



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110325119 A

(43)申请公布日 2019.10.11

(21)申请号 201880012594.4

(22)申请日 2018.02.12

(30)优先权数据

17305188.9 2017.02.20 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/053375 2018.02.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/149765 EN 2018.08.23

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·拉马钱德兰 C·菲尔雄

C·迪富尔 S·阿莱尔

S·P·内勒帕卡什

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

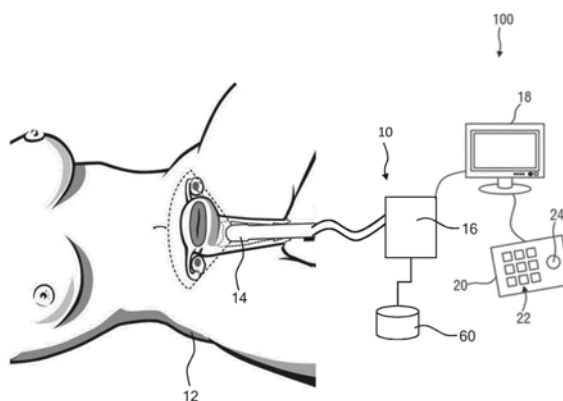
权利要求书2页 说明书14页 附图10页

(54)发明名称

卵巢卵泡计数和大小确定

(57)摘要

公开了一种用于根据一对2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小(直径)的计算机实施的方法(200)。所述方法包括:接收(210)所述一对2D(二维)经阴道超声扫描(15、15'),每个扫描包括沿着用于捕获所述扫描的超声探头(14)的平移方向(155、155')捕获的多幅2D超声图像(150、150'),各自的平移方向是至少近似正交的,并且针对所述扫描中的每个扫描,所述方法还包括:检测至少一个2D经阴道超声扫描的所述多幅2D超声图像中的候选卵泡(152);并且对检测到的候选卵泡进行分割(240)以确定(248)针对每个候选卵泡的平均直径;选择(270)包括具有最大平均直径的候选卵泡的2D经阴道超声扫描;并且呈现(280)所选择的2D经阴道超声扫描的检测到的候选卵泡的所确定的平均直径和所述分割。还公开了一种适于实施该方法的计算机程序产品、超声图像处理设备以及超声成像系统。



1. 一种用于确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法 (200), 包括:
接收 (210) 一对 2D (二维) 经阴道超声扫描 (15、15'), 每个扫描包括沿着超声探头 (14) 用于捕获所述扫描的平移方向 (155、155') 捕获的多幅 2D 超声图像 (150、150'), 各自的平移方向是至少近似正交的, 并且针对所述扫描中的每个扫描, 所述方法还包括:
检测至少一个 2D 经阴道超声扫描的所述多幅 2D 超声图像中的候选卵泡 (152); 并且
分割 (240) 检测到的候选卵泡以确定 (515) 针对每个候选卵泡的平均直径;
选择 (270) 包括具有最大平均直径的候选卵泡的所述 2D 经阴道超声扫描; 并且
呈现 (280) 所选择的 2D 经阴道超声扫描的所述检测到的候选卵泡的所确定的平均直径和所述分割。
2. 根据权利要求 1 所述的计算机实施的方法 (200), 其中, 检测所述多幅 2D 超声图像中的候选卵泡 (152) 包括:
根据所述多幅 2D 超声图像来近似 (220) 体积图像;
检测 (230) 所近似的体积图像中的卵巢 (151); 并且
检测所检测到的卵巢之内的可能候选卵泡 (152)。
3. 根据权利要求 2 所述的计算机实施的方法 (200), 其中, 检测所检测到的卵巢 (151) 之内的候选卵泡 (152) 还包括:
确定针对每个候选卵泡的体积; 并且
拒绝所确定的体积低于定义的体积阈值的候选卵泡用于进行后续的所述分割。
4. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 还包括: 针对所述扫描 (15、15') 中的每个扫描基于检测到的卵泡 (152) 的所确定的平均直径来创建所述检测到的卵泡的列表, 其中:
所述的选择 (270) 包括具有最大平均直径的所述卵泡的所述 2D 经阴道超声扫描是基于所述列表的; 并且
所述的呈现 (280) 所选择的 2D 经阴道超声扫描中的所述检测到的卵泡的所确定的平均直径和所述分割包括呈现所选择的 2D 经阴道超声扫描的检测到的卵泡的所述列表。
5. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 其中, 检测所述多幅 2D 超声图像中的候选卵泡 (152) 还包括标记所述检测到的候选卵泡用于进一步处理。
6. 根据权利要求 1-5 中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 其中, 分割 (240) 所述检测到的候选卵泡 (152) 以确定针对检测到的卵巢之内的每个候选卵泡的平均直径还包括:
定义 (243) 针对所述多幅 2D 超声图像中的每个候选卵泡的种子点 (153), 并且针对每个种子点, 将自适应区域生长算法应用 (244) 到所述多幅 2D 超声图像以分割与所述种子点相关联的所述候选卵泡。
7. 根据权利要求 6 所述的计算机实施的方法 (200), 还包括:
接收用户定义的额外种子点 (153) 并且将所述自适应区域生长算法应用到所述多幅 2D 超声图像以分割与所述用户定义的额外种子点相关联的所述候选卵泡 (152); 并且/或者
接收用户标识的现有种子点 (153) 并且从定义的种子点中删除所述用户标识的现有种子点。
8. 根据权利要求 5-7 中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 还包括:

确定 (245) 利用所述自适应区域生长算法获得的像素区的形状因子;并且
如果所述形状因子低于定义的形状因子阈值,则拒绝 (246) 所述候选卵泡 (152)。

9. 根据权利要求5-8中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 还包括:

确定重叠的经分割的候选卵泡 (152) 之间的重叠区;并且

如果所述重叠区超过定义的重叠阈值,则删除具有较小平均直径的所述重叠的经分割的候选卵泡。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 其中, 确定 (515) 针对每个候选卵泡 (152) 的平均直径包括:

确定包括所述卵泡的部分的每幅2D超声图像 (150、150') 中的卵泡部分的平均直径;

选择具有所述最大平均直径的所述卵泡部分的所述2D超声图像;并且

选择所述最大平均直径作为所述卵泡的所述平均直径。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的计算机实施的方法 (200), 还包括:

确定所述2D(二维)经阴道超声扫描 (15、15') 中的每个的检测到的卵巢 (151) 中的卵巢旋转和截断中的至少一个。

12. 一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品, 所述计算机可读存储介质嵌入有计算机可读程序指令, 所述计算机可读程序指令用于当在超声图像处理设备 (10) 的处理器装置上运行时使所述处理器装置实施根据权利要求1-11中的任一项所述的方法 (200)。

13. 一种包括适于实施根据权利要求1-11中的任一项所述的方法的处理器装置的超声图像处理设备 (10), 任选地其中:

所述超声图像处理设备 (10) 还包括根据权利要求12所述的计算机程序产品, 所述处理器装置适于运行所述计算机程序产品嵌入的计算机可读程序指令。

14. 一种超声成像系统 (100), 其包括根据权利要求13所述的超声图像处理设备 (10) 以及用于为所述超声图像处理设备提供所述一对经阴道超声扫描 (15、15') 的超声探头 (14)。

卵巢卵泡计数和大小确定

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于根据2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法。

[0002] 本发明还涉及一种用于实施这样的方法的计算机程序产品。

[0003] 本发明还涉及一种用于根据2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小的超声图像处理设备。

[0004] 本发明还涉及一种包括这样的超声图像处理设备的超声成像系统。

背景技术

[0005] 不孕症是世界范围的问题,据估计,在夫妇生活中某一时间点,不孕症影响8-12%的夫妇。不孕症可能具有若干起因。例如,女性不孕症可能由多囊卵巢综合征(PCOS)、卵巢功能低下、输卵管因素、甲状腺功能减退等引起。超声(US)成像被广泛用于对女性不孕症的诊断和监测,因为作为女性不孕症的重要指标的卵巢窦状卵巢卵泡计数(即,具有大约2-10mm的范围内的直径的卵泡的计数)能够从这样的超声图像导出。例如,如本身众所周知的,窦状卵泡与卵巢中的未成熟卵的储存量相关联,使得窦状卵巢卵泡计数任选地组合对卵巢大小和/或体积的确定(例如,使用众所周知的长椭球公式)被认为是卵巢中的卵储备量的可靠指标。另一方面,高窦状卵巢卵泡计数可以指示PCOS,例如,当组合放大的卵巢观察时。

[0006] 经阴道US扫描最常被用于获得用于卵巢评价的有意义的(准确的)超声图像,例如以诊断不孕症并且监测对女性的生育处置,例如,通过监测具有7-25mm的范围内的最大直径的卵泡的数量。理想地,这样的经阴道超声成像将包含对女性患者的卵巢的3D(3维)超声图像的采集,因为这促进对每个卵巢内的卵巢卵泡计数和大小的直接评价。在如于2016年7月1日以及在M.J.Gooding等人公开的印度专利申请IN 2014/0626614(申请号为6266/CHE/2014)中公开了这样的3D方案的范例。在Ultrasound in Med.&Biol.第34卷,第2期,第183-195页,2008中公开了用于对徒手3D超声数据的分割和重建的半自动方法。这样的3D超声图像具有优于2D(2维)超声成像的优点:与其中临床医师(诸如超声医师)或不孕症专家(诸如超声医生)必须在选取的方向(典型地,其中临床医师期望捕获感兴趣卵泡的最佳视图的方向)上物理地移动探头的2D技术相比较,可以利用固定式经阴道超声探头来采集2D图像的序列。这是与临床医师对相同卵泡多次计数以及错过一些卵泡的高概率相关联的反复试验方案,从而增加了对女性患者的卵巢内的卵巢卵泡计数和大小的不准确评估的风险。

[0007] 然而,3D超声成像系统的缺点在于:这样的系统比2D超声成像系统显著更昂贵,使得3D超声成像系统的市场渗透是相当低的,特别是在世界的发展中地区内。因此,需要改进促进临床医师进行卵泡评价的2D超声成像的可靠性,例如以减小观察者间误差并且增加患者吞吐量。

[0008] US 2016/0292848 A1公开了一种医学成像数据处理装置,其包括:设置电路,其被配置为将多个种子设定在医学图像数据中的不同位置处;处理电路,其被配置为从多个种

