



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110545714 A

(43)申请公布日 2019.12.06

(21)申请号 201880027292.4

(22)申请日 2018.02.27

(30)优先权数据

62/464,540 2017.02.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/AU2018/000028 2018.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/157191 EN 2018.09.07

(71)申请人 4DX有限公司

地址 澳大利亚维多利亚州墨尔本圣基尔达
路468号5层

申请人 西奈医疗中心

(72)发明人 查铭达·拉吉夫·萨马拉格

安德里亚斯·富拉斯 希瑟·琼斯
维克托·塔普森

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 程钢

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

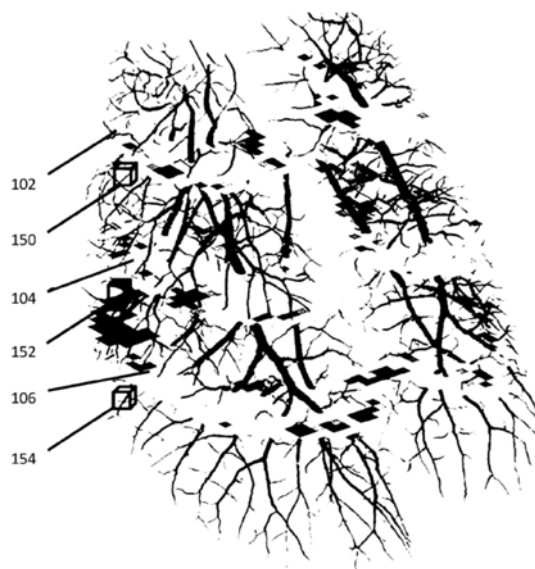
权利要求书3页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

扫描和评价肺和血管健康状况的方法

(57)摘要

本发明涉及一种使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病的方法,包括以下步骤:(1)从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;(2)在所述提取的血管位置数据中选择区域;以及(3)将所述选择的区域中的所述尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。



1. 一种使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病的方法,包括以下步骤:
 - 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
 - 在所述提取的血管位置数据中选择区域;以及
 - 将所述选择的区域中的所述尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述标准数据集是多个健康扫描的平均值。
3. 一种使用体内扫描的数据集来扫描肺病的方法,包括以下步骤:
 - 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
 - 在所述提取的血管位置数据中选择第一区域和第二区域;以及
 - 将所述第一区域中的尺寸数据与所述第二区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。
4. 一种使用治疗前体内扫描的数据集和治疗后体内扫描的数据集来评价肺病治疗功效的方法,包括以下步骤:
 - 从所述治疗前扫描数据集和所述治疗后扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
 - 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所述提取的血管位置数据中的区域;以及
 - 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他扫描数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以评价治疗功效。
5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述数据集源自2D或3D体内扫描。
6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中将所述体内扫描转换为视觉图像。
7. 根据前述权利要求中任一项的方法,其中所述体内扫描是在不存在造影剂的情况下获得的。
8. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中所述体内扫描是在造影剂存在下获得的2D扫描。
9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述提取血管位置数据和尺寸数据的步骤包括将滤波器应用于扫描数据以提供概率场和标度场。
10. 根据权利要求9所述的方法,包括:在所述概率场上执行血管分割以从所述概率场提取脉管系统树。
11. 根据权利要求10所述的方法,包括:将所述标度场映射到所分割的脉管系统树以量化所述脉管系统树的几何形状。
12. 一种非暂时性计算机可读存储介质,具有存储在其中用于执行如权利要求1所述的方法的计算机程序,其中,当由计算机的处理器执行所述程序时,所述程序使计算机执行以下的步骤,包括:
 - 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
 - 在所述提取的血管位置数据中选择区域;以及
 - 将所述选择的区域中的所述尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。
13. 一种非暂时性计算机可读存储介质,具有存储在其中用于执行如权利要求3所述的

方法的计算机程序,其中,当由计算机的处理器执行所述计算机程序时,使得所述计算机执行以下的步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 在所述提取的血管位置数据中选择第一区域和第二区域;以及
- 将所述第一区域中的尺寸数据与第二区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。

14. 一种非暂时性计算机可读存储介质,具有存储在其中用于执行如权利要求4所述的方法的计算机程序,其中,当由计算机的处理器执行所述计算机程序时,使计算机执行以下的步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所述提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他扫描数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以评价治疗功效。

15. 一种存储在非暂时性介质上的应用程序,其适于使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病,所述应用程序包括预定指令集,所述预定指令集适于实现包括以下步骤的方法:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 在所述提取的血管位置数据中选择区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。

16. 一种存储在非暂时性介质上的应用程序,其适于使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病,所述应用程序包括预定指令集,所述预定指令集适于实现包括以下步骤的方法:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 在所述提取的血管位置数据中选择第一区域和第二区域;以及
- 将所述第一区域中的尺寸数据与所述第二区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。

17. 一种存储在非暂时性介质上的应用程序,其适于使用治疗前体内扫描的数据集和治疗后体内扫描的数据集来评价肺病治疗功效,包括以下步骤:

- 从所述数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他扫描数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以评价治疗功效。

19. 一种使用对患者施用治疗之前进行的体内肺部扫描的数据集和施用所述治疗之后进行体内肺部扫描的数据集来评价肺病治疗的方法,包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以

评价治疗功效。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中所述治疗包括向患者施用药物活性剂或免疫治疗剂。

21. 一种使用第一体内肺部扫描的第一数据集和来自第二体内肺部扫描的第二数据集来治疗患有肺病的患者的方法,所述第一体内肺部扫描和所述第二体内肺部扫描是在应用治疗方案后进行,所述方法包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述第一扫描数据集或所述第二扫描数据集中选择所提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,
- 评价治疗功效,以及
- 确定所述患者的进一步治疗方案。

22. 根据权利要求21所述的治疗方法,其中所述肺病选自肺动脉高压、肺栓塞、充血性心力衰竭、急性肺损伤和肺癌。

扫描和评价肺和血管健康状况的方法

引言

[0001] 本发明是在美国国立卫生研究院授予的批准号HL125806的政府支持下完成的。政府拥有本发明的某些权利。

技术领域

[0002] 本发明涉及不使用造影剂的医学成像领域。

[0003] 在一种形式中,本发明涉及对血管,特别是例如肺血管系统的血管进行成像的领域。

[0004] 在一个特定方面,本发明适用于作为评价肺和血管健康状况的技术。

[0005] 在下文中描述本发明关于检测与肺动脉高血压 (PAH) 或肺栓塞 (PE) 相关的肺血管系统中的异常。然而,应当理解,本发明不限于此,并且可以应用于检测身体其他部分,例如脑、心脏、肝脏和肾脏中的脉管系统的其他不规则性,只要器官组织与其中的流体之间有足够的对比度。此外,本发明限于人类应用,且适用于广泛的兽医应用。

[0006] 此外,在下文中描述本发明关于使用X射线CT扫描也将是方便的,应当理解,本发明并不限于该扫描技术,并且可以例如与其他形式的扫描,包括X射线计算机断层扫描 (CT),特别是4D-CT、MRI、超声或任何其他扫描方法一起使用。

背景技术

[0007] 应当理解,本说明书中的文档、装置、动作或知识的任何讨论用于解释本发明的背景。此外,本说明书中的讨论是由于发明人的实施和/或发明人对某些相关技术问题的识别而产生的。此外,本说明书中的诸如文档、装置、动作或知识的材料的任何讨论用于根据发明人的知识和经验来解释本发明的背景,因此,任何此类讨论均不应被视为承认在本发明和权利要求的优先权日或在此之前,任何所述材料可形成现有技术基础或澳大利亚或其他地方的相关领域的公知常识的一部分。

[0008] 肺动脉高压 (PAH) 是一种破坏性疾病,其中肺血管发展出对血流的进行性抵抗。这会对右心室造成压力,因此必须产生越来越高的压力以维持心输出量。PAH的后果是进行性和严重缺氧、右心衰竭和最终死亡。目前对PAH的筛查和诊断方式并不理想,因为除其他限制外,如超声心动图的非侵入性筛查方法对早期疾病不敏感。此外,肺动脉 (PA) 压力的超声心动图评价可以低估和高估实际压力。

[0009] 肺动脉压力的精确测量需要侵入性右心导管插入术,这是用于评价肺动脉高血压的黄金标准。对于该过程,具有压力传感器的大导管通过颈静脉插入心脏的右侧并进入肺动脉。由于其侵入性、对专业的技术人员和设施以及费用的需求,右心导管插入术并不用于评价个体患者对药物的反应或常规监测。因此,非常需要开发用于诊断PAH,特别是用于准确评价肺动脉压的其他的非侵入性方案。

[0010] 在过去的20年中,已经开发了许多药物,其靶向涉及PAH的离散和分离途径,产生更高的存活率和更少的需要肺移植的患者。因为PAH发病机理中涉及的致病分子途径的相

关病症(例如胶原血管疾病、HIV感染等)可能不同-对于特定的患者,使用特定治疗剂的功效根本不可预测。

[0011] 不幸的是,由于缺乏敏感和准确的临床终点,对广泛的PAH治疗剂的临床反应的评价受到严格限制。死亡率、临床恶化时间(TTCW)和6分钟步行测试距离是新PAH药物研究中使用的主要测定项目,但没有一个是理想的:死亡率终点需要大型和长期试验,TTCW是一个因研究而异的复合终点,开始治疗后的6分钟步行试验的变化似乎不能预测肺动脉高压的结果。

[0012] 因此,PAH药物治疗中出现的临床改善并未通过6分钟步行试验准确地被检测到,这是PAH研究的主要内容,因此表明该终点不敏感并且可能阻止有益药物进入市场。换句话说,直接评价新型和有前途的PAH药物的功效的能力受到临床试验功效的有限的资料解析的严重限制。

