



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109155063 B

(45) 授权公告日 2022.05.03

(21) 申请号 201780031379.4

(22) 申请日 2017.03.28

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109155063 A

(43) 申请公布日 2019.01.04

(30) 优先权数据
1606282.0 2016.04.12 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/057302 2017.03.28

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/178226 EN 2017.10.19

(73) 专利权人 透视有限公司
地址 英国牛津郡

(72) 发明人 S·维卡尔 J·M·布雷迪

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038
代理人 郑宗玉

(51) Int.Cl.
G06T 7/00 (2017.01)
G06T 7/12 (2017.01)

G06T 7/162 (2017.01)

(56) 对比文件
US 2008273777 A1,2008.11.06
US 8229186 B2,2012.07.24
CN 101836235 A,2010.09.15
CN 103295195 A,2013.09.11
Ivan Macia Oliver.《Medical Image Analysis for the Detection,Extraction and Modelling of Vascular Structures》.《http://www.ehu.es/ccwintco/uploads/e/ef/Thesis_lvan_Macia_Final.pdf》.2012,
YUAN-TSUNG CHEN,ET AL.《MR cholangiography 3D biliary tree automatic reconsctruction system》.《COMPUTERIZED MEDICAL IMAGING AND GRAPHICS》.2004,第28卷(第1-2期),
RAJASVARAN LOGESWARAN.《A Computer-aided Multidisease Diagnostic System USing MRCP》.《JOURNAL OF DIGITAL IMAGING SOCIETY FOR COMPUTER APPLICATIONS IN RADIOLOGY, SPRINGER-VERLAG,NE》.2007,第21卷(第2期),
审查员 周丹丹

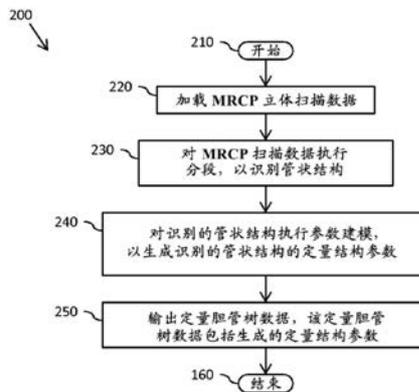
权利要求书4页 说明书19页 附图9页

(54) 发明名称
用于生成胆管树形结构的定量数据的方法和设备

(57) 摘要

用于从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法(200)和设备(1100)。该方法包括:执行医学成像扫描数据的立体的分段(230;300),以识别医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;对于医学成像扫描数据的立体内的至少一个分段的管状胆管结构,计算(240;800)沿管状胆管结构长度的至少一个位置的至少一组定量结构参数;以及输出(250)定量胆管树数据,该定量胆管树数据包括至少一个分

段的管状胆管结构的至少一组定量结构参数。



CN 109155063 B

1. 一种从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法,所述方法包括:

对所述立体医学成像扫描数据执行管状增强,以导出所述立体医学成像扫描数据内的每个体素的至少一个管状度测度;

执行对医学成像扫描数据的立体的分段,以至少部分地基于每个体素的所述至少一个管状度测度来识别医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;

对于医学成像扫描数据的立体内的至少一个分段管状胆管结构,计算沿着管状胆管结构的长度的至少一个位置的至少一组定量结构参数;以及

输出定量胆管树数据,所述定量胆管树数据包括所述至少一个分段管状胆管结构的所述至少一组定量结构参数。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,该组定量结构参数包括至少一个参数,所述至少一个参数代表以下各项中的至少一项:

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置;

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线取向;

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的半径;

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的直径;

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向;

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面轮廓;

在所述至少一个位置处存在所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的指示;以及

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的取向。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的方法,其中,所述方法包括:确定沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的多个位置处的中心线位置。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,确定所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置包括:

识别所述至少一个分段管状胆管结构的起始中心线点;

识别所述至少一个分段管状胆管结构的结束中心线点;以及

从所述起始中心线点开始,递增地确定所述至少一个分段管状胆管结构的连续中心线点,直到到达所述结束中心线点。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,通过以下步骤来确定连续中心线点:

识别一组可行后继点;

评估该组可行后继点中的每个点的成本函数;以及

基于所述成本函数,从该组可行后继点中选择连续中心线点。

6. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述方法还包括:对于沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的所述多个位置中的每个位置,确定所述至少一个分段管状胆管结构的管宽度估计。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,通过确定在相应位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向并且确定所述至少一个分段管状胆管结构在所确定的横截面取向上的管宽度估计,计算每个位置的管宽度估计。

8. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述方法还包括:基于沿着所述至少一个分段管

状结构的长度的管宽度估计来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述方法包括:通过将至少一个模式检测窗口应用于管宽度估计数据来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述方法包括:检测以下各项中的至少一项:

狭窄;

扩张;以及

串珠。

11. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述方法包括:

识别所述医学成像扫描数据的立体内的第一管状胆管结构;

确定沿着所述第一管状胆管结构的长度的支管节点位置;以及

识别沿着所述第一管状胆管结构的长度从支管节点分叉的其他管状胆管结构。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述方法包括:递归地识别从所识别的管状胆管结构分叉的其他胆管结构,以导出分层胆管树形结构。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述方法包括:计算沿着每个识别的管状胆管结构的长度的每个位置的至少一组定量结构参数。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述管状增强包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与其他结构区分开的至少一个度量,并且至少部分地基于所述至少一个度量来计算相应体素的管状度测度。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述管状增强包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与球形结构区分开的第一度量和将管状结构与板状结构区分开的第二度量,以及至少部分地基于所述第一度量、所述第二度量和相应体素的扫描强度值来计算相应体素的管状度测度。

16. 根据权利要求14至15中任一项所述的方法,其中,所述方法包括:使用多尺度基于黑森(Hessian)的管状胆管结构增强。

17. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述立体医学成像扫描数据包括经由磁共振成像模态获得的成像扫描数据。

18. 一种图像处理系统,所述图像处理系统被布置为从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据,所述图像处理系统包括至少一个处理设备,所述至少一个处理设备被布置为:

对所述立体医学成像扫描数据执行管状增强,以导出所述立体医学成像扫描数据内的每个体素的至少一个管状度测度;

执行对医学成像扫描数据的立体的分段,以至少部分地基于每个体素的所述至少一个管状度测度来识别医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;

对于医学成像扫描数据的立体内的至少一个分段管状胆管结构,计算沿着管状胆管结构的长度的至少一个位置的至少一组定量结构参数;以及

输出定量胆管树数据,所述定量胆管树数据包括所述至少一个分段管状胆管结构的所述至少一组定量结构参数。

19. 根据权利要求18所述的图像处理系统,其中,该组定量结构参数包括至少一个参数,所述至少一个参数代表以下各项中的至少一项:

在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置；
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线取向；
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的半径；
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的直径；
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向；
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面轮廓；
在所述至少一个位置处存在所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的指示；以及
在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的取向。

20. 根据权利要求18或权利要求19所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成:确定沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的多个位置处的中心线位置。

21. 根据权利要求20所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成通过以下步骤来确定所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置:

识别所述至少一个分段管状胆管结构的起始中心线点;

识别所述至少一个分段管状胆管结构的结束中心线点;以及

从所述起始中心线点开始,递增地确定所述至少一个分段管状胆管结构的连续中心线点,直到到达所述结束中心线点。

22. 根据权利要求21所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成通过以下步骤来确定连续中心线点:

识别一组可行后继点;

评估该组可行后继点中的每个点的成本函数;以及

基于所述成本函数,从该组可行后继点中选择连续中心线点。

23. 根据权利要求20所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备还被布置为:对于沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的所述多个位置中的每个位置,确定所述至少一个分段管状胆管结构的管宽度估计。

24. 根据权利要求23所述的图像处理系统,其中,至少一个处理设备被布置成:通过确定在相应位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向并且确定所述至少一个分段管状胆管结构在所确定的横截面取向上的管宽度估计,计算每个位置的管宽度估计。

25. 根据权利要求23所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备还被布置成:基于沿着所述至少一个分段管状结构的长度的管宽度估计来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。

26. 根据权利要求25所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备还被布置成:通过将至少一个模式检测窗口应用于管宽度估计数据来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。

27. 根据权利要求25所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成检测以下各项中的至少一项:

狭窄;

扩张;以及

串珠。

28. 根据权利要求18或19所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置

成:

识别医学成像扫描数据的立体内的第一管状胆管结构;
确定沿着所述第一管状胆管结构的长度的支管节点位置;以及
识别沿着所述第一管状胆管结构的长度从支管节点分叉的其他管状胆管结构。

29. 根据权利要求28所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成:递归地识别从所识别的管状胆管结构分叉的其他管状胆管结构,以导出分层胆管树形结构。

30. 根据权利要求29所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成:计算沿着每个识别的管状胆管结构的长度的每个位置的至少一组定量结构参数。

31. 根据权利要求18所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置为执行管状增强,包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与其他结构区分开的至少一个度量,并且至少部分地基于所述至少一个度量来计算相应体素的管状度测度。

32. 根据权利要求31所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成执行管状增强,包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与球形结构区分开的第一度量和将管状结构与板状结构区分开的第二度量,以及至少部分地基于所述第一度量、所述第二度量和相应体素的扫描强度值来计算相应体素的管状度测度。

33. 根据权利要求31至32中任一项所述的图像处理系统,其中,所述至少一个处理设备被布置成使用多尺度基于黑森(Hessian)的管状胆管结构增强。

34. 根据权利要求18或19所述的图像处理系统,其中,所述立体医学成像扫描数据包括经由磁共振成像模态获得的成像扫描数据。

35. 一种非暂态计算机程序介质,其中存储有用于从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的可执行计算机程序代码,所述可执行计算机程序代码能操作来执行根据权利要求1至17中任一项所述的方法。

36. 根据权利要求35所述的非暂态计算机程序介质,其中,所述非暂态计算机程序介质包括硬盘、光存储设备、磁存储设备、只读存储器、可编程只读存储器、可擦除可编程只读存储器、电可擦除可编程只读存储器和闪存中的一种。

用于生成胆管树形结构的定量数据的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于生成胆管树形结构的定量数据的方法和设备。尤其涉及一种用于从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法和设备。

背景技术

[0002] 对于某些肝病的诊断,诊断临床医生获得对胆管树的准确评估经常是至关重要的。例如,图1示出了美国肝病研究协会(AASLD)实践指南中记载的用于诊断原发性硬化性胆管炎(PSC)的建议。

[0003] 当胆汁淤积生化指标(profile)指示患者肝脏中可能存在PSC时,AASLD指南建议执行超声成像扫描,这可以使得临床医生能够观察胆管壁增厚和/或局部性胆管扩张。

[0004] 如果超声扫描是非诊断性的(即临床医生不管怎样都无法根据超声扫描来确定患者的肝脏中是否存在PSC),则AASLD指南建议进行磁共振胰胆管造影(MRCP)成像扫描。MRCP是一种基于重度T2加权脉冲序列的非侵入性MRI技术。结果,具有长T2松弛时间的静止液体(诸如胆汁和胰腺分泌物)表现出高信号强度,而具有较短T2松弛时间的固体器官具有低信号强度。因此,MRCP扫描可以为临床医生提供患者肝脏内的胆管的视图,从而使得临床医生能够检测大导管PSC(即PSC在较大胆管内的存在)。

[0005] 如果MRCP扫描是非诊断性的,则AASLD指南建议进行内窥镜逆行胰胆管造影(ERCP)。ERCP是结合使用内窥镜检查法和荧光检查法(涉及X射线)的过程。对于ERCP,使患者镇静或麻醉,之后将内窥镜通过嘴插入到胃中,然后通过幽门进入到十二指肠中,在十二指肠中存在胰管的开口。然后,通过内窥镜插入另一根导管,并且将射线造影剂注入到胆管中。然后,使用荧光检查法来查找胆管内的堵塞或病变。ERCP还为临床医生提供了患者肝脏内的胆管的视图,从而使得临床医生能够检测到大导管PSC。

[0006] 如果MRCP过程或ERCP过程中的任何一个指示肝脏正常(即没有检测到大导管PSC),因为胆汁淤积生化指标指示肝脏中可能存在PSC,AASLD指南建议进行肝脏活检,以诊断小导管PSC,小导管PSC难以使用传统的MRCP技术和ERCP技术来检测。

[0007] 对MRCP数据的常规分析包括向临床医生呈现所获取的原生数据和/或原生数据的最大强度投影(MIP)重建。然后,要求临床医生视觉地检查所呈现的数据,以便观察可能在所呈现的数据中可见的包括胆管等的结构。原生数据通常以严格的二维方式显示,也就是说,三维信息的投影,从而在任一时间将临床医生限制到观察单个二维“切片”。MIP是一种用于三维数据的立体呈现方法,它在可视化平面中投影具有最大强度的体素,这些体素落在从视点追溯到投影平面的平行光线的路径中。MIP可视化存在缺乏深度信息和遮挡相关的问题。例如,小导管会与较大导管交叠,并且几乎不可见。