子当中选择至少一个种子并且扩展所选择的所述至少一个种子;以及区域标识电路,其被配置为基于所述扩展的结果来标识至少一个靶区域。

发明内容

[0009] 本发明旨在提供一种用于根据促进对卵泡的更可靠的评价的2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法。

[0010] 本发明还旨在提供一种用于实施这样的方法的计算机程序产品。

[0011] 本发明还旨在提供一种用于根据促进对卵泡的更可靠的评价的2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小的超声图像处理设备。

[0012] 本发明还旨在提供一种包括这样的超声图像处理设备的超声成像系统。

[0013] 根据一方面,提供了一种用于确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法,其包括:接收一对2D(二维)经阴道超声扫描,每个扫描包括沿着超声探头用于捕获所述扫描的平移方向捕获的多幅2D超声图像,各自的平移方向是至少近似正交的,并且针对所述扫描中的每个扫描,所述方法还包括:检测至少一个2D经阴道超声扫描的所述多幅2D超声图像中的候选卵泡;并且分割检测到的候选卵泡以确定针对每个候选卵泡的平均直径;选择包括具有最大平均直径的候选卵泡的所述2D经阴道超声扫描;并且呈现所选择的2D经阴道超声扫描的所述检测到的候选卵泡的所确定的平均直径和所述分割。

[0014] 本发明的方法提供了一种自动化方式:其中,计算机(通常是超声图像处理设备)生成在女性患者的阴道区域的超声扫描中检测到的卵泡的平均直径的概览,能够根据所述概览调查该患者的卵巢。该方法显著降低了由临床医师捕获的扫描中的双重计数或错过卵泡的风险,由此导致减小的观察者间变化性以及减少的扫描时间,因为系统性扫描方案避免了针对其中在反复试验基础上响应于已经捕获的超声图像中的观察到的特征来指引超声探头的专门扫描的需要,其通常对于患者是更耗时的并且因此是更不舒适的。另外,标识卵泡的正确平均直径的可能性包括由于对两组扫描的评价在调查中的一个或多个卵巢中的最大卵泡,所述扫描应当在相对于彼此或多或少(近似)正交方向上由临床医师(顺序地)捕获,优选包括垂直或者由前向后(AP)扫描以及水平或由侧面向中间(LM)扫描。这辅助在确定所述卵泡直径而不管其在卵巢的视野中的取向的方法,因为可能具有伸长椭圆形状的卵泡的尺寸或大小将在所述正交扫描之一中准确地捕获。这导致减小的观察者间变化性以及减少的扫描时间,因为系统扫描方案避免了针对其中在反复试验基础上响应于已经捕获的超声图像中的观察到的特征来指引超声探头的专门扫描的需要,其通常对于患者是更耗时的并且因此是更不舒适的。

[0015] 在实施例中,检测所述多幅2D超声图像中的候选卵泡包括:根据所述多幅2D超声图像来近似体积图像;检测所近似的体积图像中的卵巢;并且检测所检测到的卵巢之内的候选卵泡。这是用于检测这样的候选卵泡的特别稳健的方法,由此降低了候选卵泡被忽略的风险。

[0016] 检测所检测到的卵巢之内的候选卵泡还可以包括:确定针对每个候选卵泡的体积;并且拒绝所确定的体积低于定义的体积阈值以用于进行后续的分割的候选卵泡。以这种方式,可以防止假阳性被不必要地分割,由此改善所述方法的效率。

[0017] 优选地,所述方法还包括:针对所述扫描中的每个扫描基于检测到的候选卵泡的

所确定的平均直径,来创建检测到的候选卵泡的列表,其中,所述的选择包括具有最大平均直径的候选卵泡的2D经阴道超声扫描是基于所述列表;并且所述的呈现所选择的2D经阴道超声扫描中的检测到的候选卵泡的所确定的平均直径和所述分割包括呈现所选择的2D经阴道超声扫描的检测到的候选卵泡的列表。优选地是,所述候选卵泡通过递减的或递增的平均直径列出的有序列表的这样的列表进一步促进对超声扫描数据的评价,例如以确定卵巢卵泡计数和大小作为中间诊断相关性的度量,该卵泡特性例如可以由临床医师用于监测对女性患者的生育处置的有效性。

[0018] 在实施例中,检测候选卵泡还包括标记所检测到的候选卵泡用于进一步处理,以进一步辅助所述方法的效率。

[0019] 为了增加对超声扫描的评价的准确度,对所检测到的卵巢内的可能卵泡的所述检测还可以包括:确定从至少卵泡体积、积分强度和最大强度中选择的针对每个候选卵泡的特性;并且拒绝所确定的特性在接受范围之外以进行后续的分割的所述候选卵泡。这基于以下认识:任何卵巢超声扫描通常包括许多假警报,即假阳性,因为图像区域被不正确地识别为候选卵泡。由于这样的假阳性典型地比实际卵泡更小或更大,例如落在如先前所提到的7-25mm的范围之外,能够例如使用体积阈值化来滤除这些假阳性,由此减少呈现的候选卵泡以及其平均直径被这样的假阳性掩盖的风险。

[0020] 在优选实施例中,所述分割所检测到的候选卵泡以确定针对每个候选卵泡的平均直径还包括:定义针对所述多幅2D超声图像中的每个卵泡的种子点,并且针对每个种子点,将自适应区域生长算法应用到所述多幅2D超声图像以对与所述种子点相关联的候选卵泡进行分割。这样的方案提供对所述候选卵泡体积的准确估计,使得能够根据估计的候选卵泡体积准确地估计所述候选卵泡的所述平均直径。

[0021] 所述方法可以基于自动标识的候选卵泡来执行候选卵泡分割,例如在移除假阳性之后,如上文所解释的。备选地或另外地,所述方法还可以包括:接收用户定义的额外种子点并且将自适应区域生长算法应用到所述多幅2D超声图像以对与所述用户定义的额外种子点相关联的候选卵泡进行分割,由此通过允许用户扩增通过所述方法创建的一组种子点来促进对所述卵巢评价的进一步的改进,例如基于对在评价下的超声扫描中的一幅或多幅超声图像的用户评价。对自动检测的一组种子点的这样的用户扩增并不限于用户添加的种子点。在另外的实施例中,所述方法还包括:接收用户标识的现有种子点并且从定义的种子点中删除所述用户标识的现有种子点,使得用户能够从一组定义的种子点中移除种子点,例如其中,对于所述用户而言所述种子点不对应于实际卵泡是清楚的。

[0022] 可以通过所述方法获得所述候选卵泡评价的准确度的进一步改进,所述方法还包括:确定在对候选卵泡的分割期间利用所述自适应区域生长算法获得的所述多幅2D超声图像中的像素区的形状因子;并且如果所述形状因子低于定义的形状因子阈值,则拒绝所述候选卵泡,因为这可能指示不可靠的分割或另外的假阳性。

[0023] 基于相应种子点对候选卵泡的分割可能导致其中至少一些候选卵泡至少部分地重叠的多个经分割的候选卵泡。这可以是其中相同候选卵泡表示多次(例如在该多次内至少两次)的成像伪影的指示,例如归因于产生归因于所述多幅2D超声图像中的系统性和/或操作者相关伪影的存在的多个碎片的算法。为了移除这样的复制,所述方法还可以包括:确定重叠的经分割的候选卵泡之间的重叠区;并且如果重叠区超过定义的重叠阈值,则删除

具有较小平均直径的重叠的经分割的候选卵泡,因为在这样的场景中,更可能的是,这样的重叠的候选卵泡事实上是相同的候选卵泡,在该情况下,所述重叠的候选卵泡中的较小的重叠的候选卵泡最可能是伪影。

[0024] 在实施例中,确定针对检测到的卵巢内的每个候选卵泡的平均直径包括:确定包括所述候选卵泡的一部分的每幅2D超声图像中的候选卵泡部分的平均直径;选择具有所述最大平均直径的所述卵泡部分的所述2D超声图像;并且选择所述最大平均直径作为所述候选卵泡的所述平均直径。这是获得针对所述候选卵泡的准确的平均直径的直接方式。

[0025] 本发明的方法的相应实施例的成功依赖于临床医师提供一对超声扫描,例如AP扫描和LM扫描,其根据其中所述超声探头已经跨女性患者的阴道区域被引导以便获得在调查中的卵巢的显著不同的视角的方向至少近似地正交于彼此。将理解,如果这样的视角变得太相似,则降低了如先前所解释的在标识卵泡的实际直径时所述方法的成功的可能性,因为当两个扫描的视角变得太相似时,观察者间变化性可能不足地减少,并且优势卵泡的最大直径可能被不准确地捕获。因此,在特别有利的实施例中,所述方法还包括:起到所述一对2D(二维)经阴道超声扫描的每个扫描中的检测到的卵巢中的卵巢旋转和截断中的至少一个。以这种方式,能够警告超声医师所述扫描具有不足的质量,使得超声医师能够重复一个或多个扫描以便改进其质量,即,对所述扫描内的卵巢的期望的捕获。在该上下文中,应当理解,卵巢旋转指代所述扫描的不同图像帧之间的所述卵巢的旋转,其指示在所述扫描的采集期间所述超声探头的扫描方向的改变。

[0026] 根据另外的方面,提供了一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质嵌入有计算机可读程序指令,所述计算机可读程序指令用于当在超声图像处理设备的处理器装置上运行时使所述处理器装置实施在本文中所描述的实施例中的任意实施例的方法。这样的计算机程序产品例如可以被用于升级现有的超声图像处理设备,由此利用这样的设备改善对卵巢超声扫描的评价的质量。

[0027] 根据又一方面,提供了一种超声图像处理设备,其包括适于实施在本文中所描述的实施例中的任意实施例的方法的处理器装置。这样的超声图像处理设备因此能够通过提供所评价的卵巢内的候选卵泡的更可靠的概览来提供对2D经阴道卵巢超声扫描的经改进的质量评价。

[0028] 所述超声成像处理设备可以被配置为借助于特别被设计为实施所述方法的处理器装置来实施根据本发明的实施例的方法,例如包括ASIC等的处理器装置,其中,所述方法的至少一部分被硬编码到处理器设计中。备选地,所述超声图像处理设备还可以包括根据本发明的实施例的计算机程序产品,其中,所述处理器装置适于运行所述计算机程序产品嵌入的计算机可读程序指令,在该情况下,所述处理器装置可以包括由所述计算机可读程序指令可编程的通用处理器。

