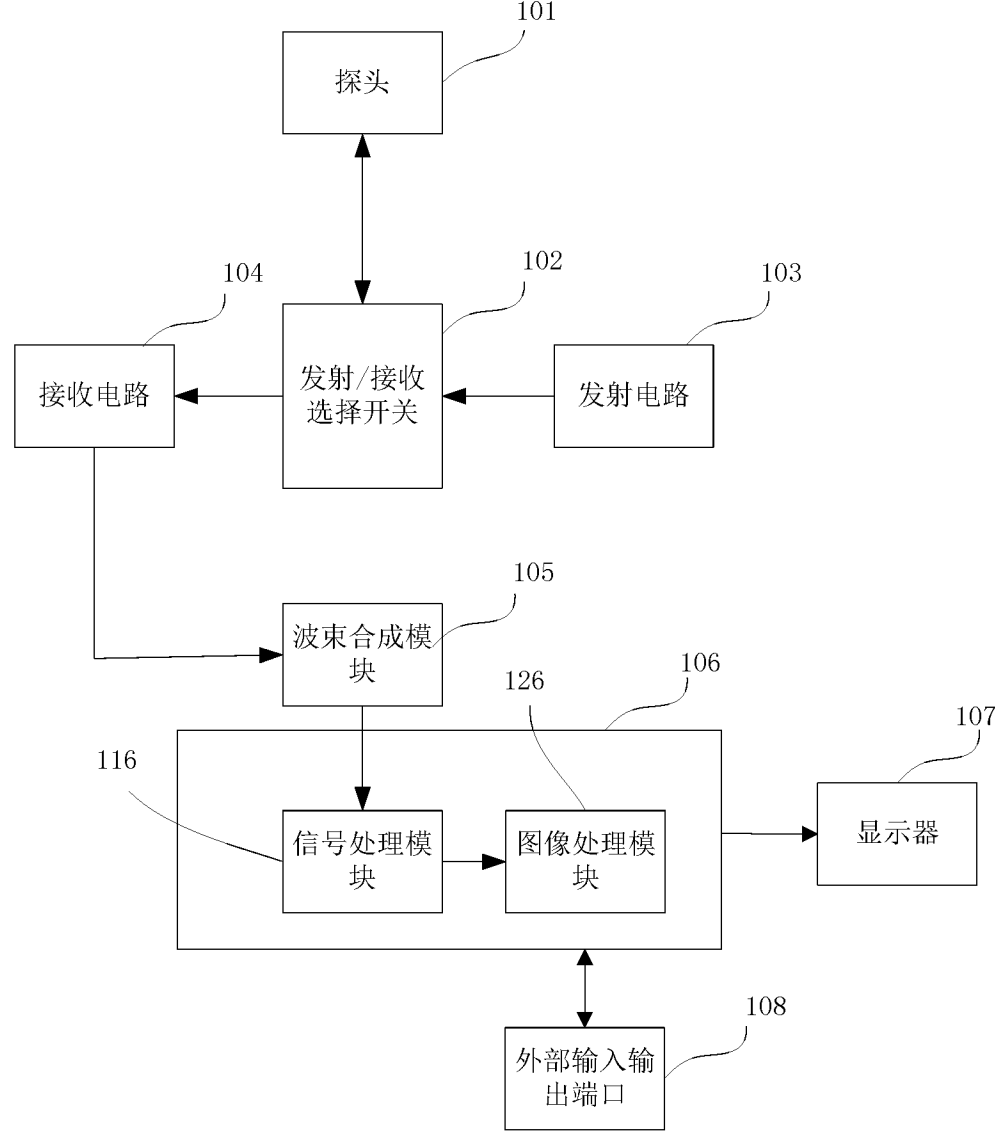


图 1

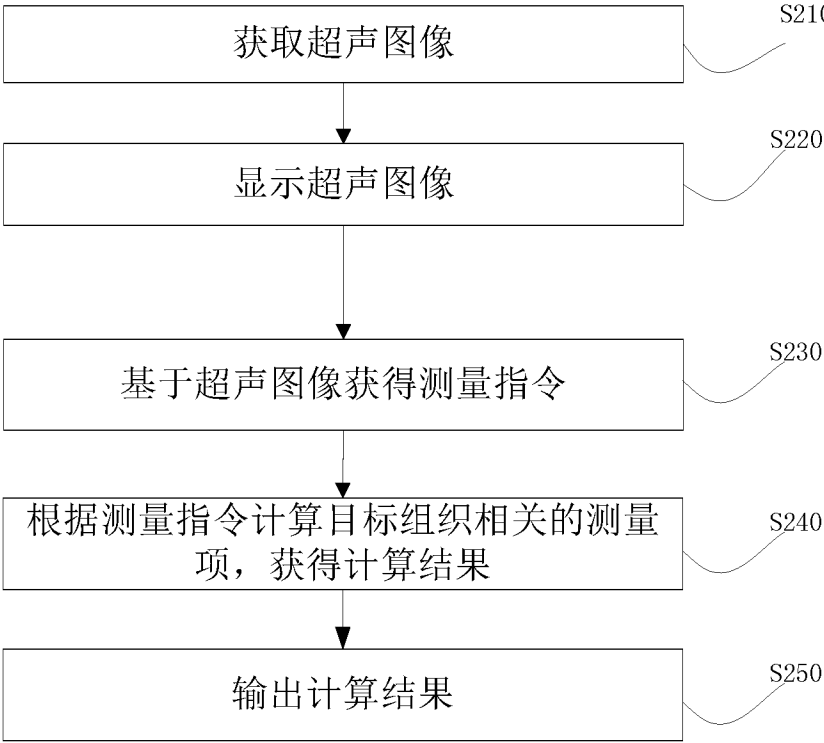


图 2



图 3 (a)

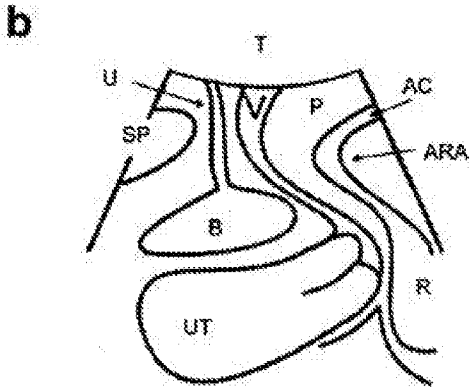


图 3 (b)