[0008] AASLD和EASL(欧洲肝脏研究协会)指南两者都指出,具有PSC早期改变的患者可能会被MRCP遗漏,例如,由于MRCP视图是次佳的,其中,Berstad AE、Aabakken L、Smith HJ、Aasen S、Boberg KM、Schrumph E所著的“Diagnostic accuracy of magnetic resonance and endoscopic retrograde cholangiography in primary sclerosing cholangitis

(原发性硬化性胆管炎的磁共振和内窥镜逆行胆管造影的诊断准确性)”报告说,MRCP中的胆管的描绘可能比ERCP中更差。

[0009] 然而,由于ERCP的侵入性和X射线的使用,临床医生可能不愿意在对胆汁淤积的评估中进行ERCP,因此PSC可能是诊断不足的状况[“EASL临床实践指南”,欧洲肝脏研究协会,肝脏病学2009年;51:237-267]。

[0010] 事实上,通常希望尽可能避免诸如ERCP和肝脏活检之类的侵入性诊断过程。因此,需要一种使得临床医生能够检测肝病的改进的非侵入性诊断技术,并且更一般地,需要一种用于为临床医生提供对胆管树的准确评估的改进的非侵入性诊断技术。

发明内容

[0011] 根据本发明的第一方面的示范性实施例,提供了一种从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法。所述方法包括:执行对医学成像扫描数据的立体的分段,以识别医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;对于医学成像扫描数据的立体内的至少一个分段管状胆管结构,计算沿着管状胆管结构的长度的至少一个位置的至少一组定量结构参数;以及输出定量胆管树数据,所述定量胆管树数据包括所述至少一个分段管状胆管结构的所述至少一组定量结构参数。

[0012] 有利的是,通过从立体医学成像扫描数据生成包括所生成的定量结构参数的这种定量胆管树数据,可以向临床医生提供与患者的胆管树有关的增强信息,这使得临床医生能够更准确和可靠地评估患者的胆管树的病理,特别是更准确和可靠地评估胆管树的拓扑和结构特征,例如狭窄和扩张的存在。以这种方式,本发明的实施例提供了一种使得临床医生能够检测肝病的改进的非侵入性诊断技术,更一般地,提供了一种用于为临床医生提供对胆管树的精确评估的改进的非侵入性诊断技术。

[0013] 在本发明的一些可选实施例中,该组定量结构参数可以包括至少一个参数,所述至少一个参数代表以下各项中的至少一项:

[0014] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置;

[0015] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的中心线取向;

[0016] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的半径;

[0017] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的直径;

[0018] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向;

[0019] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面轮廓;

[0020] -在所述至少一个位置处存在所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的指示;

以及

[0021] -在所述至少一个位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的分叉点的取向。

[0022] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:确定沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的多个位置处的中心线位置。

[0023] 在本发明的一些可选实施例中,确定所述至少一个分段管状胆管结构的中心线位置可以包括:

[0024] -识别所述至少一个分段管状胆管结构的起始中心线点;

[0025] -识别所述至少一个分段管状胆管结构的结束中心线点;以及

[0026] -从所述起始中心线点开始,递增地确定所述至少一个分段管状胆管结构的连续中心线点,直到到达所述结束中心线点。

[0027] 在本发明的一些可选实施例中,可以通过以下步骤来确定连续中心线点:

[0028] -识别一组可行后继点;

[0029] -评估该组可行后继点中的每个点的成本函数;以及

[0030] -基于所述成本函数,从该组可行后继点中选择连续中心线点。

[0031] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法还可以包括:对于沿着所述至少一个分段管状胆管结构的长度的所述多个位置中的每个位置,确定所述至少一个分段管状胆管结构的管宽度估计。

[0032] 在本发明的一些可选实施例中,可以通过确定在相应位置处的所述至少一个分段管状胆管结构的横截面取向并且确定所述至少一个分段管状胆管结构在所确定的横截面取向上的管宽度估计,计算每个位置的管宽度估计。

[0033] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法还可以包括:基于沿着所述至少一个分段管状结构的长度的管宽度估计来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。

[0034] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:通过将至少一个模式检测窗口应用于管宽度估计数据来检测所述至少一个分段管状结构内的变化模式。例如,所述方法可以包括:检测以下各项中的至少一项:

[0035] -狭窄;

[0036] -扩张;以及

[0037] -串珠。

[0038] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:识别所述医学成像扫描数据的立体内的第一管状胆管结构;确定沿着所述第一管状胆管结构的长度的支管节点位置;以及识别沿着所述第一管状胆管结构的长度从支管节点分叉的其他管状胆管结构。

[0039] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:递归地识别从所识别的管状胆管结构分叉的其他胆管结构,以导出分层胆管树形结构。

[0040] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:计算沿着每个识别的管状胆管结构的长度的每个位置的至少一组定量结构参数。

[0041] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:对所述立体医学成像扫描数据执行管状增强,以导出所述立体医学成像扫描数据内的每个体素的至少一个管状度测度,以及对所述医学成像扫描数据执行分段,以至少部分地基于每个体素的所述至少一个管状度测度来识别管状胆管结构。

[0042] 在本发明的一些可选实施例中,所述管状增强可以包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与其他结构区分开的至少一个度量,并且至少部分地基于所述至少一个度量来计算相应体素的管状度测度。

[0043] 在本发明的一些可选实施例中,所述管状增强可以包括:对于医学成像扫描数据的立体内的每个体素,计算将管状结构与球形结构区分开的第一度量和将管状结构与板状结构区分开的第二度量,以及至少部分地基于所述第一度量、所述第二度量和相应体素的扫描强度值来计算相应体素的管状度测度。

[0044] 在本发明的一些可选实施例中,所述方法可以包括:使用多尺度基于黑森

(Hessian)的管状胆管结构增强。

[0045] 在本发明的一些可选实施例中,所述立体医学成像扫描数据可以包括经由磁共振成像模态获得的成像扫描数据。

[0046] 根据本发明的第二方面的示例性实施例,提供了一种图像处理系统,所述图像处理系统被布置为从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据。所述图像处理系统包括至少一个处理设备,所述至少一个处理设备被布置为:执行对医学成像扫描数据的立体的分段,以识别医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;对于医学成像扫描数据的立体内的至少一个分段管状胆管结构,计算沿着管状胆管结构的长度的至少一个位置的至少一组定量结构参数;以及输出定量胆管树数据,所述定量胆管树数据包括所述至少一个分段管状胆管结构的所述至少一组定量结构参数。

[0047] 根据本发明的第三方面的示例性实施例,提供了一种非暂态计算机程序产品,其中存储有用于从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的可执行计算机程序代码,所述可执行计算机程序代码能操作来执行根据本发明的第一方面的方法。

附图说明

[0048] 将参考各个附图、只作为示例来描述本发明的其他细节、方面和实施例。在附图中,使用相同的参考标记来标识相同的或功能上相同的元件。为了简明和清楚而示出了附图中的元件,并且不一定是按比例绘制的。

[0049] 图1示出了美国肝病研究协会(AASLD)实践指南中记载的用于诊断原发性硬化性胆管炎(PSC)的建议。

[0050] 图2示出了从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法的至少一部分的示例的简化流程图。

[0051] 图3示出了对立体扫描数据执行分段以识别管状胆管结构的示例的简化流程图。

[0052] 图4示出了参数建模过程的示例的简化流程图。

[0053] 图5示出了查找胆管结构的结束中心线点的方法的示例的简化流程图。

[0054] 图6示出了递增地定义胆管结构的中心线点的方法的简化流程图。

[0055] 图7示出了用于识别沿着胆管结构的支管节点的方法的示例的简化流程图。

[0056] 图8示出了检测和量化胆管结构内的狭窄和扩张的方法的示例的简化流程图。

[0057] 图9示出了用来检测拐点的弗莱纳-塞雷(Frenet-Serret)帧的示例。

[0058] 图10示出了利用包括定量结构参数的定量胆管树数据来检测胆管结构附近的炎症和纤维化的方法的示例的简化流程图。

[0059] 图11示出了图像处理系统的示例的简化框图。

[0060] 图12示出了具有原发性硬化性胆管炎患者的胆管树的3D呈现的定量模型。

具体实施方式

[0061] 现在将参考附图来描述本发明,附图中示出了用于从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法和设备的示例。然而,应当理解,本发明不限于本文中描述的和附图中所示的具体示例。

[0062] 此外,因为所示出的本发明的实施例大部分可以使用本领域技术人员已知的电子

组件和电路来实现,所以为了理解本发明的基本概念,并且为了不混淆或分散对本发明的教导的注意力,将如下所示地不会比认为必要的细节更详细地说明细节。

[0063] 现在参考图2,示出了从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据的方法的至少一部分的示例的简化流程图200。所述方法从210开始,并且前进到220,在220处,加载立体扫描数据,立体数据表示包含患者的肝脏的至少一部分的立体。在图2中所示的示例中,立体扫描数据包括通过磁共振成像模式获得的成像扫描数据,并且特别包括磁共振胰胆管造影(MRCP)成像扫描数据。在230处,对由加载的立体扫描数据定义的至少一个立体执行分段,以识别该立体内的管状胆管结构。然后,在240处,对识别的管状胆管结构执行参数建模,以生成识别的管状胆管结构的定量结构参数。

[0064] 可以通过参数建模生成的定量结构参数的类型的预期示例包括:

[0065] -分段管状胆管结构的一个或多个中心线位置;

[0066] -在沿着分段管状胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的中心线取向;

[0067] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的半径值;

[0068] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的直径值;

[0069] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的横截面取向;

[0070] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的横截面轮廓(形状);

[0071] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处存在分段管状胆管结构的分叉点的指示;以及

[0072] -在沿着胆管结构的长度的一个或多个位置处的分段管状胆管结构的分叉点的取向。

[0073] 特别是对于本发明的一些示例性实施例,并且如下文更详细描述,所述方法可以包括:确定沿着每个识别的管状胆管结构的长度的多个位置处的这样的定量结构参数。

[0074] 生成了所识别的管状胆管结构的定量结构参数之后,接着在250处,将包括所生成的定量结构参数的定量胆管树数据输出到例如数据库或其他数据存储设备,并且所述方法在260处结束。

[0075] 有利的是,通过从经由比方说磁共振成像模式获取的立体扫描数据生成包括所生成的定量结构参数的这种定量胆管树数据,向临床医生提供与患者的胆管树有关的增强信息,这使得临床医生能够更准确地评估患者的胆管树的病理,特别是更准确地评估胆管树的拓扑和结构特征,例如狭窄和扩张的存在。以这种方式,本发明的实施例提供了一种使得临床医生能够检测肝病的改进的非侵入性诊断技术,更一般地,提供了一种用于为临床医生提供对胆管树的准确评估的改进的非侵入性诊断技术。

[0076] 现在将更详细地描述本发明的示例实施例。对医学扫描图像和一般而言的数字图像的分段是一个众所周知的如下过程:识别图像中的对象和边界,并且向图像中的每个像素/体素分配标签,使得向共享某些特征的像素分配相同的标签。最简单的图像分段方法被称为“阈值化”,其中基于每个像素/体素的灰度数据与阈值的比较,将灰度数字图像数据转换成二进制图像数据。

[0077] 然而,胆管是用作肝脏的引流系统的小管。肝内导管的直径范围通常为1毫米至3毫米,并且肝外胆管的直径范围通常在4毫米至8毫米之间。结果,较小的胆管通常太小而无法使用这种标准分段技术来识别。

[0078] 因此,在本发明的一些示例性实施例中,提出了对未处理的医学扫描数据执行管状增强,以改进对立体医学成像扫描数据内的诸如胆管之类的管状结构的识别。管状增强旨在增强可能的管状结构的信号,同时抑制非管状结构的信号。

[0079] 存在各种已知的用于管状结构增强的技术。一些已知的技术以固定的尺度工作,并且使用在一组取向上应用的有限差分算子的非线性组合。在需要识别各种尺寸的管状结构的情况下,例如在识别患者的肝脏内的不同尺寸的胆管的情况下,这些固定尺度分析技术是有问题的。已经提出了各种用于管状结构增强的多尺度方法,包括在以下文献中提出的方法:

[0080] -Aylward S,“Intensity ridge and widths for tubular object segmentation and description(管状对象分段和描述的强度脊和宽度)”,In A.A.Amini, F.L.Bookstein,D.C.Wilson,eds.,Math.Meth.1995年生物医学图像分析:131-138;

[0081] -Koller TM等,“Multiscale detection of curvilinear structures in 2D and 3D image data(2D和3D图像数据中的曲线结构的多尺度检测)”,1995年第五届计算机可视化国际会议论文集:864-869;