[0029] 根据又一方面,提供了一种超声成像系统,其包括:根据在本文中所描述的实施例中的任意实施例的超声图像处理设备;以及用于为所述超声图像处理设备提供所述一个或多个经阴道超声扫描的超声探头。

附图说明

[0030] 参考附图更详细地并且通过非限制性范例的方式描述了本发明的实施例,在附图

中：

[0031] 图1示出了用于扫描患者的身体的一部分的超声成像系统的示意性表示；

[0032] 图2示出了具有阵列换能器的超声成像系统的实施例的示意性框图；

[0033] 图3示意性描绘了对女性患者的卵巢的至少一部分进行可视化的2D超声图像的序列；

[0034] 图4示意性描绘了根据实施例的各自对女性患者的卵巢的至少一部分进行可视化的2D超声图像的序列的正交对；

[0035] 图5是用于确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例的流程图；

[0036] 图6是用于更详细地确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例的方面的流程图；

[0037] 图7示意性描绘了用于通过用于确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例进行处理的2D超声图像；

[0038] 图8是用于更详细地确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例的另一方面的流程图；

[0039] 图9是用于更详细地确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例的又一方面的流程图；并且

[0040] 图10是用于更详细地确定卵巢卵泡计数和大小的计算机实施的方法的范例实施例的又一方面的流程图。

具体实施方式

[0041] 应当理解，附图仅仅是示意性的并且不是按比例绘制的。还应当理解，相同的附图标记贯穿附图被用于指示相同或相似的部分。

[0042] 图1示出了超声系统100的示意图，特别是医学二维 (2D) 超声成像系统。超声系统100可以被应用于随时间检查解剖部位 (特别是患者12的解剖部位) 的体积，诸如所示的女性患者的阴道区域，例如以监测被施予给患者的生育处置的有效性。超声系统100包括超声探头14，超声探头14具有至少一个换能器阵列，所述换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。在一个范例中，换能器元件中的每个换能器元件都能够以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲的形式发射超声波，特别是多个后续发射脉冲。在2D超声系统100的情况下，换能器元件可以以线性 (一维) 阵列来布置。根据本发明并且如在图1中所示的，超声探头14适合于在女性患者上执行经阴道超声扫描，如下文将更详细解释的。

[0043] 此外，超声系统100可以包括医学超声图像处理设备10，其包括处理器装置，所述处理器装置包括经由超声系统100提供2D图像序列的图像重建单元16。如下文将更详细解释的，图像重建单元16不仅可以控制经由超声探头14的换能器阵列对数据的采集，而且还可以控制从由超声探头14的换能器阵列接收到的超声波束的回波当中形成2D图像序列的信号和图像处理。这样的医学超声图像处理设备10例如可以是超声探头14可以被连接到的控制台等。

[0044] 超声系统100还可以包括用于将2D图像序列显示给用户的显示设备18 (从此处还被称为显示器18)。更进一步地，可以提供输入设备20，输入设备20可以包括键或键盘22和

另外的输入设备,例如轨迹球24。输入设备20可以被连接到显示器18或者被直接连接到图像重建单元16。在一些实施例中,输入设备20和显示器18中的至少一个可以集成到医学超声图像处理设备10。

[0045] 超声系统100还可以包括数据存储装置60,例如一个或多个存储器设备、硬盘、光盘等,其中,图像重建单元16可以存储图像帧和图像帧处理数据,例如用于在以后日期的评价。数据存储装置60可以集成到医学超声图像处理设备10或者可以被连接到或者可以以对等的方式或者跨网络集成到医学超声图像处理设备10,如本身众所周知的。

[0046] 图2图示了超声系统100的示意性框图。超声探头14例如可以包括CMUT换能器阵列26。换能器阵列26备选地可以包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列26例如可以包括能够在用于2D成像的两个维度上进行扫描的换能器元件的一维阵列。

[0047] 换能器阵列26被耦合到探头中的微波束形成器28,其控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的发射和接收。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“拼片”接收到的信号进行至少部分的波束形成,如在美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord)以及US 6623432 (Powers等人)中所描述的。微波束形成器28可以由探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关30,其在发射与接收之间切换并且当微波束形成器28未被使用并且换能器阵列26直接由主波束形成器34操作时使主波束形成器34免受高能量发射信号影响。

[0048] 在微波束形成器28的控制下来自换能器阵列26的超声波束的发射由通过T/R开关30被耦合到微波束形成器28的换能器控制器32和主系统波束形成器34引导,主系统波束形成器34从用户对用户接口或控制面板22的操作接收输入。由换能器控制器32控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从(正交于)换能器阵列26笔直向前转向或者以不同的角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器32能够被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏压控制58。DC偏压控制58设定被应用到这样的CMUT阵列的CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0049] 在接收时由微波束形成器26产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器34,其中,来自换能器元件的个体拼片的部分地波束形成的信号被组合为完全波束形成的信号。例如,主波束形成器34可以具有128个通道,其中的每个通道从数十个或数百个CMUT换能器单元或者压电元件的拼片接收部分地波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列26的数以千计的换能器元件接收到的信号能够高效地贡献于单个波束形成的信号。

[0050] 波束形成的信号被耦合到信号处理器36,信号处理器36可以形成零件。信号处理器36能够以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽样、I和Q分量分离以及谐波信号分离,谐波信号分离用于分离线性和非线性信号以便使得能够标识从组织和/或被包括在已经预施予给患者12的身体的造影剂中的微泡返回的非线性(基本频率的高次谐波)回波信号。信号处理器36还可以执行额外的信号增强,诸如相干斑抑制、信号复合以及噪声消除。信号处理器36中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,并且在从增加的深度接收回波信号时,其通带从高频带滑到低频带,由此拒绝来自较大的深度的高频处的噪声,其中,这些频率缺乏解剖信息。

[0051] 经处理的信号可以被传送给B模式处理器38和多普勒处理器40。B模式处理器38采用用于对身体中的结构(诸如身体中的器官和血管的组织)进行成像的接收到的超声信号的幅度的检测。身体的结构的B模式图像可以在要么谐波图像模式要么基本图像模式要么

这两者的组合中形成,如在美国专利US 6283919 (Round等人) 和美国专利US 6458083 (Jago等人) 中所描述的。

[0052] 多普勒处理器40可以根据用于对物质的运动(诸如图像场中的血细胞的流动)的检测的组织移动和血液流动处理在时间上不同的信号。多普勒处理器40通常包括具有参数的壁滤波器,其可以被设定为使从身体中的选定类型的材料返回的回波通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,所述壁滤波器能够被设定为具有带通特性,其使来自更高速度材料的相对低幅度的信号通过,同时拒绝来自更低或零速度材料的相对强的信号。该通带特性将使来自流动血液的信号通过,同时拒绝附近的稳定或缓慢移动对象(诸如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝用于被称为对组织的运动进行组织多普勒成像、检测和描绘的血流信号。多普勒处理器40可以接收并且处理来自图像场中的不同点的在时间上分立的回波信号的序列,被称为全体(ensemble)的来自特定点的回波的序列。在相对短的间隔期间快速连续接收到的回波的全体能够被用于利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应性来估计流动血液的多普勒移频。在更长的时间段期间接收到的回波的全体被用于估计较慢的流动血液或缓慢移动组织的速度。

[0053] 由B模式处理器38和多普勒处理器40产生的结构信号和运动信号然后可以被传送给扫描转换器44和多平面重新格式化器54。扫描转换器44以从其以期望的图像格式接收回波信号的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器44可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式。扫描转换器44能够利用与图像场中具有其多普勒估计的速度的点处的运动相对应的颜色来覆盖B模式结构图像以产生描绘图像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像。

[0054] 除了被用于成像之外,由多普勒处理器40产生的血流值以及由B模式处理器38产生的组织结构信息可以被传送到形成处理器装置的一部分的量化处理器46。该量化处理器46可以产生不同流动条件的量度(诸如血流的体积率)以及结构测量结果(诸如器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以从用户控制面板22接收输入,诸如其中将做出测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器46的输出数据可以被传送给图形处理器50,图形处理器50形成用于利用显示器18上的图像再现测量图形和值的处理器装置的一部分。图形处理器50还能够生成用于与超声图像一起显示的图形重叠。这些图形重叠能够包含标准标识信息,诸如患者名字、图像的日期和时间、成像参数等,如下文将更详细解释的。出于这些目的,图形处理器50可以从用户接口22接收输入,诸如患者名字。用户接口22可以被耦合到发射控制器32以控制来自换能器阵列26的超声信号的生成以及因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。

[0055] 再次地,应当注意,前述超声系统100仅已经解释作为针对医学超声图像处理设备10的应用的一个可能范例。应当注意,前述超声系统100不必包括之前解释的所有部件。另一方面,如果必要的话,超声系统100还可以包括另外的部件。更进一步地,应当注意,多个前述组件不必被实现为硬件,而是也可以被实现为软件组件。多个前述组件还可以被包括在共同实体中或者甚至被包括在一个单个实体中并且并非全部必须被实现为分离的实体,如这在图2中示意性示出的。

[0056] 图3示意性描绘了2D超声图像150的序列或扫描15,该序列典型地由超声医师在跨

患者的感兴趣区域的方向155上移动超声探头14来捕获,使得超声探头14周期性地捕获2D超声图像150,使得超声医师能够获得感兴趣身体体积的印象,其切片由相应的超声图像150来捕获。例如,在对女性患者的经阴道扫描的情况下,2D超声图像150的扫描15可以提供对女性患者的卵巢151的至少一部分的可视化,卵巢151典型地包括许多卵泡152,其例如可以出现在2D超声图像150中作为卵巢151的边界内的暗区域(即,具有特定像素值的区域),该边界例如可以被识别为2D超声图像150内的椭圆区域。