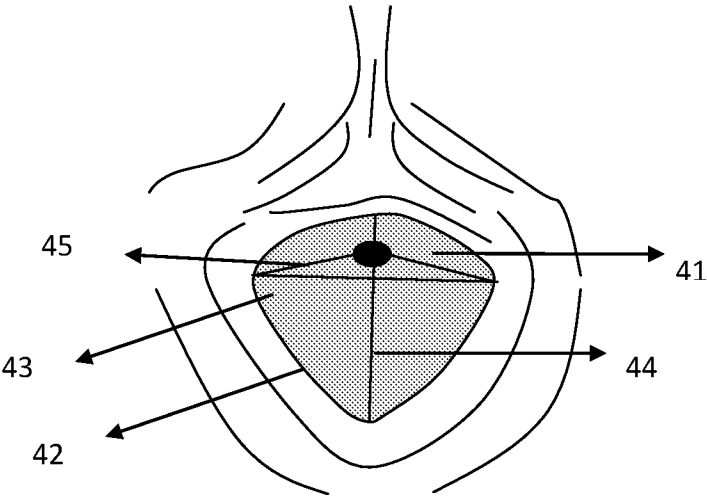


图4

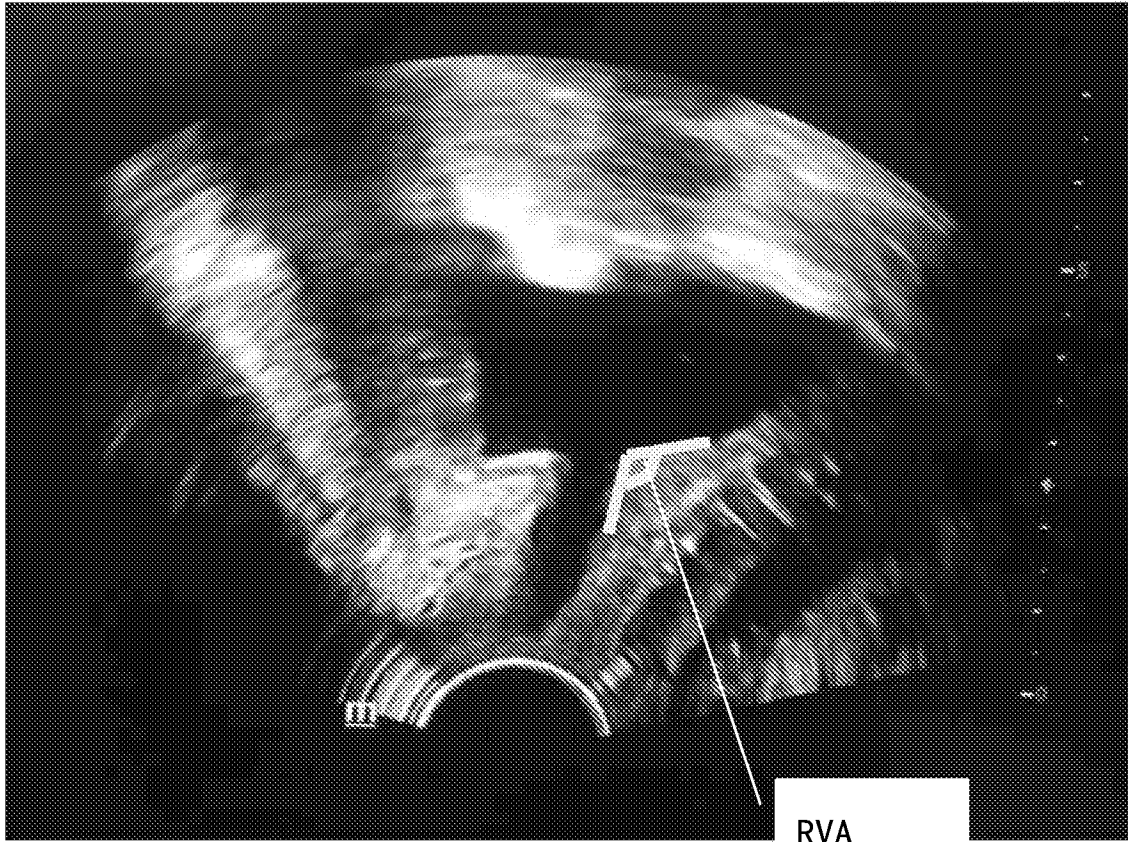


图5

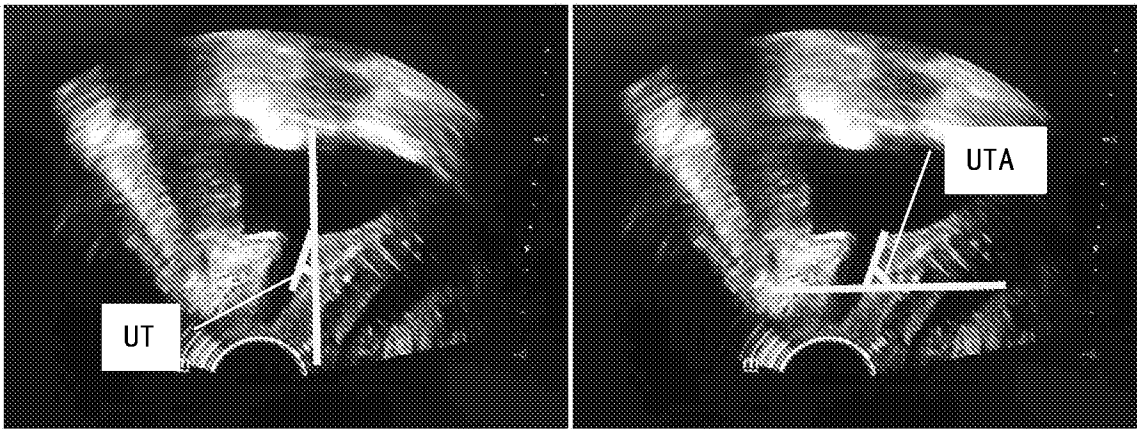


图6(a)

图6(b)

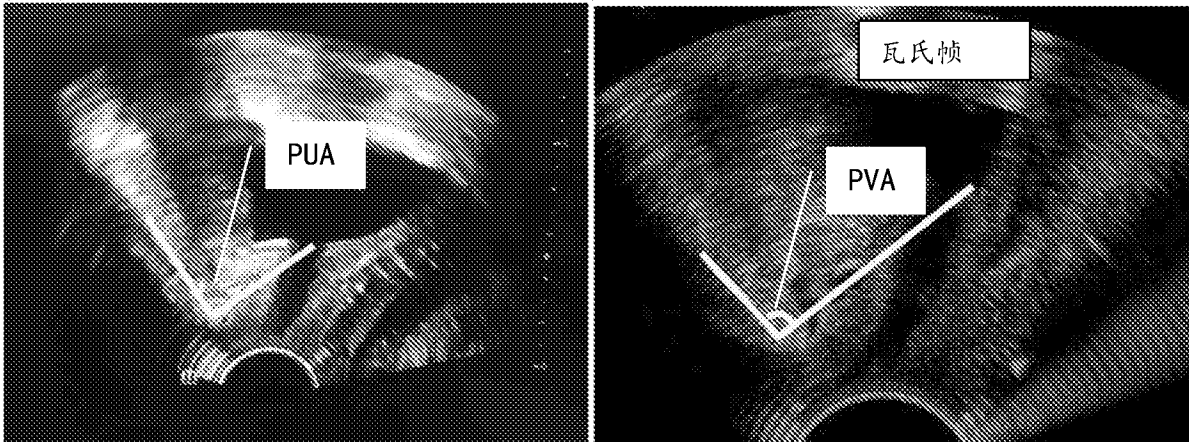


图7(a)

图7(b)

