



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107123110 A

(43)申请公布日 2017.09.01

(21)申请号 201710239661.3

(22)申请日 2017.04.13

(71)申请人 青岛海信医疗设备股份有限公司
地址 266100 山东省青岛市崂山区松岭路
169号软件园外包中心三层北侧

(72)发明人 王立 吴乙荣

(74)专利代理机构 北京博思佳知识产权代理有限公司 11415

代理人 陈蕾

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/13(2017.01)

G06T 7/181(2017.01)

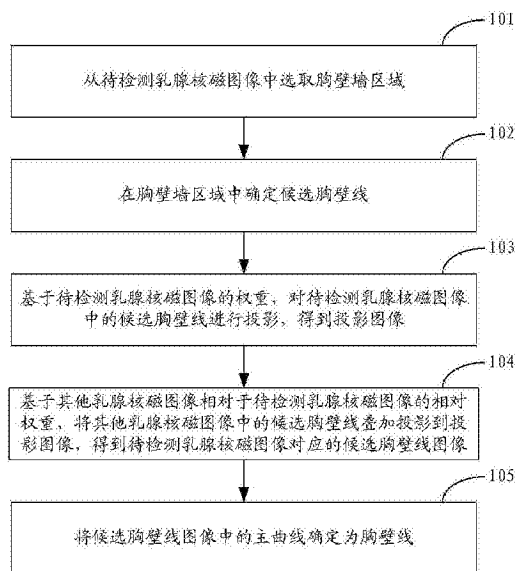
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

胸壁线检测方法及装置

(57)摘要

本申请提供一种胸壁线检测方法及装置,所述方法包括:从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。应用该方法,可以实现全自动检测胸壁线,并且检测过程简单高效,检测结果准确度较高。



1. 一种胸壁线检测方法,其特征在于,所述方法包括:
 - 从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;
 - 在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;
 - 基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;
 - 基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;
 - 将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域具体为:
 - 在待检测乳腺核磁图像上确定图像分界线;
 - 基于所述图像分界线将所述待检测乳腺核磁图像分割成第一子区域和第二子区域;
 - 将所述第一子区域或所述第二子区域作为待检测区域;
 - 在所述待检测区域上确定第一分界线和第二分界线,并将所述第一分界线和所述第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述在胸壁墙区域中确定候选胸壁线具体为:
 - 确定所述胸壁墙区域的边缘图像;
 - 获取所述边缘图像中的非闭合曲线;
 - 确定所述非闭合曲线的近似斜率;
 - 若所述近似斜率不小于预设阈值,则将所述非闭合曲线确定为候选胸壁线。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重通过如下方式得出:
 - 按照相对权重与相对距离具有负相关关系的原则,计算所述其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,所述相对距离为所述其他待检测乳腺核磁图像的序号与所述待检测乳腺核磁图像的序号之间差值的绝对值。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线具体为:
 - 获取所述候选胸壁线图像中像素值不为0的像素点;
 - 将获取的各像素点的坐标值绘制成主曲线检测图像;
 - 基于主曲线追踪算法,确定所述主曲线检测图像中的主曲线,将所述主曲线确定为胸壁线。
6. 一种胸壁线检测装置,其特征在于,所述装置包括:
 - 区域选取模块,用于从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;
 - 第一确定模块,用于在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;
 - 投影模块,用于基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;
 - 叠加投影模块,用于基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的

相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;

第二确定模块,用于将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述区域选取模块包括:

第一确定子模块,用于在待检测乳腺核磁图像上确定图像分界线;

分割子模块,用于基于所述图像分界线将所述待检测乳腺核磁图像分割成第一子区域和第二子区域;

第二确定子模块,用于将所述第一子区域或所述第二子区域作为待检测区域;

第三确定子模块,用于在所述待检测区域上确定第一分界线和第二分界线;

第四确定子模块,用于将所述第一分界线和第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。

8. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一确定模块包括:

边缘处理子模块,用于确定所述胸壁墙区域的边缘图像;

第一获取子模块,用于获取所述边缘图像中的非闭合曲线;

斜率确定子模块,用于确定所述非闭合曲线的近似斜率;

第六确定子模块,用于若所述近似斜率不小于预设阈值,则将所述非闭合曲线确定为候选胸壁线。

9. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

权重计算模块,用于按照相对权重与相对距离具有负相关关系的原理,计算所述其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,所述相对距离为所述其他待检测乳腺核磁图像的序号与所述待检测乳腺核磁图像的序号之间差值的绝对值。

10. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第二确定模块包括:

第二获取子模块,用于获取所述候选胸壁线图像中像素值不为0的像素点;

绘制子模块,用于将获取的各像素点的坐标值绘制成主曲线检测图像;

第七确定子模块,用于基于主曲线追踪算法,确定所述主曲线检测图像中的主曲线,将所述主曲线确定为胸壁线。

胸壁线检测方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及图像处理技术领域,尤其涉及一种胸壁线检测方法及装置。

背景技术

[0002] 近年来,乳腺癌成为最常见的恶性肿瘤之一,发病率和死亡率有逐年上升的趋势,而早期的诊断和治疗可以有效地降低乳腺癌死亡率。在临床中,乳腺核磁图像已经被广泛地应用于乳腺癌早期诊断中,而越来越多的计算机辅助算法也被应用到乳腺核磁图像的量化分析中。在基于计算机辅助算法对乳腺核磁图像的量化分析中,精确的乳腺分割对于分析结果至关重要。

[0003] 在乳腺分割过程中,胸壁线是比较难提取的。现有的提取胸壁线的方案中,最常见的是基于用户辅助的半自动检测方法,全自动检测方法较少,而在基于用户辅助的半自动检测方法中,所得出的结果将受到用户主观认知的影响,从而影响所提取的胸壁线的准确度;在某些全自动检测方法中,例如在基于灰度阈值或基于梯度的检测方法中,由于某些乳腺核磁图像具有较低的对比度,或者乳腺密度较高,从而导致所提取的胸壁线的准确度不高;又例如在基于模型的检测方法中,需要大量的训练样本去训练模型以提高检测精度,而训练样本的获取以及模型训练过程都是一项既艰巨又繁杂的任务。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本申请提供一种胸壁线检测方法及装置,以实现全自动检测胸壁线,并且检测过程简单高效,检测结果准确度较高。

[0005] 具体地,本申请是通过如下技术方案实现的:

[0006] 根据本申请实施例的第一方面,提供一种胸壁线检测方法,所述方法包括:

[0007] 从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;

[0008] 在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;

[0009] 基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;

[0010] 基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;

[0011] 将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。

[0012] 根据本申请实施例的第二方面,提供一种胸壁线检测装置,所述装置包括:

[0013] 区域选取模块,用于从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;

[0014] 第一确定模块,用于在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;

[0015] 投影模块,用于基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;

[0016] 叠加投影模块,用于基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图

像的相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;

[0017] 第二确定模块,用于将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。

[0018] 由上述实施例可见,通过从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域,在胸壁墙区域中确定候选胸壁线,基于待检测乳腺核磁图像的权重,对待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;后续,继续基于其他待检测乳腺核磁图像相对于待检测乳腺核磁图像的相对权重,将其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到投影图像,得到待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;将候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线;通过上述过程,可以实现全自动检测出胸壁线,并且由于检测结果不受用户主观认知的影响,从而检测结果准确度较高,并且检测过程简单高效。

附图说明

[0019] 图1A为本申请胸壁线检测方法的一个实施例流程图;

[0020] 图1B为本申请待检测乳腺核磁图像的一种示例;

[0021] 图1C为从图1B所示例的待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域的一种示例;