[0013] 尽管在神经病学、心脏病学和肿瘤学领域中已经在诸如X射线计算机断层扫描(CT)的非侵入性方法方面取得了进展,但是由于难以获得脉管系统清晰可见的图像而导致肺部医学的进展受到抑制。虽然医学造影剂可以提高可视性,但在扫描某些患者时不能使用它们。此外,不管是否存在造影剂,由疾病状态或其他病症引起的脉管系统的变化仍然难以检测。例如,目前还没有获得受PAH影响的脉管系统的可视化的方法。

[0014] 鉴于这些问题,构思了本发明。

发明内容

[0015] 本发明的目的是提供一种在疾病状态和其他病症评估中分析血管的非侵入性方法。

[0016] 本发明的另一个目的是推进脉管系统的有效功能成像。

[0017] 本发明的另一目的是减轻关于现有技术的至少一个缺点。

[0018] 本文描述的实施例的目的是克服或缓和现有技术体系的上述缺点中的至少一个,或至少提供现有技术体系的有用的替代方案。

[0019] 本文描述的实施例的第一方面提供一种使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病的方法,包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 在所述提取的血管位置数据中选择区域;以及
- 将所述选择的区域中的所述尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。

[0020] 数据集可以来自二维(2D)扫描或三维(3D)扫描。优选地,数据集来自3D扫描,但是也可以是诸如荧光检查图像的2D扫描。优选地,使用诸如X射线计算机断层扫描(CT)中的X射线来获取数据集。CT提取由围绕单个旋转轴进行X射线扫描而创建的一系列2D射线照相数据集,并对数据集进行计算机数字化几何处理以生成3D扫描。将理解的是,就体内图像和体内扫描而言,本文中术语“体内”的使用是指受试者活着的情况。例如,体内肺图像是位于活体中的肺的图像(例如,通过X射线成像),而不是已从受试者切除的肺的图像。

[0021] 通常,本发明的方法是完全自动化的。数据集可被可选地转换为一个或多个可视图像。例如,如果可视地选择了相关血管或相关区域,这可能会有所帮助。该方法的用户还

可发现图像的生成有助于他们自己了解正在检查的血管或血管位置。然而,通常优选使用计算机来执行本发明的方法的步骤,因为它客观且有效地使用了数据集。

[0022] 优选地,但不是必须地,扫描是在不存在造影剂的情况下获取的。造影剂例如碘用于辅助清晰显示扫描的图像,对于2D扫描尤为理想。然而,尽管在医学成像中造影剂增强了体内结构或流体的对比度,并因此增强了它们的可见性,但是施用造影剂可导致不利的医学状况。反应从轻微到严重。发生严重反应的危险因素包括强烈过敏、支气管哮喘、心脏病和使用特定药物。造影剂诱发的肾病(CIN)是医院内急性肾衰竭的第三大最常见原因。因此,在某些应用中,优选使用本发明的关于在不存在造影剂的情况下进行体内扫描的方法。

[0023] 优选地,所述标准数据集包含多个健康扫描的平均值。构成标准数据集的健康扫描可包括现有的(或历史的)扫描(例如回顾性数据集),也可以仅由现有的(或历史的)扫描(例如回顾性数据集)组成。

[0024] 本文描述的实施例的第二方面提供一种使用体内扫描的数据集来扫描肺部疾病的方法,包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 在所述提取的血管位置数据中选择第一区域和第二区域;以及
- 将所述第一区域中的尺寸数据与所述第二区域中的尺寸数据进行比较,以确定血管健康状况。

[0025] 本文描述的实施例的第三方面提供一种使用体内扫描的治疗前数据集和体内扫描的治疗后数据集来评估肺病治疗功效的方法,包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所述提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以评价治疗功效。

[0026] 因此,本发明的方法提供了对肺病治疗功效的直接可视化,以及测量对新药和治疗方案的研究结果的方法。该方法似乎对肺动脉高压的功效或血管扩张和其他治疗以及对肺动脉高压新药的功效的直接可视化特别有用。

[0027] 因此,在本文描述的实施例的第四方面中,提供一种使用对患者施用治疗之前进行的体内肺部扫描的数据集和施用所述治疗之后进行体内肺部扫描的数据集来评价肺病治疗的方法,包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述治疗前扫描数据集或所述治疗后扫描数据集中选择所述提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,以评价治疗功效。

[0028] 在一个优选的实施方案中,所述治疗包括向患者施用诸如药物活性剂或免疫治疗剂的药物。

[0029] 数据集可以来自2D扫描或3D扫描。优选地,数据集来自3D扫描(例如3D图像),但是也可以是诸如荧光检查图像的2D扫描。

[0030] 还应当理解的是,扫描可以被转换为视觉图像。这在选择相关血管或相关区域方面会有所帮助。

[0031] 提取血管位置和尺寸数据的步骤优选地包括将滤波器应用于扫描数据集(例如,应用于体内三维图像)以提供概率场和标度场。在所述概率场上执行血管分割以从所述概率场提取脉管系统树。例如在共同待审的题为“肺成像的方法和系统”的澳大利亚申请号2016900817中描述了一种合适的血管分割方法,该申请对应于国际申请号PCT/AU2013/000390。

[0032] 另外,可能有利的是,将所述标度场映射到所分割的脉管系统树以量化所述脉管系统树的几何形状。

[0033] 例如尺寸数据的分析可包括:比较诸如以下参数:

- 该区域内的平均血管尺寸
- 该区域内血管尺寸/直径的分布,例如:
 - 主峰的高度
 - 主峰与次峰的高度
 - 主峰与次峰的高度差/比值
- 所有血管的中位数(即哪些血管尺寸占有所有血管的50%)
- 血管尺寸(例如直径、横截面积等)与代数(generation number)的直方图/线条图
- 血管尺寸(例如直径、横截面积等)与路径长度的直方图/线条图
- 血管长度与血管尺寸(例如直径、横截面积等)的关系

[0034] 本发明可与其他类型的尺寸/测量一起使用,例如血管生成(特定代血管的血管直径、和健康肺与患病肺的差异)变化,即从一代到下一代的血管直径变化以及特定血管段的渐缩程度(该段的近端与远端血管直径之比)的改变。此外,诸如每肺容量的血管数目等参数可指示特定疾病以及萎缩或“休眠”的血管的补充或减少。

[0035] 由此,对于本领域技术人员而言显而易见的是,本发明的方法可应用于多种病症和疾病状态。除了诊断PAH和PE,本领域技术人员还将认识到,本发明的方法适合于检测疾病状态,例如充血性心力衰竭、急性肺损伤和肺癌。

[0036] 例如,当患者处于心力衰竭状态时,其肺静脉中的压力会增加(反映在右心导管测量的左心房压力的增加上,也称为肺毛细血管楔压)。通常,当患者出现呼吸急促时,执业医师必须判断他们患有心脏病(心力衰竭)还是肺部疾病(肺栓塞、其他疾病例如哮喘或COPD)。与其他呼吸急促原因相比,能够比较肺静脉的尺寸(肺静脉从肺部进入心脏的左侧,心力衰竭可使肺静脉充血)与肺动脉的尺寸(肺动脉从心脏的右侧离开)可能会产生充血性心力衰竭的特定模式。

[0037] 本发明的方法还可用于表征患有肺动脉高压的先天性心脏病的患者(特别是儿童)的血管随时间推移的变化。随着时间的推移,患有心脏缺陷的儿童的血管形态学可能会被用来确定何时需要开始治疗或手术来治疗心脏缺陷。

[0038] 本发明的方法还可用于确定急性肺损伤期间肺血管的反应是否是病理性的(在损伤区域中扩张而不是收缩),这可能会导致针对这种病理的治疗方法的发展。

[0039] 本发明的方法也可用于疾病状态,如肺气肿,作为一种确定病情严重程度手段,可能与现有的监测方法,如血氧饱和度和血气分析相结合。

[0040] 考虑到肺癌本质上是高度血管性的,本发明的方法可用于检测肺癌或基于肺区域中血管的模式对化疗的反应。例如,患有肺癌的患者可能会进行CT扫描,CT扫描显示许多异常血管供应了肺癌所在的肺区域。化疗后,患者的重复CT扫描可显示所有异常血管均缩小/阻塞,这是对化疗反应的比现有技术的“肿瘤尺寸缩小”读数更为准确/敏感的标记。

[0041] 或者,如果患者切除了肺癌,可以在切除癌症后立即进行CT扫描以建立基线血管模式。假设患者将每4到6个月进行一次重复扫描,因为在癌的先前位置附近的区域中,血管密度的增加先于任何可见的肿块(如果肿瘤的血管生长信号发生在肿块可见之前)。使用本发明的方法可促进早期发现复发性癌症,并使得早期开始进一步的化学治疗、手术或其他合适的治疗得以实施。

[0042] 因此,本发明的方法不仅可用作肺部健康的诊断,而且可用作个体患者治疗的一部分。

[0043] 本文描述的实施例的第五方面提供一种使用第一体内肺部扫描的第一数据集和来自第二体内肺部扫描的第二数据集来治疗患有肺病的患者的方法,所述第一体内肺部扫描和所述第二体内肺部扫描是在应用治疗方案后进行,所述方法包括以下步骤:

- 从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据;
- 从所述第一扫描数据集或所述第二扫描数据集中选择所提取的血管位置数据中的区域;以及
- 将所述选择的区域中的尺寸数据与其他数据集中相应区域的尺寸数据进行比较,
- 评价治疗功效,以及
- 确定所述患者的进一步治疗方案。