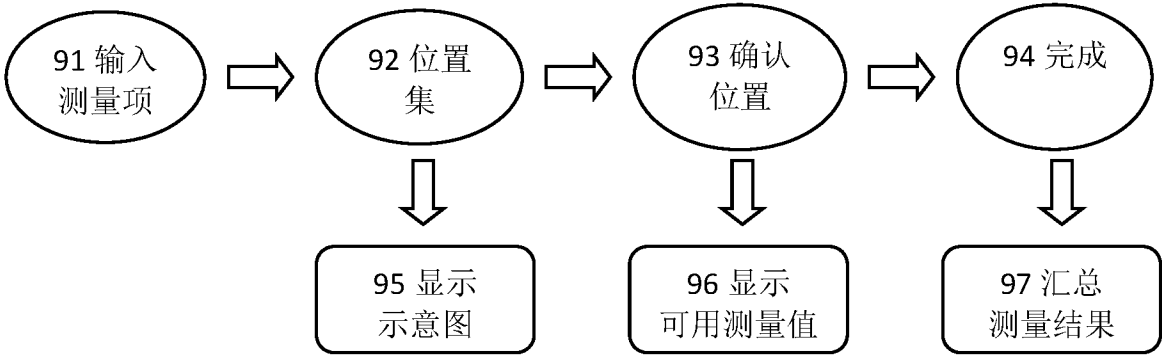


图 8

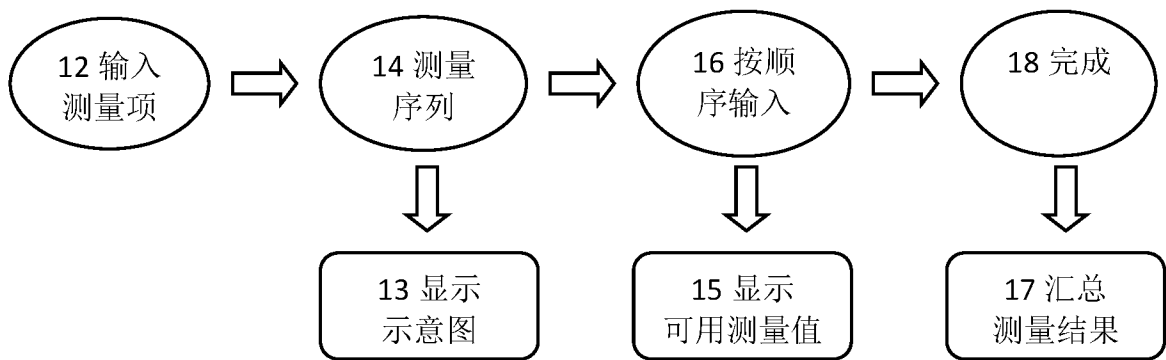


图 9

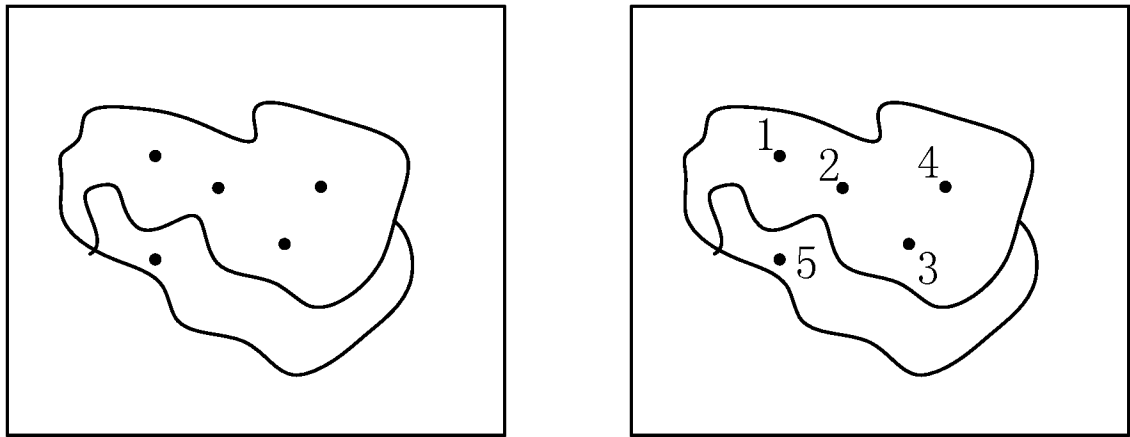


图 10

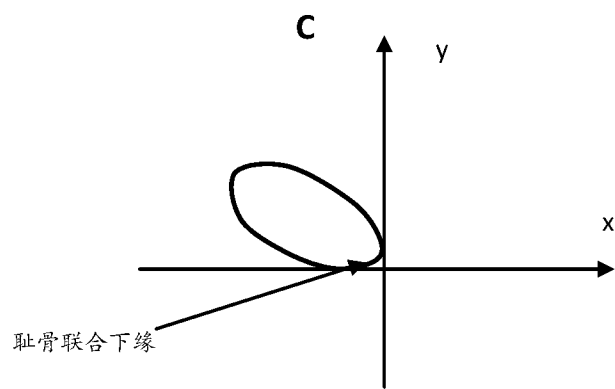


图 11

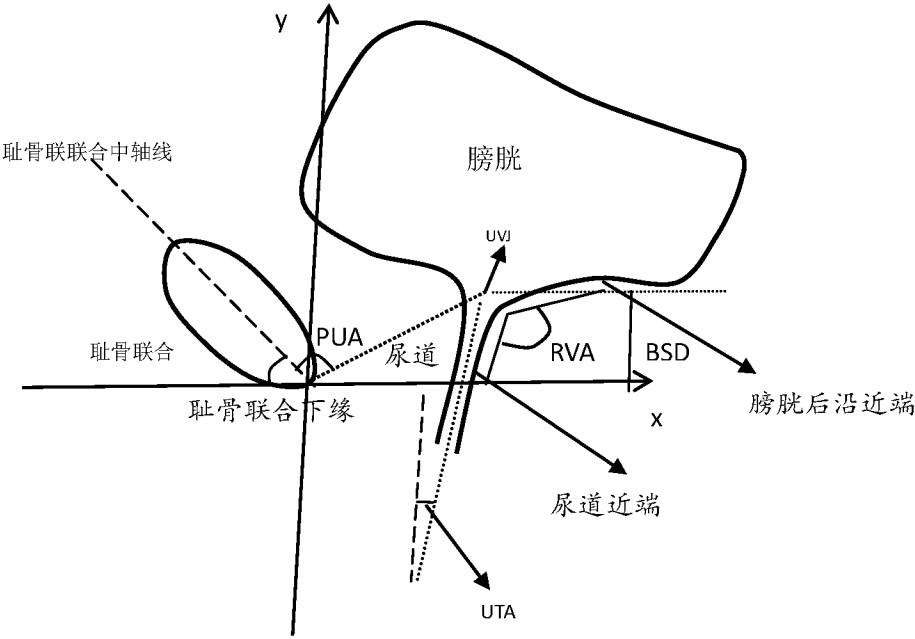


图 12

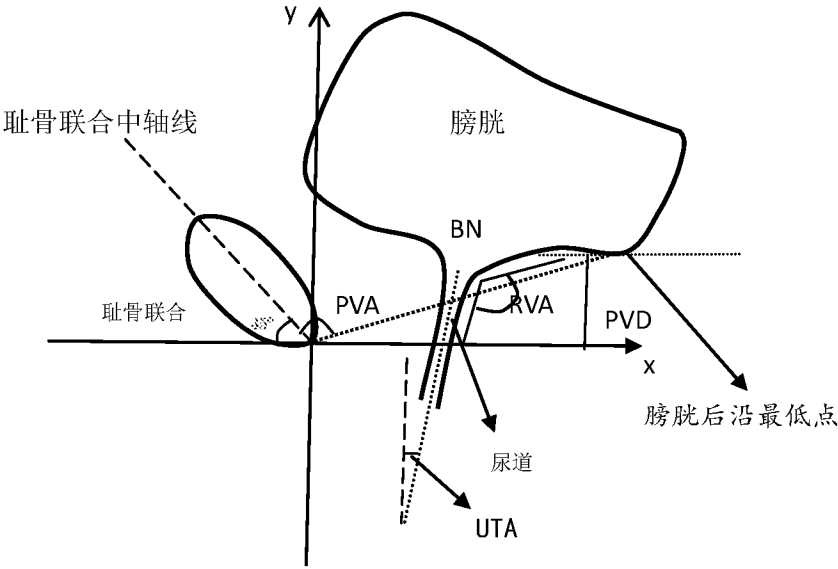


图 13

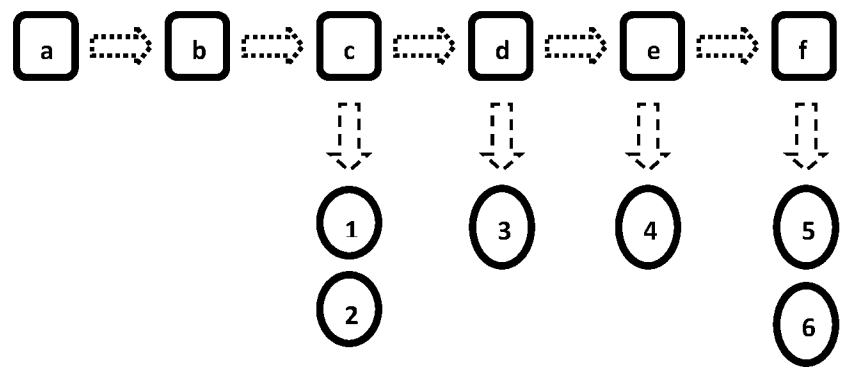


图 14

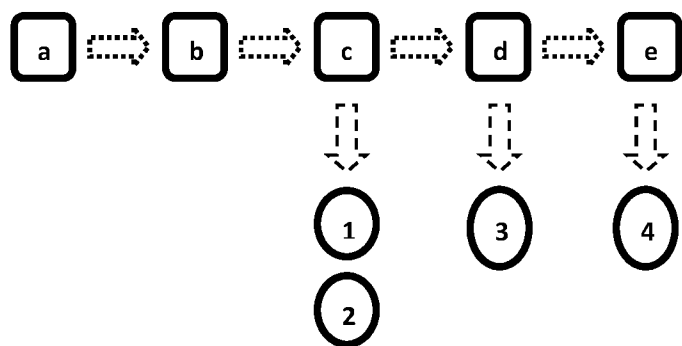


图 15

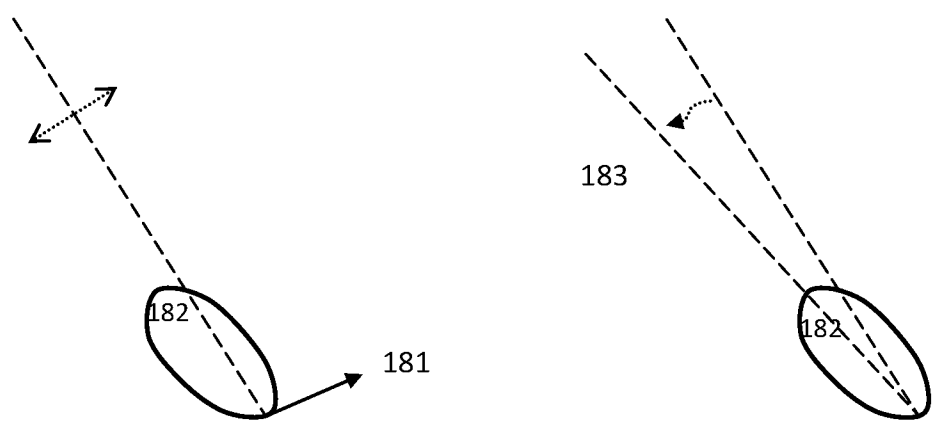


图 16

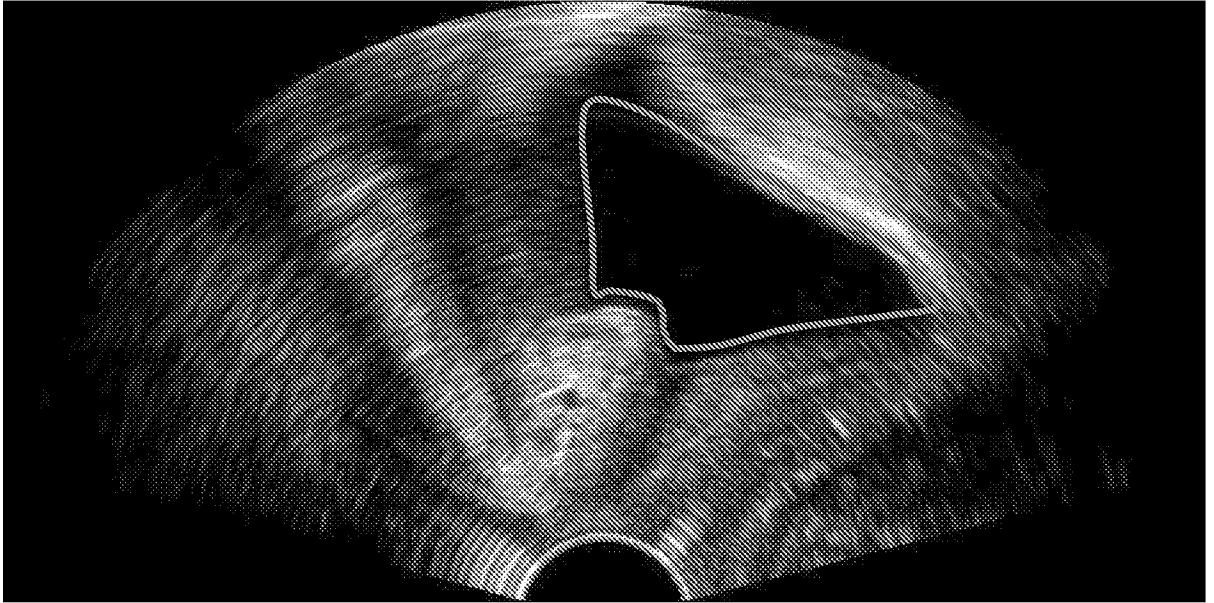


图 17

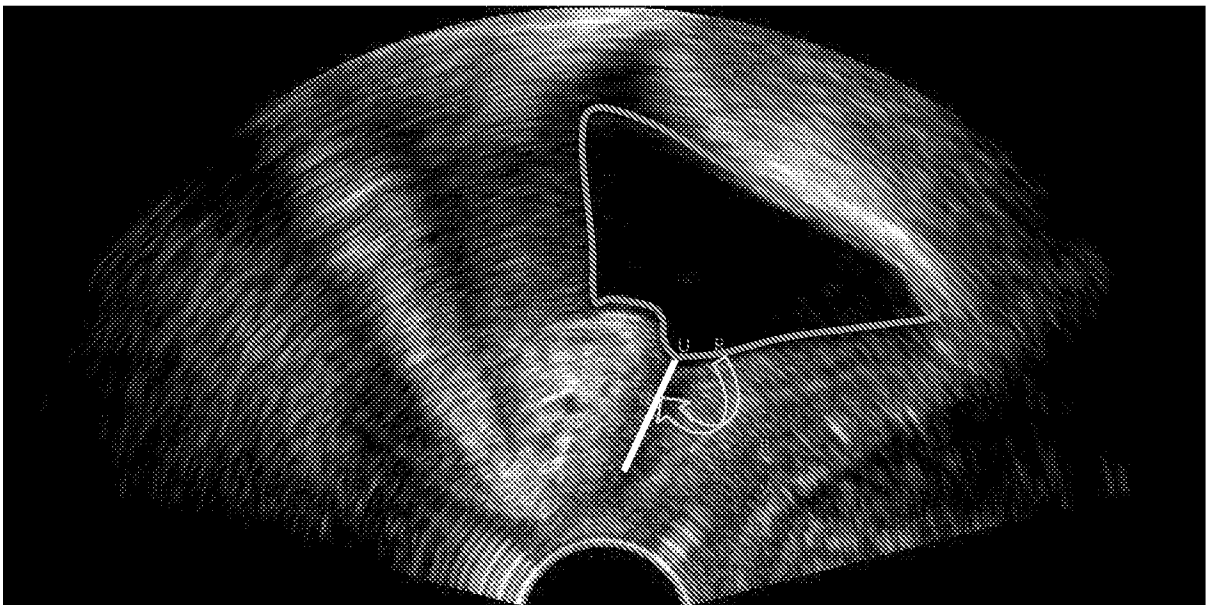


图 18

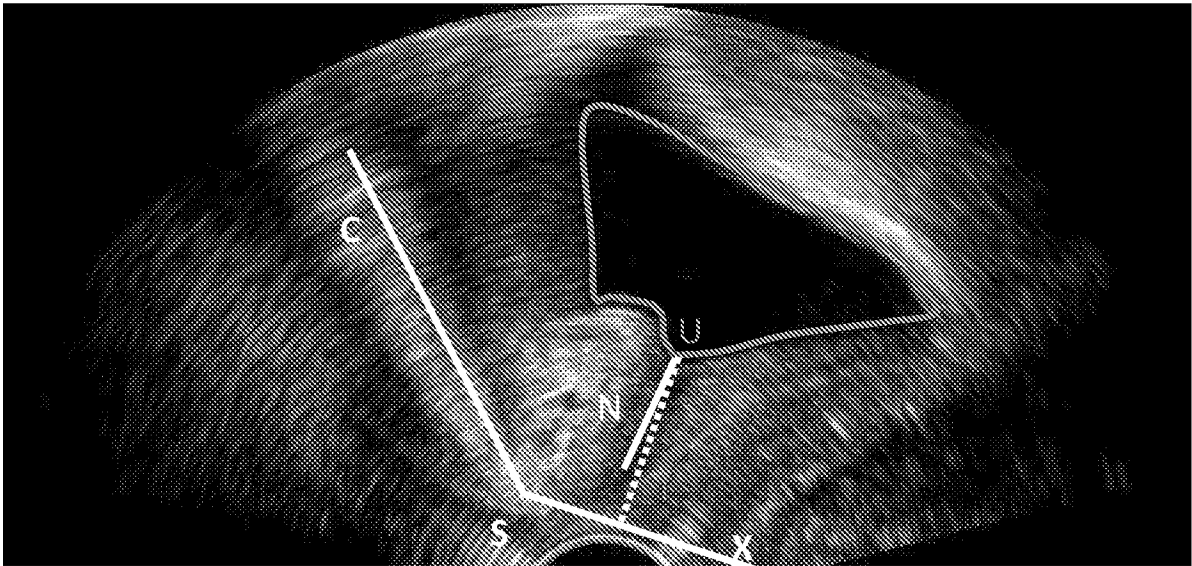


图 19

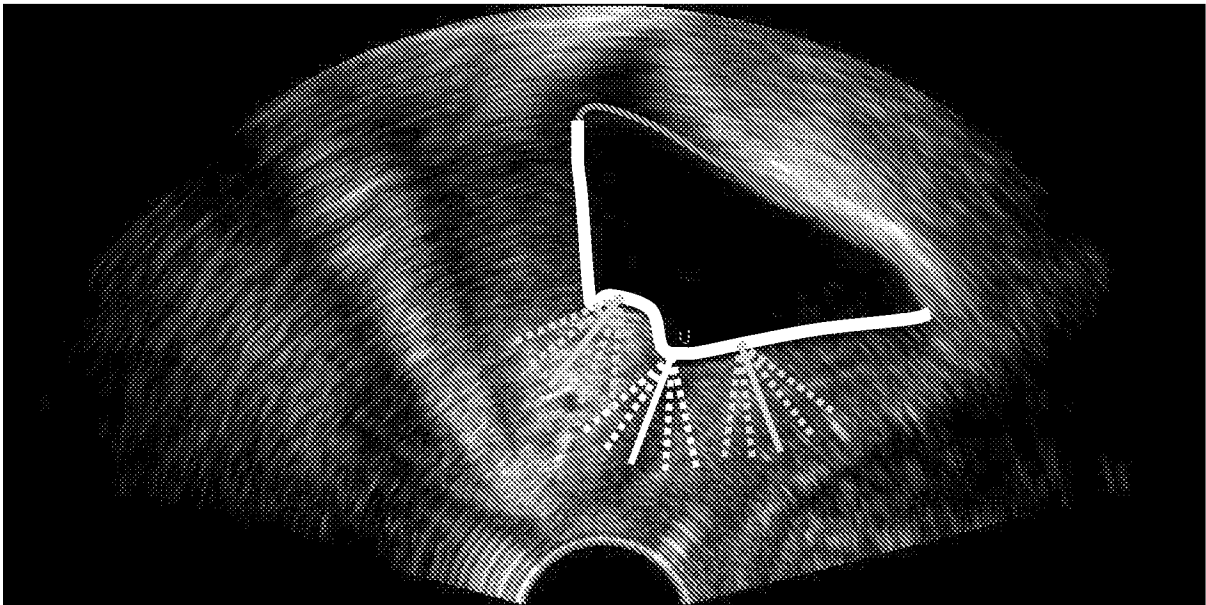


图 20

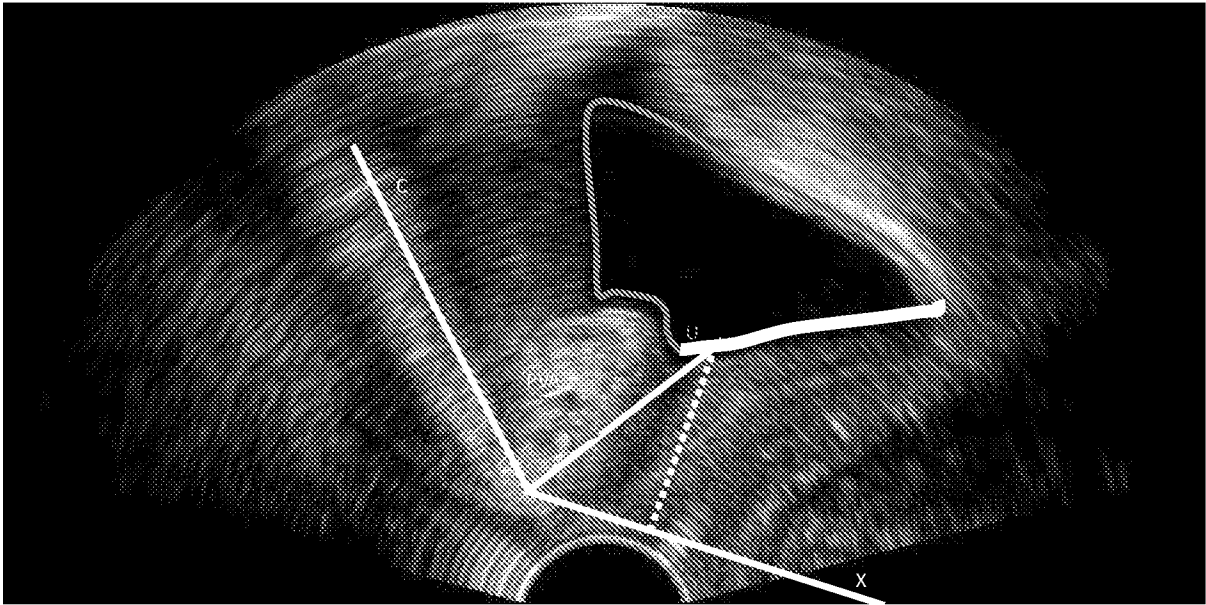


图 21

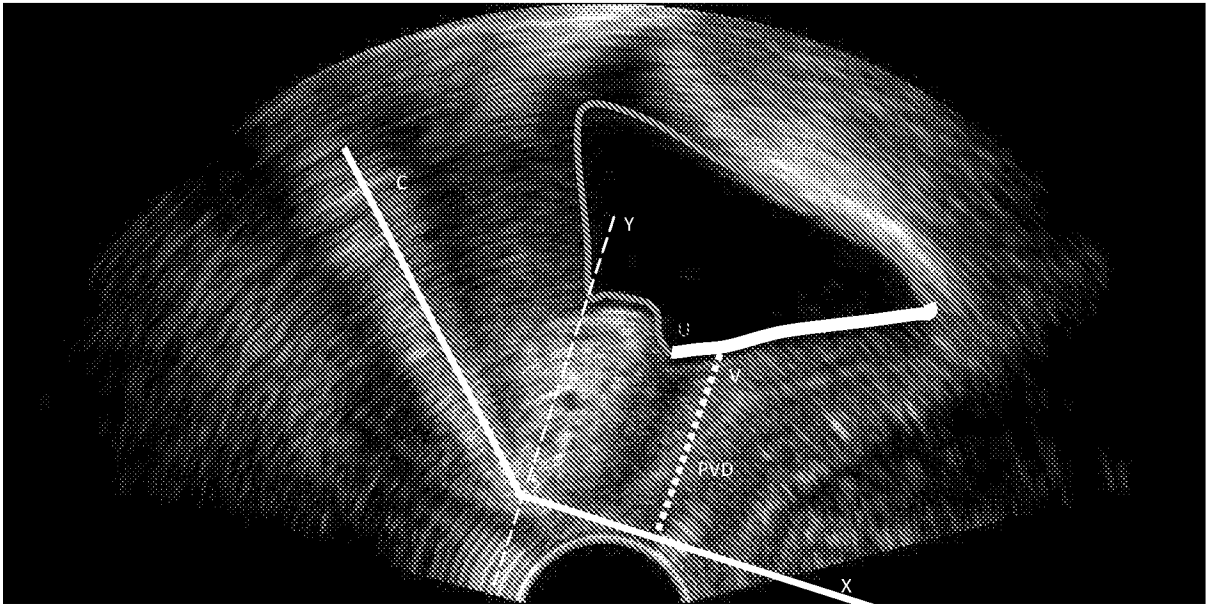


图 22

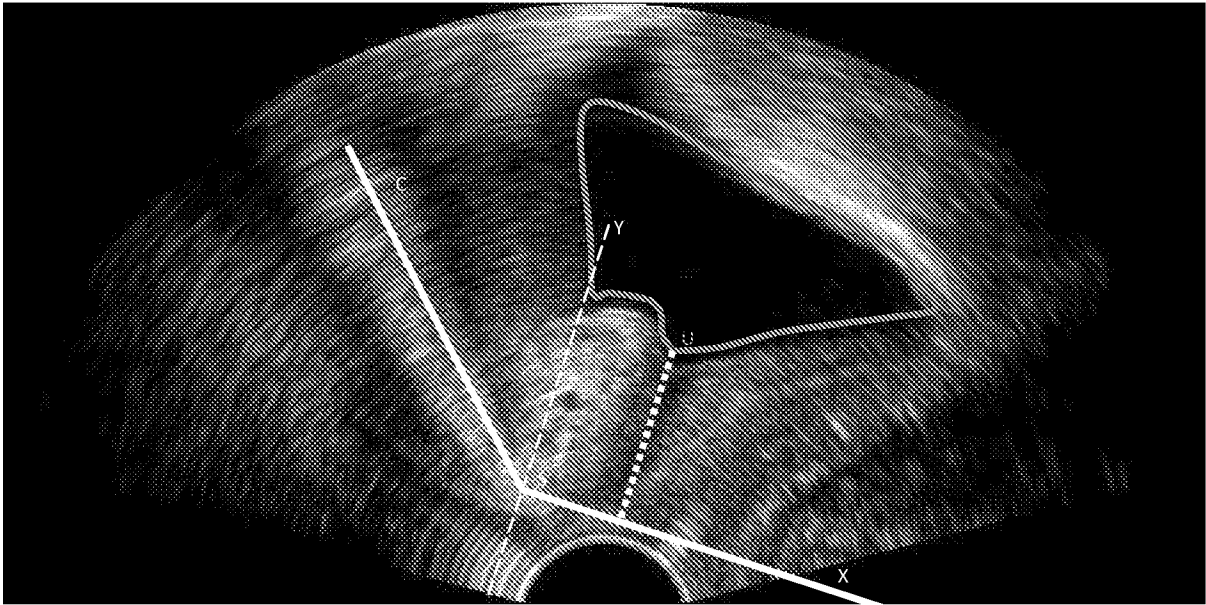


图 23

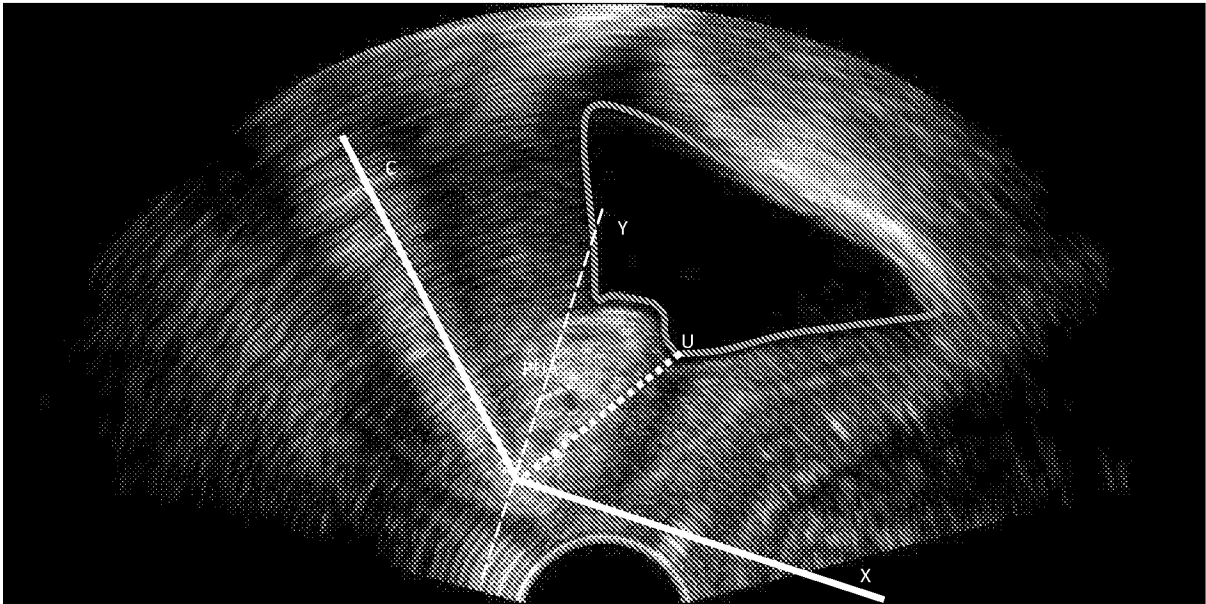


图 24

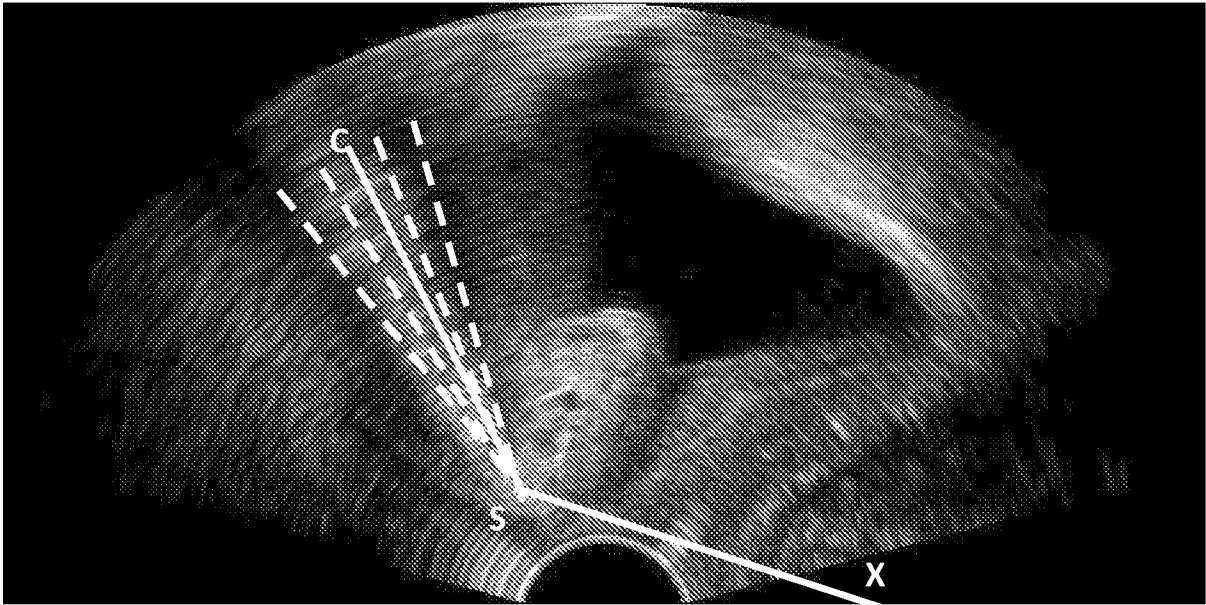


图 25

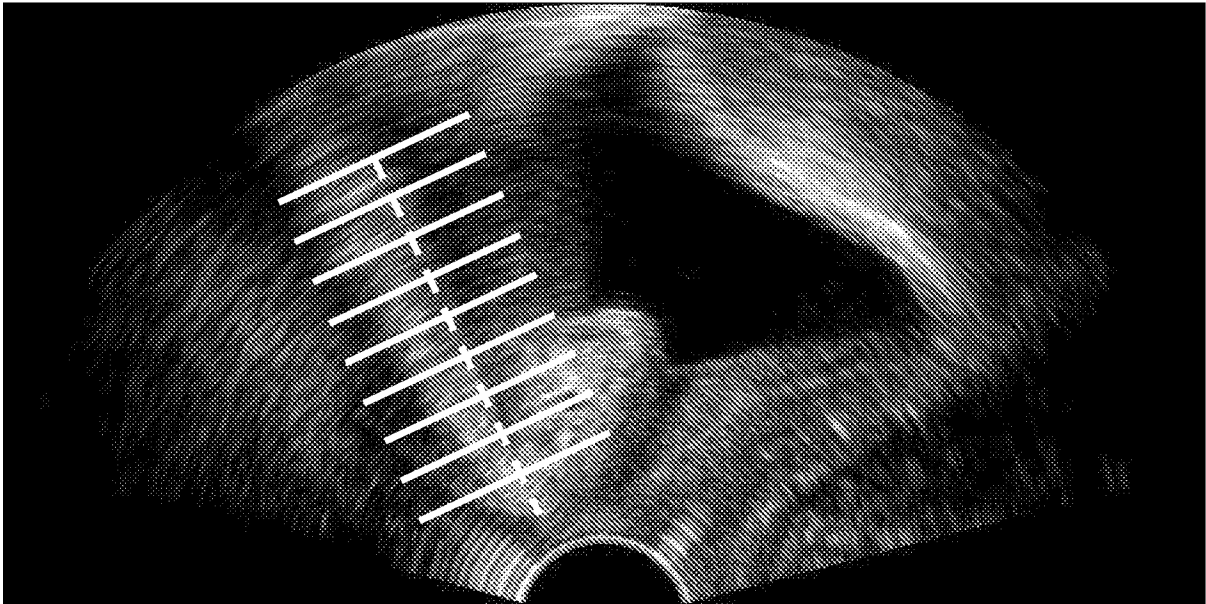


图 26

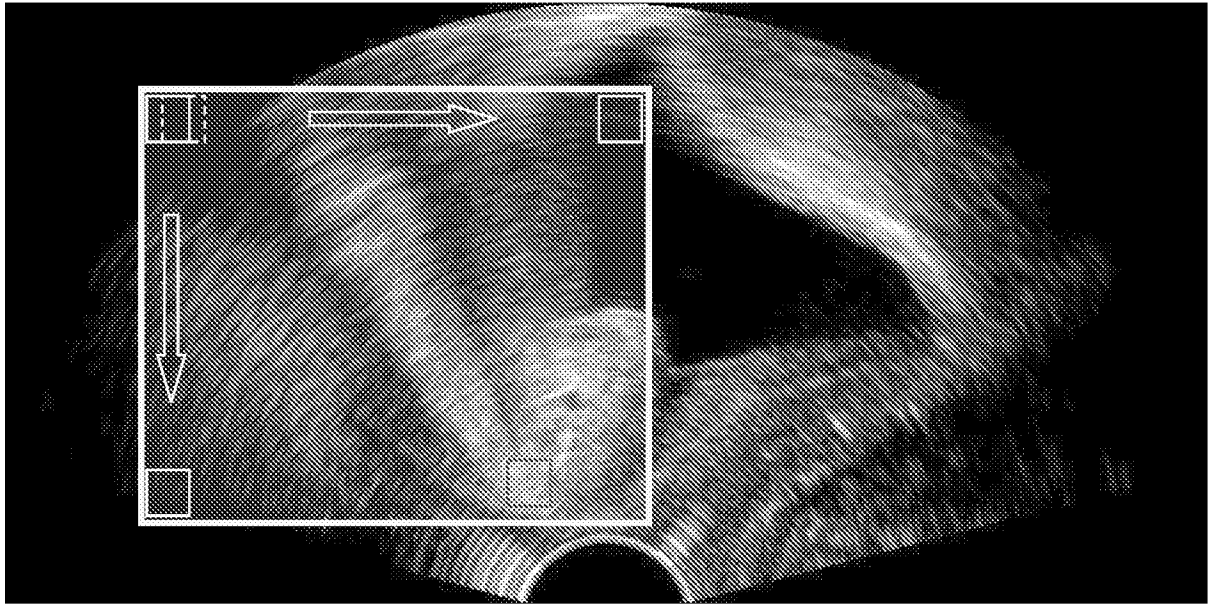


图 27

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2017/071277

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 8

