



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108324300 B

(45) 授权公告日 2020.12.22

(21) 申请号 201810055580.2

(22) 申请日 2018.01.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108324300 A

(43) 申请公布日 2018.07.27

(30) 优先权数据
PT109864 2017.01.19 PT

(73) 专利权人 伊耐斯克泰克-计算机科学与技术
系统工程研究所
地址 葡萄牙波尔图

(72) 发明人 里卡多·若热·特罗索·阿劳若
埃尔德·菲利普·平托·奥利维拉

(74) 专利代理机构 北京市磐华律师事务所
11336

代理人 高伟 娄晓丹

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 103491874 A, 2014.01.01

WO 2015/135985 A1, 2015.09.17

US 2007/0024617 A1, 2007.02.01

Christopher J. Lange 等. Automating
Perforator Flap MRA and CTA Reporting.《J
Digit Imaging》.2017, 350-357.

Michael P. Chae 等. Comparative study
of software techniques for 3D mapping of
perforators in deep inferior epigastric
artery perforator flap planning.《Gland
Surgery》.2016, 第5卷(第2期), 99-106.

审查员 王京阳

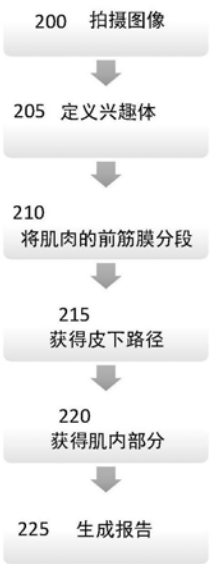
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

用于血管分段的方法和装置

(57) 摘要

公开了一种用于血管分段的方法。该方法包括获取表示通过兴趣区域的轴向切片的多个图像,通过定义高强度图像和低强度图像之间的边界,在肌肉区域和皮下区域之间定义筋膜层,以及确定血管的界标。计算血管的界标与筋膜层之间的皮下路径和筋膜层与界标之间的肌内路径。



1. 一种用于血管分段的方法,包括:

获取 (200) 表示通过兴趣区域的轴向切片的具有多个体素的多个图像 (115);

通过定义高强度图像和低强度图像之间的边界,在肌肉区域和皮下区域之间定义 (210) 筋膜层;

确定血管的第一界标和第二界标,其中所述第一界标位于所述筋膜层的一侧,而所述第二界标位于所述筋膜层的另一侧;

通过自动追踪程序计算 (215) 所述血管的所述第一界标和所述筋膜层之间的皮下路径,所述自动追踪程序包括沿所述血管对血管方向的分析;以及

通过分析所述体素并自动确定由所述体素的血管分段给出的最小成本路线,计算 (220) 所述筋膜层和所述第二界标之间的肌内路径。

2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括降低所述获取的多个图像的灰度以形成二进制图像。

3. 根据上述权利要求的任一项所述的方法,进一步包括从所述多个图像中移除 (510, 560) 伪影。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述图像中的所述伪影包括与皮肤有关的像素、其他连续特征的空缺。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中对所述血管方向的分析是通过对局部梯度向量的分析来估计的。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述血管的中心是由所述获取的多个图像中的体素的强度变化所确定的。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述体素的血管分段根据弗朗吉方法来确定。

8. 一种用于血管分段的装置,包括:

数据库 (110), 用于存储兴趣区域的轴向切片的多个图像 (115);

处理器 (130), 配置为采用实施根据权利要求1-7之一所述的方法的软件分析所述多个图像;以及

显示设备 (140), 用于输出来自所述软件的结果。

9. 一种计算机可读介质,其上存储有指令,所述指令在由处理器 (130) 执行时,使得所述处理器 (130) 执行权利要求1-7中任一项所述的方法。

用于血管分段的方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年1月19日提交的、109864号葡萄牙专利申请的优先权。

背景技术

[0003] 正如美国癌症协会所定义的那样,乳腺癌是一种起源于乳腺组织的恶性肿瘤。据估计,在2016年,美国有超过23万例新的乳腺癌病例会对女性产生影响。这表示在女性中有大约29%的新癌症病例和15%的癌症死亡病例[1]。然而,世界各地的发病率却有所不同。一般来说,发达国家的乳腺癌发病率高于发展中国家。在后者,发展中国家中,乳腺癌是癌症死亡率的最常见原因,而在前者,发达国家中,它是癌症死亡率的第二大原因,仅次于肺癌。发达国家拥有更有效的早期诊断和治疗方法,从而使死亡率(25%)低于发展中国家的死亡率(37%)。

[0004] 被诊断为乳腺癌的女性更有可能因害怕复发、身体形象破坏、性功能障碍和死亡率问题而遭受焦虑和抑郁的困扰[2]。乳房保守治疗方法已经显示出与乳房切除术相同的存活率[3]。然而,乳房切除术—移除胸部—仍然是一个高复发的过程,在一些机构中甚至有所增加[4-6]。这可能意味着一些病人认为切除整个乳房是一种更安全的方法来彻底消除肿瘤。乳房切除术后乳房重建的选择使这个想法更可行。重建方法允许外科医生重塑乳房形状,改善女性对自己的感觉,以及她们的乳房(单侧或双侧)切除后的形象。

[0005] 根据患者的国家、地区和社会经济背景,乳房重建率有很大差异[7]。所谓的腹壁下动脉穿支(DIEP)皮瓣已成为最先进的自体组织乳房再造技术[8]。DIEP皮瓣是一种乳房重建类型,其中从下腹部移除血管、所谓的深DIEP,以及与之连接的皮肤和脂肪,并转移到胸部,以在乳房切除术后重建乳房,而不牺牲任何腹部肌肉。

[0006] 医学成像在乳房重建技术中扮演了重要角色,因为显微外科手术开始需要进行诸如DIEP皮瓣这样的技术。这些DIEP皮瓣的生存能力与DIEP皮瓣中所包括的穿支血管(perforator)的几个特征有关[9]。术前成像允许临床医生根据临床医生提取的发现结果设计手术。

[0007] 从专注于那些相关特征目标提取或甚至是深层下腹动脉(DIEA)穿支血管的分段的文献中没有了解到任何算法。

[0008] 血管分段的例子包括W0 2014/162263号国际专利申请(飞利浦),其使用了注入造影剂后获得的血管结构的一系列时序血管造影2D图像。数据处理单元配置为针对沿着时序的多个已确定像素的胆碱(ach),确定与造影剂的注入相关的预定特征的到达时间指数,以及基于到达时间指数针对多个已确定像素的每一个计算所谓的连通性指数(connectivity index)。数据处理单元由多个已确定像素生成血管结构的分段数据。分段数据是基于像素的连通性指数。

[0009] 美国专利8,768,436(日立医疗)教导了一种处理冠状动脉区域和心肌区域的X射线CT图像的方法。这使得心肌区域的梗塞或收缩效应能够可视地识别。

[0010] 这些专利文献都没有教导适于DIEP的血管分段的方法,特别是用于乳房再造技术

中。

[0011] 血管分段算法通常遵循用于不同类型血管的共同原则和假设。Lesage等人对关于三维(3D)血管分段的主要方法进行了详细的描述。

发明内容

[0012] 本文档公开了一种用于使用多个图像进行血管分段的方法。该方法包括：获取表示通过兴趣区域的轴向切片的多个图像，如腹部，并通过定义多个图像中的高强度区域和低强度区域之间的边界在肌肉区域和皮下区域之间定义筋膜层。该方法进一步包括确定血管的第一界标，接着计算血管的界标和筋膜层之间的皮下路径，以及然后计算筋膜层和第二界标之间的肌内路径。