[0044] 以这种方式,可以使用本发明的方法监测患者,并根据肺部反应适当调整其治疗方案。该方案中的每一轮治疗都可根据反应进行调整。

[0045] 在说明书中公开和/或在所附权利要求书中限定的其他方面和优选形式形成本发明的一部分。

[0046] 本质上,本发明的实施例源于扫描的实现,优选地无造影剂的CT扫描,可用于优选地三维直接可视化肺血管,并精确地测量肺动脉的直径,然后进一步分析,可用于准确诊断疾病状态,例如PAH,并对其严重性进行分级。尽管在现有技术中公开了处理图像数据的特定方法,但是迄今为止尚未使用方法和方法步骤的特定组合。

[0047] 本发明提供的优点包括:

- 用于评估肺和血管健康的非侵入性诊断;
- 测试可视化肺血管床对诸如肺动脉高压疗法等治疗的反应;
- 能够衡量新的药物和治疗方案的研究结果;
- 无需侵入性程序,就能够准确诊断疾病(例如肺动脉高压)并对其严重性进行分级;
- 能够加快和最大程度地治疗血管疾病;
- 能够根据肺部反应来监测和适当调整治疗方案;
- 在管理诸如肺动脉高压的疾病上,用非侵入性措施替代诸如右心导管插入等侵入性措施。

[0048] 根据下文给出的详细描述,本发明实施例的进一步适用范围将变得显而易见。然而,应该理解的是,具体实施方式和具体实例虽然指示了本发明的优选实施例,但是仅是出

于说明的目的,因为根据具体实施方式,在本公开的精神和范围内的各种改变和修改对于本领域技术人员而言将是显而易见的。

附图说明

[0049] 结合附图,相关领域的技术人员通过给出的实施例的以下描述,可以更好地理解本申请的优选实施例和其他实施例的进一步公开、目的、优点和优势方面,附图仅用于说明,而非限制本文的公开内容,其中:

图1是用于确定血管健康的本发明的第一实施例的流程图;

图2是用于确定血管健康的本发明的替代实施例的流程图;

图3是用于评估治疗功效的本发明的替代实施例的流程图;

图4是如图1至3所示的提取血管位置数据和尺寸数据步骤的流程图;

图5A是使用实验室X射线源产生的肺的典型2D投影图;

图5B是在肺血管中使用碘化造影剂的实验室X射线源产生的肺的典型2D投影图;

图5C是通过使用多标度形状滤波器(multi-scale shape filter)提取的概率场的等距视图;

图5D是通过在每个分支的每个点的中心线处的标度值着色的分段脉管系统(来自图5C的概率场)的等距视图;

图6A是如图5C所示的概率场的等距视图,其中示出了两个感兴趣的区域;

图6B是如图5C所示的概率场的等距视图,具有限定该区域的替代方法;

图6C是如图5C所示的概率场的等距视图,具有限定该区域的另一替代方法;

图7A是比较步骤的示例,特别是4名患者($n=2$ 对照, $n=2$ PAH)中脉管系统分布的线图;

图7B是比较步骤的另一示例,特别是来自图7A的数据的脉管系统密度变化指数的直方图;

图8A是血管直径相对于代数(generation number)的线图;

图8B是容量(总血管容量)相对于血管直径的线图;

图8C是长度(总血管长度)相对于血管横截面积的示意性线图;

图8D是容量(总血管容量)相对于横截面积的示意性线图;

图8E是对于健康患者,直径相对于从脉管系统中的某点开始的路径长度的热图;

图8F是对于患有PAH的患者,直径相对于从脉管系统中的某点开始的路径长度的热图;

以及

图9是分段脉管系统的可视化图,在三个切片位置覆盖有区域运动信息。

具体实施方式

[0050] 图1至图3示出了实施本发明的3个不同方面。首先参考图1,存在一种方法,该方法从三维体内图像中扫描血管疾病,例如肺动脉高压或肺动脉压升高,该三维体内图像在不存在造影剂的情况下获取。从三维图像110中提取血管位置数据120和血管尺寸数据121。一旦提取了血管位置数据120和血管尺寸数据121,就在提取的血管位置数据120中选择区域130进行分析。然后将选择的区域130中的尺寸数据121与标准数据的相应区域中的尺寸数据进行比较。通过执行该比较,可以确定血管诸如肺动脉是处于健康范围内(即,与标准数

据集紧密匹配),还是处于不健康范围内(即,与标准数据集明显偏离),从而可以确定血管健康状况。特别地,关于PAH,血管直径减小或收缩,从而使血管变窄。

[0051] 可以使用任何合适的医学成像方法来执行获取无造影剂的3D体内图像110的步骤。例如,X射线计算机断层摄影(CT)扫描可以“屏气式”来执行,在“屏气式”中患者在扫描过程中屏住呼吸。为了消除会导致混乱并对肺部位置和血管尺寸产生物理影响的心脏运动,屏气式CT扫描可“心电门控”于心动周期,从而提供更大的CT分辨率。或者,该方法可以应用于现有的(或历史的)无造影剂成像数据(例如,来自先前患者的先前扫描的数据)。

[0052] 使运动器官(例如呼吸肺)成像的4D成像技术(例如4DCT)也可用于获取无造影剂的3D体内图像110。4DCT本质上是获取3D图像的时间序列,允许从完整的4D数据集中提取单个3D图像(当肺血管与肺本身之间的信噪比最大时,优选地3D图像处于最佳吸气状态)。

[0053] 可选地,一系列2D图像可以从多个视角获取,并且被重建以形成3D图像(例如,使用锥形束计算机断层摄影重建(CBCT)形成的一系列2D X射线图像)。可以设想,CT、4DCT、CBCT、MRI或任何其他医学成像方法中的任何一种都可用于获取无造影剂的3D体内图像110。当提及肺部扫描(例如胸部X射线)时,出于研究肺血管的目的,这些技术可被称为无造影剂肺血管造影术(CFPA)。不使用造影剂获取图像的好处是可以避免使用造影剂引起的已知不良副作用,例如皮肤病变、头晕、呕吐、危及生命的心律不齐、癫痫发作和造影剂诱发的肾病(CIN)。

[0054] 现在参考图4和图5,将讨论提取血管位置数据120和血管尺寸数据121的步骤。尽管存在多种可提取此类位置和尺寸数据的方法,但下文将讨论一种优选方法。首先,在3D体内图像10上执行基于形状的滤波器(显示为多标度形状滤波器22)。将基于形状的滤波器应用于3D图像10中的每个体素,以确定给定标度的图像10中的体素是指定形状的一部分。这产生了标度的概率场(也称为概率图像)。基于形状的滤波器可以以多标度应用(即,多标度形状滤波器22),从而创建多个概率场,每个标度一个概率场。这创建了可查询的概率数据和标度数据。应当理解的是,可以对3D体内图像进行合并(例如,可以使用 $2 \times 2 \times 2$ 图像合并以将3D图像缩小到其原始大小的 $1/8$)。合并可以帮助从图像中去除伪影和/或避免在基于形状的滤波过程中引入伪影。

[0055] 可以通过组合多个单标度概率场来形成总体概率场23(或图像)(见图5C)。这是通过以下方式进行的:比较每个概率场中第一体素的概率并选择最高概率,比较每个概率场中第二体素的概率并选择最高概率,依此类推所有体素。还针对每个体素记录发生最高概率的标度,从而建立相应的标度场24(或图像)。当涉及概率和标度场时,术语“场”和“图像”在这里可以互换使用,因为概率场和标度场中的数据可以根据需要可视化显示为图像。本质上,概率场表示三维体内图像中的体素是目标形状的一部分的概率,标度场表示产生体素属于目标形状的最大概率的滤波器尺寸。

[0056] 多标度形状滤波器22,优选基于Frangi等人的基于Hessian的多标度形状滤波器(Frangi等人,医学图像计算和计算机辅助干预(Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention)—MICCAI'98(eds.Wells,W.M.,Colchester,A.& Delp,S) 130-137(Springer,1998)可通过<http://link.springer.com/chapter/10.1007/BFb0056195>访问)可用于检测形状,例如片状结构、管状结构、斑点结构等。例如,当研究肺的脉管系统时,基于形状的滤波器22会询问3D图像10的管状形状或结构。另外,由于肺中的

血管不是单一直径,因此基于形状的滤波器会以多标度运行,以便捕获多个直径的管状结构。当搜索管状形状时,该滤波器或可称为“血管(vesselness)”滤波器,其中概率场表示血管。为了简化实施多标度形状滤波器,可以在将滤波器应用于3D图像之前反转图像。可替代地,滤波器可被设计为在应用滤波器时有效地反转图像(即,反转可作为滤波过程的一部分来执行)。

[0057] 一旦构建了总概率场23,就可以从3D图像10中分割脉管系统树。这是通过在概率场上执行区域增长操作以提供二进制肺血管的图像(或数据域)来实现的。动脉和静脉都可以通过使用该技术来提取,并且根据目标脉管系统,用户可以选择仅提取动脉或静脉。例如,栓子通常粘在静脉中,但是在肺中仅粘在动脉中。因此,说明书的其余部分将仅考虑肺动脉。

[0058] 区域增长操作可以是任何合适的区域增长操作,例如洪水填充(flood fill)或窗体填充(form filling)操作。该步骤通过在概率场23中选择肺血管的可识别部分来执行,其中区域增长操作连接脉管系统树中的分支。例如,区域增长操作可为使用Avizo(法国FEI VSG)进行的洪水填充分割。该方法产生具有单个洪水填充部分的二进制图像,从而从原始3D CT重建中分割脉管系统(参见图5D,分割后的脉管系统表面以直径着色)。这样,可以在单个步骤中对概率场进行二进制和分割。将理解的是,如果需要,这可以在两个单独的步骤中进行。