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, CNKI, VEN: 迈瑞, 超声, 测量, 盆, 计算, 深圳市第二人民医院, 王慧芳, 赖勇铨, 邹耀, 林穆清, 陈志杰, ultrasound, ultrasonic+, pelvic+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 102113897 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 06 July 2011 (06.07.2011), description, paragraphs [0020]-[0065], and figures 1-3	1-3, 10, 12, 20, 22, 24, 25, 31, 32, 40, 42
X	CN 102727184 A (LIAONING CARESONO TECHNOLOGY CO., LTD.) 17 October 2012 (17.10.2012), description, paragraphs [0042]-[0101], and figures 1 and 2	1-3, 10, 12, 20, 22, 24, 25, 31, 32, 40, 42
A	CN 104394771 A (TEL HASHOMER MEDICAL RESEARCH INFRASTRUCTURE AND SERVICES LTD.) 04 March 2015 (04.03.2015), entire document	1-43
A	CA 2839854 A1 (CT FOR IMAGING TECHNOLOGY COMMERCIALIZATION CIMTEC) 17 July 2015 (17.07.2015), entire document	1-43
A	CN 105555198 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 04 May 2016 (04.05.2016), entire document	1-43

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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

14 October 2017

Date of mailing of the international search report

27 October 2017

Name and mailing address of the ISA
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No. (86-10) 62019451