[0022] 图1D为图1C所示例的胸壁墙区域的边缘图像的一种示例;

[0023] 图1E为候选胸壁线图像的一种示例;

[0024] 图1F为点集X的坐标图像的一种示例;

[0025] 图1G为主曲线的一种示例;

[0026] 图2A为本申请胸壁线检测方法的另一个实施例流程图;

[0027] 图2B为图1B所示例的待检测乳腺核磁图像的边缘图像的一种示例;

[0028] 图2C为逆时针旋转90度后的第二子区域的一种示例;

[0029] 图3为本申请胸壁线检测装置所在计算机的一种硬件结构图;

[0030] 图4为本申请胸壁线检测装置的一个实施例框图;

[0031] 图5为本申请胸壁线检测装置的另一个实施例框图;

[0032] 图6为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图;

[0033] 图7为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图;

[0034] 图8为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图。

具体实施方式

[0035] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本申请相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本申请的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0036] 在本申请使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本申请。在本申请和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0037] 应当理解,尽管在本申请可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息,但这

些信息不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如,在不脱离本申请范围的情况下,第一信息也可以被称为第二信息,类似地,第二信息也可以被称为第一信息。取决于语境,如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0038] 临床中,乳腺核磁图像已经被广泛地应用于乳腺癌早期诊断中,而在对乳腺核磁图像进行量化分析中,精确的乳腺分割对于分析结果至关重要。乳腺的边界包括乳腺空气界面和胸壁线,其中,由于乳腺上的肌肉和胸壁上的肌肉均包围在胸壁线周围,从而使得胸壁线的提取较为困难。

[0039] 在现有技术中,最常见的是基于用户辅助的半自动检测方法,由于在该半自动检测方法中,所得到的检测结果很容易受到用户主观认知的影响,从而影响所提取的胸壁线的准确度;同时,在全自动检测方法中,例如基于灰度阈值或基于梯度阈值的检测方法中,当乳腺核磁图像具有较低的对比度,或者乳腺密度较高时,所提取的胸壁线的准确度并不高;又例如在基于模型的检测方法中,由于需要大量的训练样本去训练模型,并且训练样本的获取以及模型训练过程都是一项既艰巨又繁杂的任务,从而提取胸壁线的效率并不高。

[0040] 为了克服上述问题,本申请提供一种胸壁线检测方法及装置,应用本申请提供的方法,可以实现全自动检测胸壁线,并且检测过程简单高效,检测结果准确度较高。

[0041] 如下,首先列举下述实施例对本申请提供的胸壁线检测方法进行说明:

[0042] 请参见图1A,为本申请胸壁线检测方法的一个实施例流程图,该方法可以包括以下步骤:

[0043] 步骤101:从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域。

[0044] 临床中,可以使用医疗设备,例如核磁共振设备扫描女性病患乳房部位,得到多张乳腺核磁图像,例如15张乳腺核磁图像。在本申请中,可以将扫描得到的乳腺核磁图像称为待检测乳腺核磁图像,并且还可以按照扫描顺序,将扫描得到的15张待检测乳腺核磁图像进行编号,例如,扫描得到的第1张待检测乳腺核磁图像的序号为1,第2张待检测乳腺核磁图像的序号为2,依次类推。如图1B所示,为本申请待检测乳腺核磁图像的一种示例。

[0045] 在本申请中,以一张待检测乳腺核磁图像为例,可以从该待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域,这里所说的“胸壁墙区域”为胸壁线所在位置的邻近区域,例如,如图1C所示,为从图1B所示例的待检测乳腺核磁图像中选取的胸壁墙区域的一种示例。

[0046] 在本申请中,具体是如何从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域的,可以参见下述图2A所示实施例的描述,在此先不作详述。

[0047] 步骤102:在胸壁墙区域中确定候选胸壁线。

[0048] 在本申请中,以图1C所示例的胸壁墙区域为例:

[0049] 首先,可以采用边缘检测算法,例如Canny算法,获取该胸壁墙区域的边缘图像,例如,如图1D所示,为图1C所示例的胸壁墙区域的边缘图像的一种示例。

[0050] 在图1D所示例的边缘图像中包括一些曲线,这些曲线中可能存在闭合曲线,而根据胸壁线的特性,闭合曲线不可能是胸壁线,那么,在本申请中,可以在图1D中获取非闭合曲线。

[0051] 后续,分别确定获取到的每一条非闭合曲线各自的近似斜率,将近似斜率大于预设阈值的非闭合曲线确定为候选胸壁线。

[0052] 具体地,在一个例子中,可以从图1D的底部开始,任意选取一个像素值为1,即为白色的像素点,将该像素点记为S点,之后,判断该S点的预设像素邻域,例如8个像素的邻域范围内,是否存在其他白色的像素点,若存在,则将该其他白色的像素点记为新的S点,之后,重复上述步骤,直至预设像素邻域范围内不存在白色的像素点时,记下所获取到的最后一个S点,后续,可以以直线段连接第一个S点和最后一个S点,计算得出该直线段的斜率,将该斜率作为S点的移动轨迹所表示的非闭合性曲线的近似斜率,若该近似斜率大于预设阈值,则可以将该移动轨迹所表示的非闭合性曲线确定为候选胸壁线。

[0053] 后续,再从图1D的底部开始,选取另一个像素值为1的像素点,重复上述步骤,直至遍历完图1D中的每条非闭合性曲线,获取到图1D中的所有候选胸壁线。

[0054] 步骤103:基于待检测乳腺核磁图像的权重,对待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像。

[0055] 步骤104:基于其他乳腺核磁图像相对于待检测乳腺核磁图像的相对权重,将其他乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到投影图像,得到待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像。

[0056] 在本申请中,以得到第1张,即序号为1的待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像为例:

[0057] 首先,可以基于第1张待检测乳腺核磁图像的权重,对第1张待检测乳腺核磁中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;之后,基于其他待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重,将该其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到该投影图像,得到第1张待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像。如图1E所示,为候选胸壁线图像的一种示例。

[0058] 需要说明的是,这里所说的“叠加投影”是指:第1张待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像上像素点的像素值 $W = I_1 * W_1 + \sum_{i=2}^N I_i * W_i$, 其中, I_1 为第1张待检测乳腺核磁图像中候选胸壁线上像素点的像素值, W_1 为第1张待检测乳腺核磁图像的权重, N 为待检测乳腺核磁图像的总张数, I_i 为第 i 张待检测乳腺核磁图像中候选胸壁线上像素点的像素值, W_i 为第 i 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重, i 的取值范围为 $[2, N]$ 。

[0059] 在一个可选的实现方式中,第1张待检测乳腺核磁图像的权重可以为1,其他待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重也可以为1。

[0060] 在另一个可选的实现方式中,可以按照相对权重与相对距离具有负相关关系的原理,预设权重分配算法,以计算出其他待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重,其中,相对距离可以用其他待检测乳腺图像的序号与第1张待检测乳腺核磁图像的序号之间差值的绝对值表示。

[0061] 在一个例子中,预设的权重分配算法可以为: $W_i = k * \left(1 - \frac{|Z_j - Z_i|}{N} \right)$ 。

[0062] 其中, W_i 表示第 i 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重, k 为正的常数, Z_j 表示当前待检测乳腺核磁图像的序号,例如为1, Z_i 表示其他待检测乳腺核磁图像的序号, N 表示待检测乳腺核磁图像的总张数。需要说明的是, i 与 j 的取值范围