[0013] 为了有效地分段血管，所获取的多个图像中的灰度被降低以形成二进制图像，和/或而且移除图像上的伪影，诸如皮肤或其他连续特征中的空缺。

[0014] 皮下路径是用追踪程序来计算的。血管的中心是由所获取的多个图像中的体素(voxel)的强度变化所确定的。肌内路径是使用最小成本路径法计算的。

[0015] 还公开了一种用于血管分段的装置。该装置包括数据库，用于存储兴趣区域的轴向切片的多个图像，以及处理器，用于使用实施该方法的软件分析所述多个图像。

附图说明

[0016] 图1a)和图1c)示出了在白盒内具有兴趣区域的CTA轴向切片(不相邻)；以及

[0017] 图1b)和图1d)示出了对应的兴趣区域，其中重要的结构或区域被标记。

[0018] 图2示出了本发明的方法的概要。

[0019] 图3示出了在矢状平面上的前腹解剖的表示。

[0020] 图4示出了原始图像(在左列中)和使用由Otsu方法(在右列中)所给出的阈值所获得的相应的分段。

[0021] 图5示出了图像校正方法的概要。

[0022] 图6示出了模块填充操作(左列)和图4中使用的示例图像的原始筋膜分段(右列)的输出。

[0023] 图7示出了在矢状片(左列)和相应的最后节段(右列)的初步筋膜分段。

[0024] 图8示出了表示通过分析局部梯度和修正措施提取步骤获得的预测的图表。

[0025] 图9示出了用于定位脊点的模板。

[0026] 图10示出了中心点修正措施，a) 初始的横截面图像与梯度向量场重叠；b) 内积响应；c) 中心估计。

[0027] 图11示出了病人体(左列)的不同切片和通过将转换应用到弗朗吉(Frangi)血管概率(右列)所获得的相应的成本[16]。箭头定位肌内血管。

[0028] 图12示出了为了获得沿着血管的轴向横截面的线的过程的表示。 $v \parallel A$ 是 v 在 A 平面上的投影。

[0029] 图13示出了所用装置的轮廓。

具体实施方式

[0030] 本文档描述了一种用于提取穿支血管(穿透器官的血管)的相关特征以及基于局部梯度的追踪程序的验证以检测穿支血管的皮下区域的方法和装置;基于A*的搜寻的验证将经转换的弗朗吉血管分段(Frangi Vesselness) [16]用作成本来提取穿支血管的肌内路线。

[0031] 里斯本的Champalimaud基金会以医学数字成像和通信(DICOM)格式提供来自20个不同的病人的计算机断层扫描血管造影(CTA)体,并且包括若干轴向切片,例如50个或更多,取决于所需的分辨率,轴向切片被成像为垂直于病人的身体的长轴。CTA是本领域熟知的一种用于在病人的身体中视觉化动脉和静脉的技术。

[0032] CTA体可以提供来自患者的整个腹部区域的信息。本文献教导了一种聚焦于前腹壁区域的方法,因为这里出现了DIEP穿支血管。图1示出了兴趣区域的一些示例,以及已有结构的标签。图1a和1c示出了在白色盒子里具有兴趣区域的CTA轴向切片(不相邻)。图1b和1d示出了相应的兴趣区域,其中标示了重要的结构或区域:1-右和左DIEA,2-腹直肌,3-皮下区域,4-皮肤组织,5-穿支血管皮下部分,6-穿支血管肌内部分。

[0033] 就高度而言,兴趣体开始于DIEA进入腹直肌鞘的后层的区域(见图1b),并结束于略高于肚脐的区域。预计不会在这一截面上发现DIEA穿支血管。

[0034] 穿支血管(皮下和肌内)的过程由专家提供为“地真(Ground truth)”界标—也就是直接观察到的信息。Champalimaud基金会为每一位患者提供了一份医学报告。例如,一位放射科医生对现有的穿支血管进行了描述。该描述包括穿支血管的口径(内直径),穿支血管离开筋膜的位置,皮下路线取向和肌内路线弯曲和长度。

[0035] 图2示出了根据本发明的一个方面的方法。第一步200包括获取图像,然后要求放射科医生(例如)在步骤205通过手动选择DIEA进入腹直肌鞘的后层和每个穿支血管的端点的位置(见图3)定义兴趣体。这些代表了本公开的方法所用来计算血管的路径的界标。可以看到,在图3所示的穿支血管中有两个端点30a和30b,其形成了第一界标,而DIEA进入腹直肌鞘的后层的位置32形成了第二界标。图3表示了简化图,因为在女性中会有6-8个穿支血管。

[0036] 随后是在这些界标的帮助下自动提取穿支血管的方法。在图1d)中可以看到,穿支血管的皮下和肌内区域呈现出截然不同的SNR。这建议在步骤215中一种获得皮下路径的快速追踪方法,以及在步骤220中一种更复杂的提取肌内路径的最小成本路径方法。

[0037] 为了知道如何分离这两个区域,首先我们要在步骤210中对肌肉的前筋膜进行分段。最后,在对现有的穿支血管进行提取后,我们在步骤225生成包含每个穿支血管相关特征的报告。

[0038] 前筋膜是将腹直肌从皮下区域中的下层软组织分开的一薄层组织。根据CTA的图像强度,人们认为前筋膜不能很容易地与腹直肌中区分开。如上所述,前筋膜被认为是腹直肌肌肉和皮下区域之间的边界,并且其特征为从低强度图像像素(表明皮下区域)到高强度像素(表明腹直肌肌肉,即肌肉发达地区)的过渡,当只考虑兴趣区域时,这存在于每个轴向切片的所有列。因此,将灰度图像降低为二进制图像的Otsu方法[11]被应用到由CTA生成的每个轴向切片的兴趣区域,其目的是将肌肉与皮下区域区分开(示例性的结果见图4)。原始灰度图像在图4的左列中显示,使用该阈值获得的相应分段(二进制图像)由Otsu方法[11]

给出,并在图4的右列显示。

[0039] 接着是图5中所示的方法,以获得筋膜的初步分段。在步骤510,对图像的任何皮肤检测都被移除。皮肤是图像上的伪影 (artefact),图4所示的图像上可看作细线。图6左边的图片上可以看到皮肤被移除的效果。皮肤是图像中的把软组织和病人的外部分开的区域,并且因此不感兴趣。步骤520中的测试确定单个组件是否扩展到了所有列。如果不是这样,那么在步骤530中,二进制图像的阈值水平就会改变,并且在重复步骤520之前,在步骤510中任何检测到的皮肤都被移除。

[0040] 步骤540包括填充操作,以填补图像中明显存在的由于组件 (component) 缺失 (白色像素) 而造成的空白。在图6的左手边可以看到,填充操作已经完成。

[0041] 如图4的下半部分所示,现在假设在步骤550中在组件和皮肤之间检测到另外的伪影或物体。这个物体被称为“峡 (isthmus)”,并且需要在步骤560中从图像中移除。这可以通过移除通过计算图像强度的水平导数而检测到的像素来完成。最后,步骤570负责保持轮廓线的连接。连接的轮廓线被认为是线,其中,8个邻居或摩尔邻居 (Moore neighbourhood) 的每一个暗像素都是连接的,也就是说,每一个其他像素都连接到一个像素的边缘或角。假设在处理图像后发现了一些轮廓,而其显然不是将肌肉与皮下区域的软组织分离的边界一部分——这是一种“孤儿曲线 (orphancurve)”而是另一种不需要的伪影。然后,这些伪影或曲线需要从图像中删除。做出基于经验的决策,只要连接的孤儿曲线少于n个像素,其中根据经验将n设为11,就可以删除缺失的曲线。