Authorized officer

WANG, Jinjing

Telephone No. (86-10) 62085625

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/071277

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 102113897 A	06 July 2011	US 8699766 B2	15 April 2014
		CN 102113897 B	15 October 2014
		US 2011158490 A1	30 June 2011
CN 102727184 A	17 October 2012	CN 102727184 B	02 April 2014
CN 104394771 A	04 March 2015	IN 2601MUN2014 A	24 July 2015
		CN 104394771 B	04 July 2017
		WO 2013183051 A1	12 December 2013
		US 2015148657 A1	28 May 2015
CA 2839854 A1	17 July 2015	None	
CN 105555198 A	04 May 2016	WO 2015139267 A1	24 September 2015
		US 2017007161 A1	12 January 2017
		EP 3127486 A1	08 February 2017

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2017/071277

A. 主题的分类 A61B 8/00(2006.01) i 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																				
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B 8 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 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)) CNABS, CNKI, VEN: 迈瑞、超声、测量、盆, 计算, 深圳市第二人民医院, 王慧芳, 赖勇铨, 邹耀, 林穆清, 陈志杰, ultrasound, ultrasonic+, pelvic+																				
C. 相关文件 <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>X</td> <td>CN 102113897 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2011年 7月 6日 (2011 - 07 - 06) 说明书第[0020]-[0065]段及图1-3</td> <td>1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 102727184 A (辽宁汉德科技有限公司) 2012年 10月 17日 (2012 - 10 - 17) 说明书第[0042]-[0101]段以及图1-2</td> <td>1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104394771 A (泰尔哈绍梅尔医学研究基础设施和服务有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文</td> <td>1-43</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CA 2839854 A1 (CT FOR IMAGING TECHNOLOGY COMMERCIALIZATION CIMTEC) 2015年 7月 17日 (2015 - 07 - 17) 全文</td> <td>1-43</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105555198 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2016年 5月 4日 (2016 - 05 - 04) 全文</td> <td>1-43</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	X	CN 102113897 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2011年 7月 6日 (2011 - 07 - 06) 说明书第[0020]-[0065]段及图1-3	1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42	X	CN 102727184 A (辽宁汉德科技有限公司) 2012年 10月 17日 (2012 - 10 - 17) 说明书第[0042]-[0101]段以及图1-2	1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42	