[0082] -Lorenz C等,“Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width,contrast and tangential direction in 2D and 3D medical images(利用2D和3D医学图像中的宽度、对比度和切向的自动估计进行多尺度线分割)”,1997年计算机科学讲义:233-242(“Lorenz”);

[0083] -Gradshteyn,I.S.和Ryzhik,I.M.,“Hessian Determinants(黑森行列式)”,积分、系列和产品的表中的§14.314,第6版,圣地亚哥,CA:学术出版社,第1069、2000页(“Hessian(黑森)”);

[0084] -Sato Y,Nakajima S,Shiranga N等,“Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images(用于医学图像中的曲线结构的分段和可视化的三维多尺度线滤波器)”,1998年医学图像分析;2(2):143-168(“Sato”);和

[0085] -Frangi AF,Niessen WJ,Vincken KL,Viergever MA,“Multiscale vessel enhancement filtering(多尺度血管增强滤波)”,1998年医学图像计算与计算机辅助干预(MICCAI);1496:130-137(“Frangi”)。

[0086] 然而,已经证明这些现有技术的用于管状结构增强的多尺度方法在每次实现准确管状增强方面是不可靠的,这是由于它们的通用预期范围。对于诊断技术的关键临床要求是所使用的技术的准确性和可重复性。

[0087] 发明人已经认识到,这种用于管状结构增强的多尺度方法的可靠性和准确性可以通过使它们适应更具体的应用来提高。根据本发明的一些示例性实施例,提出了实现Sato和Frangi中概述的基于黑森(Hessian)的多尺度管状结构增强技术的改编版本。因此,在黑森(Hessian)、Sato和Frangi中提出的管状结构增强技术通过引入合并于此。

[0088] 多尺度方法被用来满足胆道解剖结构中的不同尺寸的胆管。关于胆管尺寸的先验

解剖学知识可被用来适应管状增强,特别是可被用来选择在所提出的管状结构增强方法中使用的3D高斯核的尺寸。

[0089] 就成像而言,管道是3D结构或3D边缘。如Sato和Frangi中所概述的,边缘增强(和检测)的过程可以从高斯的一阶和二阶导数中导出。二阶导数的最大值对应于原始信号的最大值。由于我们对3D高斯感兴趣,二阶导数包括三个正交方向中的每个正交方向上的双导数和三个中间方向偏双导数。

[0090] 二阶导数可被表示为描述函数的所有二阶导数的平方对称矩阵。该矩阵被称为黑森(Hessian)矩阵。尺度 σ 下的高斯的二阶导数生成探测内核,该探测内核测量对应范围 $(-\sigma, +\sigma)$ 内外的区域之间的对比度。对二阶导数的特征值分析可被用来提取主要方向,可以在该主要方向上分解图像的局部二阶结构。对黑森(Hessian)矩阵的特征值分析描述了强度/对比度变化的主要模式。对应于最大特征值的特征向量表示二阶导数最大的方向(最大强度变化),即在管道的横截面方向上。相应地,最小特征值的特征向量表示最小强度变化的方向,即沿着管道的长度的方向。

[0091] 如Frangi中所述,可以利用关于管状几何形状和特征值分析的信息来导出管道相似性条件和度量。特征值 $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ 按其大小的升序排列:

[0092] $|\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3|$ 公式1

[0093] 代表在黑暗背景下的理想明亮管状结构的理想条件是:

[0094] $|\lambda_1| \approx 0$ 公式2

[0095] $|\lambda_1| \ll |\lambda_2|$ 公式3

[0096] $\lambda_2 \approx \lambda_3$ 公式4

[0097] 使用上述理想条件,可以导出度量以将管状结构与其他形状区分开。由比率 R_a 组成的第一度量可以由以下公式给出:

$$[0098] \quad R_a = \frac{\left(\frac{\text{最大横截面面积}}{\text{最大轴半长}} \right) / \pi}{\left(\frac{\text{最大轴半长}}{\text{最大轴半长}} \right)^2} = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|} \quad \text{公式 5}$$

[0099] 比率 R_a 在板状对象与管状对象之间进行区分。对于管状对象,该比率达到接近1的值,而对于板状对象,该比率接近零。

[0100] 由比率 R_b 组成的第二度量可以由以下公式进行定义:

$$[0101] \quad R_b = \frac{\text{体积} / (4\pi/3)}{\left(\frac{\text{最大横截面面积}}{\pi} \right)^{3/2}} = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{|\lambda_2 \lambda_3|}} \quad \text{公式 6}$$

[0102] 比率 R_b 在斑点状(球形)对象与管状对象之间进行区分。对于球形对象,该比率达到最大值,而对于管状对象,该比率接近零。

[0103] 请注意,这两个比率是几何性的,因此灰度级不变。然而,灰度级信息也可能是潜在的区别因素。例如,在MRCP图像中,与非胆管结构相比,胆管通常显得非常明亮。因此,可以使用利用该灰度级特性的第三度量S,其中S由以下公式给出:

$$[0104] \quad S = \sqrt{\sum_{j \leq D} \lambda_j^2} \quad \text{公式 7}$$

[0105] 在黑暗背景下显得明亮的理想管状结构应满足以下条件:

[0106] (i) R_b 的小值;

[0107] (ii) R_a 的大值; 以及

[0108] (iii) S 的大值

[0109] 对于球形、斑点状结构, 人们会得到 R_b 的高值。这是一个有用的观察, 因为在胆管树的支管位置经常存在局部球形。

[0110] 上述三个度量 (R_b 、 R_a 、 S) 可以组合在一起以得到复合度量, 该复合度量测量特定尺度 σ 下的“管状度”, 例如:

$$[0111] \quad T_o(\sigma) = \begin{cases} 0 & \text{如果 } \lambda_2 > 0 \text{ 或 } \lambda_3 > 0 \\ \left(1 - \exp\left(-\frac{R_A^2}{2\alpha^2}\right)\right) * \exp\left(-\frac{R_B^2}{2\beta^2}\right) * \left(1 - \exp\left(-\frac{\sigma^2}{2c^2}\right)\right) & \end{cases} \quad \text{公式 8}$$

[0112] 其中 α 、 β 、 c 是控制滤波器的灵敏度的常数 (“if” 为 “如果”, “or” 为 “或者”)。

[0113] 对于对应于变化的管道尺寸的每个尺度 (σ), 针对每个体素计算公式 8 中概述的管状度测度 $T_o(\sigma)$ 。滤波器对特定体素的响应将在最接近地匹配正被检测的管状结构的尺寸的尺度下最大。因此, 每个体素的管状度测度可以在各尺度上积分, 以获得最终管状度测度, 如下所示:

$$[0114] \quad T_o = \max_{s_{min} \leq s \leq s_{max}} T_o(\sigma) \quad \text{公式 9}$$

[0115] 然后, 可以记录立体图像内的所有体素的最终管状度测度, 以及记录立体图像内的每个体素的相应特征值、特征向量、最大响应的尺度以及最大响应的 R_a 值和 R_b 值。重要的是, 与原生捕获的扫描数据相比, 使用公式 9 计算的最终管状度测度使得诸如胆管之类的管状结构, 包括小的并且微弱的肝内胆管, 能够在立体图像内更容易地被识别。

[0116] 图 3 示出了对立体扫描数据执行分段以识别管状胆管结构的示例的简化流程图 300, 例如可以在图 2 的步骤 230 处执行。在图 3 中所示的示例中, 所述方法包括: 例如如上所述的对立体医学成像扫描数据执行管状增强以导出立体医学成像扫描数据内的每个体素的管状度测度, 以及基于每个体素的管状度测度对医学成像扫描数据执行分段。

[0117] 图 3 的方法从 310 开始并且前进到 315, 在 315 处, 例如从代表典型胆管宽度的预定义的一组尺度中选择第一尺度 σ 。在所示的示例中, 然后在 320 处计算所选择的尺度的黑森 (Hessian) 立体, 由此计算待分段的立体内的每个体素的二阶高斯导数的黑森 (Hessian) 矩阵, 所计算出的黑森 (Hessian) 矩阵形成黑森 (Hessian) 立体。

[0118] 然后, 在 325 处选择黑森 (Hessian) 立体内的第一体素, 并且计算所选择的体素在黑森 (Hessian) 矩阵内的二阶高斯导数的特征向量。然后, 对于所选择的体素计算将管状结构与其他形状结构区分开的度量。特别是对于所示的示例, 在 335 处, 例如通过上面的公式 5, 计算在板状结构与管状结构之间进行区分的第一度量 R_a , 在 340 处, 例如通过上面的公式 6, 计算在斑点状 (球形) 结构与管状结构之间进行区分的第二度量 R_b 。在所示的示例中, 然后在 345 处, 例如通过上面的公式 7, 计算代表所选择的体素的信号强度 (灰度级) 的第三度量 S 。然后, 在 350 处, 例如使用公式 8, 使用所计算出的度量来计算所选择的尺度 σ 和所选择的体素的管状度测度 $T_o(\sigma)$ 。

[0119] 然后, 在 355 处, 确定所选择的体素是否是最后一个体素, 即, 已经对于立体内的所有体素计算出了所选择的尺度 σ 的管状度测度。如果确定当前选择的体素不是最后一个体

素,则方法前进到360,并且选择立体中的下一个体素,以及方法循环回到330。以这种方式,该方法循环,直到对于立体内的每个体素计算出所选择的尺度 σ 的管状度测度 $T_{\sigma}(\sigma)$ 。

[0120] 一旦对于所选择的尺度 σ ,对于立体中的所有体素计算出了管状度测度 $T_{\sigma}(\sigma)$,则方法前进到365,在365处,确定所选择的尺度 σ 是否是最后尺度,即,对于预定义的该组尺度内的所有尺度计算出了管状度测度。如果确定当前选择的尺度不是最后尺度,则方法前进到370,并且选择该组中的下一个尺度,以及方法循环回到320。以这种方式,方法循环,直到计算出所有尺度的管状度测度。

[0121] 一旦计算出了所有尺度的管状度测度,则方法前进到375,在375处,例如使用上面的公式9,对于立体中的每个体素,从对于该组尺度计算出的一组管状度测度中导出最终管状度测度,在公式9中,从体素的一组管状度测度组中选择最大管状度测度作为该体素的最终管状度测度。然后,记录所导出的最终管状度测度,以及记录立体图像内的每个体素的相应特征值、特征向量、最大响应的尺度以及最大响应的 R_a 值和 R_b 值。

[0122] 已经导出了立体内的每个体素的最终管状度测度之后,在380处,基于最终管状度测度来执行分段。在图3中所示的示例中,对立体图像数据的分段是通过将阈值应用于最终管状度测度来执行的,以生成立体内的体素的二进制值(即“1”或“0”),从而指示哪些体素对应于图像数据内的管状结构。然后,图3的方法在385处结束。

[0123] 返回参考图2,在230处执行了对立体扫描数据的分段,然后执行对所识别的管状结构的参数建模,以生成所识别的管状结构的定量结构参数。根据本发明的一些示例实施例,这样的参数建模包括计算胆管树的分层参数表示,其中可以选择单个胆管,并且针对单个胆管计算度量。以这种方式,可以识别和量化单个胆管。

[0124] 图4示出了这样的参数建模过程的示例的简化流程图400。方法从410开始并且前进到420,在420处,识别待建模的分段立体内的胆管结构的起始中心线点(即胆管的起始处的轴向中心点)。例如,在主要胆管(诸如肝总管)的情况下,可以基于用户输入来识别起始中心线点。相反,在一些示例中,沿着胆管结构的长度识别的分叉点(如下面更详细地描述的)可以用作“子”胆管结构的起始中心线点。在识别了起始中心线点之后,然后在430处例如通过如下方式确定胆管结构的结束中心线点:在分段立体内查找这样的点,该点具有与起始中心线点的“中位”数值最接近的“中位”数值并且使与起始中心线点的欧式距离最大化。

[0125] 图5示出了这样的查找胆管结构的结束中心线点的方法的示例的简化流程图500。方法从510开始并且前进到520,在520处,在所示的示例中确定起始中心线点的中位数值。例如,可以对于分段立体生成中位图。在一些示例中,可以执行基于梯度向量流(GVF)场的计算以用于生成中位图,如以下文献中概述的:Bauer C,Bischof H,“Extracting curve skeletons from gray value images for virtual endoscopy(从灰度值图像中提取曲线骨架以用于虚拟内窥镜检查)”,2008年计算机科学讲座笔记;5128:393-402,其通过引用合并于此。

[0126] 在确定了起始中心线点的中位数值之后,方法前进到530,在530处,识别分段立体内具有最接近于起始中心线点的中位数值的中位数值的一组未建模体素(即,在分段期间被标记为对应于管状结构但位于分段立体的尚未被参数化建模的区域内的那些体素)。例如,可以识别具有在与起始中心线点的中位数值的最大偏差内的中位数值的一组未建模体