为[1, N], 即也可以使用预设的权重分配算法计算出第1张待检测乳腺核磁图像的权重。

[0063] 在另一个例子中, 预设的权重分配算法可以为: $W_i = k e^{-|z_j - z_i|}$ 。

[0064] 其中, w_i 表示第 i 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重, k 为正的常数, z_j 表示当前待检测乳腺核磁图像的序号, 例如为1, z_i 表示其他待检测乳腺核磁图像的序号。需要说明的是, i 与 j 的取值范围为[1, N], N 表示待检测乳腺核磁图像的总张数, 即也可以使用预设的权重分配算法计算出第1张待检测乳腺核磁图像的权重。

[0065] 在又一个例子中, 预设的权重分配算法可以为 $W_i = k \frac{e^{-|z_j - z_i|}}{1 + e^{-|z_j - z_i|}}$ 。

[0066] 其中, w_i 表示第 i 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重, k 为正的常数, z_j 表示当前待检测乳腺核磁图像的序号, 例如为1, z_i 表示其他待检测乳腺核磁图像的序号。需要说明的是, i 与 j 的取值范围为[1, N], N 表示待检测乳腺核磁图像的总张数, 即也可以使用预设的权重分配算法计算出第1张待检测乳腺核磁图像的权重。

[0067] 在又一个例子中, 可以基于相对距离设置其他待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重。例如, 若 $|z_j - 1| > a$, 则将第 j 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重设置为0; 若 $|z_j - 1| \leq a$, 则可以按照上述3个例子中的任意一个例子中描述的权重分配算法, 计算得出第 j 张待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重。

[0068] 需要说明的是, 上述描述的4个例子仅仅作为举例, 在实际应用中, 还可以存在其他权重分配算法计算得出其他待检测乳腺核磁图像相对于第1张待检测乳腺核磁图像的相对权重, 本申请对此不作限制。

[0069] 步骤105: 将候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。

[0070] 在本申请中, 以图1E所示例的候选胸壁线图像为例:

[0071] 首先, 可以获取图1E中所有像素值不为0的像素点, 将获取到的各像素点的坐标值组成一个点集, 记为 X , 例如, $X = [x_1, x_2, x_3 \dots, x_n]$, 并将获取的各像素点的坐标值绘制成主曲线检测图像, 例如, 如图1F所示, 为主曲线检测图像的一种示例。

[0072] X 服从一个概率密度函数估计 $p(x)$, 即 X 中的每一个二维列向量服从 $p(x)$, $p(x) = \sum_{i=1}^N w(x_i) G_i(x - x_i)$, 其中, $w(x_i)$ 表示点 x_i 的像素值, $G_i(x)$ 表示第 i 个点的高斯核函数, 并且, $G_i(x) = C e^{-0.5x^T \Sigma_i^{-1} x}$, 其中, C 是常数, Σ_i 表示第 i 个点的高斯核函数 $G_i(x)$ 的方差, 在本申请中, $\Sigma_i = 2 + w(x_i)$ 。

[0073] 后续, 可以基于主曲线追踪算法, 确定主曲线检测图像中的主曲线, 将主曲线确定为胸壁线。

[0074] 在主曲线追踪算法中, 首先在主曲线检测图像中任意选取一个像素值不为0的像素点作为主曲线追踪点, 判断该主曲线追踪点是否位于主曲线上, 若判断得出该主曲线追踪点未位于主曲线上, 则将该主曲线追踪点沿法向方向移动到主曲线上, 之后, 确定该主曲线追踪点的切向移动方向, 根据该切向移动方向进一步确定切向移动步长, 根据该切向移动方向和切向移动步长移动主曲线追踪点, 直至主曲线追踪点移动到主曲线检测图像之外时, 将主曲线追踪点移动到主曲线上之后的移动轨迹确定为主曲线。

[0075] 需要说明的是,在本申请中,主曲线追踪点的切向移动步长与切向移动方向的偏转角度成负相关关系。

[0076] 具体的,通过下述描述详细说明本申请应用的主曲线追踪算法:

[0077] 在图1F中随机选取一个像素值不为0的像素点作为主曲线追踪点,即可以在点集X中随机选取一个二维列向量,例如点x作为主曲线追踪点,通过下述公式(一)和下述公式(二)分别计算得出该主曲线追踪点的概率密度函数估计 $p(x)$ 的局部梯度 $g(x)$ 和局部海森矩阵 $H(x)$:

$$[0078] \quad g(x) = -\sum_{i=1}^N w(x_i) G_i (x - x_i) \Sigma_i^{-1} (x - x_i) \quad \text{公式(一)}$$

[0079]

$$H(x) = \sum_{i=1}^N w(x_i) G_i (x - x_i) (\Sigma_i^{-1} (x - x_i) (x - x_i)^T \Sigma_i^{-1} - \Sigma_i^{-1}) \quad \text{公式(二)}$$

[0080] 之后,继续根据下述公式(三)计算得出该主曲线追踪点的概率密度函数估计 $p(x)$ 的局部方差的逆 Σ^{-1} :

$$[0081] \quad \Sigma^{-1} = -p(x)^{-1} H(x) + p(x)^{-2} g(x) g(x)^T \quad \text{公式(三)}$$

[0082] 之后,对 Σ^{-1} 进行特征值分解,得到两个特征值与该两个特征值对应的两个特征向量,假设两个特征值分别为 λ_1 、 λ_2 , λ_1 对应的特征向量为 q_1 , λ_2 对应的特征向量为 q_2 ,并定义切向空间 $S_{||} = \text{span}\{q_1\}$,法向空间 $S_{\perp} = \text{span}\{q_2\}$ 。

[0083] 后续,判断 $g(x)$ 是否为 Σ^{-1} 的一个特征向量,并且 $g(x)$ 是否与其它特征向量正交,若是,则可以判断得出点x位于主曲线上;若否,则可以判断得出点x未位于主曲线上,此时,可以将点x沿着法向方向移动到主曲线上,移动量 $ms_{\perp} = V_{\perp} V_{\perp}^T ms(x)$,其中 V_{\perp} 是法向空间 S_{\perp} 中特征向量的组合, $ms(x) = (\sum_{i=1}^N G_i (x - x_i) \Sigma_i^{-1})^{-1} \sum_{i=1}^N G_i (x - x_i) \Sigma_i^{-1}$,后续可以按照上述过程重复迭代,直至将点x移动到主曲线上。

[0084] 将点x移动到主曲线上之后,可以继续计算当前的点x的切向移动方向,为了描述方便,将当前的点x称为点 \tilde{x} ,切向移动方向 $\gamma_t = \text{sign}(\gamma_{t-1} ms_{||}(\tilde{x})) ms_{||}(\tilde{x})$,其中 γ_{t-1} 为上一轮的切向移动方向。

[0085] 后续,可以继续根据切向移动方向确定点 \tilde{x} 的切向移动步长,由上述描述可知,切向移动步长与切向移动方向的偏转角度成负相关关系,从而,当切向移动方向的偏转角度较大时,可以减小切向移动步长,从而可以更准确地跟踪出曲线。

[0086] 在一个例子中,可以预先设定一个当前切向移动步长,计算得出 γ_t 与 γ_{t-1} 的夹角余旋值 $\cos\theta_t$, $\cos\theta_t$ 的绝对值即可以表示出 γ_t 相对于 γ_{t-1} 的偏移角度,即切向移动方向的偏转角度,当 $\cos\theta_t$ 的绝对值小于预设阈值时,可以认为点 \tilde{x} 的切向移动方向的偏转角度较大,此时,可以减小当前切向移动步长,例如,将当前切向移动步长减小预设步长值后,得到新的当前切向移动步长。