A	CN 104394771 A (泰尔哈绍梅尔医学研究基础设施和服务有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文	1-43	A	CA 2839854 A1 (CT FOR IMAGING TECHNOLOGY COMMERCIALIZATION CIMTEC) 2015年 7月 17日 (2015 - 07 - 17) 全文	1-43	A	CN 105555198 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2016年 5月 4日 (2016 - 05 - 04) 全文	1-43
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																		
X	CN 102113897 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2011年 7月 6日 (2011 - 07 - 06) 说明书第[0020]-[0065]段及图1-3	1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42																		
X	CN 102727184 A (辽宁汉德科技有限公司) 2012年 10月 17日 (2012 - 10 - 17) 说明书第[0042]-[0101]段以及图1-2	1-3、10、12、20、22、24-25、31-32、40、42																		
A	CN 104394771 A (泰尔哈绍梅尔医学研究基础设施和服务有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文	1-43																		
A	CA 2839854 A1 (CT FOR IMAGING TECHNOLOGY COMMERCIALIZATION CIMTEC) 2015年 7月 17日 (2015 - 07 - 17) 全文	1-43																		
A	CN 105555198 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2016年 5月 4日 (2016 - 05 - 04) 全文	1-43																		
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																				
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “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) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “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 “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 “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 “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 “&” 同族专利的文件																				
国际检索实际完成的日期 2017年 10月 14日		国际检索报告邮寄日期 2017年 10月 27日																		
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 王金晶 电话号码 (86-10)62085625																		

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2017/071277

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	102113897	A	2011年 7月 6日	US	8699766	B2	2014年 4月 15日
				CN	102113897	B	2014年 10月 15日
				US	2011158490	A1	2011年 6月 30日
CN	102727184	A	2012年 10月 17日	CN	102727184	B	2014年 4月 2日
CN	104394771	A	2015年 3月 4日	IN	2601MUN2014	A	2015年 7月 24日
				CN	104394771	B	2017年 7月 4日
				WO	2013183051	A1	2013年 12月 12日
				US	2015148657	A1	2015年 5月 28日
CA	2839854	A1	2015年 7月 17日	无			
CN	105555198	A	2016年 5月 4日	WO	2015139267	A1	2015年 9月 24日
				US	2017007161	A1	2017年 1月 12日
				EP	3127486	A1	2017年 2月 8日