[0059] 一旦脉管系统被分割,就使用骨架化程序28以确定分割的脉管系统的每个分支中的中心线。例如,骨架化程序可以与Sato,M.等人中使用的相同的技术(Sato,M.等人,TEASAR:用于精确且鲁棒的骨架的树状结构提取算法(tree-structure extraction algorithm for accurate and robust skeletons),第八届太平洋计算机图形学与应用大会,2000年,会议论文集281-449(2000)doi:10.1109/PCCGA.2000.883951)。这提供了骨架化的血管树(也称为中心线树)。

[0060] 在血管中心处的标度值提供了血管直径的度量。因此,一旦从概率场23中提取了骨架化的脉管系统树28,则将标度场24映射到骨架化的脉管系统树28上,从而量化了脉管树的几何形状。换句话说,对于骨架化的脉管系统树中的每个位置,从标度场24中提取相应的标度值,从而为单个组合的3D数据集(或图像)提供几何信息,包括位置信息(来自从概率场23中提取的骨架化的脉管系统树28)和相对尺寸信息(来自标度场24)。标度涉及以体素为单位的血管直径或口径的度量。如果体素尺寸已知,则可以将标度转换为以毫米(或任何其他所需的长度单位)为单位的度量。可以通过扫描已知直径的管来执行系统校准,以确定体素尺寸。在将骨架化的脉管系统树28映射到标度场24之前,可以平滑化骨架化的脉管树28和/或标度场24,以试图提高血管树的几何形状的准确性。

[0061] 提取血管位置数据和血管尺寸数据(尤其是分段)的方法的更多信息可以在共同待审的题为“肺成像的方法和系统”的澳大利亚申请号2016900817中找到,该申请对应于国际申请号PCT/AU2013/000390。

[0062] 优选根据博伊登(Boyden)命名法(尽管其他命名法,甚至简单的代编号也是可以的)从左、右肺动脉开始识别血管至第6代。除此之外,还可以按代识别血管。以这种方式表征血管树允许从分割的脉管系统中提取一系列不同的测量值。通过根据博伊登命名法和代来识别血管,可以比较肺之间同等血管的尺寸数据。

[0063] 现在参考图6A至图6C,将讨论选择区域的步骤。为了视觉清晰,图6A至6C使用概率场120作为背景图像而不是分割的脉管系统。应当理解,实际上概率场120和分段的血管关于肺血管系统的表示看起来是相似的。首先参考图6A,在分割的脉管系统中突出显示区域130。区域130被示为三维体积,并且可以位于肺血管的任何期望的区域中。区域130以立方体示出,但是它也可以是长方体体积,或任何其他感兴趣的体积(例如,金字塔或圆锥体体积)。该区域也可被定义为解剖区域,例如肺中的子叶、整个肺叶,单个肺(即,一对肺中的一个)或整个肺(即,两个肺)。替代地,参考图6B,区域130可以由特定代的血管(例如,第一、第二、第三等代)限定,或者由从脉管系统中的起点131开始的血管路径的距离(或范围)(即,路径长度)限定(作为特定代选择的替代)。替代地,参考图6C,区域130可以被定义为在动脉中的点131远端的整个脉管系统。

[0064] 一旦选择了区域130,就将所选区域130中的尺寸数据121与标准数据集中的尺寸数据121相比较,以确定血管健康状况。可以设想,标准数据集由已知健康数据集(例如,从不具有肺血管问题的肺病的肺的患者的CT扫描中)的组合形成,以产生通用标准数据集。换句话说,标准数据集是多次健康扫描的平均值。还可以设想,对于数据集中的每个点(例如,位置),标准数据集可以具有数据范围,而不是离散值。然后,比较可以确定患者是否超出标准范围。

[0065] 将理解的是,标准数据集不必为在其中选择和分析区域的三维图像,而可以是从中提取来自相应区域的尺寸数据的数据表。例如,由于脉管系统是由博伊登命名法和血管代来识别的,因此可能已经生成了针对每一代标准数据集的尺寸数据,因此当在分段的脉管系统中选择特定代时,可以进行直接比较,无需查询标准数据集。

[0066] 比较包括将从分割的脉管系统中的区域130提取的尺寸数据121与来自标准数据集的尺寸数据121进行比较。例如,比较可包括对尺寸数据的统计分析。例如,可以分析所选区域130中的数据以确定区域130内的血管的平均标度(或直径),然后将其与在标准数据集的相应区域中的血管的平均标度(或直径)进行比较。肺动脉高压(PAH)患者的肺动脉血管变窄,因此,检测平均血管标度(或直径)的变化(例如降低)可指示PAH。换句话说,通过将所选择的区域130中的尺寸数据与标准数据集的对应区域中的尺寸数据进行比较,可以确定血管健康状况。该数据不仅可以用于检测PAH的存在,还可以用于检测PAH的程度。可替代地,如果可识别出相同的血管(例如,使用博伊登命名法),则可以在PAH扫描与标准数据集之间直接比较两个相同的血管。比较可以例如由计算机自动执行。

[0067] 现在参考图7A,示出了统计比较的另一示例。特别是,图7A示出了4名患者($n=2$ 对照或标准数据集, $n=2$ PAH)的血管直径分布,x轴示出了血管直径,而y轴示出了概率(代替数量)。图7中使用的区域是整个肺部。两名对照患者的分布具有两个不同的峰,即直径约7mm的主峰和直径约10mm的次峰(即健康患者的血管直径呈双峰分布)。相比之下,两名PAH患者中的每一个在约8mm直径处都有一个较强的主峰,在约10mm处有一个较小的次峰。这表明PAH会改变血管直径分布,因此可用于确定血管健康状况。换句话说,通过将所选择的区域130中的血管分布与标准数据集的相应区域中的血管分布进行比较,可以确定血管健康状况。

[0068] 现在参考图7B,绘制了每名患者的血管密度变化指数(主峰与次峰之比)。可以看出,对照患者的血管密度变化指数在1至1.5之间,而PAH患者的血管密度变化指数在2至3.5

之间。这证明了来自血管分布数据的比率,因此可用于确定血管健康状况。或者,峰的血管直径可以通过标准数据集来设置,然后读取PAH数据集的概率以进行比较。如果PAH集只有例如一个峰,则该方法是非常有用的。另外,作为寻找峰值的替代,可能更易于找到血管直径,在PAH和标准数据集的每个中50%的血管小于该血管直径。或者,可以在标准数据集中确定50%的直径,然后将其用于确定低于50%标准直径的血管的百分比(即,设想在PAH患者中该比例会增加)。

[0069] 现在参考图8A,示出了替代形式的尺寸数据以进行比较。特别地,图8A是标准扫描和PAH扫描两者的整个肺的直径(y轴)相对于血管代数(x轴)的线图。所示直径可以是模态直径、平均直径或任何其他合适的度量(图8A显示了模态直径)。可以看出,对照扫描和PAH扫描的较低代具有非常相似的模态直径,但是随着代数(generation number)的增加,PAH扫描的模态直径与对照扫描的模态直径之间的差异变得更加明显(即,在较高的代数中,PAH扫描具有较低的模态直径),因此可用于检测PAH。这证明了在一个或多个特定代血管的尺寸数据统计的比较可用于确定血管健康状况。或者,不使用血管代来划分肺血管(这可能很困难),可以使用距血管系统中选定点的路径长度(即距离)(因为血管中心线数据已经从分割的脉管系统中提取出来)。

[0070] 现在参考图8B至图8D,示出了替代形式的尺寸数据以进行比较。图8B绘出了肺部区域的容量相对于直径的图。换句话说,图8B示出了给定直径的血管的总容量。虽然仅是示意图,但可以预见的是,此图(或概率密度函数-PDF)将显示PAH患者与标准数据集之间的差异。或者,可以绘制长度(即总长度)相对于血管直径的图,或者可绘制数量(即血管的数量)相对于血管直径的图。图8C绘出了肺区域的长度(即总血管长度)相对于横截面积的图。该图中曲线下的面积对应于容量。图8D绘出了肺区域的容量相对于横截面积的图。将理解的是,可以绘制其他形式的尺寸数据以进行比较。另外,将理解的是,如果需要的话,尺寸数据可以被标准化。

[0071] 现在参考图8E和图8F,示出了替代形式的尺寸数据以进行比较。图8E是健康患者的直径相对于路径长度的理论热图。热图中的每一列显示了在距脉管系统中的点131的给定路径长度处的直径大小分布。图8F是PAH患者的相应理论尺寸数据。可以相信,血管的尺寸将减小,从而在垂直方向上压缩了热图。在理论图中提供的直径显示为不低于5mm,作为系统最小测量的示例。

[0072] 现在参考图2,示出了本发明的另一实施方式,其中该方法包括在不存在造影剂的情况下获取的三维体内图像110中扫描肺部疾病,但是不需要与标准数据集进行比较。从三维图像110中提取血管位置数据120和血管尺寸数据121。一旦提取了血管位置数据120和血管尺寸数据121,就在提取的血管位置数据120中选择第一区域130,然后在提取的血管位置数据120中选择第二区域135。然后将第一选择区域130中的尺寸数据121与第二选择区域135中的尺寸数据121进行比较。通过比较单个受试者(例如人类患者)扫描的多个区域,可以确定比较的肺区域是同质的还是异质的。异质性是不良肺部健康的已知指标,可以从该信息推断出血管健康状况。

[0073] 假设在单次扫描中的多个区域可使得整个肺被该区域覆盖,比较因此将肺的每个区域与肺的所有其他区域进行比较,从而提供同质区域和异质区域。可以使用与上述技术类似的技术来比较区域130与区域135。