[0042] 为了实现最终的分段,这是初步版本的一个完整的、更平稳的版本,新的筋膜估计被设置为利用在矢状平面上的初步检测邻居而进行的局部回归的输出结果。众所周知,在矢状 (sagittal) 切片中,肌肉和皮下区域之间的边界通常非常平滑。对于我们的兴趣体的每一个矢状切面的每一行,新的筋膜点 (p_{row}, p_{col}) 由下述方程给出:

$$[0043] \quad p_{col} = P(p_{row}) \quad (1)$$

[0044] 其中,P是基于双平方目标函数的局部回归模型,它考虑了范围 $[p_{row}-n, p_{row}+n]$ 内所包含的矢状的邻居,n被表示为:

$$[0045] \quad n = k \frac{m}{s} \quad (2)$$

[0046] s是连续像素之间的毫米距离,体的特征 (在数据插值后的每一个体方向上都是相同的),m是要被忽略的最大结构的尺寸,也是以毫米为单位。这样做是为了使图像中的数据平缓,以消除最大结构对筋膜分段的影响。在这一示例的数据集中,血管口径是应该忽略的最大结构。k是常量。这一最后的常量k是必须考虑从图像中移除结构 (例如,血管口径) 影响的数据量。在这一任务中,认为 $m=5$,根据经验获得 $k=5$ 。换句话说,为了移除或忽略在图像的三个像素中出现的结构,有必要为该计算使用来自3倍k个像素的数据,即,来自15个相邻像素。该方法的结果可以在图7中可视。可以看到,该方程的结果是产生平滑的轮廓。

[0047] 现在将解释血管的检测。

[0048] 假定每个穿支血管的端点 (第一界标) 和筋膜层是已知的,可以计算出皮下路径 (步骤210)。追踪程序用于估计沿着血管的新中心线点,直到到达筋膜层。中心线点是根据局部血管方向计算的:

$$[0049] \quad CP_{t+1} = CP_t + s\hat{v} \quad (3)$$

[0050] CP_t 是在迭代 t 中估计的中心线点, s 是一个标量,其控制在连续的中心线点(使用 $s=1$)之间给定的步骤,并且 \hat{v} 是指向局部血管方向的单位向量。基于Agam等人[12],通过对局部梯度向量的分析来估计后者的单位向量 \hat{v} 。血管方向 \hat{v} 是将局部梯度向量的平方投影最小化为 v 的量:

$$[0051] \quad E(v) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ((g_i)^T v)^2 = v^T \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (g_i)(g_i)^T \right) v \quad (4)$$

[0052] 其中 n 是局部梯度向量的数目并且 g_i 是 i th梯度向量。字母 i 表示局部梯度向量的指数,且从1到 n 。可以意识到,局部梯度向量的数目取决于所使用的窗口的大小。例如,如果窗口的大小为 $3 \times 3 \times 3$,那么将会有27个局部梯度向量,它们描述的是体素的邻居。

[0053] 通过表示

$$[0054] \quad G \equiv \left(1/\sqrt{n} \right) [g_1, \dots, g_n] \quad (5)$$

[0055] 之前的表达式变为 $E(v) = v^T G G^T v$,其中 $G G^T$ 是 3×3 相关矩阵。如Agam等人[12]所示的, $E(v)$ 的最小值通过属于其最小特征值的 $G G^T$ 的特征向量获得。

[0056] 接着,为了估计 CP_{t+1} 的值,使用包含在 CP_t 邻居中的局部梯度向量。该邻居是由 $p \times p \times p$ 窗口给出的,其中根据经验为这一任务选择 $p=7$ 。因此,在这一例子中,局部梯度向量的数目是 $7 \times 7 \times 7=343$ 。

[0057] 这个方法可以让我们找到穿过 $p \times p \times p$ 窗口的血管的局部方向。可以看到,该方法不能保证估算的中心线点在血管的中心附近。为了修正这个问题,我们使用了额外的测量方法,其通过卡尔曼滤波器[13]合并于该框架。它依赖于这样的假设:在血管的中心上的体素具有更高的强度,而随着与中心的距离增加,体素的强度也会降低。在血管横截面的二维图像中,接着预期可以通过分析梯度向量场的散度来找到中心位置 Z 。

[0058] 在使用局部梯度向量信息预测了新的中心线点 $\widehat{CP}_{t+1}|_t$ 之后,获得了包含了这个中心线点且与血管方向 \hat{v} 正交的平面(见图8)。预计该平面将粗略地包括圆形的更亮的区域,其是该血管的2D横截面。梯度向量场被计算出[14],并且其与图9中所代表的模板的相似性是通过交叉相关性来评估的:

$$[0059] \quad (f * g)[n] \triangleq \sum f^*[m] g[n+m] \quad (6)$$

[0060] 其中 f 和 g 分别代表梯度取向向量场和模板向量场,并且 f^* 是 f 的共轭复数。中心位置估计 Z_{t+1} 对应于最大响应位置(见图10)。每当修正措施可用时,估计的中心点是卡尔曼滤波器将 $\widehat{CP}_{t+1}|_t$ 和校正措施 Z_{t+1} 融合的输出。在这项任务中,我们每5次迭代进行一次校正措施。至少更频繁地计算校正措施是可能的,但这将增加计算成本。

[0061] 现在,我们将对肌内路径的计算进行解释。正如已经说过的,代表穿支血管的肌内路线的图像通常有非常低的SNR。因此,一般的追踪程序对于确定肌内路线的任务是不够的。最小成本路径方法的使用已被提出,用于发现穿支血管到达筋膜的部位与手动识别的DIEA第二界标之间的肌内血管路径。正如上面所解释的,这是穿支血管穿过腹直肌鞘的后层的位置。因此,问题就限制为找到连接两个体素的路径,导致所需的计算工作量减少。即

使是这样,使用简单的Dijkstra搜索方法来完成这样的任务,也可能导致访问大量的体素。发明人建议使用A*算法[15],因为A*算法包括了提高搜索性能的启发式算法。在每次迭代中,A*搜索算法扩展了最小化以下表达式的路径:

$$[0062] \quad f(n) = g(n) + h(n) \quad (7)$$

[0063] 其中n是路径上的最后一个节点,g(n)是从开始节点到n的路径的成本,h(n)是估算从n到目标的最便宜路径的成本的启发式算法。在这一任务中,n与目标体素之间的欧几里得距离被用作启发式函数。

[0064] 为了找到想要的路径,必须给出血管体素的较低成本。从一个节点到另一个节点的行程的成本是由以下表达式给出的:

$$[0065] \quad c_{n,n+1} = d_{n,n+1} \cdot C(n+1) \quad (8)$$

[0066] 其中n是当前节点,n+1是相邻节点,d_{n,n+1}是那些节点之间的欧几里得距离,并且C(n+1)是相邻节点的地形成本。成本由下式给出:

$$[0067] \quad C(n) = \begin{cases} 2 - F(n) & \text{if } F(n) > 0 \\ 10 & \text{if } F(n) = 0 \end{cases} \quad (9)$$

[0068] 其中F(n)是在体素n归一化为范围[0,1]时的弗朗奇血管分段法(Frangi vesselness)[16]。这一公式为体素给出了相对高的成本,其不属于血管(F(n)=0)以及范围[1,2]内的成本,以便保证可采用启发式算法。

[0069] 用于血管分段计算的弗朗奇方法[16]旨在分析沿图像的局部强度结构并在图像中增强管状物体。

[0070] 众所周知,Hessian矩阵是函数的二阶偏导数的方矩阵。在弗朗奇方法[16]的上下文中,函数是沿二维图像或三维体的强度分布。考虑到三维体,对于每个体素,我们计算Hessian矩阵H,如下:

$$[0071] \quad H = \begin{bmatrix} V * \frac{\partial^2 G}{\partial^2 x} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial x \partial y} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial x \partial z} \\ V * \frac{\partial^2 G}{\partial x \partial y} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial^2 y} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial y \partial z} \\ V * \frac{\partial^2 G}{\partial x \partial z} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial y \partial z} & V * \frac{\partial^2 G}{\partial^2 z} \end{bmatrix} \quad (10)$$