[0057] 在本发明的范例实施例中,2D超声图像150可以在XY平面中采集,其中,探头14在Z方向155上移动,使得每幅图像150具有与Z方向155相关联的标签或帧数,由此产生XY平面内的2D图像150的序列或堆叠。然而,应当理解,本发明并不限于对2D图像的序列的处理。在备选实施例中,超声图像150的序列15的主输入可以被处理以构建(绘制)3D体积图像,例如使用现有适合的算法,诸如以非限制性范例的方式的徒手3d算法,在该情况下,Z方向15变为这样的体积图像的Z坐标,其中,在体积图像上执行如下文更详细描述的本发明的实施例的进一步的处理。

[0058] 如先前所解释的,临床医师(诸如妇科医师、超声医师等)可能希望评价扫描15以确定卵巢151内的卵泡152的数量以及这样的卵泡的直径,例如以标识具有2-9mm的平均直径的窦状卵泡,或者更一般地,以标识具有7-25mm的平均直径的卵泡。其他大小的靶卵泡当然可以是备选调查研究的对象。临床医师可以具有用于这样的评价的许多原因,诸如对女性患者的生育能力的评估和/或对女性患者的排卵周期的监测,如在排卵周期期间,一个或多个卵泡152可以形成,即,在直径方面增加。在这样的卵巢刺激期间,多个卵泡152可以恢复并且生长,尽管这样的卵泡的生长速率通常是彼此不同的。卵泡152的数量的发展以及其相应的生长速率可以由临床医师用于针对女性患者的个体需求来定制处置方案以便使成功受精的机会最大化。临床医师可以通过进一步监测子宫内膜的厚度改变来支持这样的临床发现,如本身众所周知的,这样的厚度改变与月经周期有关并且能够被用作女性患者体内的相关激素水平的标志,由此与辅助的再现技术成功率有关。

[0059] 先前地,包括卵泡大小监测的这样的卵巢评价通常是其中超声医师尝试通过基于由如被显示在显示器18上的已经捕获的2D超声图像150提供的视觉反馈在任意方向上移动超声探头14获得示出最大卵泡直径的2D超声图像的手动过程。如技术人员将意识到的,这是针对具有高程度的操作者间变化性的每个卵泡的反复试验过程,使得一致地获得可靠的2D超声数据常常证明是困难的,其在患者评估和监测方面是有问题的并且可能对于其中扫描15必须重复若干次以便获得2D超声图像150的可接受或有用的序列的场景中的患者可能是不舒适的并且有压力的。

[0060] 本发明的实施例通过提供以下自动化方案来解决该问题:评价经阴道2D超声扫描,其中,超声图像处理设备10(即,超声图像处理设备10的处理器装置)被配置为自动地评价在这样的经阴道2D超声扫描中捕获的卵巢剖面并且给其用户(例如,超声医师或者临床医师,诸如超声医师或妇科医师)提供扫描15中的检测到的候选卵泡152的概览。换言之,超声图像处理设备10被配置为实施方法200,在图5中描绘了方法200的流程图。

[0061] 为了促进该评价的自动化,超声医师或临床医师必须执行至少一个经阴道扫描15并且优选在如在图4中示意性描绘的女性患者上执行一对经阴道扫描15、15'。应当执行扫描15、15',使得超声探头14跨女性患者的感兴趣区域被移动的方向155、155'基本上是正交

的,即,至少近似正交的。在其中对“至少近似正交的”进行引用的本申请的上下文中,应当理解,这旨在覆盖其中相应方向155、155'之间的角处在70-110°的范围内(优选在80-100°的范围内并且更优选是大约90°)以便使在扫描15、15'中捕获的卵泡151或者其一部分的视角中的差最大化的场景。例如,2D超声图像150的扫描15可以在由前向后方向上执行,其还将被称为水平扫描15,而2D超声图像150'的另外的扫描15'可以在由侧面向中间方向上执行,其还将被称为垂直扫描15'。这辅助标识具有卵巢151内的最大平均直径的候选卵泡152而不管卵巢内的该卵泡的取向。

[0062] 执行这样的正交扫描15的特定优点在于:卵巢151以及其中的候选卵泡152、152'在不同的角度下进行可视化,由此增加最大直径卵泡被正确地标识并且对其直径的准确估计能够在较大的置信度的情况下获得的机会。这在图4中示意性地描绘,其中,卵巢151以及其中的候选卵泡152、152'在相应扫描15、15'中具有不同的形状。这例如通常与椭球结构一起出现,其中,第一扫描15可以近似地沿着椭球结构的长轴和短轴中的一个来执行,而第二扫描15'沿着椭球结构的长轴和短轴中的另一个来执行。取决于哪个轴被跟随,椭球结构的外观和大小可以由临床医师不同地感知,如由分别在扫描15和15'中的卵泡152和152'的不同的形状来符号表示的。然而,应当理解,在本发明的一些实施例中,可以在单个扫描15上执行自动化卵巢卵泡计数和大小检测,因为这已经可以提供对卵巢151内的期望的卵泡特性的足够准确的估计。

[0063] 在接收到可以至少暂时存储在数据存储装置60中的一个或多个扫描15、15'时,超声图像处理设备10从方法200的开始201进展到操作210,在操作210中,2D超声图像150、150'的扫描15、15'之一被选择用于自动评价。所选择的扫描随后在操作220中处理,其中,近似体积图像可以根据所选择的扫描中的相应2D超声图像来构建。根据2D超声图像的序列构建这样的近似体积图像是众所周知的技术并且这样仅出于简洁的缘故未进一步详细解释。近似体积图像随后在操作230中评价以检测近似体积图像内的卵巢151的轮廓以及卵巢151内的所有候选卵泡152、152'。这样的检测例如可以包括椭球识别算法的部署以检测近似体积图像内的卵巢轮廓以及可能是卵巢151内的候选卵泡152、152'的卵巢轮廓内的椭球区域。针对近似体积图像中的卵巢151以及卵巢151内的可能卵泡152的这样的检测的其他适合的算法对于技术人员是相当明显的,例如通过对成像区域内的低强度区域的标识并且将椭球函数适配到所标识的区域中的每个区域。候选卵泡152中的每个候选卵泡可以通过方法200来标记,该标签可以通过方法200用于对候选卵泡152的进一步的处理。

[0064] 接下来,(标记的)候选卵泡152在操作240中进行分割,其在图6中所描绘的流程图的辅助下更详细地解释。在子操作241中,连接到特定标签的每个区域的体素或体积的总数量被标识并且与子操作242中的体积阈值相比较以确定与体素或体积的总数量相对应的可能卵泡152是否是假阳性。特别地,如果体素或体积的总数量低于定义的体积阈值,则与该标签相关联的可能卵泡152被认为是假阳性并且在卵泡152的后续的分割中被忽略。

[0065] 对于被认为是真实候选卵泡(即,具有至少匹配定义的体积阈值的体素或体积的总数量)的卵泡152而言,分割操作240继续到子操作243,在子操作243中,生成针对真实卵泡段152的种子点153,如在图7中示意性描绘的。图8是更详细的这样的种子点153的生成方法的流程图。在操作301中,种子点生成算法被提供有被分类为候选卵泡的标签的列表,该操作可以与其中2D超声图像150(或150')的扫描15(或15')被提供给算法的操作303并行或

顺序地执行。在操作305中,对于被分类为候选卵泡的标签中的每个标签而言,可以确定与对应的连接的标签相关联的最低像素值,在其之后,在操作307中,找到包含具有与标签相关联的该最低像素值的最大数量的像素的2D超声图像帧150。因此,该帧可以被标识为候选卵泡152的种子点153将被包含的帧。可以获得在该标识的2D超声图像帧150中的最低像素值像素的像素坐标(例如(X,Y)坐标),并且可以在操作309中确定这些像素坐标值的中值(平均值)以获得针对卵泡152的种子点153的坐标。以这种方式,以任何适合的坐标形式表示的种子点的列表可以针对所有真实潜在卵泡152(即,不包括所确定的假阳性的卵泡)来编译。

[0066] 因此,所获得的种子点153可以被用在子操作244中,在子操作244中,每个相关联的卵泡152是使用自适应生长算法在三个维度上(例如,在XY、YZ和XZ“平面”内)来分割的,如在图9的辅助下将更详细解释的,图9描绘了该分割算法的范例实施例的流程图。此处应当重申,在其中在2D图像150的序列上执行该子操作的实施例中,“Z”标识已经捕获XY平面内的图像帧的方向。在优选实施例中,根据本发明的实施例的超声图像处理设备的主输入是在特定方向155上扫描的2D超声帧150的序列15。该主输入能够要么使用“原态(as is)”要么其能够以任何已知的方式处理以构建伪3D体积。当序列15使用“原态”时,“Z”可以是个体图像帧的帧数,而Z是在伪3D体积的情况下的“Z”坐标。

[0067] 对于如由其种子点153在操作401中所标识的给定候选卵泡152而言,在操作403中,分割算法获得近似体积图像的第一图像平面(例如,YZ平面),在其之后,该图像平面(近似2D切片)在操作405中处理,如下文中将详细解释的。这在其中获得近似体积图像的第二图像平面(例如,XZ平面)的操作407中被重复,在其之后,在操作409中处理该图像平面(近似2-3切片),并且在其中获得近似体积图像的第三图像平面(例如,XY平面)的操作411中,在其之后,在操作413中处理该图像平面(近似2D切片)。

[0068] 在操作415中检查XY平面内的图像的分割是否已经是成功的。如果情况不是这样,则拒绝图像和相关联的列表,并且在操作419中检查另外的候选卵泡152以及其相关联的种子点153是否将以这种方式处理。如果情况是这样,则方法返回操作401,在操作401中,下一候选卵泡152以及其相关联的种子点153被检索用于处理,如上文所解释的。如果另一方面在操作415中确定XY平面内的分割已经是成功的,则所有三个平面的分割在操作417中被组合以形成实心卵泡段,在其之后,在操作418中一旦所有种子点153已经以这种方式被处理,则该实心卵泡段以及其测量结果可以被添加到待呈现给超声系统100的用户的列表,如下文将更详细解释的。

[0069] 对于每个分割而言,种子点153可以重定位到卵泡分割的质心以便增加分割操作的准确度。在应用自适应生长算法之前,一些噪声过滤可以被应用于近似体积图像(例如,高斯滤波和大津阈值处理),以便降低图像噪声并且增强候选卵泡152、152'相对于其背景的对比度。