素。由于体素的中位数值不仅指示体素对应于胆管结构的中心线的概率,而且指示相应胆管结构的横截面属性(例如尺寸),因此对应于胆管结构的中心线的体素可能具有相似的中位数值。因此,通过识别具有与起始中心线点的中位数值最接近的中位数值的一组体素,所识别的该组体素可能对应于与起始中心点有关的相同胆管结构的中心线点。

[0127] 在540处,从所识别的该组未建模体素中,选择与起始中心线点的欧氏距离最大的体素,假设结束中心线点将是胆管结构内位于与起始中心线点最远的中心线点。然后,在550处,将对应于所选择的体素的位置记录为胆管结构的结束中心线点,并且方法在560处结束。

[0128] 返回参考图4,在识别了胆管结构的起始中心线点和结束中心线点之后,方法前进到440,在440处,定义在起始中心线点与结束中心线点之间的胆管结构的中心线点,目的是查找胆管的中心线骨架。例如,可以通过如下方式来定义胆管结构的中心线点:从起始中心线点开始,递增地确定胆管结构的连续中心线点,直到到达结束中心线点。

[0129] 图6示出了这样的递增地定义胆管结构的中心线点的方法的简化流程图600。图6的方法基于加权搜索算法,该加权搜索算法用于查找连接起始中心线点和结束中心线点的最佳路径,其中权重指示从一个点移动到下一个点的“成本”。方法从605开始并且前进到610,在610处,将胆管结构的起始中心线点设置为当前中心点。然后,在615处识别当前中心线点的可行后继点。例如,只有那些与当前中心线点相连接(例如直接相邻)并且满足所定义的可行性标准的点才可以被认为是可行后继点。因此,可行后继点可以被限制为在三维(立体)空间内紧围绕当前中心线点的26个点。从紧围绕当前中心线点的26个点,可以将可行后继点识别为满足例如以下各项中的一项或多项的标准的点:

[0130] (i) 是分段的一部分(即,对应于分段立体内的所识别的管状结构);

[0131] (ii) 尚未被记录为候选中心线;

[0132] (iii) 满足距离图阈值标准或高斯的拉普拉斯算子阈值标准;

[0133] (iv) 处于可行的取向;等等。

[0134] 关于距离图阈值标准,可以根据分段立体来计算距离图,其中,每个体素值都表示体素与所识别的管状结构的表面的距离。向位于所识别的管状结构内的体素分配负值,而向位于所识别的管状结构外的体素分配正值。因此,位于所识别的管状结构的中心线附近的体素将被分配高负值,并且随着体素朝向表面移动,体素值趋于零。当体素移到管状结构外部时,值将变为正值,并且随着体素远离管状结构的表面而增大。

[0135] 关于候选后继中心线点的可行取向,可以从例如当前中心线点之前的四个中心线点到当前线点来计算预测取向向量。以这种方式,预测取向向量表示胆管结构的中心线的历史取向,并且用作下一个中心线点的良好预测器,因为尽管沿着胆管结构的长度具有变化的曲率,但是胆管结构的短部分可以被认为是分段线性的。可以从当前中心线点到候选后继中心线点来计算相应的候选方向向量。然后,如果例如预测取向向量和候选取向向量的向量点积为正,则候选后继中心线点可被认为满足可行取向。

[0136] 在一些示例性实施例中,如果识别出太少(例如,没有)或太多可行后继中心线点,则可使用自适应阈值来约束或放松搜索标准。例如,对于上述示例性标准,可以约束或放松距离图阈值标准和/或高斯的拉普拉斯算子阈值标准。例如,从严格的距离图阈值标准开始,如果没有找到可行后继中心线点,则迭代地放松距离图阈值标准,并且重新评估候选后

继中心线点。如果距离图阈值达到正值而没有识别出任何可行后继中心线点，则切换到高斯的拉普拉斯算子阈值标准，以代替距离图阈值标准。从严格的高斯的拉普拉斯算子阈值标准开始，评估候选后继中心线点。如果没有找到可行后继点，则迭代地减小高斯的拉普拉斯算子的尺度，并且重新评估候选后继中心线点。如果在高斯的拉普拉斯算子尺度达到最小尺度后没有找到可行后继中心线点，则宣布找不到后继中心线点。

[0137] 返回参考图6，在识别出可行后继中心线点后，方法前进到620，在620处，对于可行后继中心线点计算成本函数。例如，可行后继中心线点的成本函数可以基于以下各项中的一项或多项来计算：

- [0138] (i) 起始点成本 (SP_{dist}) : 可行后继中心线点与起始中心点之间的距离；
- [0139] (ii) 结束点成本 (EP_{dist}) : 可行后继中心线点与结束中心点之间的距离；
- [0140] (iii) 管状度增益 (T_o) : 可行后继中心线点的体素的管状度测度 T_o (例如，参见公式 9)；
- [0141] (iv) 中位增益 (M_o) : 可行后继中心线点的体素的中位数值；
- [0142] (v) 遵守预测取向成本 (APO) : $1 -$ 预测取向向量和候选取向向量的向量点积；
- [0143] (vi) R_b 成本 (R_b) : 可行后继中心线点的体素的 R_b 度量值；以及
- [0144] (vii) 高斯的拉普拉斯算子 (LOG) 成本 : 可行后继中心线点的 LOG 值。

[0145] 返回参考图6，在计算了所识别的可行后继中心线点的成本函数之后，在625处，具有所计算的最低成本的可行后继中心线点被选择，并且被添加到胆管结构的一组预期中心线点中。然后，在630处，将所选择的点设置为当前中心线点。然后，确定(新的)当前中心线点是否是胆管结构的结束中心线点。如果当前中心线点不是胆管结构的结束中心线点，则方法循环回到615。然而，如果当前中心线点是胆管结构的结束中心线点，则图6的方法前进到640，在640处，在所示的示例中，胆管结构的该组预期中心线点被“清理”。

[0146] 这个步骤的目的是清理可能的“近周期”的一组预期中心线点。例如，如果所记录的当前中心线点与所记录的上游中心线点“n”个点存在直接连接，那么“近周期”的存在是很可能的，在这种情况下，在所记录的当前中心线点与上游第n个中心线点之间的所记录的虚假中心线点需要被去除。这是通过逐节点地遍历所记录的中心线点来实现的。例如，对于每个节点(所记录的中心线点)：

- [0147] (i) 向前看4个节点：
 - [0148] a. 计算第4个节点与当前节点之间的距离；
 - [0149] b. 如果距离小于或等于1.717个体素(3的平方根-每个维度中1个体素的增量，并且仍然连接到节点)，则去除第4个节点与当前节点之间的节点。
- [0150] (ii) 向前看3个节点：
 - [0151] a. 计算第4个节点与当前节点之间的距离；
 - [0152] b. 如果距离小于或等于1.717个体素，则去除第3个节点与当前节点之间的节点。
- [0153] (iii) 向前看2个节点：
 - [0154] a. 计算第2个节点与当前节点之间的距离；
 - [0155] b. 如果距离小于或等于1.717个体素，则去除第2个节点与当前节点之间的节点。

[0156] 返回参考图6，在清理了胆管结构的该组预期中心线点之后，图6的方法前进到645，在645处，在所示的示例中，所清理的中心线点被居中，并且在650处记录所居中的中心

线点。

[0157] 执行所清理的中心线点的居中,以确保由所找到的(所清理的)中心线点限定的所记录的中心线相对于分段管状胆管结构准确地居中。例如,这可以通过沿着所记录的中心线逐点地遍历来实现,并且对于每个所记录的中心线点:

[0158] (i) 使当前中心线点成为“锚节点”;

[0159] (ii) 使后续中心线点成为“优化节点”;

[0160] (iii) 计算从锚节点到优化节点的向量;

[0161] (iv) 在优化节点附近,搜索“更好”的候选位置,该“更好”的候选位置:

[0162] a. 具有更高的中位响应(更可能是中央体素);

[0163] b. 从锚节点到该位置的向量与从锚节点到优化节点的向量在相同的总方向上(保持总方向);以及

[0164] c. 连接到优化节点的下一个连接节点(保持连接),以及

[0165] (v) 如果满足这些标准,则用更好的候选位置替换优化节点。

[0166] 返回参考图6,在对中心线点进行居中和记录之后,图6中所示的方法在655处结束。

[0167] 图6的流程图准确地描述了如何构建胆管树的单个“支管”。然而,在实践中,存在对于支管构建多条可能路径的情况。在这种情况下,只有当到达“末端中心”点时,才能确定整体“最佳路径”。

[0168] 返回参考图4,在起始中心线点与结束中心线点之间定义了胆管结构的中心线点之后,方法前进到450,在450处,计算沿着胆管结构的长度的管宽度估计,所述管宽度估计例如对应于在步骤440处定义的每个中心线点。

[0169] 在一些示例性实施例中,对应于胆管结构的中心线点的管宽度估计可以按如下方式来计算。当对医学扫描数据执行管状增强时获得的对应于中心线点的体素的最大响应的尺度 σ (见图3)可被用来定义管宽度搜索半径。在一些示例中,每个位置的管宽度估计可以通过如下方式来计算:确定在相应位置处的胆管结构的横截面取向,并且确定胆管结构在所确定的横截面取向上的管宽度估计。例如,当对医学扫描数据执行管状增强时计算的对应于中心线点的体素的黑森(Hessian)矩阵内的二阶高斯导数的特征向量可被用来确定半径等于管宽度搜索半径的横截面搜索区域的取向。然后,在横截面搜索区域内对分段立体的非零体素(即被标记为形成管状结构的一部分的体素)执行搜索。然后,将圆形横截面面积模型 $\pi*r^2$ 设置为等于找到的非零体素的数量,并且计算半径 r 。然后,中心线点的管宽度可以被估计为 $2*r$ 。

[0170] 在计算了胆管结构的每个中心线点的管宽估计之后,图4的方法前进到460,在460处,识别沿着胆管结构的支管节点。

[0171] 图7示出了用于识别沿着胆管结构的支管节点的方法的示例的简化流程图700,例如可被植入在图4的步骤460处。图7的方法从710开始,并且前进到720,在720处,从分段立体中掩蔽当前胆管结构。以这种方式掩蔽当前胆管结构有助于检测从当前胆管结构分叉的其他胆管结构。根据本发明的一些示例性实施例,当前胆管结构的掩蔽可以通过对胆管结构的每个中心线点执行以下操作来实现:

[0172] (i) 计算中心线取向向量,连接当前中心线点与下一个中心线点;

[0173] (ii) 在当前中心线点处形成半径等于所估计的管宽度一半的搜索邻域;

[0174] (iii) 对于搜索邻域中的每个体素(候选位置):

[0175] a. 计算从当前中心线点到候选体素的向量;

[0176] b. 计算与中心线取向向量的向量点积;

[0177] c. 如果计算出的点积接近零(即位于垂直于中心线取向向量的平面上),则将(二进制)分段立体中的候选体素设置为零(掩蔽)。

[0178] 返回参考图7,在将当前胆管结构从分段立体中掩蔽后,方法前进到730,在730处,将当前胆管结构的起始中心线点设置为当前中心线点。在740处确定当前中心线点的管宽度估计,例如,如先前在图4的方法的步骤440处所计算的。然后,在750处,基于当前中心线点的管宽度估计,定义当前中心线点周围的环形(环形状)搜索区域。例如,环形搜索区域可以由等于管宽度估计的内半径和等于管宽度估计+ Δ (Δ 是预定义的搜索区域宽度)的外半径来定义。当对医学扫描数据执行管状增强时计算的对应于当前中心线点的体素的黑森(Hessian)矩阵内的二阶高斯导数的特征向量可被用来确定环形搜索区域的取向。然后,在760处,在搜索区域内识别支管节点位置并且记录。例如,环形搜索区域内的(掩蔽的)分段立体的非零体素可被用来识别分叉点。以这种方式,识别并且记录对应于分段立体内的所识别的管状结构的点,所述点位于沿着(掩蔽的)当前胆管结构的长度向外深 Δ 的区域内。

[0179] 识别并且记录了当前中心线点的支管节点后,方法前进到770,在770处,确定当前中心线点是否是当前胆管结构的结束中心线点。如果确定当前中心线点不是当前胆管结构的结束中心线点,则方法前进到780,在780处,将当前胆管结构的下一个中心线点设置为当前中心线点,并且方法循环回到740。以这种方式,所述方法迭代地识别并且记录当前胆管结构的所有中心线点的支管节点。