[0072] 其中*表示卷积运算,V是局部体,G是高斯函数,并且其sigma确定被分析的局部结构的尺度(scale)。弗朗奇方法是多量程的,因为针对每个体素其在不同尺度上计算H。

[0073] 对每一个体素计算的这些矩阵的每一个,执行特征值分析,获得三个特征向量及其对应的特征值。与绝对值最高的两个特征值相关的特征向量指向更高的局部强度曲率的方向(但是要注意,这些特征向量指向垂直于血管方向的方向)并且最后的特征向量指向垂直于那两个(沿血管方向)的方向。

[0074] 接着,针对我们体的每个体素,一个将有N对特征值,其中N是我们已使用的尺度的数目。每一对分别有绝对值递增的三个特征值 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 。弗朗奇血管分段方法[16]针对每一对计算:

$$\begin{aligned}
 & F(n) \\
 [0075] \quad & = \begin{cases} 0 & \text{如果 } \lambda_2 > 0 \text{ 或 } \lambda_3 > 0 \quad 8) \\ \left[1 - \exp\left(-\frac{R_A^2}{2\alpha^2}\right) \right] \left[\exp\left(-\frac{R_B^2}{2\beta^2}\right) \right] \left[1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right) \right] & \end{cases}
 \end{aligned}$$

[0076] R_A, R_B, S 通过特征值之间的关系得到,如弗朗奇[16]所讨论的。其基本思想是在管状区域产生较高的血管存在概率,以及在类似blob和恒定区域产生较低的概率。另一个常数是由弗朗奇法推导出来的,并存在于公式中以控制每个参数的灵敏度。通过针对每个像素选择弗朗奇血管分段法的较高值,对不同尺度的响应进行组合。然后,由于使用不同的尺度,这种方法能够在不同宽度的情况下增强血管。可以理解,较低的尺度使得能够探测到宽度较窄的血管。

[0077] 图11显示了属于来自数据库的体之一的切片,以及所获得的相应成本。箭头指向应该增强的肌内血管,以便能够正确地提取出感兴趣的血管路径。我们的结论是,血管正在被区分,以及一些有噪声的区域。即使这样,累积路径成本项也将有利于通过血管的路径,因为它们通常包含连续低成本的血素。

[0078] 该方法以一种客观和可重复的方式,使得能够确定外科手术设计的每个穿支血管的相关特性。因此,在提取血管后,我们仍然需要复制描述以下几点医学报告。

[0079] 在皮下区域的每个追踪点,我们提取穿过皮下区域的追踪点、并沿着轴向平面上的穿支血管的横切面切割的一条线(过程的说明见图12)。这条线用于得到原始图像的去噪版本中的横截面的强度剖面[17]。为了测量口径,高斯法以最小二乘的方式适应到剖面,并且采用被85%的置信区间覆盖的以毫米为单位的宽度。根据经验,这个值被认为是数据库中包含的数据的最佳值。最后的穿支血管的口径是在每个追踪点上采取的措施的平均值。

[0080] 穿支血管离开筋膜的位置。这被认为是我们的追踪程序由于到达筋膜而停止的位置。

[0081] 皮下路线的取向。为了知道穿支血管是外部还是居中取向的,以及是上升或下降的,我们在连续的中心线点之间建立了取向向量的直方图,并使用了先前使用可用的注释数据训练过的分类器。

[0082] 肌内路线的长度和弯曲度。肌内路径的长度是由连续点之间的距离之和给出的。要确定路径是短还是长,使用采用可用的注释数据学习的阈值。关于血管的弯曲度,发明人计算了弯曲度量[18],并使用输出两个类、弯曲的或线性的中的一个的分类器。再一次,使用可用的注释数据训练分类器。

[0083] 图13示出了系统的非限制性示例,该系统可以用于实施本文档的方法。系统100包括数据库110,其具有来自患者的轴向切片的多个图像115。数据库110连接到处理器120,在其上运行软件130以实现本方法。显示设备140连接到处理器120并输出所需的结果。

[0084] 例子

[0085] 针对Champalimaud基金会的数据库的每个体,对前筋膜层进行了人工注释。对于体的每个轴向切片,选择前筋膜的几个像素并使用线性插值来获得完整的筋膜分段。然后将这个地面实况注释(Ground Truth annotation)与采用本文中概述的方法所获得的分段进行比较。计算平均欧几里得和豪斯道夫距离,得到的结果在表1进行了总结。

[0086] 表1。结果通过所提出的筋膜分段法获得。显示了分段和手动注释之间的平均欧几里得和豪斯道夫距离,以及平均执行时间。

[0087]	欧几里得距离(mm)		豪斯道夫距离(mm)		平均时间 (s)
	GT → Seg	Seg → GT	GT → Seg	Seg → GT	
[0088]	0.49 ± 0.33	0.51 ± 0.40	1.52 ± 0.76	1.63 ± 1.15	636.21 ± 167.63

[0089] 体素的间距在数据库的体之间不同,但在大多数情况下,它位于0.7到0.9mm之间。这表明,在本公开中所提出的方法能够提供与手工注释的平均距离低于连续体素之间的距离的分段。使用Intel Core i7-4500U CPU 1.80@2.40GHz来运行MATLAB (R2014a) 脚本,每个体的平均运行时间为636秒。

[0090] 在整个数据库的体中,专家对74个皮下和28个肌内穿支血管路径进行了注释。为了初始化本文档的血管检测程序,追踪是在接近穿支血管末端的地面实况界标处开始的。在获得两个区域路径后,计算从地面实况注释到所提取路径的欧几里得距离和豪斯道夫距离,因为欧几里得距离比豪斯道夫距离更稀疏,而用另一种方法计算这些度量会产生超过真实意思的更大的误差。表2总结了得到的结果。

[0091] 表2。通过使用所提出的方法来检测穿支血管的皮下和肌内区域而获得的结果。

[0092]	区域	路径错误 (mm)		平均时间 (s)
		欧几里得距离	豪斯道夫距离	
	皮下	1.35 ± 0.46	2.98 ± 1.46	不相关
	肌内	1.06 ± 0.32	2.44 ± 0.92	15.00 ± 14.76

[0093] 考虑到体素之间的间距大约是0.7-0.9mm,本公开的方法提取了平均误差大于像素的路径。据信这一错误有两个原因。首先,放射科医生所提供的注释不是以骨骼的形式,而以上的结果是。这意味着,即使检索到的路径是血管的完美骨架,提供的地面实况注释在执行比较时也会导致显著的错误。第二个原因,仅与皮下路径检测有关,并解释了为什么在那里误差更大,原因是以下事实:基于梯度的追踪算法不适合于正确地跟随肌肉区域(血管和肌肉在强度上看起来合并)附近的路线。虽然它并不常发生,但它也解释了增加的错误。这还解释了豪斯多夫距离到达了相对较高的值2.98mm的原因。

[0094] 对口径的估计和穿支血管离开前筋膜的位置还与地面实况进行了比较。注意到,为了创建穿支血管的地图,只有穿支血管离开筋膜的位置的宽度和高度需要考虑。因此,错误是针对这二者独立评估的。表3总结了所获得的结果。

[0095] 口径估计方法达到了一个平均误差,它对应于连续的体素之间的间距的不到一半。需要注意,可获取的口径地面实况来自不同医务人员所做出的报告,这增加了该过程的主观性。因此,如果不同的专家对相同的数据进行注释,就可以产生更多的结论性结果,这样就可以测量各算子之间的变化。最后,对于在正确的位置停止追踪程序方面,可以注意