[0070] 在图像处理操作405、409和413中,自适应区域生长算法可以被应用于获得在调查中的近似体积图像的分割。这样的自适应生长算法例如可以通过根据以下等式的形状因子(FF)条件来管理:

[0071]
$$FF = \frac{4\pi A}{P^2}$$

[0072] 在该等式中,A是分割中的卵泡区域(以mm为单位),并且P是分割中的卵泡周长(以mm为单位)。自适应区域生长算法迭代地增加像素值范围(例如,使用区域生长阈值),并且在每次迭代之后计算形状因子FF。一旦形状因子FF已经假定在预定数量的迭代期间(例如,三个或更多个迭代)的恒定最小值(例如,大于定义的形状因子阈值的值)时,终止迭代过程,在其之后,应用到最后迭代的区域生长阈值可以被用于针对最后时间对卵泡152进行分割。

[0073] 因此,所获得的经分割的卵泡152可以经受形态学开变换以便锐化经分割的卵泡152的边界(即,降低噪声)。如本身众所周知的,图像的形态学开变换包括侵蚀运算,其中,如果该值等于定义的值(例如“1”),则由定义的内核覆盖的所有值保持其原始值,否则所有像素被侵蚀到另外的值(例如“0”)。所述内核跨所述图像系统性地迁移以执行侵蚀运算。侵蚀运算跟随有扩展运算,其中,如果像素中的至少一个像素具有定义的值,则由内核重叠的所有像素被给定定义的值。在形态学运算之后,检查经变换的图像以查看至少一个段是否包含种子点153。如果不是的话,在子操作246中拒绝卵泡152,否则在子操作245中包含种子点的(一个或多个)经变换的卵泡段经受对其形状因子的进一步确定以便找到候选卵泡152的平均直径。分割过程针对XY、YZ和XZ平面中的每个平面内的种子点附近的一组图像重复以便找到该平面内的候选卵泡152的最大卵泡直径。如果卵泡152能够在XZ和YZ平面内而非在XY平面内分割,那么不能够针对该卵泡找到平均直径,因为对于临床医师,平均直径对应于XY平面。在这样的情况下,还拒绝了候选卵泡152。在子操作247中检查所有真实卵泡152是否已经以这种方式分割。如果情况不是这样,则分割操作返回到子步骤244,其中,下一真实卵泡152被分割并且该过程重复,直到所有真实卵泡152已经以这种方式被分割,在其之后,操作240在子操作248中终止。

[0074] 在范例实施例中,可以根据图10中所描绘的流程图来执行候选卵泡评估。在操作501中方法以接收检索到的近似图像体积切片(例如,如先前地解释的YZ、XZ或XY平面内的切片)开始,在其之后,在操作503中前述自适应区域生长算法可以被应用于检索到的近似图像体积切片。在操作505中,检查所计算的形状因子是否至少满足定义的最小形状因子以检查候选卵泡是否可能是真实卵泡。如果情况不是这样,则方法可以继续到操作507,在操作507中,相同平面内的邻近近似图像体积切片被分割并且在操作509中被评价以确定其计算的形状因子是否至少满足该定义的最小形状因子。如果对于这些切片情况也并非这样,则在操作511中拒绝候选卵泡152以及其种子点153。另一方面,如果在任一操作505和509中确定了所确定的形状因子至少满足定义的最小形状因子,则方法继续到操作513,其中,相同平面内的定义数量的邻近图像体积切片(例如,在调查中的近似体积切片的任一侧上的25个邻近切片)被分割并且经受自适应区域生长算法以便基于所选择的种子点153来获得近似实心卵泡段,在其之后,在操作515中XY平面内的候选卵泡152的最大直径可以在一组分割的帧中被标识用于呈现给用户,如下文更详细解释的。

[0075] 任选地,在从其种子点153获得所有卵泡段之后,在任选操作250中,卵泡段中的每个卵泡段之间的重叠可以被计算并且与定义的重叠阈值相比较。特别地,如果这样的邻近卵泡段之间的重叠区大于定义的重叠阈值,则具有较小最大平均直径的卵泡152可以被认为具有其重叠的较大最大平均直径的卵泡152的复制,在该情况下,具有较小最大平均直径的卵泡152可以从评价结果中以及从在操作230中生成的标签的列表中移除。

[0076] 相应的接受的经分割的卵泡152的所得的确定的最大平均直径可以以有组织的方式列出,诸如以递减次序,使得具有最大平均直径的卵泡152在列表的顶部,或者备选地以递增次序,使得具有最小平均直径的卵泡152在列表的顶部。

[0077] 如果两个(近似正交的)扫描15、15'已经被执行,则其随后在操作260中确定,如上文所解释的。如果仅单个扫描已经被执行,则方法200可以继续到操作280。否则,方法200返回到下一(即,第二)扫描被选择用于处理的操作210。在已经以这种方式处理扫描15、15'两者之后,方法200继续到任选操作270,在操作270中,比较这两个扫描的评价结果(例如,通过比较所确定的卵泡直径的编译列表),以便标识包括具有最大平均直径的优势候选卵泡152的扫描,该扫描随后被选择为将被用于由临床医师或超声医师评价的扫描。随后,在操作280中,在捕获两个(近似正交的)扫描15、15'的情况下在任选操作270中单个扫描15或所选择的扫描的经分割的卵泡152的确定的最大平均直径被显示给临床医师或超声医师,例如通过将经分割的卵泡152的所确定的最大平均直径连同其分割一起显示在显示器18上,优选以有序列表(诸如递减平均卵泡直径的列表)的形式,使得临床医师或超声医师能够容易地确定在所选择的扫描中的优势卵泡152的最大平均直径,在其之后,方法200在281中终止。

[0078] 在实施例中,卵泡直径的列表可以促进用户对特定卵泡进行可视化,例如通过包括针对列表中的条目中的每个条目的超链接等。用户可以通过对其进行点击来激活超链接,其触发显示器18以显示其中存在列出的卵泡直径的2D超声图像150。该图像可以与所选择的卵泡的最后分割融合,该融合例如可以包括所显示的2D图像与分割结果重叠作为突出显示,例如使用任选地通过显示分割卵泡的测量结果(诸如其直径)补充的不同的亮度和/或不同的颜色。以这种方式,临床医师能够容易地导航到感兴趣的卵泡段的视图。当然,在不脱离本发明的教导的情况下,可以考虑所显示的结果的实现方案的许多变型。

[0079] 如先前所解释的,在将评价结果呈现给临床医师或超声医师时,方法200还可以促进对评价结果的后处理,例如通过用户添加新种子点153以用于进一步评价(分割)或者通过移除卵泡152的种子点153,例如使用用户接口20,用户例如已经在对所选择的扫描15、15'的2D超声图像150、150'的评价之后确定卵泡不是真实卵泡的。如技术人员将容易理解的,这样的后处理还可以包括重新排序的分割的卵泡152的有序列表,例如以包括在其跟随这样的卵泡的用户指定的种子点的自动化分割之后的用户标识的卵泡或者从这样的有序列表中移除用户标识的卵泡。类似地,因此可以调节在操作230中生成的标签图或列表。

[0080] 在实施例中,超声图像处理设备10还可以被配置为检查扫描15、15'的扫描质量,例如以检查所述扫描是否被截断,使得并非所有卵巢以及卵巢内的卵泡已经在扫描中被捕获或者检查在扫描的捕获期间用户已经在扫描15或15'的捕获期间改变了超声探头14'的传播方向155或155'的意义上扫描是否被旋转。在检测到这样的截断或旋转时,超声图像处理设备10可以生成扫描的扫描质量的检查或评价的结果(例如在显示器20上),以便促进超声探头14的用户重新扫描患者12的感兴趣区域。评价的结果可以以任何适合的方式来呈现,并且可以例如采取视觉或听觉警报信号等的形式。

[0081] 例如,扫描15或15'是否被截断可以基于扫描内的卵泡种子点153的位置的评价来确定。特别地,检查在近似体积图像中所标识的卵泡段中的任意卵泡段是否包含定义的最小数量的边界像素,例如通过确定卵泡段中的边界像素的数量并且将该数量与定义的阈值

相比较。在本申请的上下文中,边界像素是2D超声图像151或151'中的图像背景与前景之间的边界的设施中的像素。如果任何卵泡段至少包含该最小数量的边界像素,则所述扫描被分类为截断的。

[0082] 备选地或另外地,基于在XZ和YZ平面内的卵泡分割的平均椭球形变张量,扫描15或15'可以被分类为旋转的。特别地,如果卵泡看起来在这些平面的任一个平面内是伸长的,则扫描可以被分类为旋转的。这例如可以通过确定XY平面中的卵泡分割的形状因子来确定。如果XY平面内的卵泡分割大于针对该平面的阈值并且如果XZ和YZ平面内的卵泡分割的平均椭圆形变张量中的任一个小于针对其相应平面定义的阈值,则扫描被分类为旋转的。

[0083] 根据本发明的方面,可以提供一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质嵌入有计算机可读程序指令(代码),所述计算机可读程序指令(代码)用于当在超声图像处理设备10的处理器装置上运行时使处理器装置10实施方法200的任意实施例。

[0084] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。所述计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可以是例如但不限于电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体设备、装置、或设备、或前述内容的任何适合的组合。这样的系统、装置或者设备可以通过任何适合的网络连接是可访问的;例如,系统、装置或者设备可以通过网络可访问用于通过网络检索计算机可读程序代码。这样的网络可以例如是因特网、移动通信网络等。计算机可读存储介质的更特定范例(非详尽列表)可以包括以下各项:具有一个或多个接线的电气连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦可编程只读存储器(EPROM或闪速存储器)、光纤、便携式压缩光盘只读存储器(CD-ROM)、光学存储设备、磁性存储设备或者前述内容的任何适合的组合。在本申请的上下文中,计算机可读存储介质是可以包含或存储用于由指令执行系统、装置或设备使用或结合其的程序的任何有形介质。

[0085] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的计算机可读代码的传播数据信号(例如,在基带内或作为载波的一部分)。这样的传播信号可以采取各种形式中的任一个,包括但不限于电磁、光或其任何适合的组合。计算机可读信号介质可以是不是计算机可读存储介质并且可以传递、传播或传输用于由指令运行系统、装置或设备或结合其使用的程序的任何计算机可读介质。