[0087] 在另一个例子中,当点 \tilde{x} 的切向移动方向的偏转角度较大时,可以用前面第m步切向移动方向与当前切向移动方向夹角的余旋值作为切向移动步长,即可以计算 γ_{t-m} 与 γ_t 的夹角余旋值 $\cos\theta_t = \gamma_t^x \gamma_{t-m}^x + \gamma_t^y \gamma_{t-m}^y$,并把 $\cos\theta_t$ 来做为切向移动步长。

[0088] 在又一个例子中,可以分别计算得出从第t-m个点 \tilde{x} 到第t-1个点 \tilde{x} 的切向移动方向 $\gamma_{t-m}, \gamma_{t-m+1}, \dots, \gamma_{t-1}$,并分别计算它们与当前点 \tilde{x} 的切向移动方向 γ_t 的夹角余旋值,并

选取其中的最小值 $\cos\theta_t$ 作为切向移动步长,即

$$[0089] \quad \cos\theta_t = \min(\gamma_t^x \gamma_{t-m}^x + \gamma_t^y \gamma_{t-m}^y, \dots, \gamma_t^x \gamma_{t-1}^x + \gamma_t^y \gamma_{t-1}^y).$$

[0090] 后续,根据切向移动方向与切向移动步长计算得出切向移动距离 x_t ,

[0091] $x_t = \tilde{x} + \mu \gamma_t$ 。其中 μ 为切向移动步长, \tilde{x} 为第 $t-1$ 个点的坐标, γ_t 为切向移动方向。

[0092] 重复迭代上述过程,直至点 x 移动到主曲线检测图像之外时,将点 x 的移动轨迹确定为主曲线,如图1G所示,为主曲线的一种示例。

[0093] 此外,需要说明的是,上述所描述的根据切向移动方向的偏转角度调整切向移动步长的方式还可以应用在复杂形状的血管、肺部气管、胆道、等等的追踪过程中。以血管为例,一根血管上通常有很多分支,且分支处主曲线追踪点的切向移动方向变化较大,此时,相对较小的切向移动步长有利于准确地抓取血管分支点;而在血管较直的地方,相对较大的切向移动步长可以相应地提高血管追踪的速率。

[0094] 由上述实施例可见,通过从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域,在胸壁墙区域中确定候选胸壁线,基于待检测乳腺核磁图像的权重,对待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;后续,继续基于其他待检测乳腺核磁图像相对于待检测乳腺核磁图像的相对权重,将其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到投影图像,得到待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;将候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线;通过上述过程,可以实现全自动检测出胸壁线,并且由于检测结果不受用户主观认知的影响,从而检测结果准确度较高,并且检测过程简单高效。

[0095] 请参见图2A,为本申请胸壁线检测方法的一个实施例流程图,该图2A所示例的方法在上述图1A所示例方法的基础上,描述了如何从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域,该方法可以包括以下步骤:

[0096] 步骤201:从待检测乳腺核磁图像中选取待检测区域。

[0097] 在本申请中,以图1B所示例的待检测乳腺核磁图像为例:

[0098] 首先,可以基于边缘检测算法,例如Canny算法,确定图1B所示例的待检测乳腺核磁图像的边缘图像,例如,如图2B所示,为图1B所示例的待检测乳腺核磁图像的边缘图像的一种示例。

[0099] 后续,在该图2B所示例的边缘图像中建立坐标系,其中,以该边缘图像的左上顶点为坐标系的原点,水平方向为坐标系的X轴,竖直方向为坐标系的Y轴。在该边缘图像中截取上半部分,在该上半部分中,确定距离X轴最近的两个点,记为A点和B点;后续,在A点和B点之间的边缘上,确定距离X轴最远的点,记为C点;基于该C点,作垂直于X轴的线,该条线即可作为图像分界线。

[0100] 后续,可以基于该图像分界线将待检测乳腺核磁图像分割成第一子区域和第二子区域,例如如图1B所示,之后,可以将第一子区域或第二子区域作为待检测区域。

[0101] 步骤202:在待检测区域上确定第一分界线和第二分界线。

[0102] 在本申请中,以将步骤201中所描述的第二子区域作为待检测区域为例:

[0103] 首先,可以将该第二子区域逆时针旋转90度,如图2C所示,为逆时针旋转90度后的第二子区域的一种示例。

[0104] 在一个可选的实现方式中,首先在图2C所示例的待检测区域中,确定距离指定坐标系中X轴最近且像素值不为0的第一像素点,例如图2C中的点D,以及确定距离X轴最远且像素值不为0的第二像素点,例如图2C中的点E,这里所说的指定坐标系可以为上述描述中所建立的坐标系。

[0105] 之后,依据第一像素点和第二像素点确定平行于指定坐标系中Y轴的线段,例如,在图2C中,可以基于E点作垂直于Y轴的线,将该线与Y轴的交点记为F点,以D点为起点,作垂直于线段EF的线,该线与线段EF的交点记为G点,线段DG即为依据第一像素点和第二像素点所确定的平行于指定坐标系中Y轴的线段。

[0106] 后续,可以在线段DG上,选取第一分界点和第二分界点,例如,以D点为起点,选取线段DG中1/4处的点,例如图2C中所示例的H点为第一分界点,选取线段DG中5/8处的点,例如图2C中所示例的I点为第二分界点。将经过第一分界点且垂直于Y轴的线确定为第一分界线,将经过第二分界点且垂直于Y轴的线确定为第二分界线。

[0107] 步骤203:将第一分界线和第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。

[0108] 此外,在另一个可选的实现方式中,还可以在待检测区域上预设第一分界线和第二分界线,用户可以针对第一分界线发送第一移动指令,以及针对第二分界线发送第二移动指令,那么,当识别到用户针对第一分界线的的第一移动指令时,可以根据该第一移动指令移动第一分界线;当识别到用户针对第二分界线的的第二移动指令时,可以根据该第二移动指令移动第二分界线。

[0109] 后续,可以将移动后的第一分界线和移动后的第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。

[0110] 由上述实施例可见,通过从待检测乳腺核磁图像中选取待检测区域,在待检测区域上确定第一分界线和第二分界线,将第一分界线和第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域,可以实现自动获取胸壁墙区域,有利于后续针对胸壁墙区域实施本申请提供的胸壁线检测方法。

[0111] 与前述胸壁线检测方法的实施例相对应,本申请还提供了胸壁线检测装置的实施例。

[0112] 本申请胸壁线检测装置的实施例可以应用在计算机上。装置实施例可以通过软件实现,也可以通过硬件或者软硬件结合的方式实现。以软件实现为例,作为一个逻辑意义上的装置,是通过其所在计算机的处理器将非易失性存储器中对应的计算机程序指令读取到内存中运行形成的。从硬件层面而言,如图3所示,为本申请胸壁线检测装置所在计算机的一种硬件结构图,除了图3所示的处理器31、内存32、网络接口33、以及非易失性存储器34之外,实施例中装置所在的计算机通常根据该计算机的实际功能,还可以包括其他硬件,对此不再赘述。

[0113] 请参考图4,为本申请胸壁线检测装置的一个实施例框图,该装置可以包括:区域选取模块41、第一确定模块42、投影模块43、叠加投影模块44、第二确定模块45。

[0114] 其中,区域选取模块41,用于从待检测乳腺核磁图像中选取胸壁墙区域;

[0115] 第一确定模块42,用于在所述胸壁墙区域中确定候选胸壁线;

[0116] 投影模块43,用于基于所述待检测乳腺核磁图像的权重,对所述待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线进行投影,得到投影图像;