到,在宽度偏移量上的误差要比高度偏移量的高。这是因为已经解释过的行为,即穿支血管偶尔沿着肌肉运动,往往发生在穿过轴向平面时。然后,由于肌肉的存在导致局部梯度向量受到污染,因此较早地停止追踪,通常会导致宽度估计比高度估计更高的偏移量。

[0096] 表3。通过使用所提出的方法来估计穿支血管离开筋膜的位置和口径所获得的结果。

[0097]	口径错误		位置错误 (mm)	
	相对值	绝对值 (mm)	高度	宽度
	15.4%	0.35 ± 0.27	1.40 ± 1.39	1.72 ± 1.49

[0098] 利用本文档的方法,可以提取出与乳房再造手术相关的DIEA穿支血管的特征。该方法使能筋膜层的准确分段。这种分段用于将穿支血管的检测分为两个独立的问题:皮下路线的检测和肌内路线的检测。通过卡尔曼滤波法将局部梯度矢量信息与二维截面血管中心的估计相结合,正确地提取了皮下路线,以便迭代提取新的中心线点。实现了1.35mm的平均误差。利用基于弗朗奇血管分段最小成本路径法提取了肌内路线,其平均误差为1.06mm。

[0099] 在血管的检测步骤之后,可以根据临床相关的方面来描述每个穿支血管的特征。我们在测量口径时实现了平均次体素误差,并确定了穿支血管离开筋膜的位置,平均误差约为一个半体素。此外,我们还提出了一种获取穿支血管皮下路线的取向及其肌内区域的长度和弯曲度的算法。

[0100] 考虑到皮下追踪程序,应该注意沿着筋膜表现出明显路线的穿支血管。这使得追踪方法在该区域不稳定,因为被破坏的局部梯度向量,并且通常在它应该停止之前停止,而不检索穿支血管离开筋膜区域的真正坐标。

[0101] 在口径估计方面,不同的放射科医师应提供各自的地面实况,以测量各算子之间的变化,并与已开发的框架所取得的结果进行比较。鉴于口径估计所固有的高主观性,这是一个非常重要的点。

[0102] 最后,开发了一种软件,该软件能够渲染所检测到的血管并将其采用体数据进行显示。

[0103] 参考文献

[0104] 1.Siegel,R.,Miller,K.,Jemal,A.:全球癌症统计数据.癌症临床医生杂志.65,5 {29 (2015)}

[0105] 2.Hewitt,M.,Herdman,R.,Holland,J.:满足女性患乳腺癌的社会心理需求(Meeting psychosocial needs of women with breast cancer).美国学术出版社.(2004)

[0106] 3.Lichter,A.,Lippman,M.,Danforth,D.,Angelo,T.,Steinberg,S.,deMoss,E.,Mac-Donald,H.,Reichert,C.,Merino,M.,Swain,S.,Cowan,K.,Gerber,L.,Bader,J.,Findlay,P.,Schain,W.,Gorrell,C.,Straus,K.,Rosenberg,S.,Glatstein,E.:乳房切除术与乳房保护疗法在治疗第一阶段和第二阶段乳腺癌的治疗:国家癌症研究所的一项随机试验(Mastectomy versus breast-conserving therapy in the treatment of stage I and II carcinoma of the breast:a randomized trial at the National Cancer

Institute).临床肿瘤学杂志.10,976{983(1992)

[0107] 4.McGuire,K.,Santillan,A.,Kaur,P.,Meade,T.,Parbhoo,J.,Mathias,M.,Shamehdi,C.,Davis,M.,Ramos,D.,Cox,C.:乳房切除术在增加吗?对5865名患者进行乳房切除术和乳房保护治疗的13年趋势分析(Are Mastectomies on the Rise?A 13-Year Trend Analysis of the Selection of Mastectomy Versus Breast Conservation Therapy in 5865Patients).外科肿瘤学年鉴.16,2682{2690(2009)

[0108] 5.Dragun,A.,Huang,B.,Tucker,T.,Spanos,W.:在所有年龄组的早期乳腺癌中增加乳房切除术率:一项为期10年的外科选择研究(Increasing mastectomy rates among all age groups for early stage breast cancer:A 10-year study of surgical choice).乳房杂志.18,318{325(2012)

[0109] 6.Mahmood,U.,Hanlon,A.,Koshy,M.,Buras,R.,Chumsri,S.,Tkaczuk,K.,Cheston,S.,Regine,W.,Feigenberg,S.:提高国家乳腺切除术治疗早期乳腺癌的比率(Increasing national mastectomy rates for the treatment of early stage breast cancer).外科肿瘤学年鉴.20,1436{43(2013)

[0110] 7.Wexelman,B.,Schwartz,J.,Lee,D.,Estabrook,A.,Ma,A.:美国乳房切除术后立即重建的社会经济和地理因素(Socioeconomic and Geographic Differences in Immediate Reconstruction after Mastectomy in the United States).乳腺杂志.20,339{346(2014)

[0111] 8.Cina,A.,Salgarello,M.,Barone-Adesi,L.,Rinaldi,P.,Bonomo,L.:深下腹壁动脉穿刺血管的乳房再造:多层螺旋CT血管造影与彩色多普勒对比(Planning breast reconstruction with deep inferior epigastric artery perforating vessels:multidetector CT angiography versus Color Doppler US).放射学.255,979{987(2010)

[0112] 9.Phillips,T.,Stella,D.,Rozen,W.,Ashton,M.,Taylor,G.:腹壁CT血管造影:一种新的术前成像技术的详细描述(Abdominal wall CT angiography:a detailed account of a newly established preoperative imaging technique).放射学.249,32{44(2008)

[0113] 10.Lesage,D.,Angelini,E.,Bloch,I.,Funke-Lea,G.:三维血管腔分段技术的综述:模型、特征和提取方案(A review of 3D vessel lumen segmentation techniques:Models,features and extraction schemes).医学图像分析.13,819{845(2009)

[0114] 11.Otsu,N.:灰度直方图的阈值选择方法(A threshold selection method from gray-level histograms).IEEE关于系统、人和控制论的汇报.9,62{66(1979)

[0115] 12.Agam,G.,Armato,S.,Wu,C.:血管树重建在胸部CT扫描应用于结节检测(Vessel tree reconstruction in thoracic CT scans with application to nodule detection).IEEE医学成像上的汇报.24,486{499(2005)

[0116] 13.Kalman,R.:线性滤波和预测问题的一种新方法(A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems).基础工程日报.82,35{45(1960)

[0117] 14.Oliveira,H.,Cardoso,J.,Magalhes,A.,Cardoso,M.:一种用于乳腺癌保守治疗美学评价的3D低成本解决方案(A 3D low-cost solution for the aesthetic

evaluation of breast cancer conservative treatment).生物力学和生物医学工程的计算机方法:成像与可视化.2,90{106 (2014)

[0118] 15.Hart,P.,Nilsson,N.,Raphael,B.:确定最小成本路径的启发式方法的正式基础(A formal basis for the heuristic determination of minimum cost paths).IEEE系统、科学和控制论的汇报.4,100{107 (1968)

[0119] 16.Frangi,A.,Niessen,W.,Vincken,K.,Viergever,M.:多尺度增强过滤.医学图像计算和计算机辅助干预 (Multiscale vessel enhancement Filtering.Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention).计算机科学课堂讲稿.1496,130{137 (1998)

[0120] 17.Kovesi,P.:Phase preserving denoising of images.DICTA 99:第五届国际/全国数字图像计算、技术和应用会议.212{217 (1999)

[0121] 18.Bullitt,E.,Gerig,G.,Pizer,S.,Lin,W.,Aylward,S.:从MRA图像中测量脑内血管的弯曲度(Measuring tortuosity of the intracerebral vasculature from MRA images).IEEE反式.医疗.成像.22,1163{1171 (2003)