[0180] 识别并且记录了当前胆管结构的所有中心线点的支管节点后,方法在790处结束。

[0181] 重要的是,通过以这种方式识别支管节点,可以识别并且记录子胆管结构的起始中心线点。然后,例如通过图5中所示的方法,这些可被用来查找相应的子胆管结构的结束中心线点。然后,例如通过图6的方法,子胆管结构的起始中心线点和结束中心线点可被用来查找相应的子胆管结构的剩余中心线点,并且可以例如如上所述地计算子胆管结构的每个中心线点的管宽度估计。然后,可以例如通过图7的方法来识别子胆管结构的支管节点,以识别孙胆管结构的支管节点。

[0182] 因此,返回参考图4,在识别出当前胆管结构的支管节点后,识别出的支管节点可被用作“子”胆管结构的起始中心线点,并且所述方法可以对于每个识别出的支管节点循环回到430,以执行相应的子胆管结构的参数建模,如图4中虚线所示。

[0183] 在对识别出的胆管结构执行了参数建模后,图4中所示的方法前进到470,在470处,子胆管结构的中心线被合并回到它们从其分叉的各自的母胆管结构内的中心线点。以这种方式,可以形成胆管树形结构的中心线“骨架”结构。例如,对于每个识别出的支管(子)胆管结构:

[0184] - 计算局部取向向量,所述局部取向向量将分支胆管结构的第一(最接近母胆管结构)中心线点连接到分支胆管结构的第n个最接近中心线点;

[0185] - 识别与分支胆管结构的第一中心线点最接近的母胆管结构的中心线点;

[0186] - 定义一组母中心线点,该组母中心线点包括所识别的母胆管结构的最接近中心

线点、以及例如最接近中心线点上游和下游的10个中心线点；

[0187] -计算将该组母中心线点中的每个母中心线点连接到分支胆管结构的第一中心线点的支管取向向量；以及

[0188] -选择母胆管结构的中心线点作为分支胆管结构的起始中心线点，对于该母胆管结构的中心线点，局部取向向量和相应支管取向向量之间的向量点积产生最高值。

[0189] 在将所有支管节点合并回到母胆管结构的中心线点后，图4的方法在480处结束。

[0190] 因此，可以实施递归过程，由此可以使用上文所述和附图中所示的各种方法从肝管开始对完整的胆管树形结构进行参数化建模，由此可以生成完整的胆管树的分层参数模型，包括：

[0191] 1. 每个单独胆管结构的所定义的骨架(中心线)；

[0192] 2. 对每个胆管结构骨架的每个位置(中心线点)的管宽度估计；

[0193] 3. 各个胆管结构之间的母子关系；

[0194] 4. 每个胆管结构骨架上的分叉点的位置和取向。

[0195] 在生成了包括定量胆管树数据的胆管树的这种分层参数模型后，对于单个胆管可以计算拓扑度量。例如，可以设想，可以基于所获得的定量胆管树数据，特别是基于管宽度估计，执行对胆管树内指示特定结构特征(诸如狭窄、扩张和串珠)的变化模式的检测和量化。

[0196] 图8示出了检测和量化指示胆管结构内的狭窄和扩张的变化模式的方法的示例的简化流程图800。图8的方法从810开始，并且前进到820，在820处加载定量胆道树数据。在830处，从定量胆管树数据中提取感兴趣的胆管的管宽度估计。在所示的示例中，在840处平滑所提取的管宽度估计，以从管宽度估计数据中去除可能导致错误检测的噪声。例如，可以将高斯核应用于具有例如1的西格玛的管宽度估计。

[0197] 在平滑了管宽度估计数据之后，方法前进到850，在850处，在所示的示例中，将狭窄(“V”)检测窗口应用于经平滑的管宽度估计数据，以检测管宽度数据内指示感兴趣的胆管内的狭窄的变化模式。例如，对于沿着具有所估计的管宽度 W_k 的胆管的长度的任意点 P_k ，如果以下条件成立，则检测到狭窄：

$$[0198] \quad W_{k-2} > W_{k-1} > W_k < W_{k+1} < W_{k+2} \quad \text{公式10}$$

[0199] 接下来，将扩张(“Λ”)检测窗口应用于经平滑的管宽度估计数据，以检测管宽度数据内指示感兴趣的胆管内的扩张的变化模式。例如，对于沿着具有所估计的管宽度 W_k 的胆管的长度的任意点 P_k ，如果以下条件成立，则检测到扩张：

$$[0200] \quad W_{k-2} < W_{k-1} < W_k > W_{k+1} > W_{k+2} \quad \text{公式11}$$

[0201] 例如，也可以基于检测到的狭窄和扩张序列来检测串珠。然后，在870处，通过计算检测到的狭窄和扩张的定量度量，量化管宽度数据中检测到的指示狭窄和扩张的变化模式。例如，对于每个检测到的狭窄/扩张点 P_k ，首先将邻域的平均宽度 W_{avg} 计算为：

$$[0202] \quad W_{avg} = \frac{(W_{k-2} + W_{k+2})}{2.0} \quad \text{公式 12}$$

[0203] 对于每个检测到的狭窄，将狭窄的百分比计算为：

$$[0204] \quad \text{狭窄百分比} = 100 * (W_{avg} - W_k) / W_{avg} \quad \text{公式13}$$

[0205] 对于每个检测到的扩张,将扩张的百分比计算为:

$$[0206] \quad \text{扩张百分比} = 100 * (W_k - W_{\text{avg}}) / W_{\text{avg}} \quad \text{公式14}$$

[0207] 然后,在880处记录包括每个检测到的狭窄和扩张的位置和定量测度的狭窄数据和扩张数据,并且方法在890处结束。

[0208] 也可以根据定量胆道树数据来计算其他拓扑度量。例如,可以构想,可以计算以下拓扑曲折度度量中的一个或多个:

[0209] (i) 距离度量 (DM): 实际中心线长度(从中心线点到中心线点移动)与在起始中心线点和结束中心线点之间的线性距离之间的比率。

[0210] (ii) 拐点计数度量 (ICM): 对于3D曲线,拐点被定义为表现出最小总曲率的轨迹。为了检测拐点,如图9中所示,可以实现弗莱纳-塞雷 (Frenet-Serret) 帧,包括切线 (T)、法线 (N) 和副法线 (B) 单位向量,其中:

[0211] a. T是与曲线相切的单位向量,指向运动方向;

[0212] b. N是法线单位向量,是T相对于曲线的弧长参数的导数除以其长度;以及

[0213] c. B是副法线单位向量,是T和N的向量积。

[0214] (iii) 角度之和度量 (SOAM): 通过沿曲线对总曲率进行积分并且按路径长度将其归一化来计算。

[0215] 对于拐点计数度量,分解计算可以如下执行。可以通过点 P_{k-1} 和 P_{k+1} 之间的向量来估计点 P_k 处的速度向量 V 。点 P_k 处的加速度向量 A 由下式给出:

$$[0216] \quad A = T_2 - T_1 \quad \text{公式15}$$

[0217] 弗莱纳 (Frenet) 切线轴T是归一化的速度向量,由以下公式给出:

$$[0218] \quad T = V / |V| \quad \text{公式16}$$

[0219] 弗莱纳 (Frenet) 法线轴N是由下式给出的归一化向量:

$$[0220] \quad N = V \times A \times V / |V \times A \times V| \quad \text{公式17}$$

[0221] 弗莱纳 (Frenet) 副法线轴B是由下式给出的归一化向量:

$$[0222] \quad B = T \times N \quad \text{公式18}$$

[0223] 就弗莱纳 (Frenet) 帧分解而言,定义了拐点,在该拐点处,当帧通过曲线时,法线 (N) 和副法线 (B) 轴的取向改变接近180度。因此,可以通过识别点积的大的局部最大值来搜索3D拐点:

$$[0224] \quad \Delta N \cdot \Delta N \quad \text{公式19}$$

[0225] 其中, ΔN 表示与点 P_k 和 P_{k-1} 相关联的法向轴之差。所以,在拐点处,当单位向量N旋转180度时, ΔN 的长度接近2个单位。因此,通过拐点可产生大约等于4.0的 $\Delta N \cdot \Delta N$,而其他位置处的值在 10^{-2} 到 10^{-8} 的范围内。因此,如果 $\Delta N \cdot \Delta N > 1.0$,则可以将曲线上的点称为拐点。

[0226] 因此,拐点计数度量ICM可被定义为:

$$[0227] \quad \text{ICM} = \text{DM} * \text{拐点的数量} \quad \text{公式20}$$

[0228] 角度之和度量的计算可以如下。对于任意点 P_k ,向量T1、T2和T3被定义为:

$$[0229] \quad T1 = P_k - P_{k-1}$$

$$[0230] \quad T2 = P_{k+1} - P_k$$

$$[0231] \quad T3 = P_{k+2} - P_{k+1}$$

[0232] 面内曲率可以通过使用向量T1和T2来估计,点 P_k 处的面内角度(IP_k)由下式给出:

$$[0233] \quad IP_k = \cos^{-1}\left(\frac{T1}{|T1|} \cdot \frac{T2}{|T2|}\right) \quad \text{公式 21}$$

[0234] 点 P_k 处的扭转由密切平面与随后平面的表面法线之间的角度来表示,其中密切平面的表面法线为向量T1和T2的归一化向量积。正如弗莱纳(Frenet)法线和副法线轴在穿过拐点时颠倒方向一样,当 P_k 和 P_{k+1} 位于拐点的相对两侧时,两个连续密切平面的法线将指向相反的方向。点 P_k 处的扭转角(TP_k)由下式给出:

$$[0235] \quad TP_k = \cos^{-1}\left(\frac{(T1 \times T2 / |T1 \times T2|) \cdot (T2 \times T3)}{|T2 \times T3|}\right) \quad \text{公式 22}$$

[0236] 点 P_k 处的总角度(CP_k)由下式给出:

$$[0237] \quad CP_k = \sqrt{(IP_k \times IP_k) + (TP_k \times TP_k)} \quad \text{公式 23}$$

[0238] 角度之和度量将曲线的总曲折度计算为:

$$[0239] \quad SOAM = \left(\sum_{k=1}^{n-3} CP_k\right) / \left(\sum_{k=1}^{n-1} |P_k - P_{k-1}|\right) \quad \text{公式 24}$$

[0240] 三种拓扑度量(DM、ICM、SOAM)中的每种有其用途。ICM和SOAM能够区分不同频率的正弦状曲线。对于线圈状曲线,SOAM能够区分不同频率的线圈。对于不同振幅的曲线,DM和ICM能够有效区分。可以使用这三个度量为单个胆管分配曲折度值。

[0241] 根据本发明的一些示例性实施例,包括所生成的定量结构参数的定量胆道树数据可以与从患者的其他医学成像扫描数据(例如通过不同成像模态获得的数据)导出的数据结合使用。例如,在磁共振成像中,对T1松弛时间(恢复纵向磁化的时间)的准确测量特别令人感兴趣,因为已知这有助于组织表征和疾病检测。特别地,铁校正T1值已被证明与肝脏中的炎症和纤维化有非常好的相关性,如Banerjee R、Pavlidis M、Tunncliffe E等所著“Multiparametric magnetic resonance for non-invasive diagnosis of liver disease(肝病的非侵入性诊断的多参数磁共振)”中所述,2014年肝脏病学;60:69-77,其通过引用合并于此。

[0242] 胆管狭窄(PSC的标志)是对小胆管、中胆管和大胆管的进行性和慢性损伤的结果,伴有炎性和闭塞性同心导管周围纤维化(所谓洋葱皮)。早期PSC被认为是以胆管周围炎症和纤维化反应的增加为标志。因此,检测胆管周围炎症和纤维化的能力将为检测早期PSC提供非常强大的工具。

[0243] 图10示出了利用定量胆管树数据来检测胆管结构附近的炎症和纤维化的方法的示例的简化流程图1000,所述定量胆管树数据包括定量结构参数,诸如通过上文描述的各种方法产生的参数。方法从1010开始,并且前进到1020,在1020处加载MRCP立体扫描数据和T1立体扫描数据,MRCP立体扫描数据和T1立体扫描数据中的每一种都表示包含患者的肝脏和胆囊的立体。MRCP立体扫描数据包括定量胆管树数据(或以其他方式与定量胆管树数据相关联),该定量胆管树数据包括定义从MRCP数据导出的胆管树形结构的定量结构参数。

[0244] 胆囊的形状像锥形囊,几乎呈梨形,开口端通向胆管树。在解剖学上,胆囊分为三个部分:底部、本体和颈部:底部是面向本体前部的圆形末端;本体与肝脏接触,位于胆囊窝中,胆囊窝是肝脏底部的凹陷;颈部逐渐变细并且与胆囊管相连,胆囊管是胆管树的一部分。重要的是,在MRCP数据和T1数据两者中,胆囊都是清晰可见的。在MRCP和T1两者中对胆