[0117] 叠加投影模块44,用于基于其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,将所述其他待检测乳腺核磁图像中的候选胸壁线叠加投影到所述投影图像,得到所述待检测乳腺核磁图像对应的候选胸壁线图像;

[0118] 第二确定模块45,用于将所述候选胸壁线图像中的主曲线确定为胸壁线。

[0119] 请参见图5,为本申请胸壁线检测装置的另一个实施例框图,该图5所示的装置在上述图4所示装置的基础上,着重描述了区域选取模块41,具体的,该区域选取模块41可以包括:第一确定子模块411、分割子模块412、第二确定子模块413、第三确定子模块414、第四确定子模块415。

[0120] 其中,第一确定子模块411,用于在待检测乳腺核磁图像上确定图像分界线;

[0121] 分割子模块412,用于基于所述图像分界线将所述待检测乳腺核磁图像分割成第一子区域和第二子区域;

[0122] 第二确定子模块413,用于将所述第一子区域或所述第二子区域作为待检测区域;

[0123] 第三确定子模块414,用于在所述待检测区域上确定第一分界线和第二分界线;

[0124] 第四确定子模块415,用于将所述第一分界线和第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。

[0125] 在一实施例中,第三确定子模块414可以包括(图5中并未示出):

[0126] 像素点确定子模块,用于在所述待检测区域中确定距离指定坐标系中X轴最近且像素值不为0的第一像素点,以及距离所述X轴最远且像素值不为0的第二像素点;

[0127] 线段确定子模块,用于依据所述第一像素点和所述第二像素点确定平行于所述指定坐标系中Y轴的线段;

[0128] 分界点选取子模块,用于从所述线段中选取第一分界点和第二分界点;

[0129] 分界线确定子模块,用于将经过所述第一分界点且垂直于所述Y轴的线确定为第一分界线,将经过所述第二分界点且垂直于所述Y轴的线确定为第二分界线。

[0130] 在一实施例中,第四确定子模块415可以包括(图5中并未示出):

[0131] 第一移动子模块,用于识别用户针对所述第一分界线的第一移动指令,根据所述第一移动指令移动所述第一分界线;

[0132] 第二移动子模块,用于识别所述用户针对所述第二分界线的第二移动指令,根据所述第二移动指令移动所述第二分界线;

[0133] 第五确定子模块,用于将移动后的所述第一分界线和移动后的所述第二分界线之间的区域作为胸壁墙区域。

[0134] 请参见图6,为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图,该图6所示的装置在上述图4所示装置的基础上,着重描述了第一确定模块42,具体的,该第一确定模块42可以包括:边缘处理子模块421、第一获取子模块422、斜率确定子模块423、第六确定子模块424。

[0135] 其中,边缘处理子模块421,用于确定所述胸壁墙区域的边缘图像;

[0136] 第一获取子模块422,用于获取边缘图像中的非闭合曲线;

[0137] 斜率确定子模块423,用于确定非闭合曲线的近似斜率;

[0138] 第六确定子模块424,用于若所述近似斜率不小于预设阈值,则将所述非闭合曲线确定为候选胸壁线。

[0139] 请参见图7,为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图,该图7所示的装置在

上述图4所示装置的基础上,还可以包括权重计算模块46。

[0140] 该权重计算模块46,用于按照相对权重与相对距离具有负相关关系的原则,计算所述其他待检测乳腺核磁图像相对于所述待检测乳腺核磁图像的相对权重,所述相对距离为所述其他待检测乳腺核磁图像的序号与所述待检测乳腺核磁图像的序号之间差值的绝对值。

[0141] 请参见图8,为本申请胸壁线检测装置的又一个实施例框图,该图8所示的装置在上述图4所示装置的基础上,着重描述了第二确定模块45,具体的,该第二确定模块45可以包括:第二获取子模块441、绘制子模块442、第七确定子模块443。

[0142] 其中,第二获取子模块441,用于获取所述候选胸壁线图像中像素值不为0的像素点;

[0143] 绘制子模块442,用于将获取的各像素点的坐标值绘制成主曲线检测图像;

[0144] 第七确定子模块443,用于基于主曲线追踪算法,确定所述主曲线检测图像中的主曲线,将所述主曲线确定为胸壁线。

[0145] 在一实施例中,第七确定子模块443基于主曲线追踪算法,确定主曲线图像中的主曲线过程中,主曲线追踪点的切向移动步长与切向移动方向的偏转角度具有负相关关系。

[0146] 上述装置中各个单元的功能和作用的实现过程具体详见上述方法中对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0147] 对于装置实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本申请方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0148] 以上所述仅为本申请的较佳实施例而已,并不用以限制本申请,凡在本申请的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请保护的范围之内。