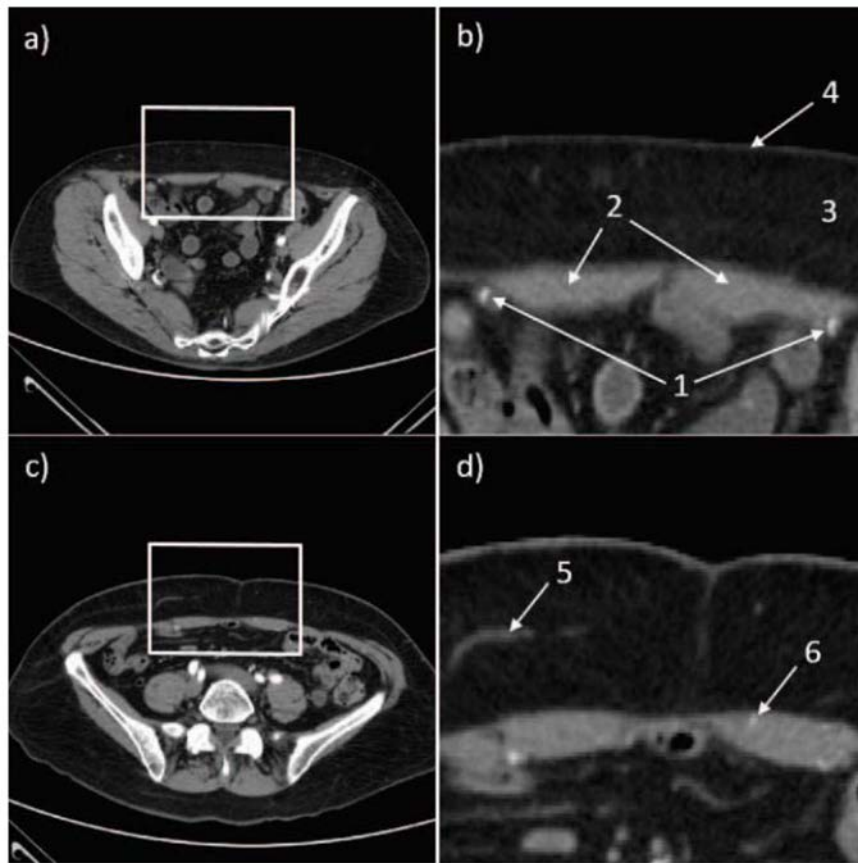


图1

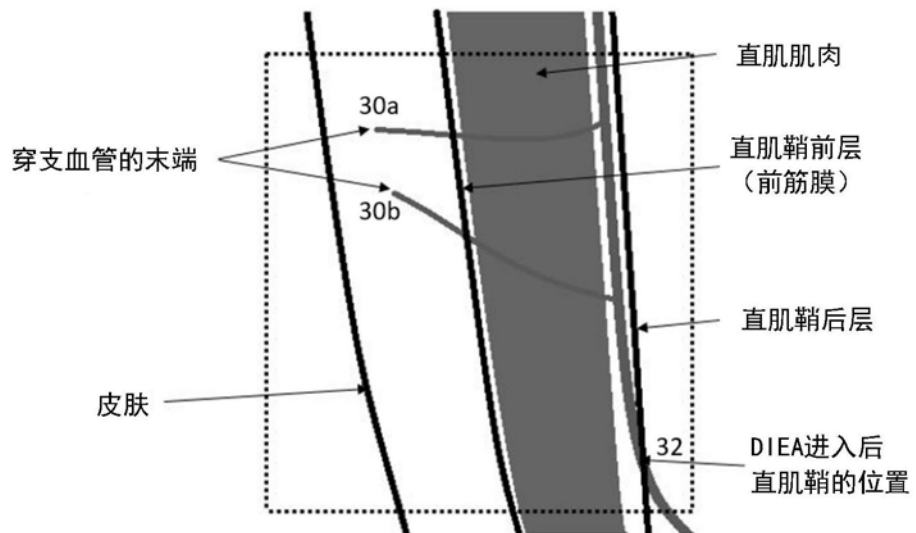


图3

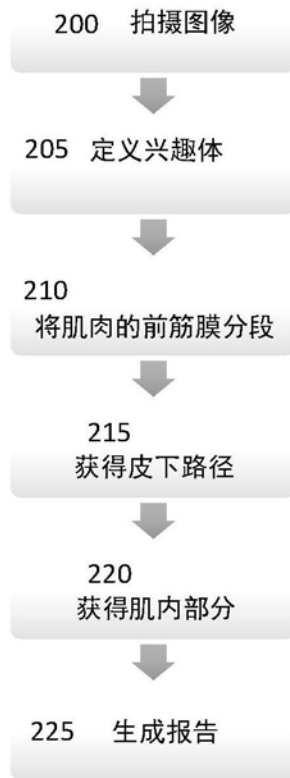


图2

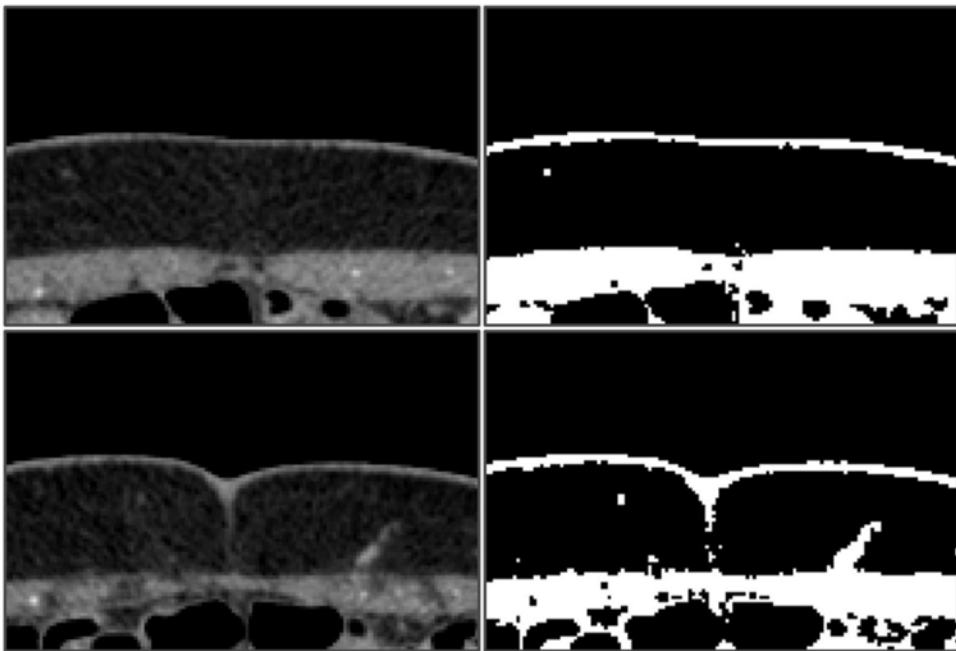


图4