[0074] 现在参考图3,示出了本发明的另一种实施方式,其中该方法包括评估肺疾病的治疗功效,该评估是基于在不存在造影剂的情况下获取的治疗前三维体内图像,以及在没有造影剂的情况下获取的治疗后三维体内图像而进行。从治疗前图像112或治疗后图像114中提取血管位置数据120和血管尺寸数据121。一旦提取了血管位置数据120和尺寸数据121,就在治疗前图像112或治疗后图像114中选择区域130,对于此示例,在治疗前图像112中选择区域。然后将所选择区域130中的尺寸数据121与另一个图像中相应区域的尺寸数据121进行比较,在这种情况下,与治疗后图像114中所选区域的尺寸数据121进行比较。通过执行该比较,可以评估肺部疾病治疗的功效。优选地,用于比较的区域处于完全相同的位置。同样,可以使用与上述相似的技术来比较两个区域。

[0075] 图3所示方法的优点在于,它可以为临床试验提供一种非侵入性工具,以评估药物对肺血管的影响,从而了解疾病的机理以及血管对新疗法的反应。

[0076] 设想可以将上述三种方法(即关于图1至图3的方法)进行组合。例如,所述的第三种方法(即关于图3的方法)还可包括将区域与标准数据集(即,来自图1)进行比较,或将区域与同一扫描中的第二个区域进行比较(即,来自图2),也可以同时包含这两个步骤。

[0077] 一旦完成比较,就可以将结果显示给用户(例如,医生)。结果可以显示为计算机屏幕上的可视化结果(例如2D或3D可视结果),也可以显示为报告(例如硬拷贝或软拷贝报告),或以任何其他合适的方式显示。可以设想将结果显示为在脉管系统的原始三维图像10上的覆盖物。例如,可以突出显示已识别出PAH的区域,以引起医生的注意。或者,结果可以被图形化显示,例如如图7至图8F所示。

[0078] 设想可以由一个用户(例如医院技术人员)获取三维体内图像,并由另一个用户(例如分析公司)对图像进行分析(即,应用滤波器并执行分析的步骤)。换句话说,第一用户的方法是在不存在造影剂的情况下获取三维体内图像(可以是简单的标准CT,例如螺旋CT),第二用户的方法用于提取血管位置和尺寸数据并执行比较。

[0079] 现在参考图9,设想来自本文描述的方法的详细几何信息可与局部(或区域)运动测量结合,以便计算通气/血流(V/Q)比(以下简称为 V/Q 或通气血流)的替代物。特别地,可以将肺的一部分的运动与肺的该部分的区域中的脉管系统的标度进行比较以获得通气/血流测量。图9显示了分割的脉管系统,运动信息覆盖在三个切割位置102、104、106上。区域标度信息可用作对流向特定区域的血流的估计(指示血流),并且可以与局部运动测量(指示通气)结合。此类测量将需要体内三维肺图像(用于脉管系统树信息)和肺图像时间序列(用于运动测量)。可以如上所述获取体内三维肺图像(例如,无造影剂的CT扫描)。肺图像序列可以仅仅是两个图像,从中可以确定呼吸周期中该点处的肺运动,或者肺图像序列可包括完整的呼吸周期,从而允许测量整个呼吸周期的肺运动。同样,对于脉管系统测量,成像可以心电门控于呼吸和/或心动周期。

[0080] 肺的一部分的运动可通过任何合适的技术来计算,但是优选地使用如题为“适用于X射线投影成像的粒子图像测速技术(Particle image velocimetry suitable for X-ray projection imaging)”的美国专利9,036,887B2中所述的计算机断层摄影X射线测速技术(CTXV)来测量,该美国专利的全部内容通过引用并入本文中。CTXV使用从多个投影角度拍摄的X射线图像来测量对象(在这种情况下是肺)的区域三维运动。CTXV中的运动跟踪基于一种称为粒子图像测速(PIV)的公知技术,在该技术中,通过在时间序列的第一图像中

选择一个区域并将所选择的区域与时间序列中的第二图像进行统计关联来计算区域的位移。因此,运动测量可以是位移、速度、扩张(或通风)的2D或3D测量或任何其他合适的运动测量。气道中的流量也可以根据运动测量值来计算。

[0081] 通常对图像中的多个区域执行CTXV,从而在整个图像中提供区域运动测量。具体参考肺部成像,CTXV提供了部分肺部的多个区域运动测量,从而提供了局部肺运动和扩张测量。CTXV可以在高空间分辨率下执行,这意味着在选择肺区域130中可能有多个运动测量值进行比较。在这种情况下,可以对多个运动测量值进行平均。还可想到在肺的多个部分(即,将存在多个肺部分)评估通气/血流。

[0082] 在将通气与血流进行比较之前,将两次扫描的数据彼此关联(例如,以补偿不同分辨率的扫描)。这两个数据集也旋转对齐。

[0083] 通过比较运动或从运动中得出的参数(例如扩张,有时也称为“通风”),以及肺的多个区域(例如,图14中所示的区域150、152、154)的区域标度信息,在整个肺部均可获得通气/血流测量,从而可进行通气/血流的区域比较。因此,该方法允许检测异质的通气/血流,这是众所周知的肺部疾病的信号。

[0084] 一种用于评估V/Q的方法是基于馈线、基于树或基于解剖的方法。肺部区域通过成对的气道和动脉(还有静脉)被供以空气和血液。这样,从该点大量供给远离动脉或气道中的点131的肺的整个区域(即关注部分)。通过选择与在该位置处的气道和动脉相关的通气和血流的测量,对远离该位置的整个区域获得了极佳的V/Q测量。本文所述的区域血管口径测量值是血流的极佳替代者,并且上述运动测量值允许测量同一位置处的气道中的流量。

[0085] 可选地,用于评估V/Q的另一种方法是基于区域的方法。对于肺部的任何区域(甚至不是基于树或基于解剖结构的区域,例如组织的立方体),统计方法(如上所述)都可以视为通气和血流的替代物。还存在几种提供通风措施的方法。例如,可以计算该区域中每个体素的总扩张,或者可以确定该区域中的模态或平均扩张。

[0086] 尽管本发明已经讨论了利用在不存在造影剂的情况下获得的图像(这对患者提供了健康益处),但是可以想到,该技术也可以应用于使用造影剂的图像。另外,虽然本发明讨论了关于肺的图像,但是可以想到,该方法可以应用于身体其他部位的血管。例如,该方法可以应用于身体的其他器官,例如大脑、心脏、肝脏和肾脏。

[0087] 可以设想本发明的方法可用作肺内PAH严重程度的替代测量。还可以设想,如果显示血管狭窄与通过右心导管检查测得的动脉压相关,则该方法也将能够预测肺动脉压。这将使肺动脉压的非侵入性测量成为可能,而这种测量通常需要右心导管插入,从而潜在地消除了诊断和管理PAH患者中进行侵入性压力测量的需要。此外,尽管本发明讨论的是对人类成像,但是可以设想,例如在临床前试验中,可以将相同的方法应用于动物。

[0088] 虽然已经结合本发明的特定实施例描述了本发明,但是应当理解,本发明还能够进行进一步的修改。本申请旨在覆盖本发明的任何变型使用或修改,所述变型使用或修改通常遵循本发明的原理,并且包括与本公开的这种偏离,所述偏离在本发明所属领域内的已知或惯常实践之内并且可以应用于上文阐述的基本特征。

[0089] 由于可以在不脱离本发明的基本特征的精神的情况下以几种形式来体现本发明,因此应当理解的是,除非另有说明,否则上述实施例并不限制本发明,而是应当被理解为是在所附权利要求书中所定义的本发明的精神和范围内可以广泛地解释本发明。所描述的实

施例在所有方面都应被认为仅是说明性的而非限制性的。

[0090] 各种修改和等效布置旨在包括在本发明和所附权利要求的精神和范围内。因此，应将特定实施例理解为说明可以实践本发明的原理的许多方式。在所附权利要求中，装置加功能的条款旨在覆盖执行所定义的功能的结构，不仅覆盖结构上的等同物，而且还覆盖等同的结构。

[0091] 应当注意，在本文中使用术语“服务器”，“安全服务器”或类似术语的情况下，通信设备被描述为可以在通信系统中使用，除非上下文另外要求，否则不应解释为将本发明限制为任何特定的通信设备类型。因此，通信设备可包括但不限于安全的网桥、路由器、网桥-路由器（路由器）、交换机、节点或其他通信设备，但不限于此。

[0092] 还应当注意，在本文中使用流程图来说明本发明的各个方面的情况下，不应解释为将本发明限制为任何特定的逻辑流程或逻辑实现。所描述的逻辑可被划分为不同的逻辑块（例如，程序、模块、功能或子程序），而不会改变总体结果或以其他方式脱离本发明的真实范围。通常，可以在不改变整体结果或以其他方式脱离本发明的真实范围的情况下，以不同的顺序添加、修改、省略、执行逻辑元素，或使用不同的逻辑构造（例如，逻辑门、循环原语、条件逻辑和其他逻辑构造）来实现逻辑元素。

[0093] 本发明的各种实施例可以以许多不同的形式来体现，包括与处理器（例如，微处理器、微控制器、数字信号处理器或通用计算机，为此，任何商用处理器都可以用于将本发明的实施例实现为系统中的单个处理器、串行或并行处理器组，因此，商用处理器的示例包括但不限于Merced™、Pentium™、Pentium II™、Xeon™、Celeron™、Pentium Pro™、Efficeon™、Athlon™、AMD™等）一起使用的计算机程序逻辑、与可编程逻辑器件（例如现场可编程门阵列（FPGA）或其他PLD）、分立组件、集成电路（例如，专用集成电路（ASIC））一起使用的可编程逻辑，或包括其任何组合的任何其他方式。在本发明的示例性实施例中，主要地，用户与服务器之间的所有通信被实现为一组计算机程序指令，该组计算机程序指令被转换成计算机可执行形式，被原样存储在计算机可读介质中并且在操作系统控制下由微处理器执行。