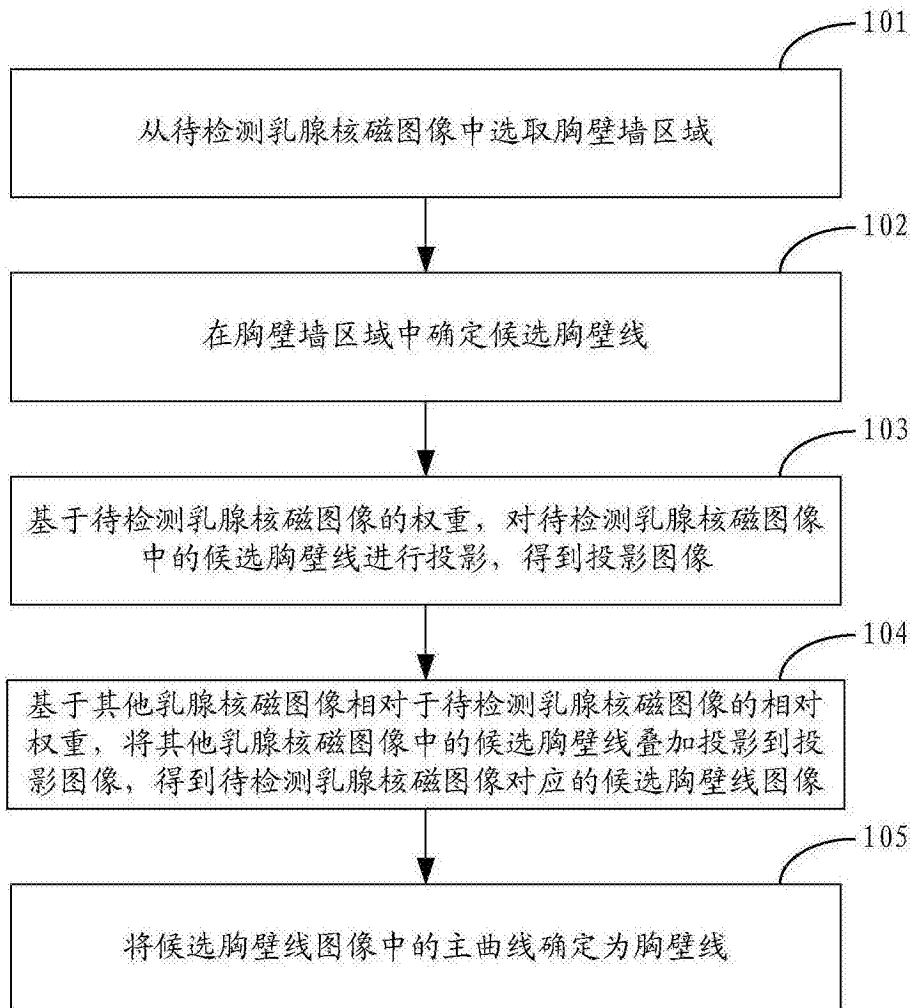


图1A

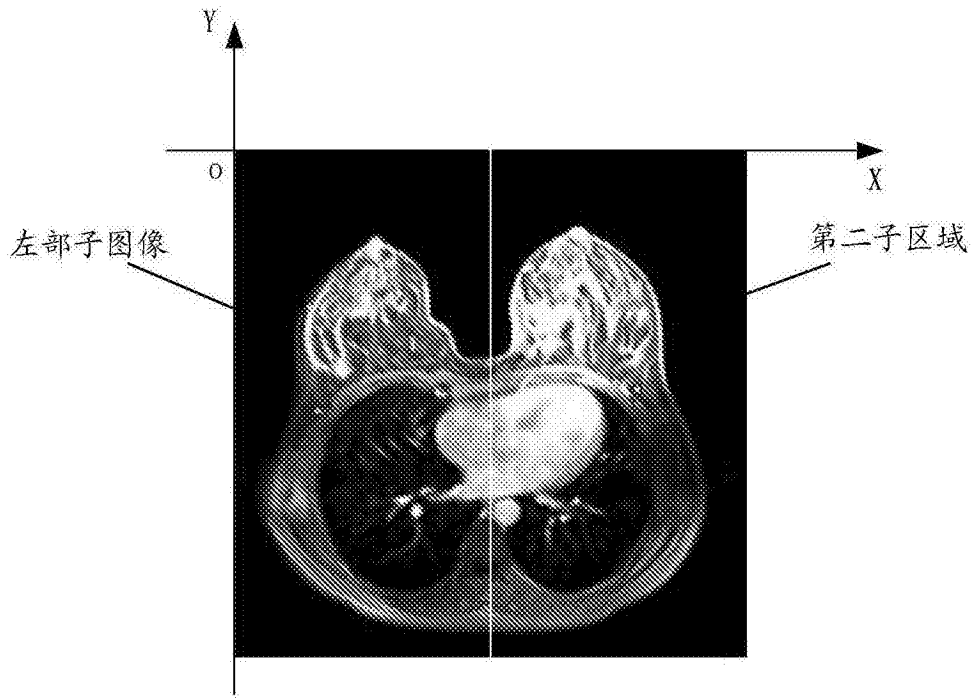


图1B

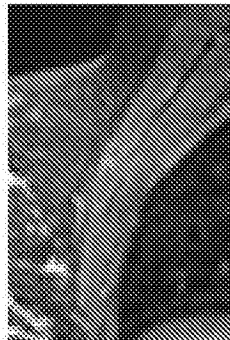


图1C



图1D

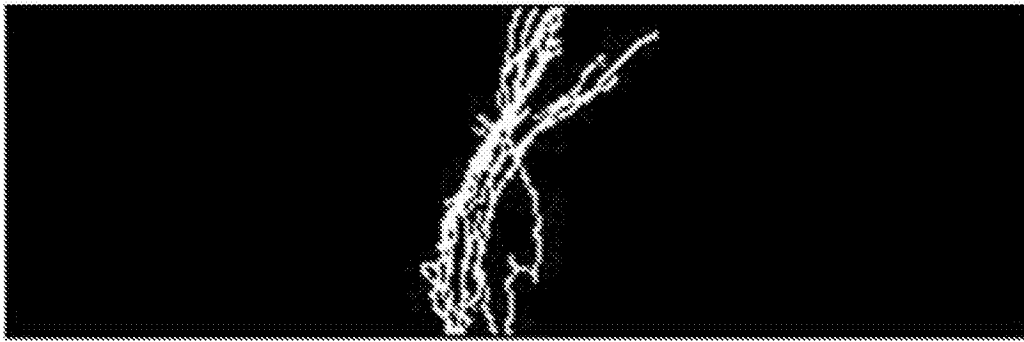


图1E

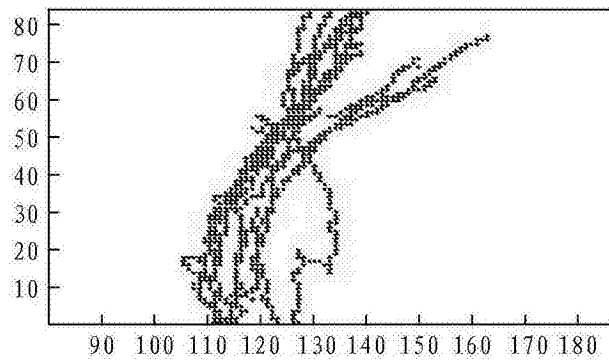