囊的识别/分段用作解剖学标志,以用于执行T1立体和MRCP立体的配准。

[0245] 因此,然后在1030处执行对MRCP数据分段,以识别MRCP立体扫描数据内的胆囊结构。类似地,在1040处执行对T1数据分段,以识别T1立体扫描数据内的胆囊结构。然后,在1050处,在MRCP立体扫描数据和T1立体扫描数据之间执行配准,使用分段胆囊结构来“指导”配准过程。以这种方式,通过使用分段胆囊结构,可以实现MRCP立体扫描数据和T1立体扫描数据之间的可靠和准确的配准。在将MRCP立体扫描数据与T1立体扫描数据配准之后,在1060处,基于MRCP立体扫描数据和T1立体扫描数据之间的配准,将从MRCP立体扫描数据导出的胆管树形结构映射到T1立体扫描数据。然后,在1070处,使用T1立体扫描数据在胆管树形结构附近执行炎症和纤维化检测,并且在1080处记录在胆管树形结构附近检测到的狭窄和扩张。然后,方法在1090处结束。

[0246] 图11示出了可以根据本发明的示例进行调整的图像处理系统1100的示例的简化框图。系统1100包括被布置成执行各种处理功能的一个或多个处理设备1110。在一些示例性实施例中,处理设备1110中的一个或多个可以包括被布置为执行计算机程序代码的一个或多个处理器核。另外地/替选地,处理设备中的至少一个可以包括硬件处理设备,诸如专用集成电路(ASIC)设备或硬件加速器模块,其包括硬件电路,该硬件电路被布置为对提供给它的数据执行预定义处理。

[0247] 系统1100还包括一个或多个存储器元件1120。存储器元件1120可以包括一个或多个非暂态计算机程序产品,诸如,例如硬盘、诸如CD-ROM设备之类的光存储设备、磁存储设备、只读存储器、ROM、可编程只读存储器、PROM、可擦除可编程只读存储器、EPROM、电可擦除可编程只读存储器、EEPROM和闪存等。存储器元件1120可以另外地/替选地包括一个或多个易失性存储器元件,例如随机存取存储器(RAM)、高速缓冲存储器等。

[0248] 为简明起见和便于理解,以下将引用单个处理设备1110和单个存储器元件1120。然而,应当理解,对单个处理设备1110或单个存储器元件1120的这种引用旨在分别包括多个处理设备1110和多个存储器元件1120。

[0249] 存储器元件1120可以在其中存储要由处理设备1110执行的可执行计算机程序代码。存储器元件1120还可以在其中存储当执行计算机程序代码时要由处理设备1110访问和/或处理的数据。

[0250] 图11中所示的系统1100还包括一个或多个输出设备,用1130一般性地表示。例如,这样的输出设备可以包括显示设备、打印机设备、网络接口设备等。图11中所示的系统1100还包括一个或多个用户输入设备,用1140一般性地表示。例如,这样的输入设备可以包括键盘、小键盘、鼠标、触摸屏等。

[0251] 根据本发明的一些示例,处理设备1110被布置成例如根据上文参考附图描述的各种方法,从立体医学成像扫描数据生成胆管树形结构的定量数据。因此,处理设备1110被布置成:

[0252] 执行对所述医学成像扫描数据的立体的分段,以识别所述医学成像扫描数据的立体内的管状胆管结构;

[0253] 计算沿着所识别的管状胆管结构的长度的每个位置的一组定量结构参数;以及

[0254] 输出定量胆管树数据,所述定量胆管树数据包括所识别的管状胆管结构的该组定量结构参数。

[0255] 例如,处理设备1110可以被布置成执行存储在存储器元件1120内的计算机程序代码,以用于执行以上参考附图描述的各种方法的至少一些步骤。

[0256] 如图11中所示,图像处理系统1100可以可操作地耦合到至少一个数据存储设备1150,处理设备1110能够从该数据存储设备1150检索成像扫描数据,并且处理设备1110能够向该数据存储设备1150输出包括分段管状胆管结构的该组定量结构参数的定量胆管树数据。还可以设想,由图像处理系统1100在生成定量胆管树数据时生成的各种值、度量、测度和其他数据也可以集体或单独地输出到数据存储设备1150并且存储在数据存储设备1150中,这样的数据仅作为示例包括:

[0257] -黑森(Hessian)立体;

[0258] -特征向量;

[0259] - R_a 比率;

[0260] - R_b 比率;

[0261] -强度度量S;

[0262] -管状度测度($T_o/T_o(\sigma)$);

[0263] -尺度(σ);

[0264] -分段的(二进制化的)立体;

[0265] -中心线点;

[0266] -管宽度估计;

[0267] -支管节点;

[0268] -中位数值;

[0269] -狭窄和/或扩张数据;以及

[0270] -在胆管树形结构附近检测到的炎症和纤维化。

[0271] 图12示出了具有原发性硬化性胆管炎的患者胆管树1200的3D呈现的定量模型。支管的直径对应于在对MRCP扫描的分段和随后对所识别的管状结构的参数建模之后的胆管的直径。

[0272] 如上所述,本发明可以以用于在图像处理系统上运行的计算机程序来实现,至少包括用于当在可编程设备(诸如图像处理系统)上运行时执行根据本发明的方法的步骤、或者使可编程设备能够执行根据本发明的设备或系统的功能的代码部分。

[0273] 计算机程序是诸如特定应用程序和/或操作系统的指令列表。例如,计算机程序可以包括以下各项中的一种或多种:子例程、函数、过程、对象方法、对象实现、可执行应用程序、小程序、小服务程序、源代码、目标代码、共享库/动态加载库和/或为在计算机系统中执行而设计的其他指令序列。

[0274] 计算机程序可以内部存储在有形和非暂态的计算机可读存储介质上,或者经由计算机可读传输介质传输到计算机系统。全部或一些计算机程序可以在永久地、可移除地或远程地耦合到信息处理系统的计算机可读介质上提供。有形和非暂态的计算机可读介质可以包括,例如但不限于,任何数量的以下介质:包括磁盘和磁带存储介质的磁存储介质;光学存储介质,例如光盘介质(例如,CD-ROM、CD-R等)和数字视频盘存储介质;非易失性存储器存储介质,包括基于半导体的存储器单元,诸如闪存、EEPROM、EPROM、ROM;铁磁数字存储器;MRAM;易失性存储介质,包括寄存器、缓冲器或高速缓存、主存储器、RAM等。

[0275] 计算机进程通常包括正在执行(运行)的程序或程序的一部分、当前程序值和状态信息、以及由操作系统用来管理进程的执行的资源。操作系统(OS)是管理计算机资源的共享并且为程序员提供用来访问这些资源的接口的软件。操作系统处理系统数据和用户输入,并且通过将任务和内部系统资源作为服务分配并管理给系统的用户和程序来做出响应。

[0276] 在前述说明书中,已经参考本发明实施例的具体示例描述了本发明。然而,明显的是,在不偏离所附权利要求中阐述的本发明的范围的情况下,可以对其进行各种修改和改变,并且权利要求不限于上述具体示例。

[0277] 本领域技术人员将认识到,逻辑块之间的边界仅仅是说明性的,替选实施例可以合并逻辑块或电路元件,或者将功能的替选分解施加于各种逻辑块或电路元件。因此,应当理解,本文中所描述的架构仅仅是示例性的,实际上可以实现能够实现相同功能的许多其他架构。

[0278] 实现相同功能的部件的任何布置都有效地“关联”,从而实现期望的功能。因此,本文中组合以实现特定功能的任何两个部件可以被视为彼此“关联”,从而实现期望的功能,而与架构或中间部件无关。同样,如此关联的任何两个部件也可以被视为彼此“可操作地连接/或“可操作地耦合”,以实现期望的功能。

[0279] 此外,本领域技术人员将认识到,上述操作之间的边界仅仅是说明性的。多个操作可被组合成单个操作,单个操作可以分布在附加操作中,以及多个操作可以在时间上至少部分重叠地执行。此外,替选实施例还可以包括特定操作的多个实例,并且在各种其他实施例中可以改变操作的顺序。

[0280] 然而,其他修改、变型和替换也是可能的。因此,说明书和附图应被认为是说明性的而非限制性的意义。

[0281] 在权利要求书中,放在括号之间的任何参考符号不应该被解释为限制权利要求书。词语“包括”不排除权利要求中列出的元件或步骤之外的其他元件或步骤的存在。此外,本文中使用的术语“一”或“一个”被定义为一个或多个。此外,在权利要求中使用诸如“至少一个”和“一个或多个”这样的导引短语不应被解释为暗示通过不定冠词“一”或“一个”引入另一个权利要求元素将包含这样的引入的权利要求元素的任何特定权利要求限制为仅包含一个这样的元素的发明,即使同一权利要求包括导引短语“一个或多个”或“至少一个”以及不定冠词(诸如“一”或“一个”之类)。这也适用于定冠词的使用。除非另有说明,诸如“第一”和“第二”之类的术语用于任意地区分这样的术语所描述的元素。因此,这些术语不一定旨在指示这样的元素的时间或其他优先级。在相互不同的权利要求中记载某些度量这一事实不指示这些度量的组合不能被有利地使用。