[0094] 在此描述的实现全部或部分功能的计算机程序逻辑可以以各种形式实现，包括源代码形式、计算机可执行形式和各种中间形式（例如，由汇编器、编译器、链接器或定位器生成的形式）。源代码可包括可与各种操作系统或操作系统环境一起使用以各种程序语言（例如，目标代码，汇编语言或例如Fortran、C、C++、JAVA或HTML等高级语言。此外，存在数百种可用的可用于实现本发明的实施例的计算机语言，其中最常见的是Ada、Algol、APL、awk、Basic、C、C++、Conol、Delphi、Eiffel、Euphoria、Forth、Fortran、HTML、Icon、Java、Javascript、Lisp、Logo、Mathematica、MatLab、Miranda、Modula-2、Oberon、Pascal、Perl、PL/I、Prolog、Python、Rexx、SAS、Scheme、sed、Simula、Smalltalk、Snobol、SQL、Visual Basic、Visual C++、Linux和XML。）实现的一系列计算机程序指令。源代码可以定义和使用各种数据结构和通信消息。源代码可以是计算机可执行形式（例如，经由解释器），或者源代码可被转换（例如，经由翻译器、汇编器或编译器）成计算机可执行形式。

[0095] 计算机程序可以以任何形式（例如，源代码形式、计算机可执行形式或中间形式）被永久或暂时固定在有形存储介质，例如半导体存储设备（例如，RAM、ROM、PROM、EEPROM或闪存可编程RAM）、磁存储设备（例如软盘或固定磁盘）、光存储设备（例如CD-ROM或DVD-

ROM)、PC卡(例如PCMCIA卡)或其他存储设备。计算机程序可以以任何形式固定在信号中,该信号可使用各种通信技术中的任何一种传输到计算机中,所述通信技术包括但不限于模拟技术、数字技术、光学技术、无线技术(例如,蓝牙)、网络技术和网联技术。计算机程序可以任何形式作为带有随附的印刷或电子文档(例如,收缩包装的软件)的可移动存储介质分发,预装有计算机系统(例如,在系统ROM或固定磁盘上),或通过通信系统(例如互联网或万维网)从服务器或电子公告板上分发。

[0096] 实现本文所描述的全部或部分功能的硬件逻辑(包括与可编程逻辑设备一起使用的可编程逻辑)可使用传统的手动方法进行设计,或者可使用各种工具(例如计算机辅助设计(CAD)、硬件描述语言(例如VHDL或AHDL)或PLD编程语言(例如PALASM、ABEL或CUPL))进行电子化的设计、捕获、模拟或电子备案。硬件逻辑也可被合并到用于实现本发明实施例的显示屏中,显示屏可以是分段显示屏、模拟显示屏、数字显示屏、CRT、LED显示屏、等离子显示屏、液晶二极管显示屏等。

[0097] 可编程逻辑可永久地或暂时地固定在有形存储介质中,例如半导体存储设备(例如,RAM、ROM、PROM、EEPROM或闪存可编程RAM),磁存储设备(例如,软盘或固定磁盘),光学存储设备(例如,CD-ROM或DVD-ROM)或其他存储设备。可编程逻辑可固定信号中,该信号可使用各种通信技术中的任何一种传输到计算机中,所述通信技术包括但绝不限于模拟技术、数字技术、光学技术、无线技术(例如,蓝牙)、网联技术。以及网际网路技术。可编程逻辑可作为带有随附的印刷或电子文档(例如,收缩包装的软件)的可移动存储介质分发,预装有计算机系统(例如,在系统ROM或固定磁盘上),或通过通信系统(例如因特网或万维网)从服务器或电子公告板上分发。

[0098] 当在本说明书中使用时,“包含”和“包括”被用来指定存在所述特征、整数、步骤或组件,但是不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤、组件,或其组。因此,除非上下文另外明确要求,否则在整个说明书和权利要求书中,术语“包含”、“包括”等应理解为包括性含义,而不是排他性或穷举性含义,也就是说,是“包括但不限于”的含义。