[0086] 在计算机可读介质上实现的程序代码可以使用任何适当的介质传送,包括但不限于无线、有线线路、光纤线缆、RF等或前述内容的任何适合的组合。

[0087] 用于通过在处理器装置上运行执行本发明的方法的计算机程序代码可以以一个或多个编程语言的任何组合书写,包括面向对象编程语言(诸如JAVA、Smalltalk、C++等)和常规程序编程语言(诸如“C”编程语言或者类似编程语言)。程序代码可以在处理器装置上完全地被运行作为独立软件包(例如,app)或者在处理器装置上部分地并且在远程服务器上部分地运行。在后者场景中,远程服务器可以通过任何类型的网络(包括局域网(LAN)或广域网(WAN)被连接到超声图像处理设备10,或者可以对外部计算机做出连接(例如,使用因特网服务提供商通过因特网)。

[0088] 参考根据本发明的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示

和/或块图描述本发明的各方面。将理解,流程图图示和/或框图的每个框和流程图图示和/或框图中的框的组合可以通过计算机程序指令实现以在超声图像处理设备10的处理器装置上全部或者部分地运行,使得指令创建用于实现流程图和/或(一个或多个)框图框中所指定的功能/动作的装置。这些计算机程序指令还可以被存储在可以引导超声图像处理设备以特定的方式运行的计算机可读介质中。

[0089] 计算机程序指令可以被加载到处理器装置上以使得一系列操作步骤在处理器装置上执行以产生计算机实施的过程,使得在处理器装置上运行的指令提供用于实现在流程图和/或(一个或多个)框图框中指定的功能/动作的过程。计算机程序产品可以形成超声图像处理设备10的一部分,例如可以被安装在超声图像处理设备10上。

[0090] 应当注意,上文所提到的实施例图示而不是限制本发明,并且本领域的技术人员将能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,被放置在圆括号之间的任何附图标记不应当被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除除了权利要求中的列出的那些外的元件或者步骤的存在。在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。可以借助于包括若干不同的元件的硬件实现本发明。在枚举若干装置的设备权利要求中,可以通过硬件的同一个项实现这些装置中的若干装置。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