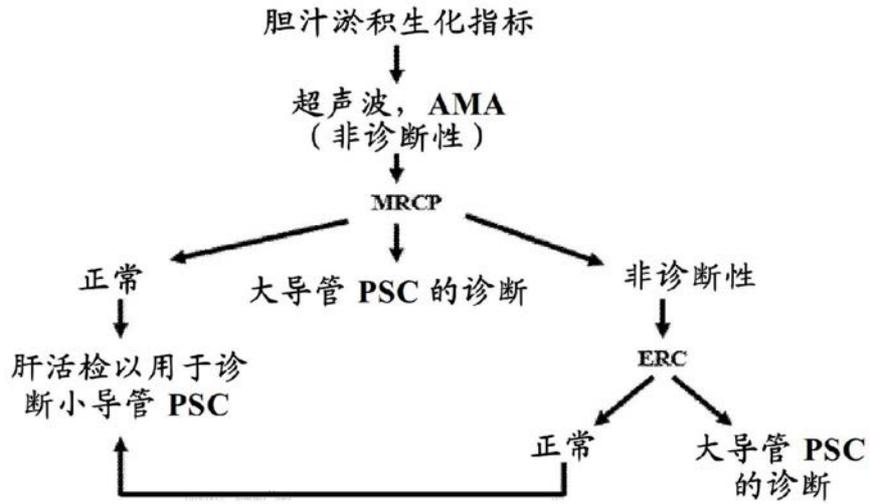


图1

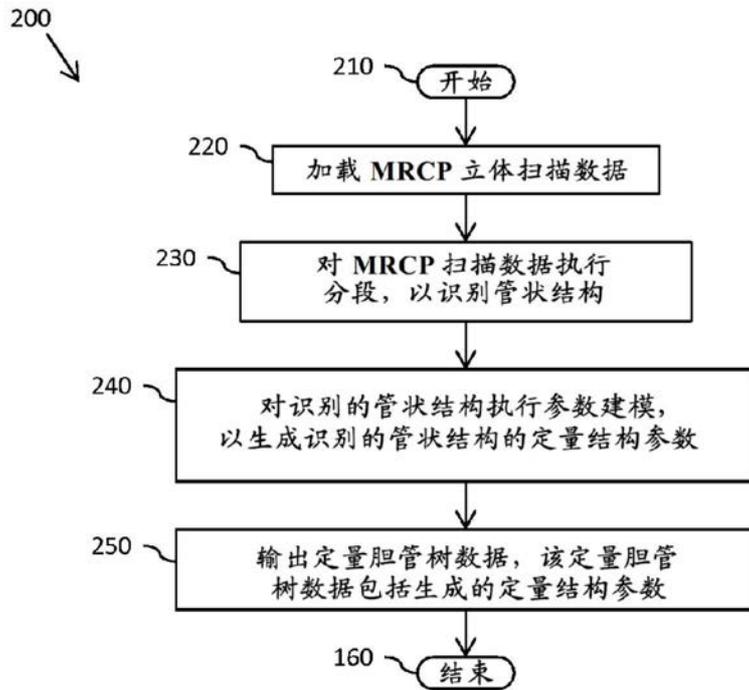


图2

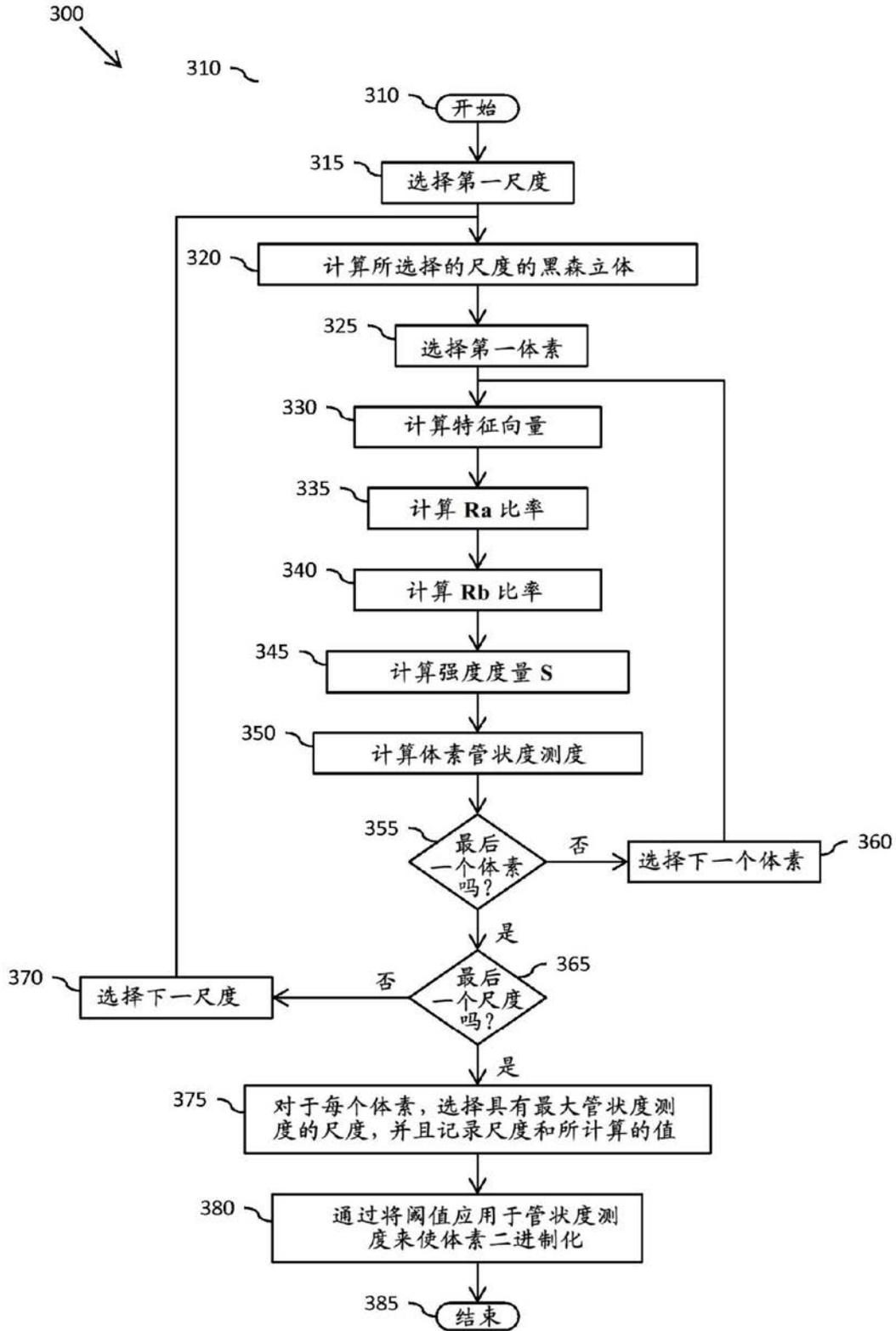


图3

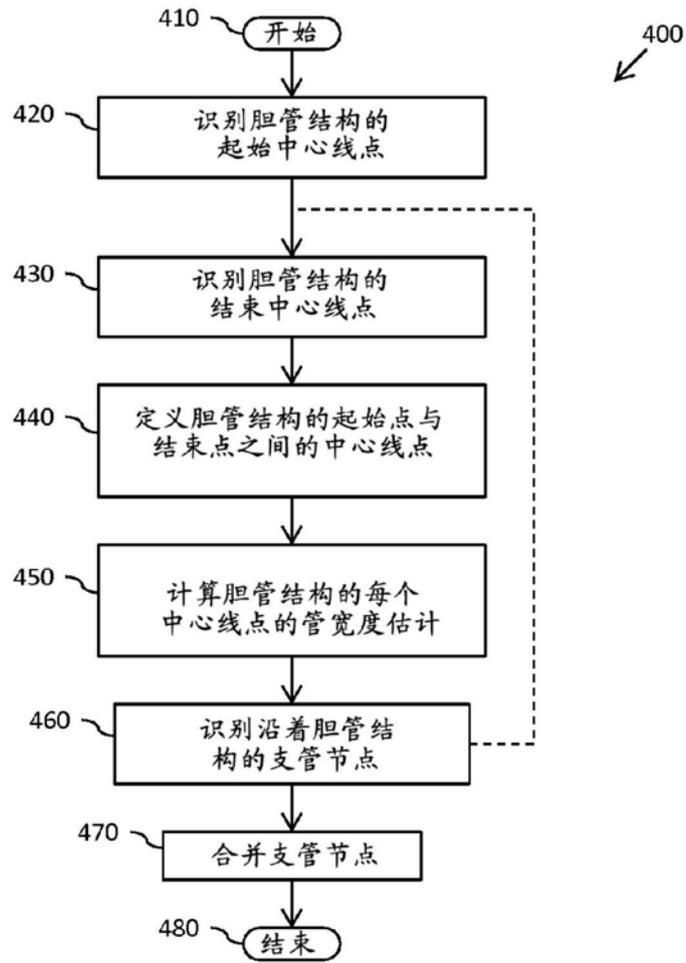


图4

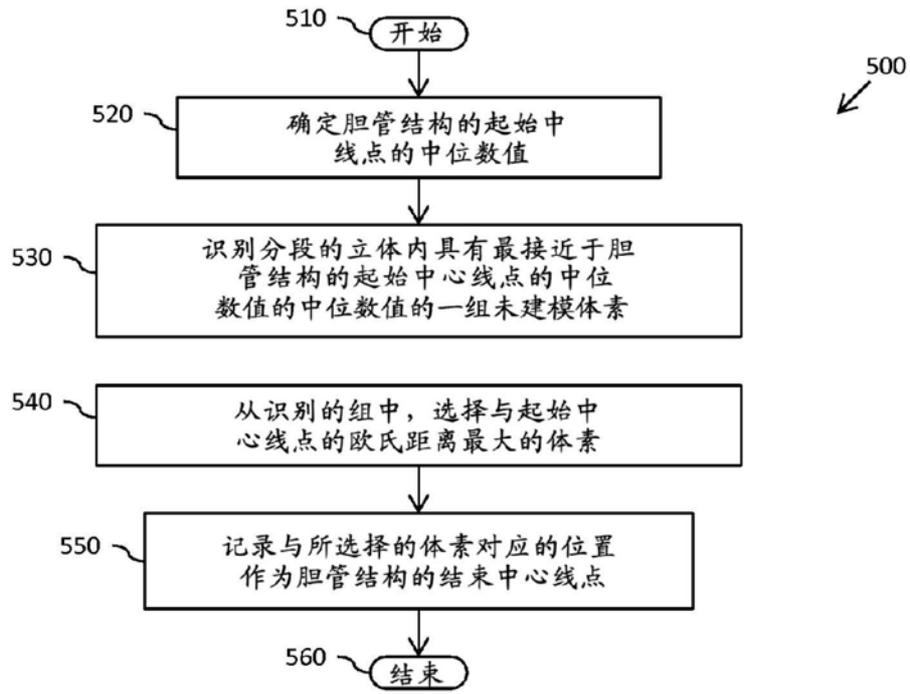


图5

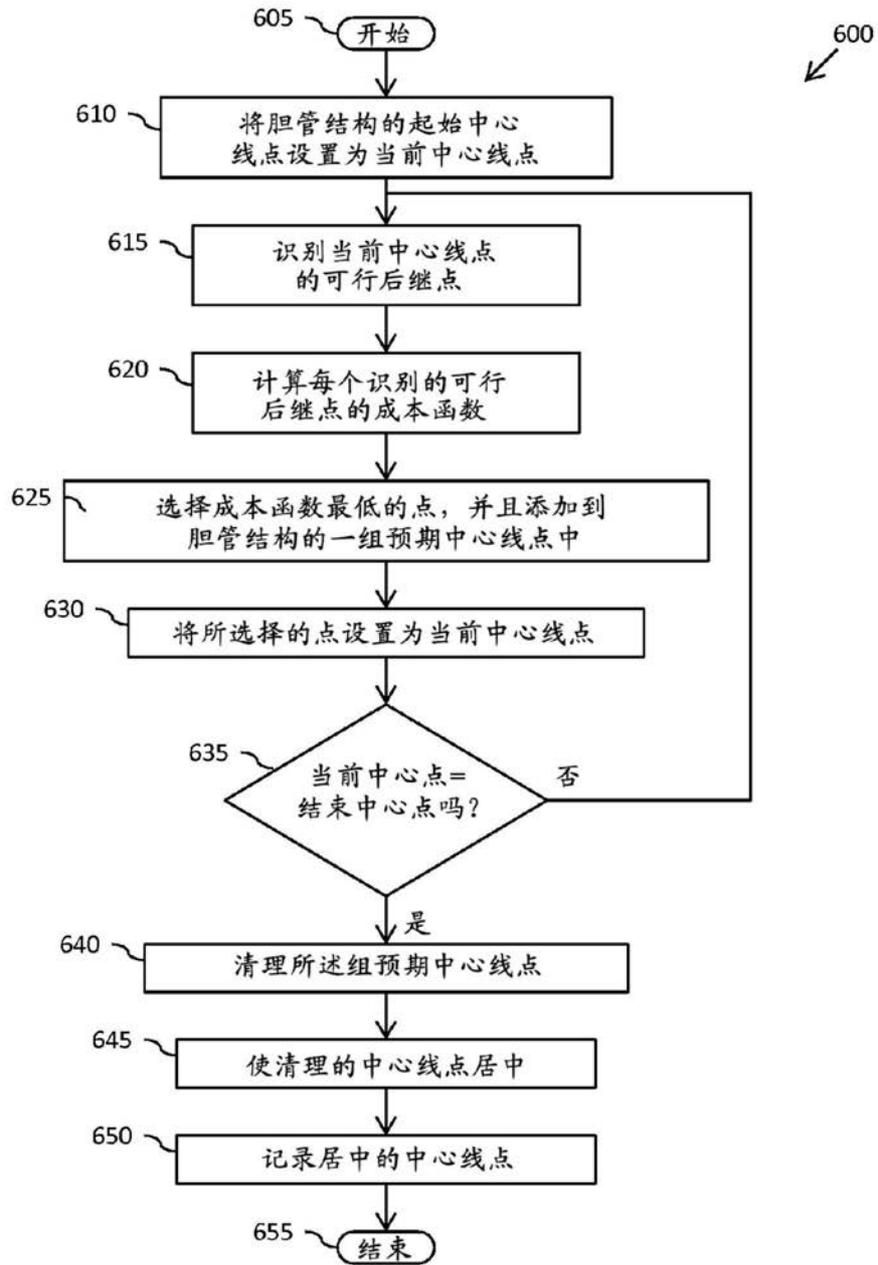


图6