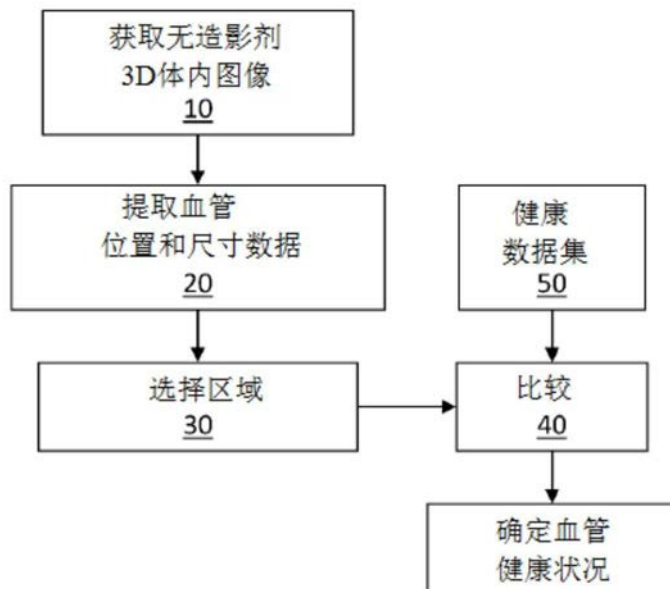


图1

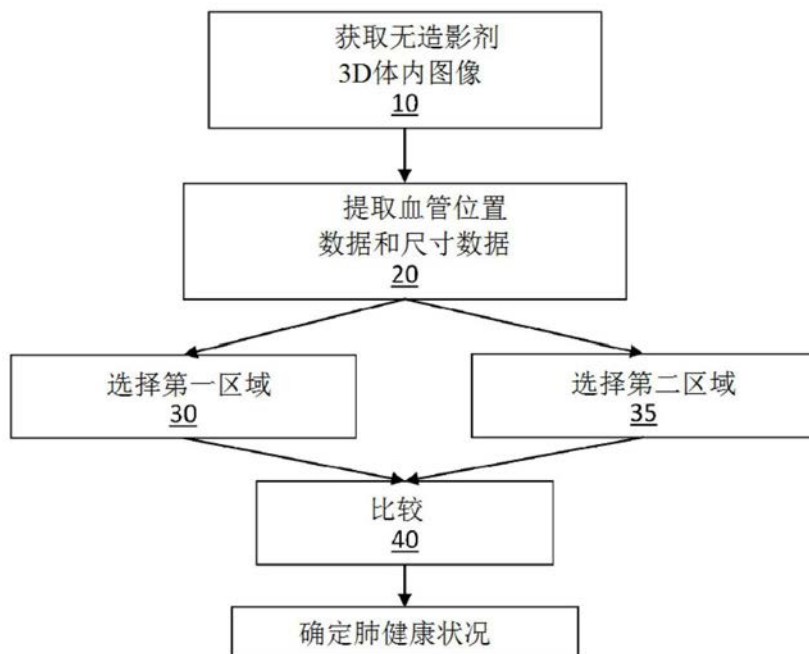


图2

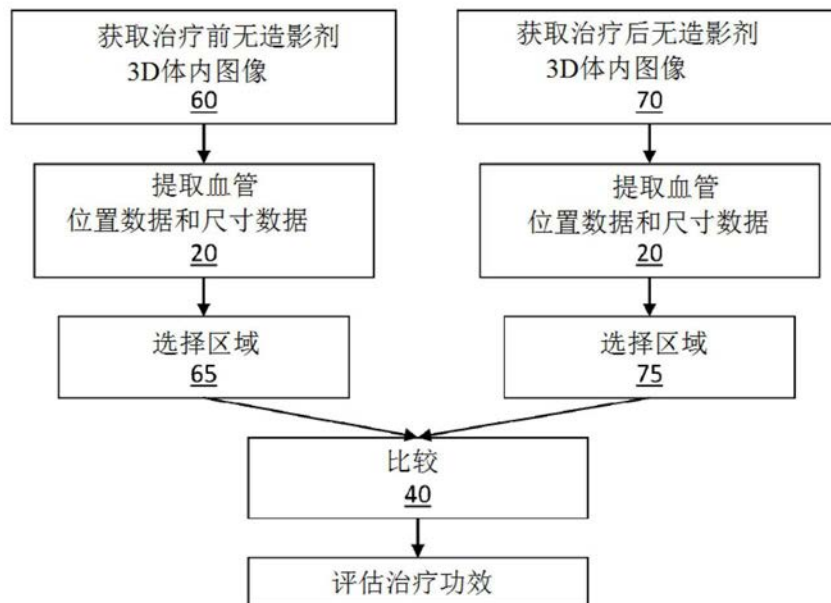


图3

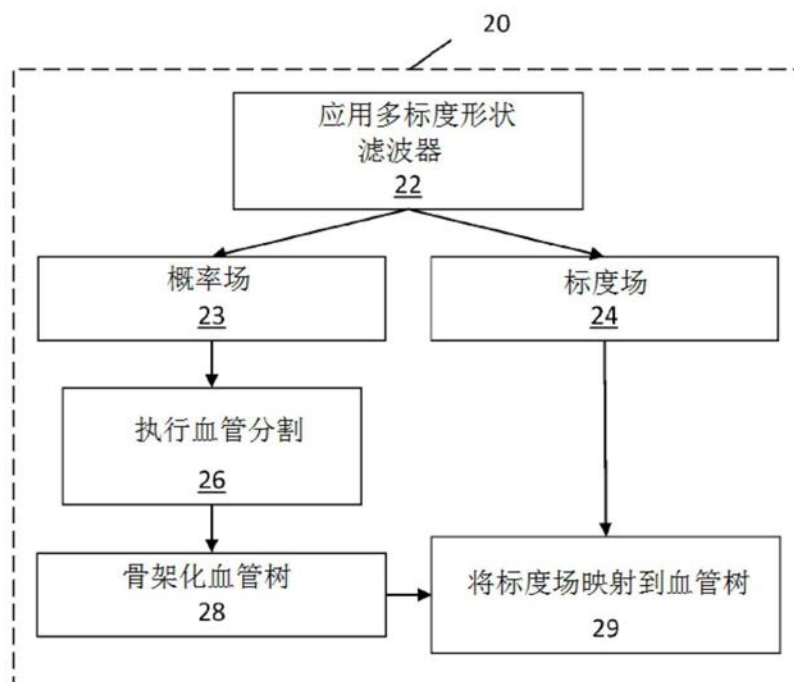


图4

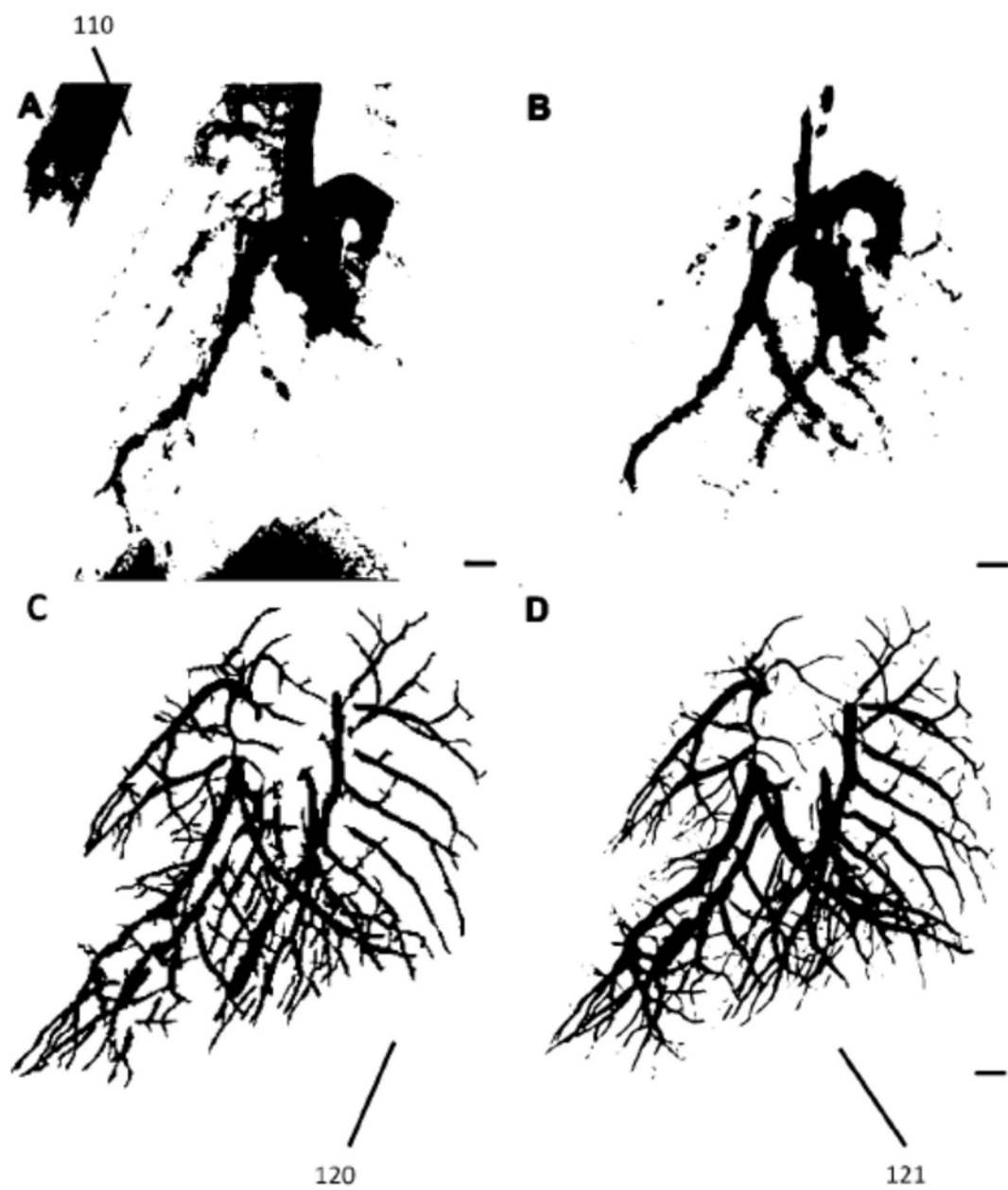


图5

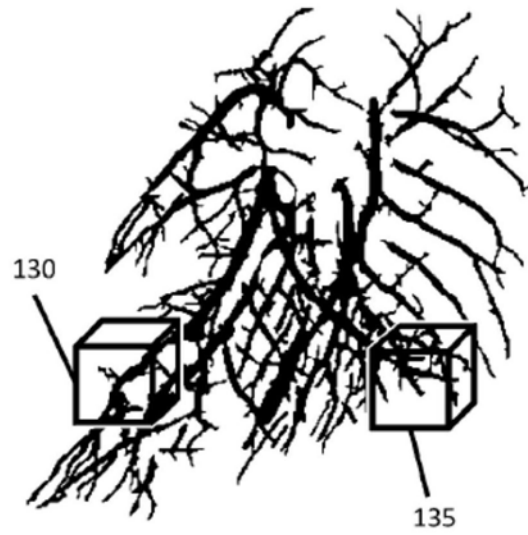


图6A

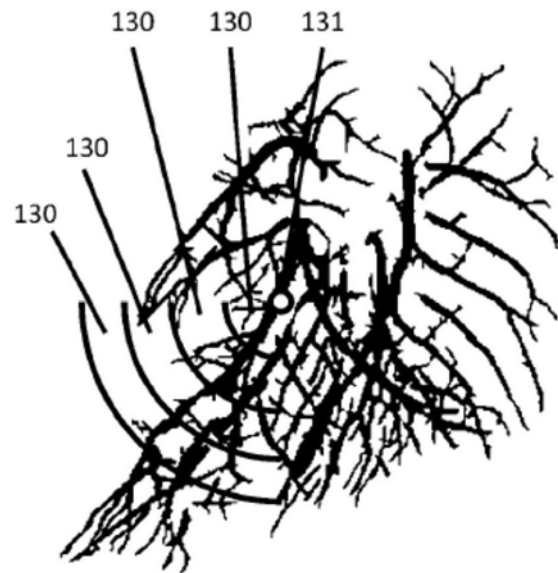


图6B

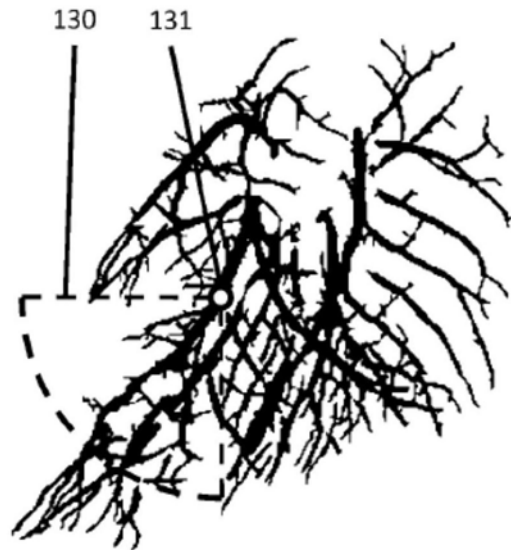


图6C

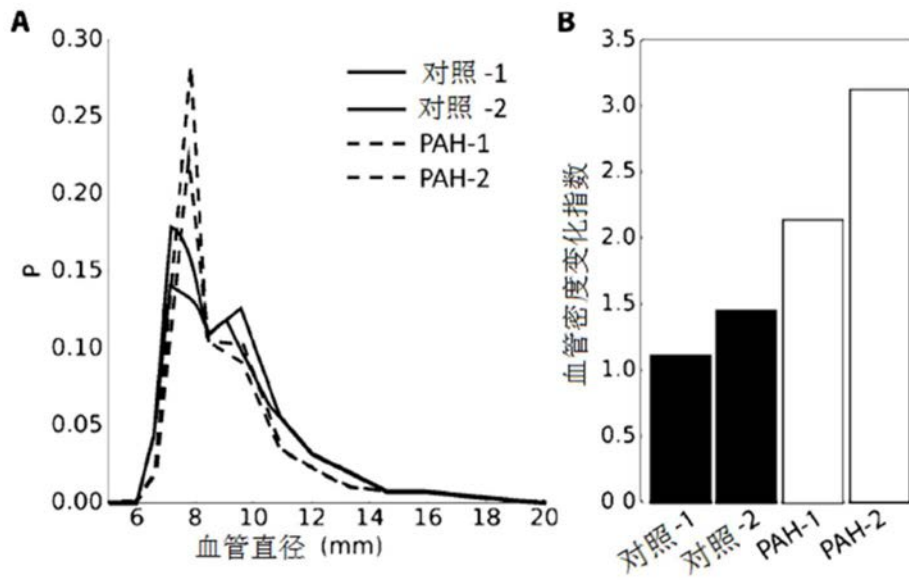


图7

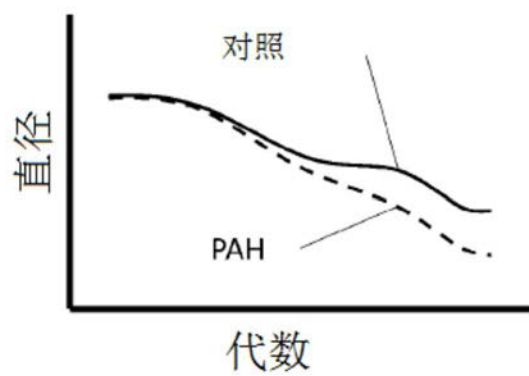


图8A

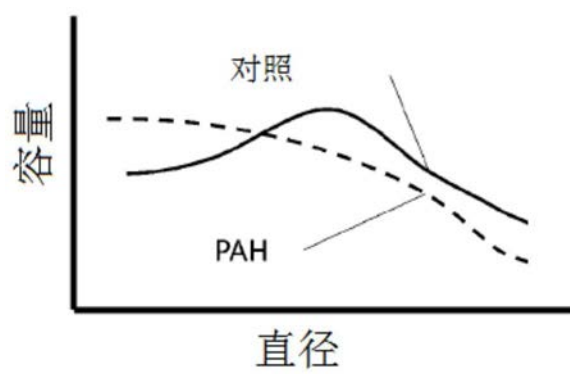


图8B

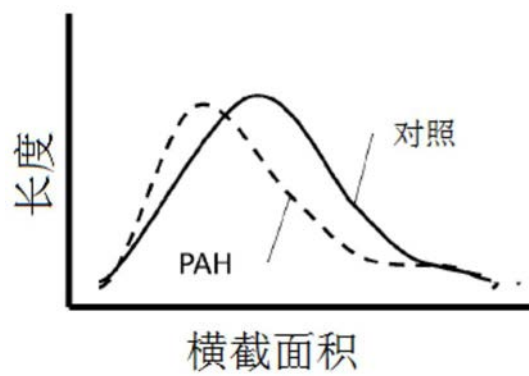


图8C

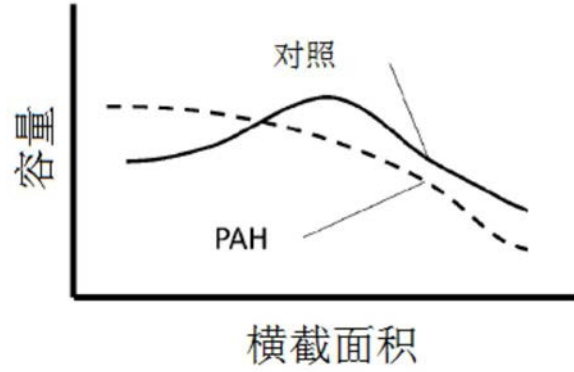


图8D

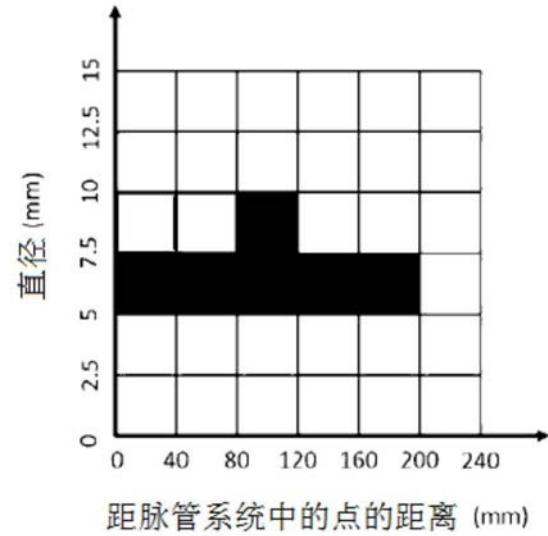


图8E