图1F

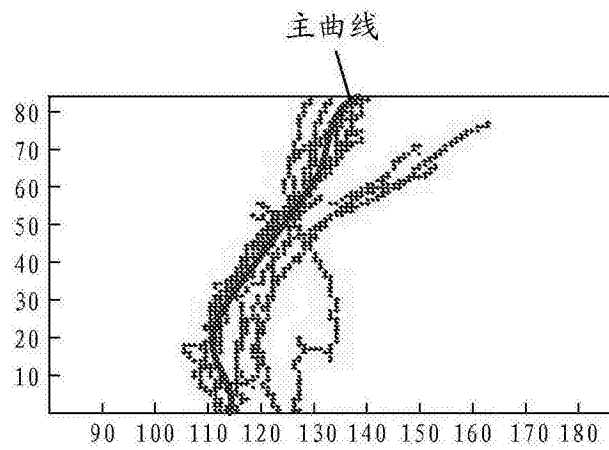


图1G

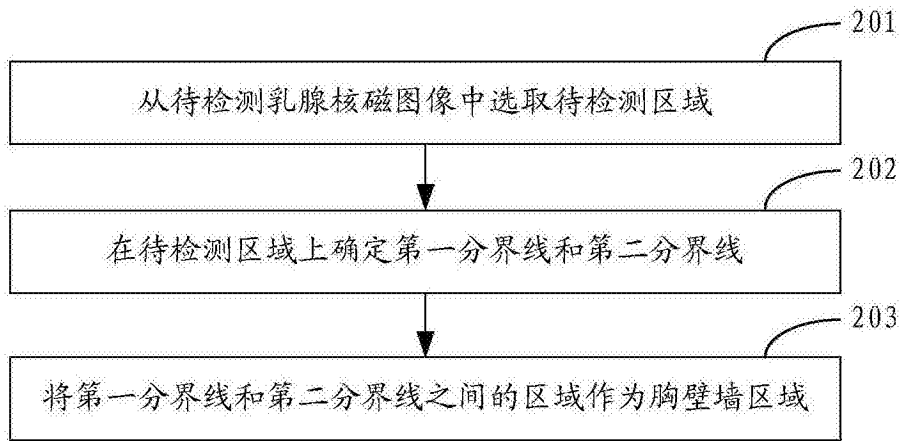


图2A

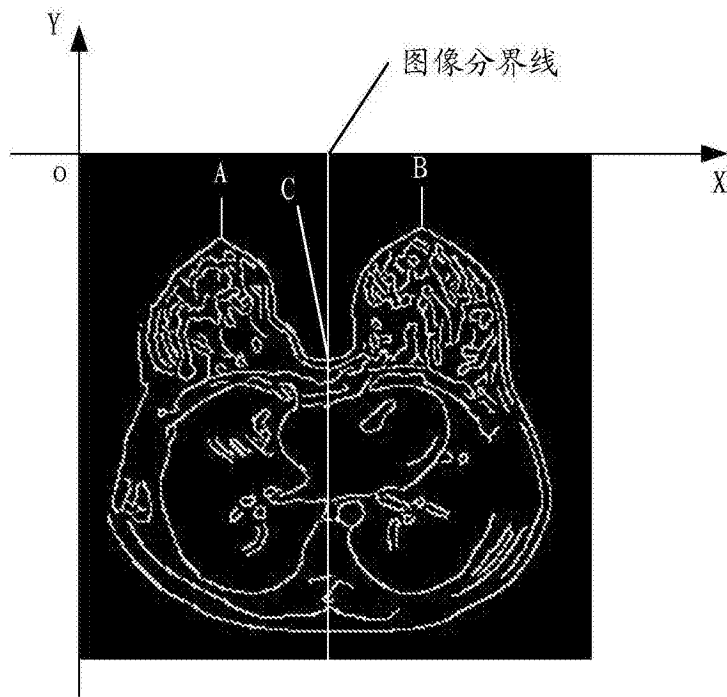


图2B

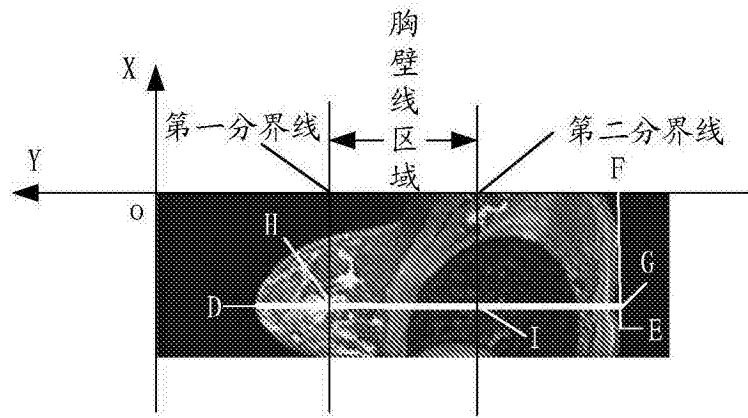


图2C

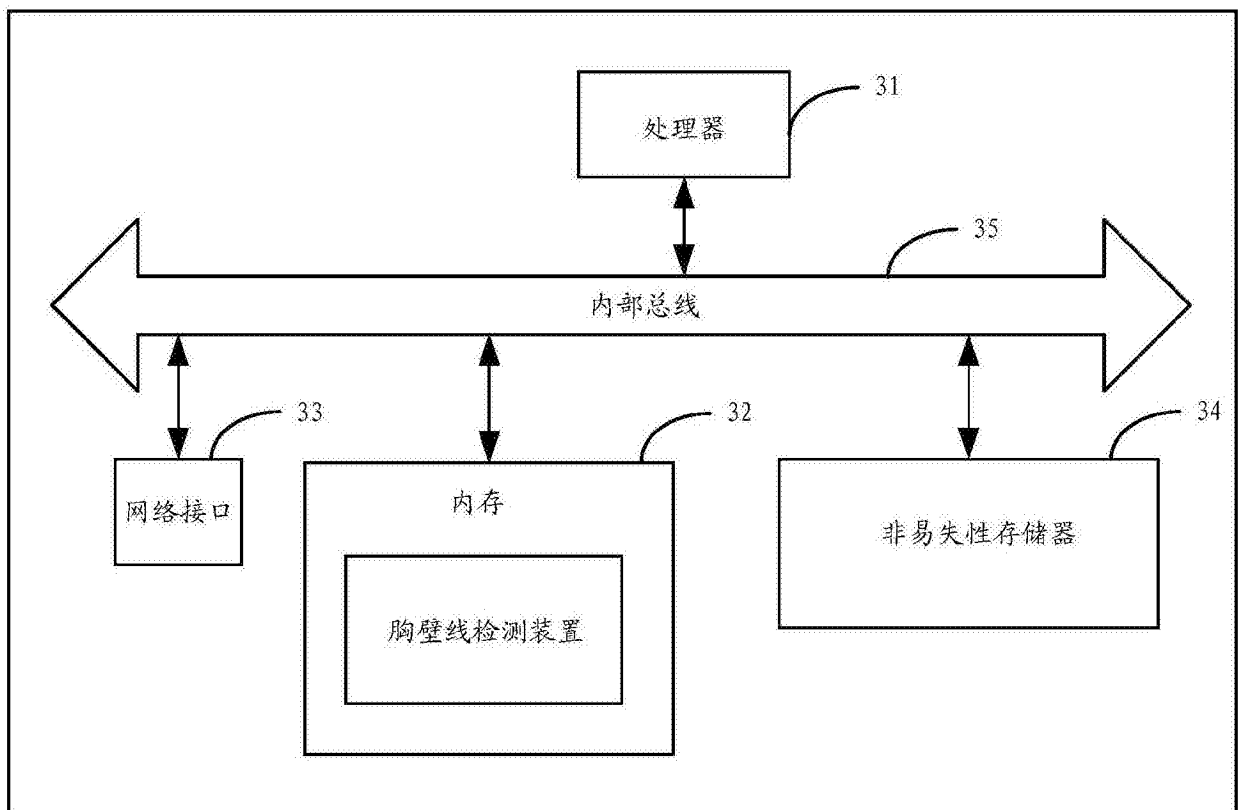