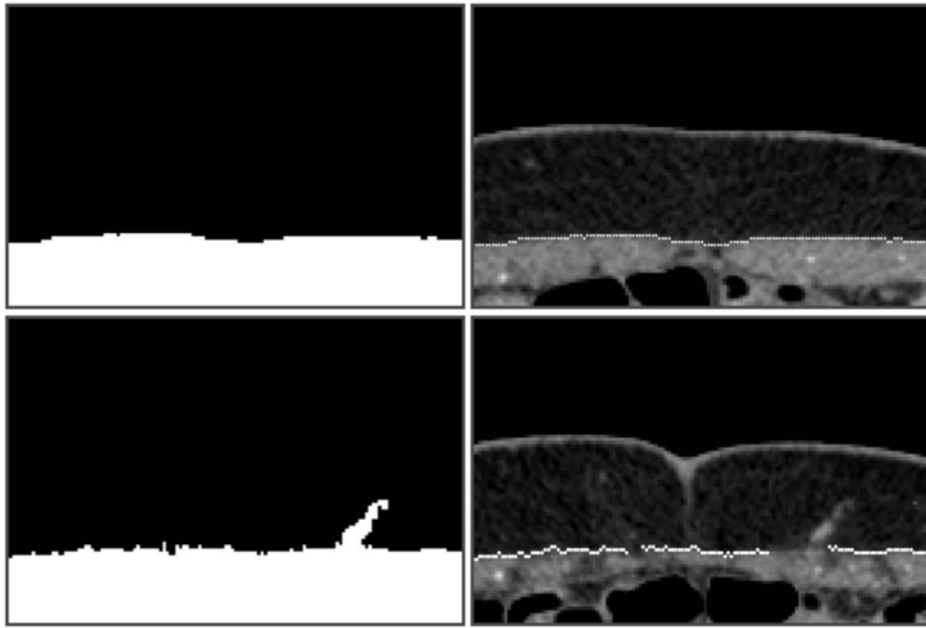


图6

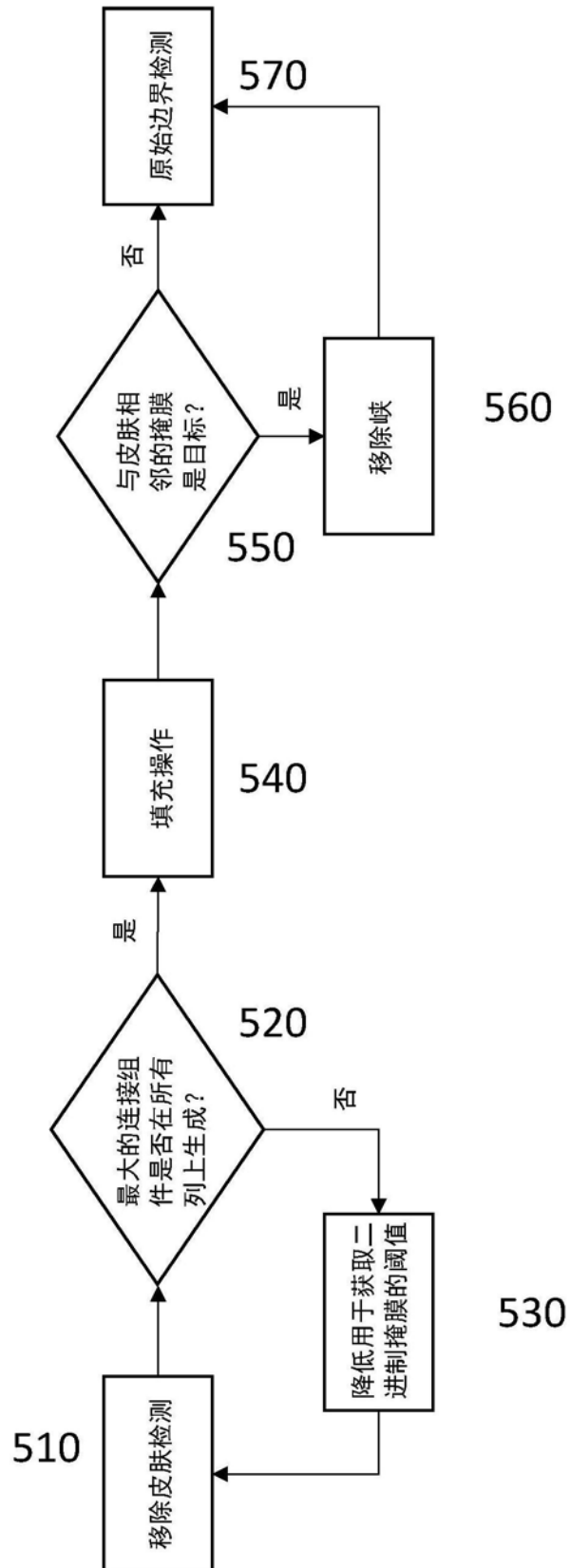


图5

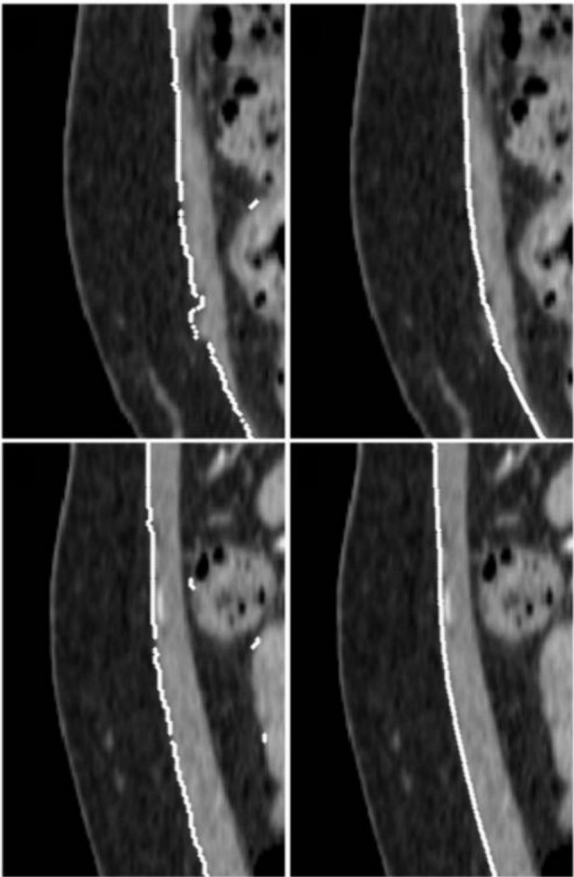


图7

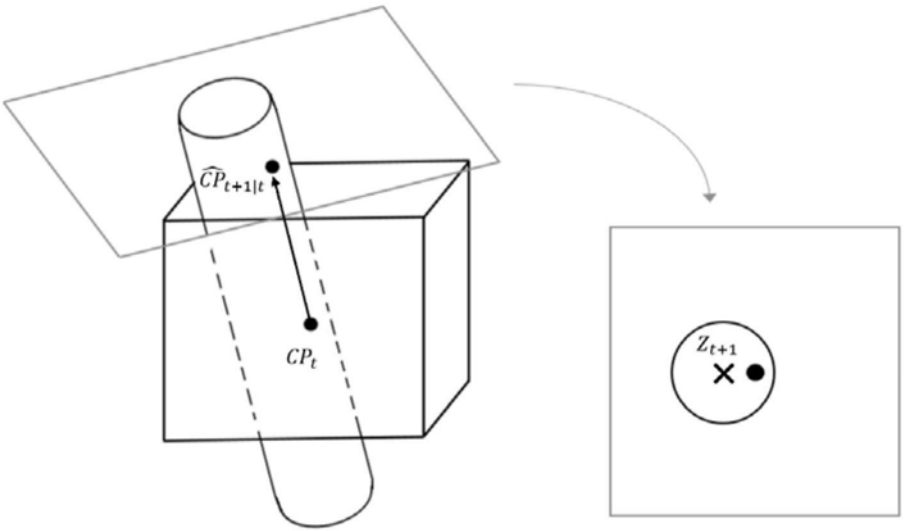


图8

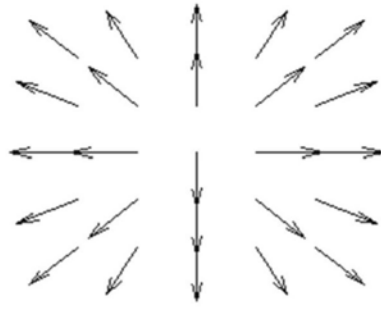