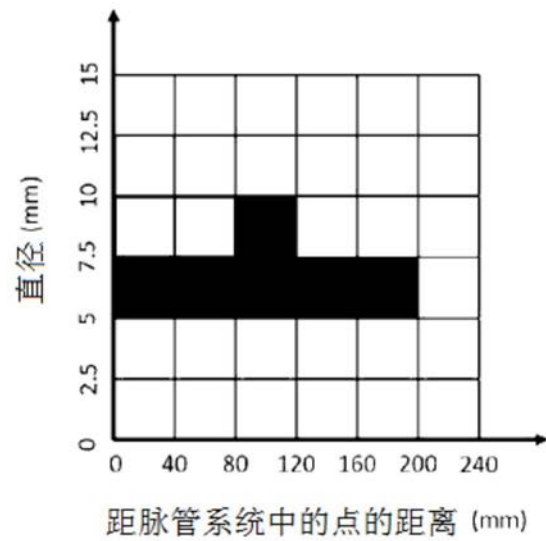


图8F

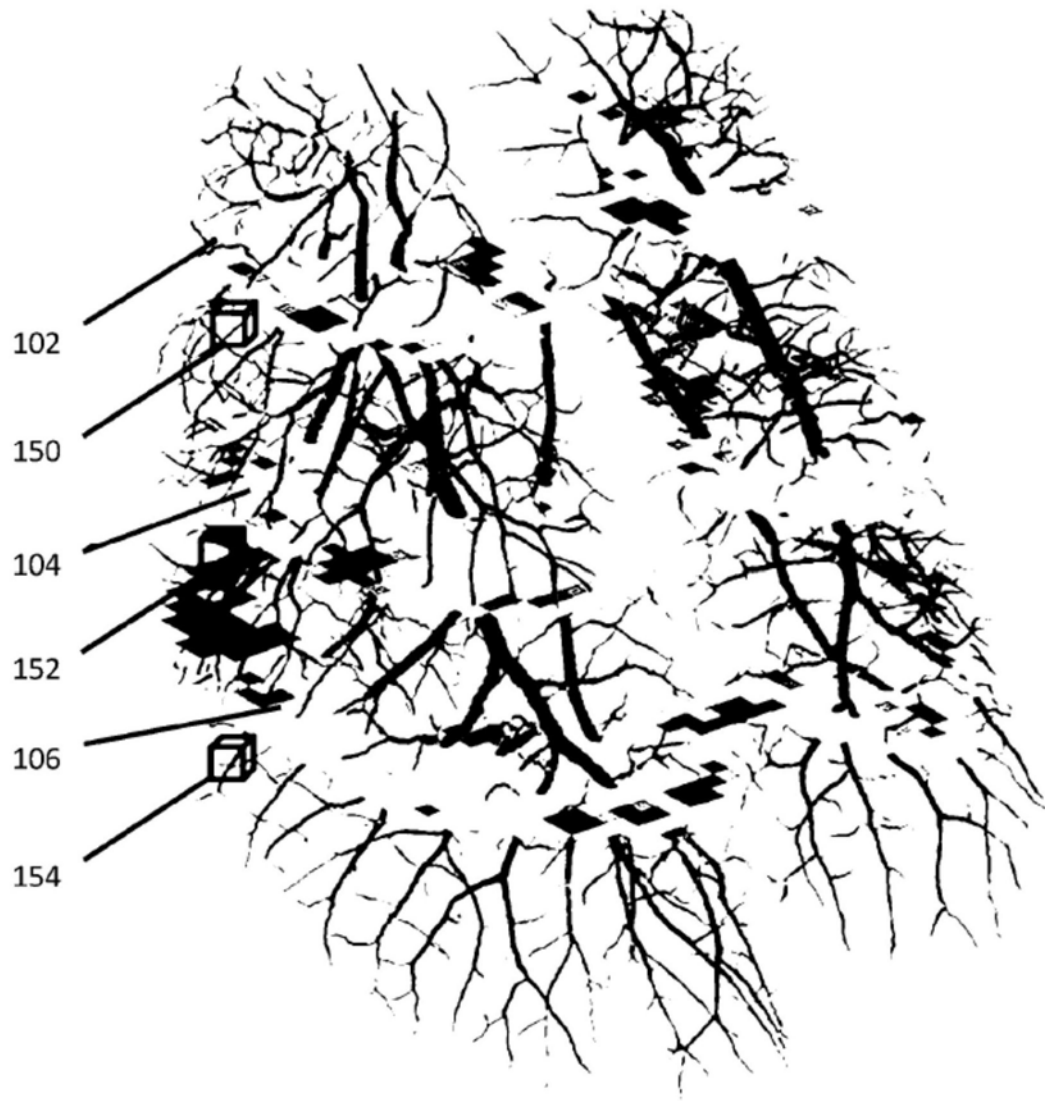


图9

专利名称(译)	扫描和评价肺和血管健康状况的方法		
公开(公告)号	CN110545714A	公开(公告)日	2019-12-06
申请号	CN201880027292.4	申请日	2018-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	西奈医疗中心		
申请(专利权)人(译)	西奈医疗中心		
当前申请(专利权)人(译)	西奈医疗中心		
发明人	查铭达·拉吉夫·萨马拉格 安德里亚斯·富拉斯 希瑟·琼斯 维克托·塔普森		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/055 A61B5/08 A61B5/1075 A61B5/489 G16H20/10 G16H30/40 G16H50/20 A61B5/0205		
代理人(译)	程钢		
优先权	62/464540 2017-02-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种使用体内扫描的数据集来扫描血管疾病的方法，包括以下步骤：(1)从所述扫描数据集中提取血管位置数据和血管尺寸数据；(2)在所述提取的血管位置数据中选择区域；以及(3)将所述选择的区域中的所述尺寸数据与标准数据集的相应区域中的尺寸数据进行比较，以确定血管健康状况。