图3

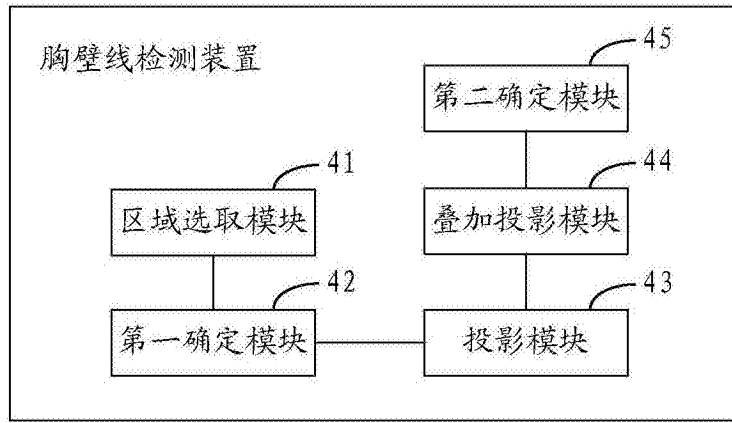


图4

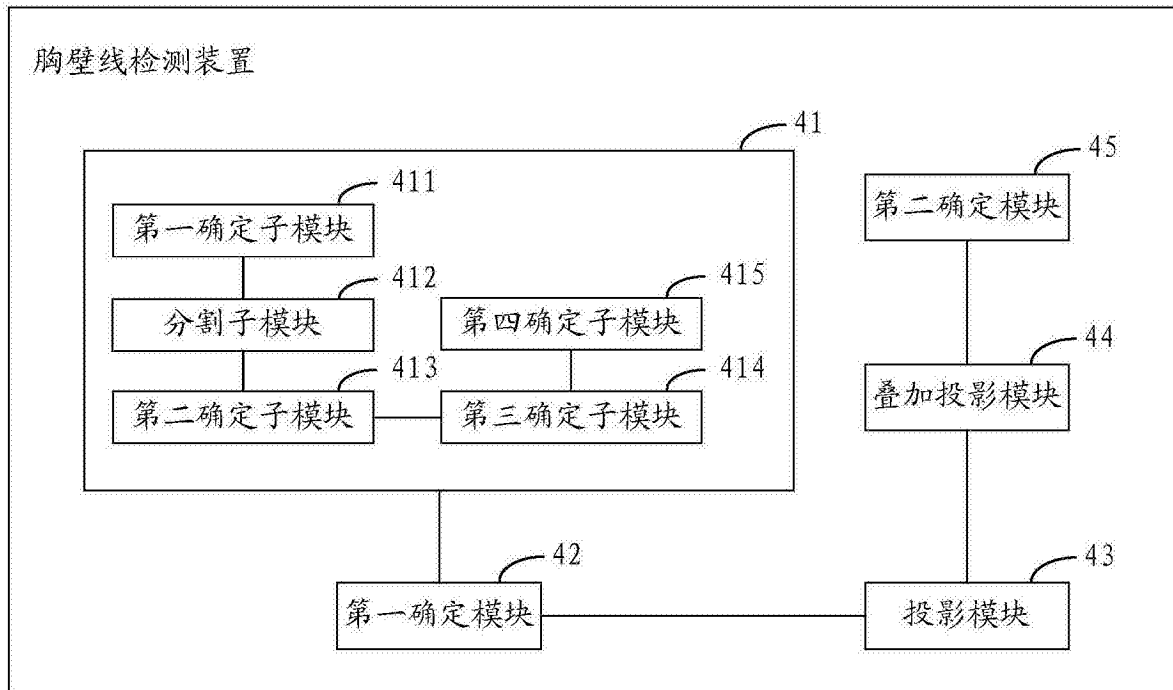


图5

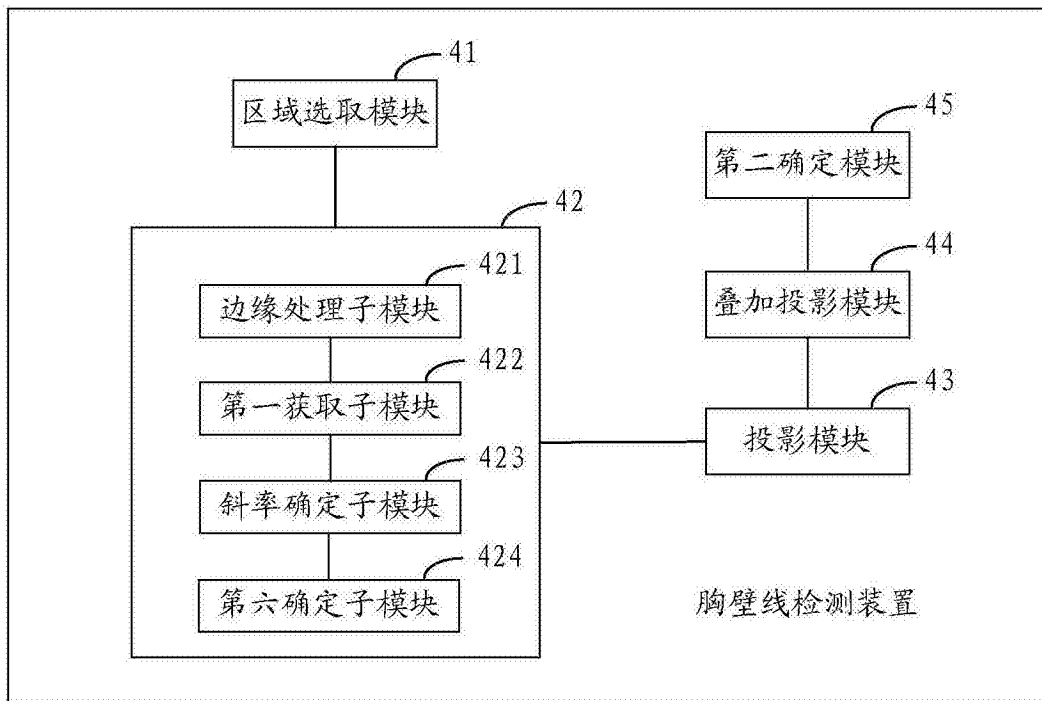


图6

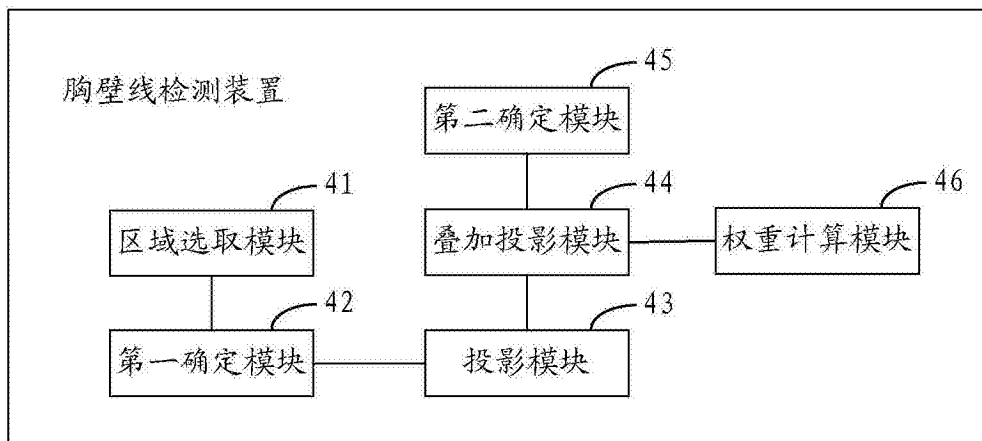


图7

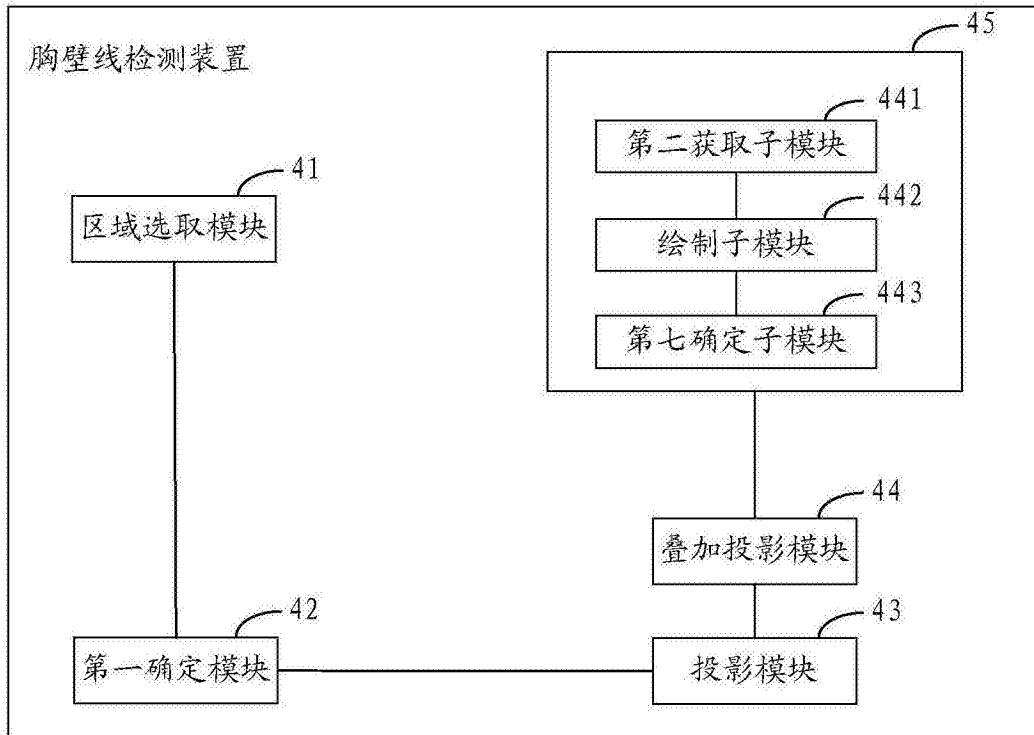


图8