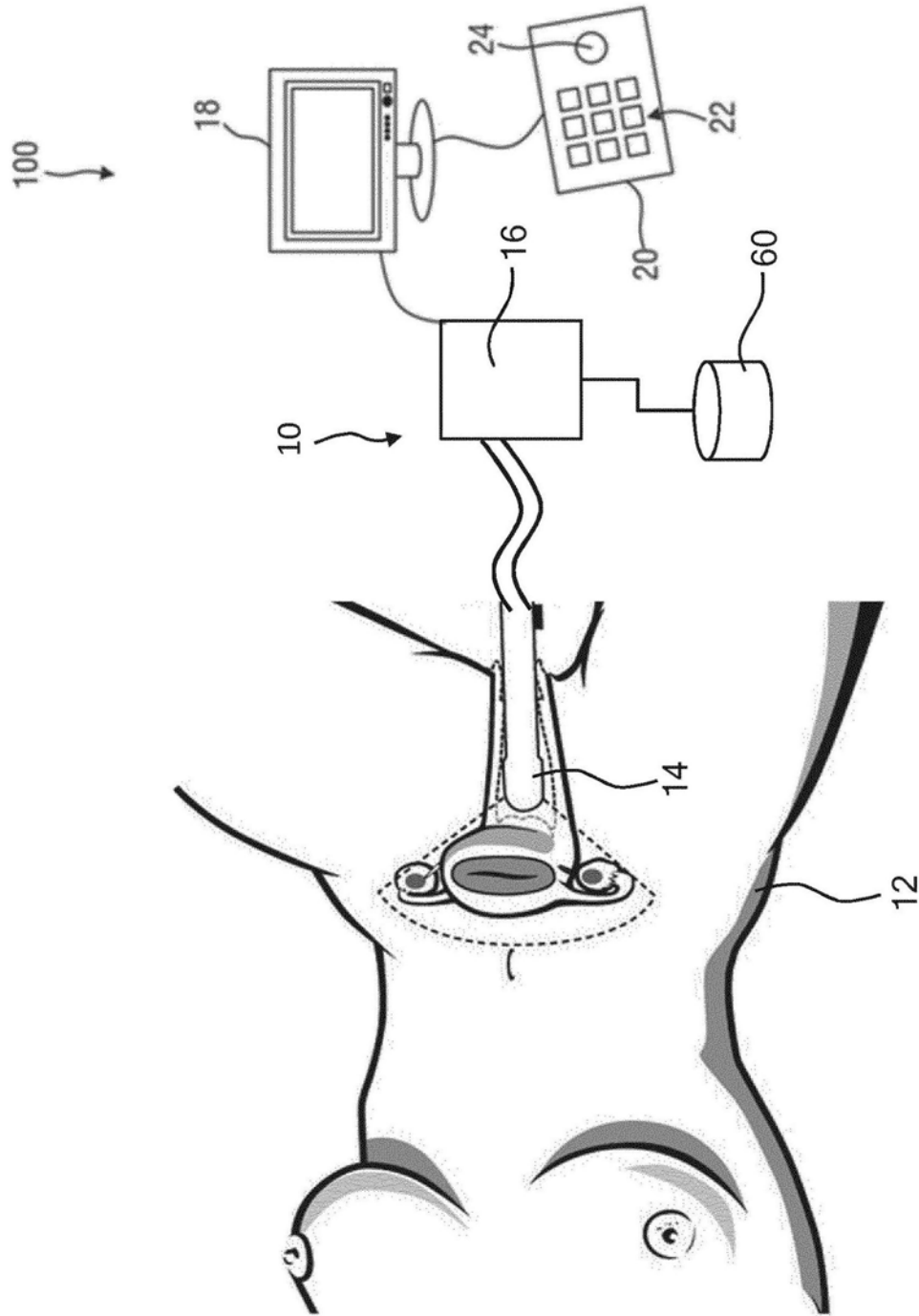


图1

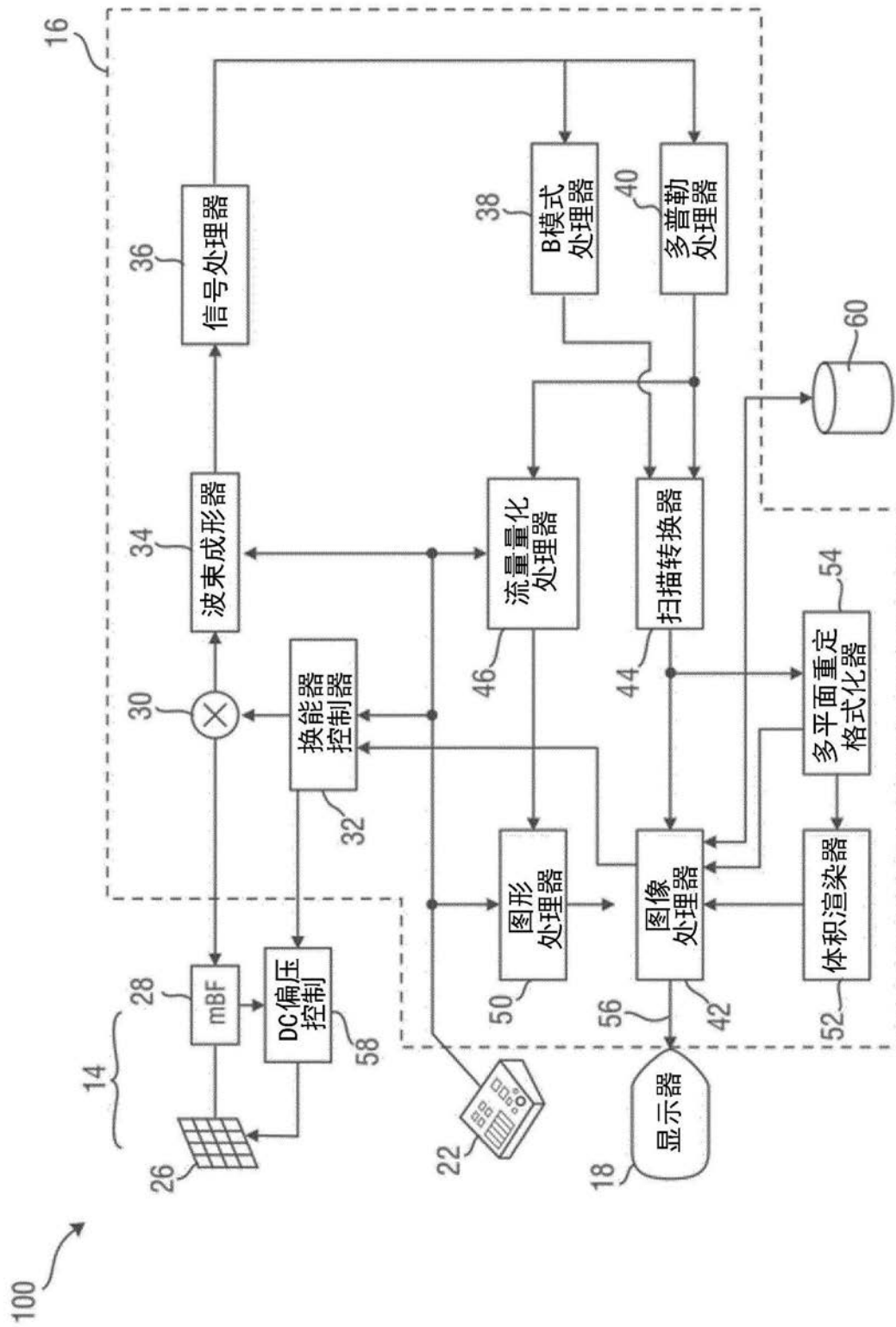


图2

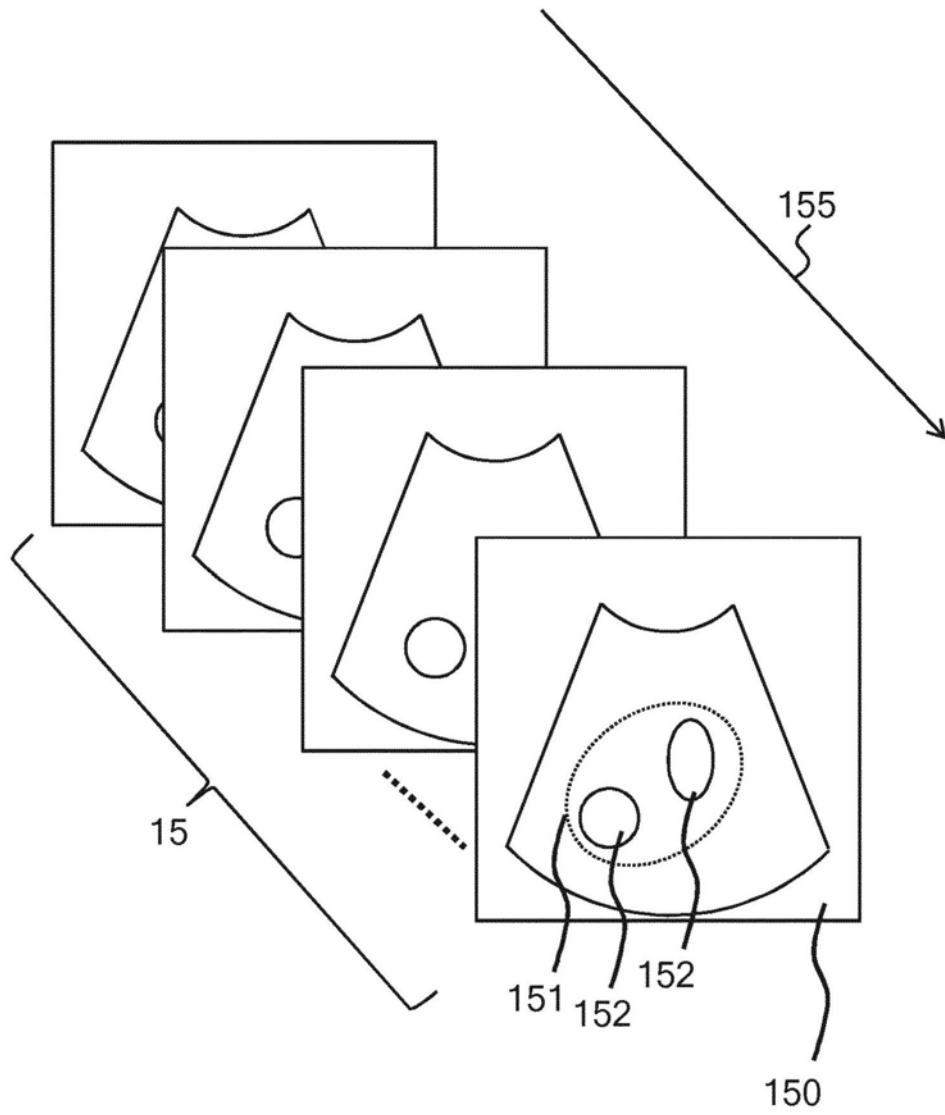


图3

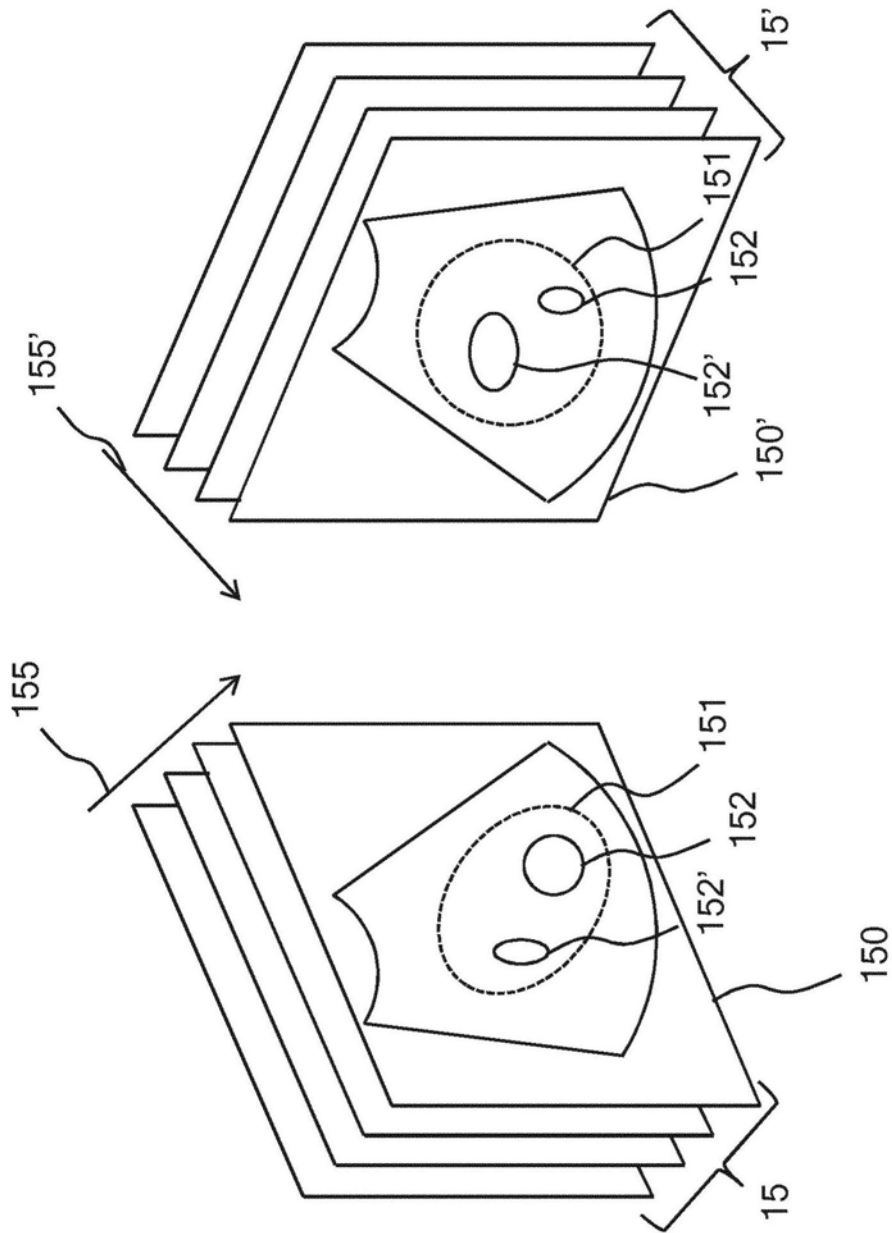


图4

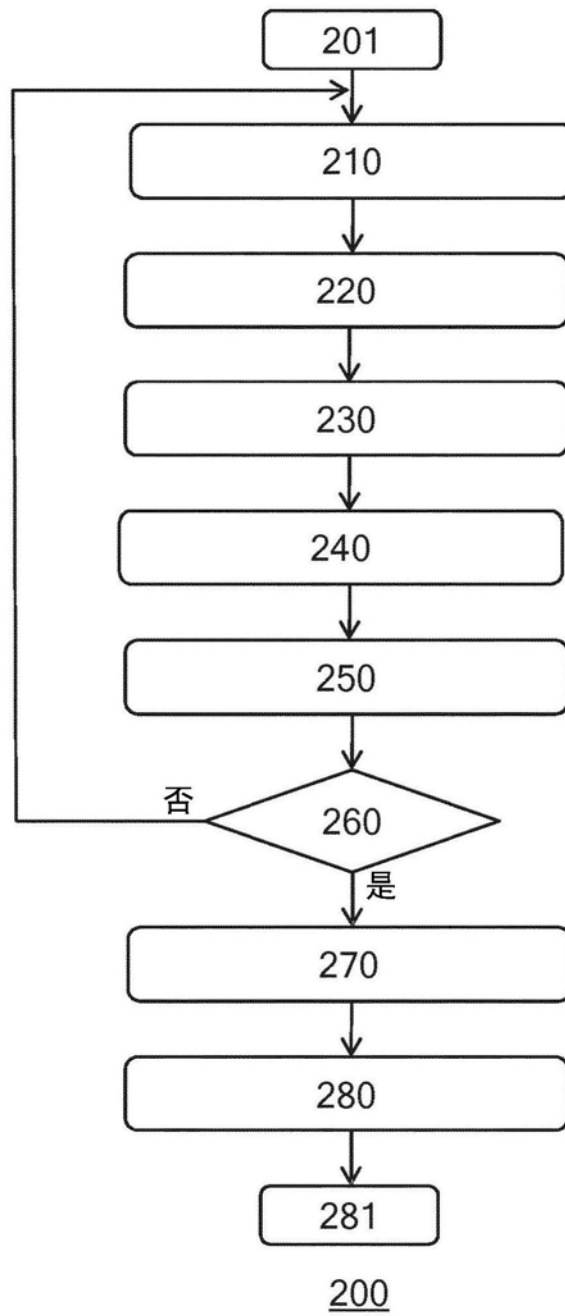


图5

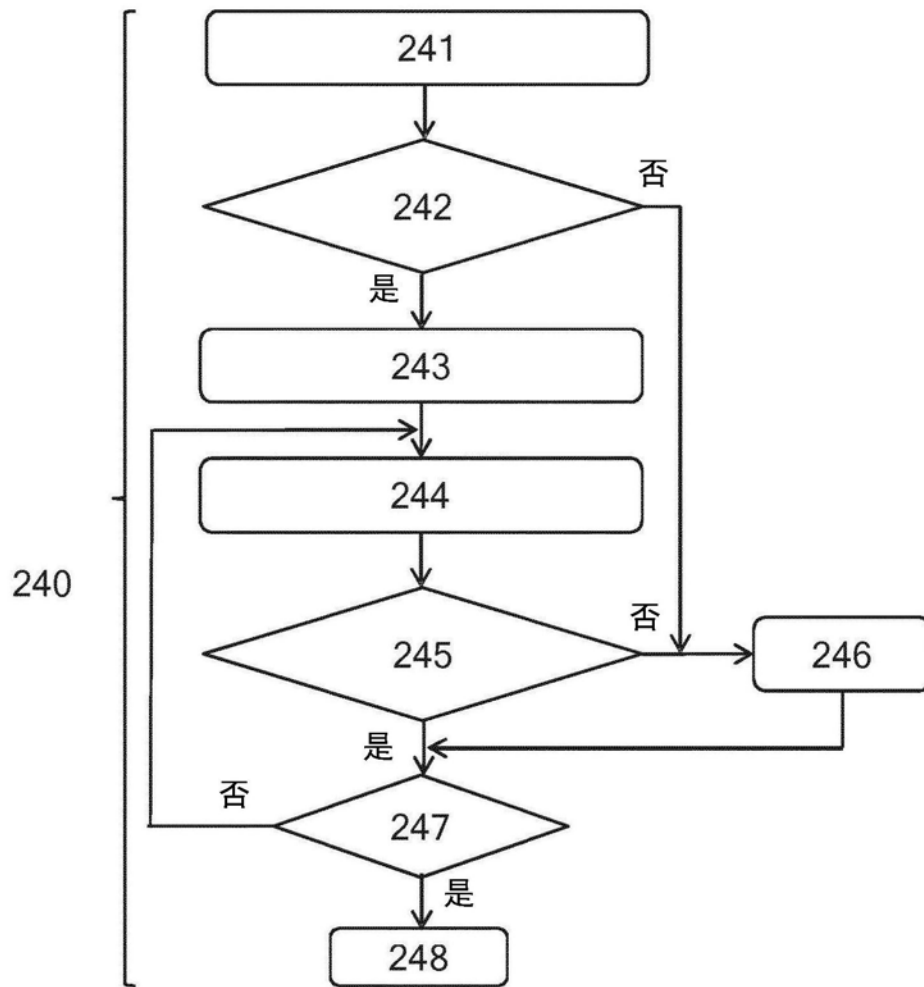


图6

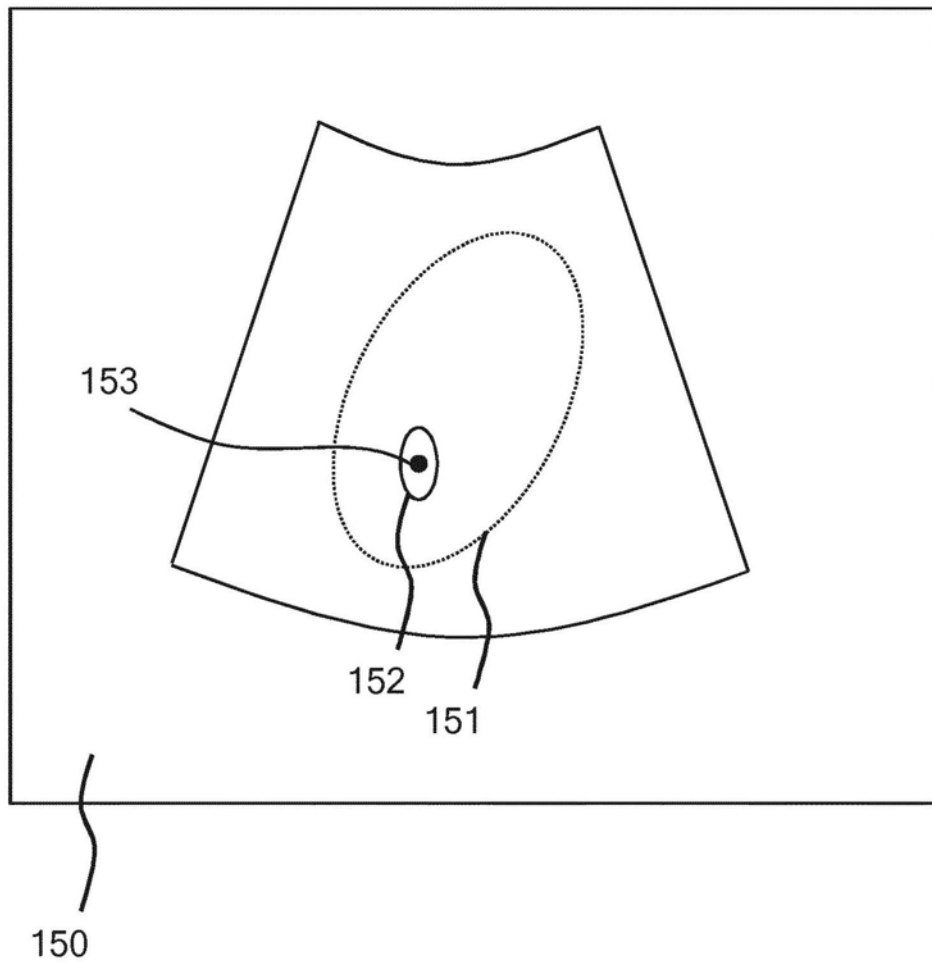
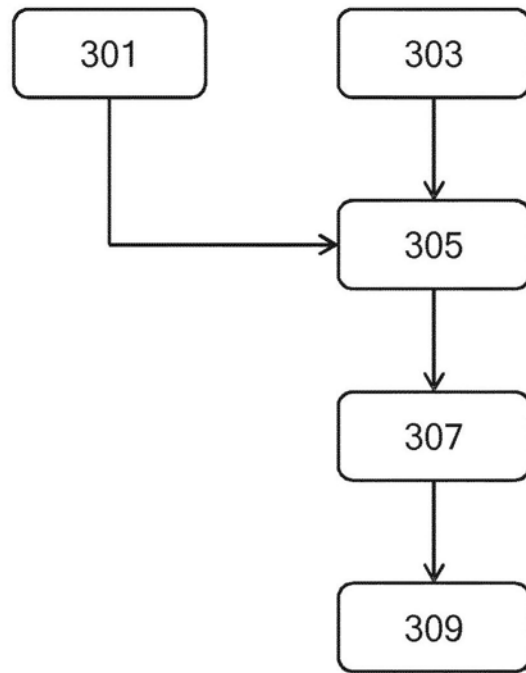


图7



243

图8

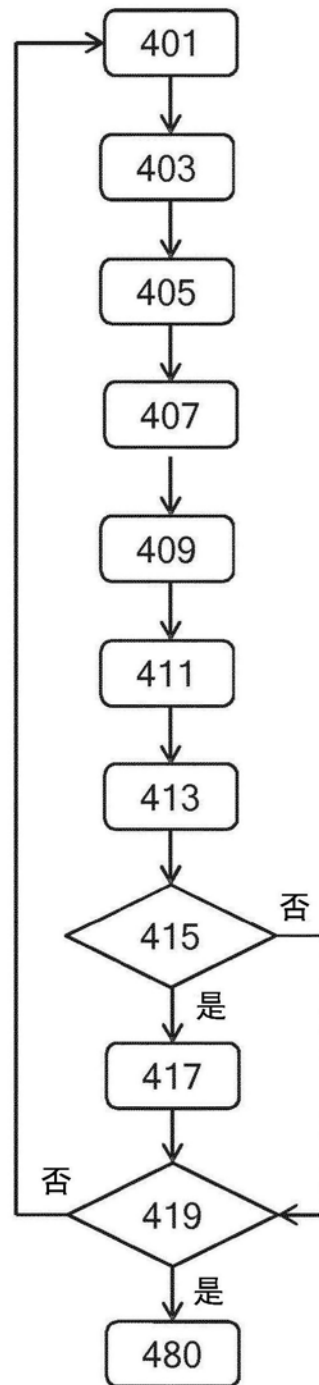


图9

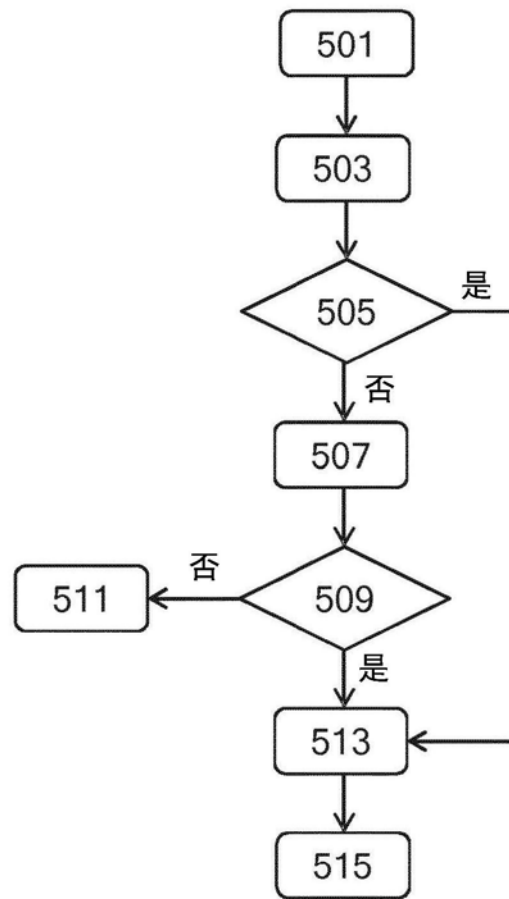


图10

专利名称(译)	卵巢卵泡计数和大小确定		
公开(公告)号	CN110325119A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201880012594.4	申请日	2018-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	G拉马钱德兰 C菲尔雄 C迪富尔 S阿莱尔 S P 内勒帕卡什		
发明人	G·拉马钱德兰 C·菲尔雄 C·迪富尔 S·阿莱尔 S·P·内勒帕卡什		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/0866 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5207		
代理人(译)	李光颖		
优先权	2017305188 2017-02-20 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于根据一对2D经阴道超声扫描来确定卵巢卵泡计数和大小(直径)的计算机实施的方法(200)。所述方法包括：接收(210)所述一对2D(二维)经阴道超声扫描(15、15'')，每个扫描包括沿着用于捕获所述扫描的超声探头(14)的平移方向(155、155'')捕获的多幅2D超声图像(150、150'')，各自的平移方向是至少近似正交的，并且针对所述扫描中的每个扫描，所述方法还包括：检测至少一个2D经阴道超声扫描的所述多幅2D超声图像中的候选卵泡(152)；并且对检测到的候选卵泡进行分割(240)以确定(248)针对每个候选卵泡的平均直径；选择(270)包括具有最大平均直径的候选卵泡的2D经阴道超声扫描；并且呈现(280)所选择的2D经阴道超声扫描的检测到的候选卵泡的所确定的平均直径和所述分割。还公开了一种适于实施该方法的计算机程序产品、超声图像处理设备以及超声成像系统。