图9

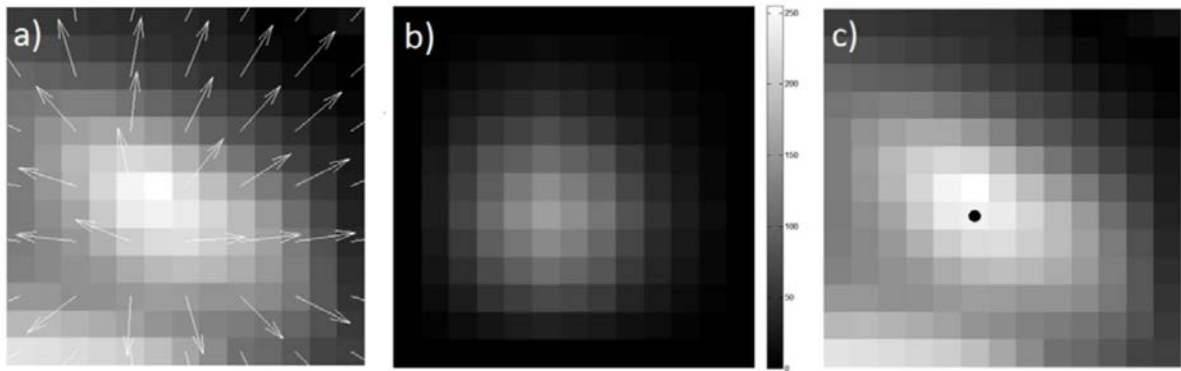


图10

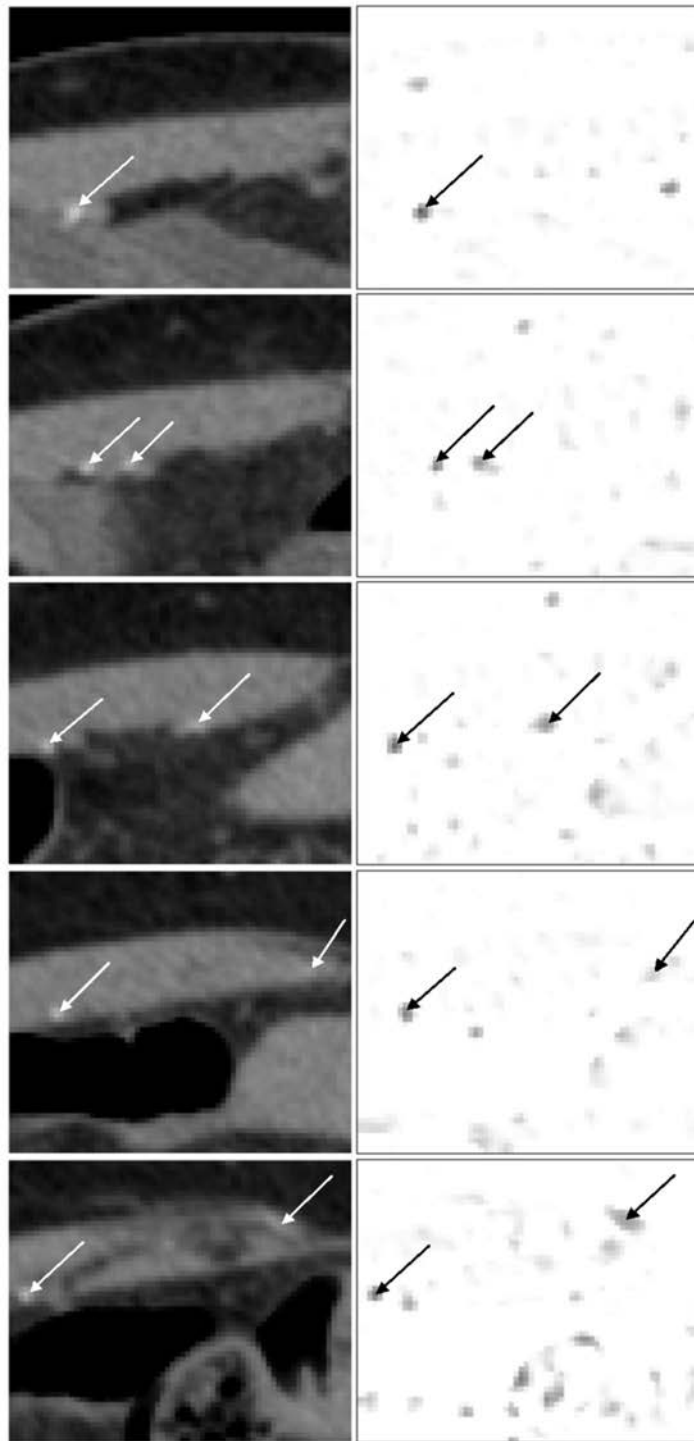


图11

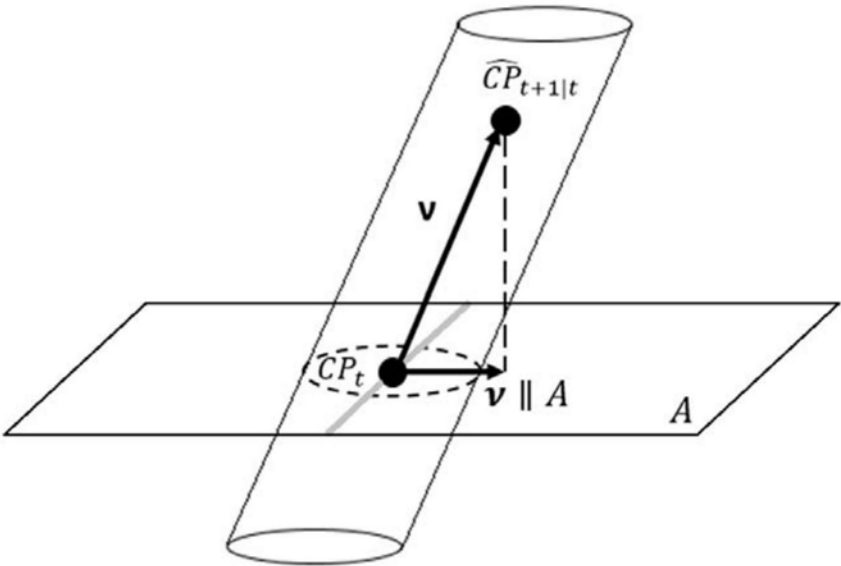


图12

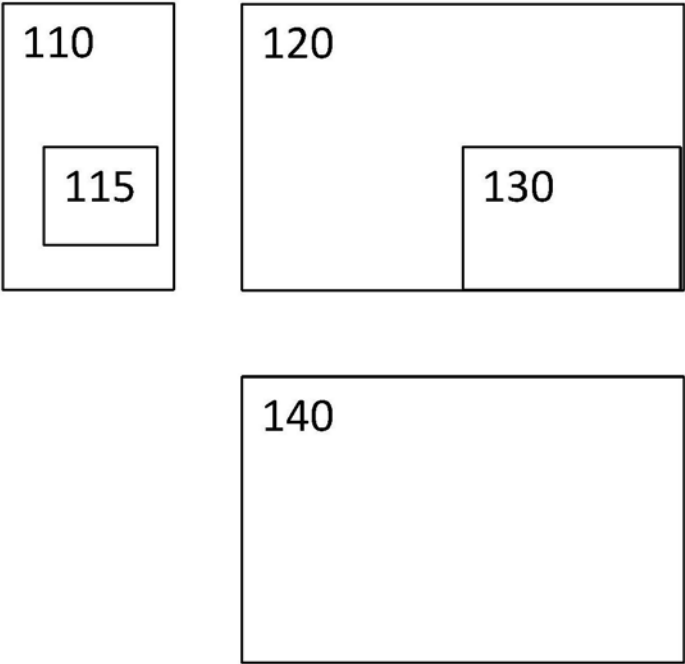


图13