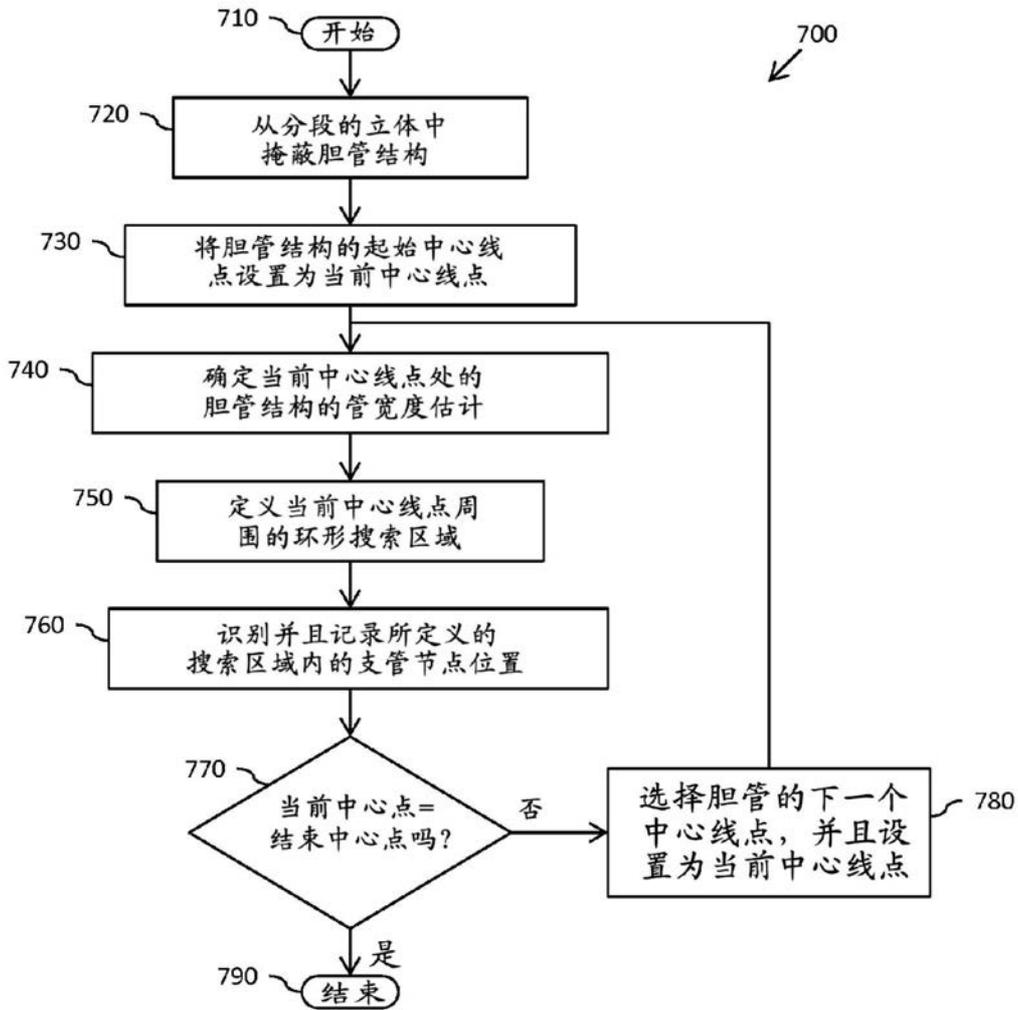


图7

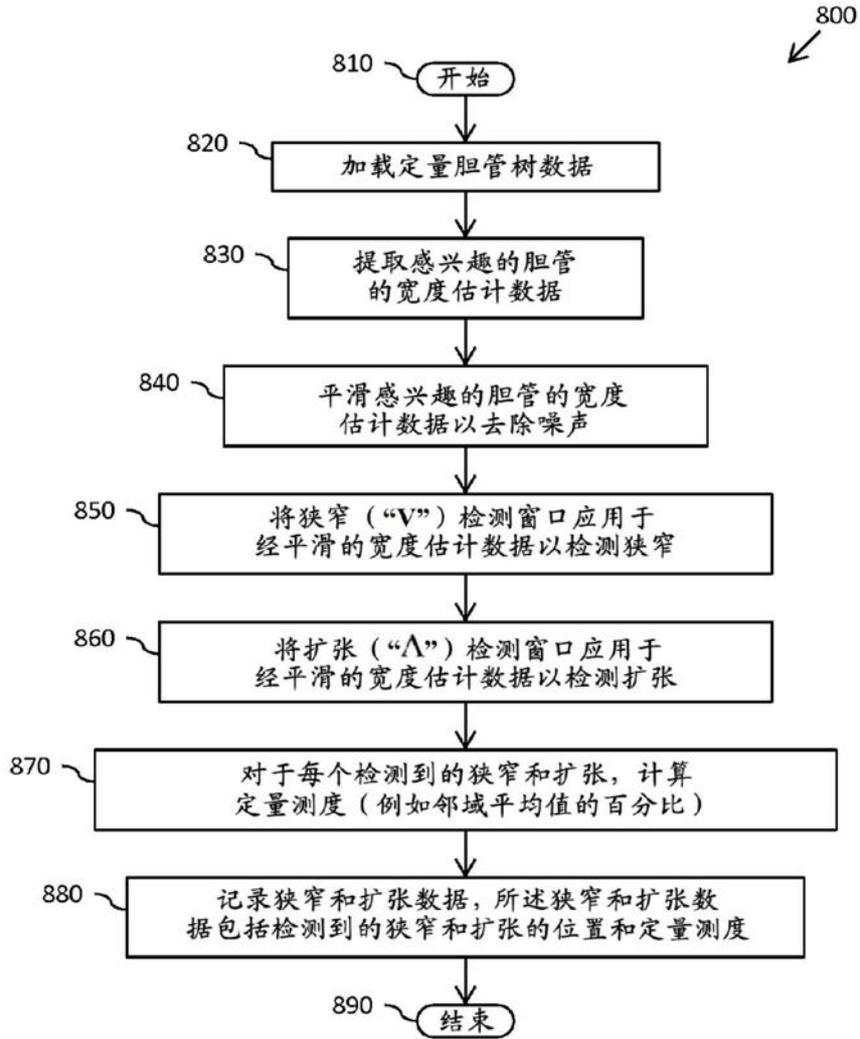


图8

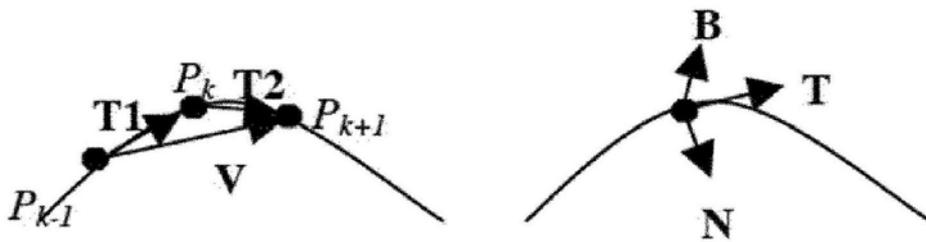


图9

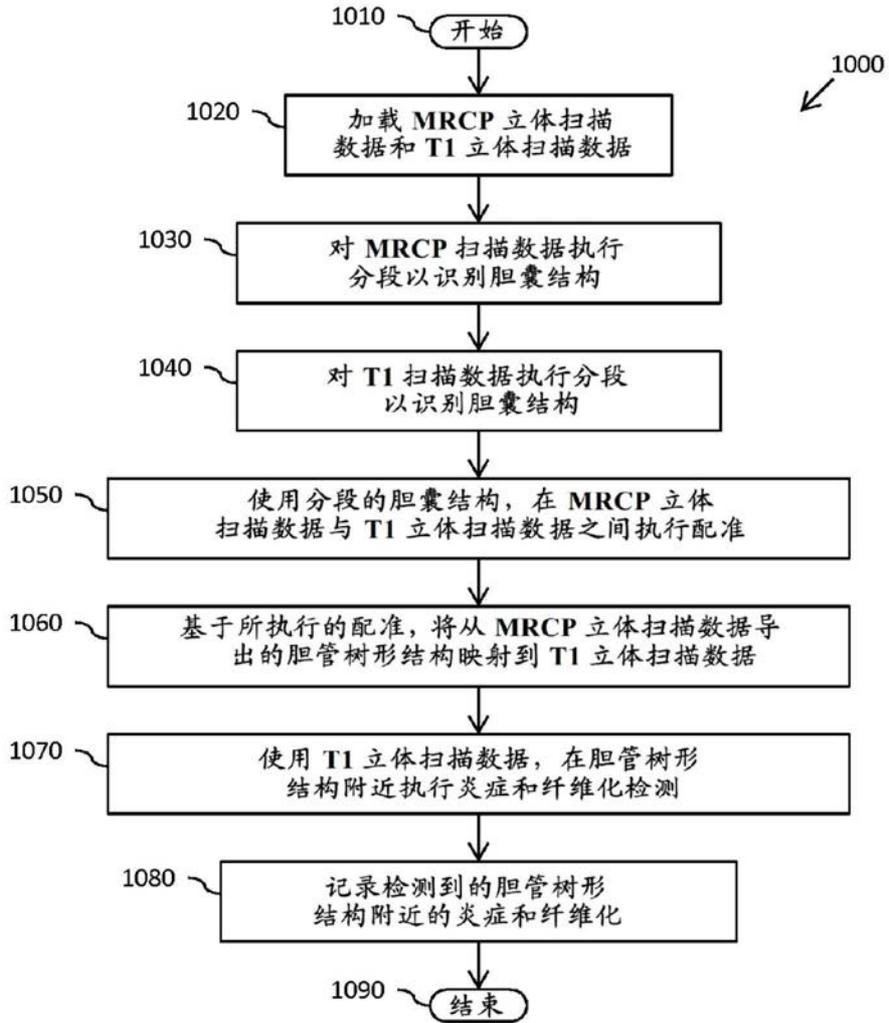


图10

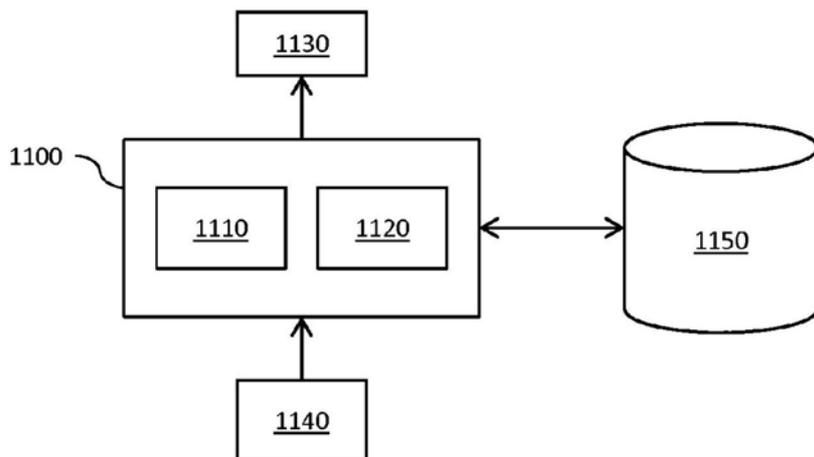


图11

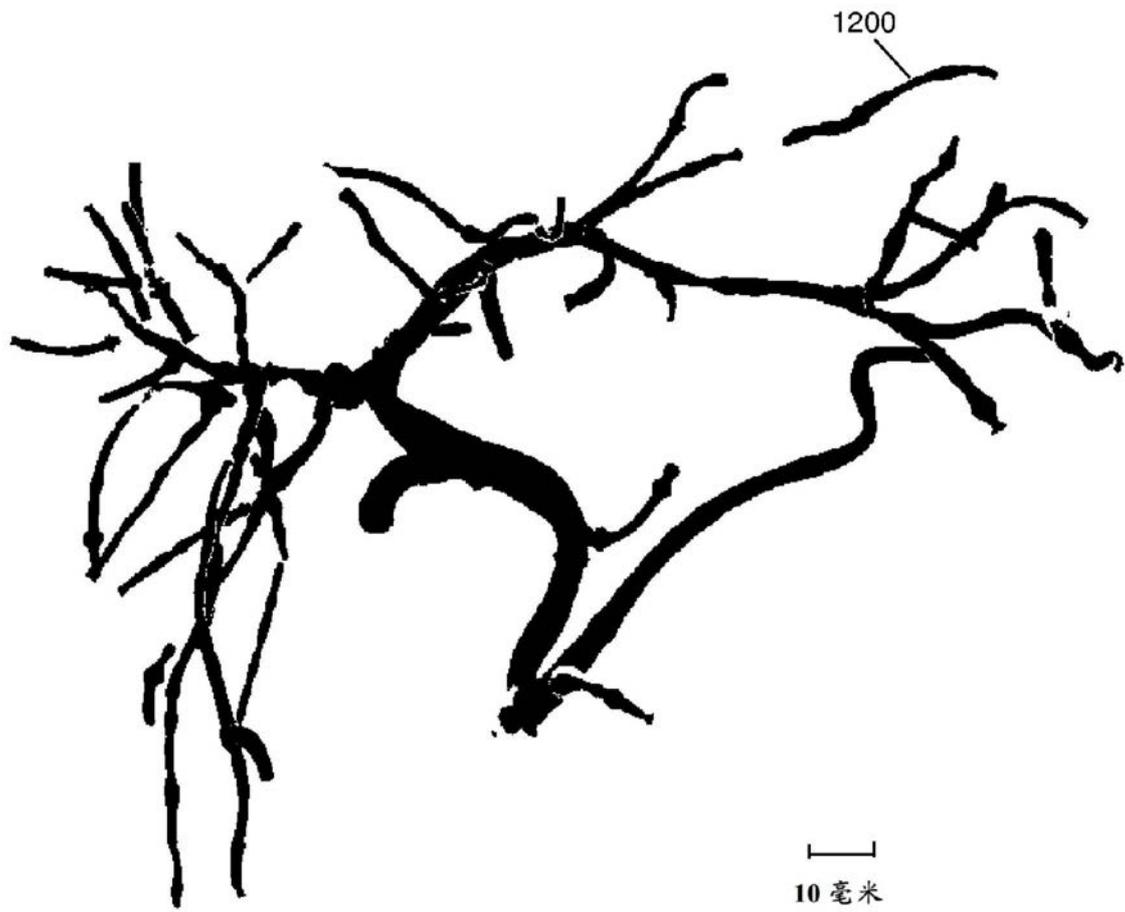


图12