



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107580470 B

(45) 授权公告日 2021.06.22

(21) 申请号 201680005857.X

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2016.01.06

72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

代理人 李光颖 王英

申请公布号 CN 107580470 A

(51) Int.CI.

A61B 6/00 (2006.01)

(43) 申请公布日 2018.01.12

A61B 6/03 (2006.01)

(30) 优先权数据

G16H 50/30 (2018.01)

62/103,721 2015.01.15 US

G16H 50/50 (2018.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 7/00 (2017.01)

2017.07.14

G16H 30/20 (2018.01)

G06T 7/62 (2017.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/IB2016/050043 2016.01.06

CN 204089830 U, 2015.01.07

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 1468305 A, 2004.01.14

W02016/113646 EN 2016.07.21

CN 101999002 A, 2011.03.30

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 101847208 A, 2010.09.29

地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2009/0099755 A1, 2009.04.16

(72) 发明人 L·戈申 Y·拉马什

US 2010/0149920 A1, 2010.06.17

审查员 陈雨羲

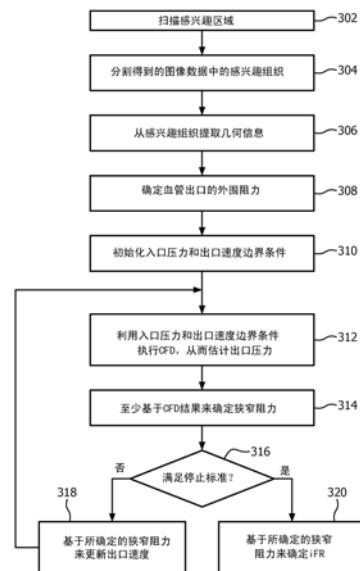
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

瞬时流量储备-计算机断层摄影

(57) 摘要

一种方法包括无创地确定瞬时无波比率度量，包括接收由成像系统生成的电子格式图像数据。图像数据包括具有表示具有狭窄的血管的强度的体素。所述方法还包括根据图像数据计算血管的出口的外围阻力。所述方法还包括基于边界条件的集合和计算流体动力学算法来计算血管入口的入口和血管的出口之间的狭窄的狭窄阻力。所述方法还包括计算瞬时无波比率度量。所述度量是基于狭窄阻力的数值，并且生成指示计算的瞬时无波比率度量的信号。



1. 一种用于通过数据分析器(120)无创地确定瞬时无波比率度量的方法,包括:

接收在舒张期的无波期期间由成像系统生成的电子格式图像数据,其中,所述图像数据包括具有表示具有狭窄的血管的强度的体素;

根据所述图像数据计算所述血管的出口的外围阻力;

基于边界条件的集合和计算流体动力学算法以及所述外围阻力来计算所述血管的入口与所述血管的所述出口之间的所述狭窄的狭窄阻力;并且

基于所述狭窄阻力来计算所述瞬时无波比率度量,其中,所述度量是数值,并生成指示所计算的瞬时无波比率度量的信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

从所述图像数据分割所述血管;

根据所分割的图像数据确定所述血管的出口的血管直径;

根据所分割的图像数据确定主要冠状动脉分支的分支直径;

使用机器学习来估计主要冠状动脉分支的分支阻力;并且

其中,所述外围阻力是基于所述血管直径、所述分支直径和所述分支阻力计算的。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述外围阻力被计算为由所述血管直径与所述分支直径的比率缩放的所述分支阻力。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述外围阻力被计算为由所述血管直径与所述分支直径的比率的立方根缩放的所述分支阻力。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中,所述边界条件的集合包括所述血管的入口处的压力和所述血管的输出处的速度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述计算流体动力学算法使用所述入口处的所述压力和所述输出处的所述速度作为输入参数来计算所述血管的所述出口处的估计的压力。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,计算所述狭窄阻力包括通过以下步骤迭代地计算所述狭窄阻力:

使所述边界条件初始化;

使用所述边界条件来执行所述计算流体动力学算法以计算所述出口的所述估计的压力;

估计经更新的狭窄阻力;并且

响应于所述经更新的狭窄阻力不满足预定停止标准而执行第二次迭代。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述预定停止标准包括将先前狭窄阻力和当前狭窄阻力之间的平方差的和最小化。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述第二次迭代包括:

基于所述经更新的狭窄阻力来计算所述出口处的经更新的速度;

使用所述入口处的所述压力和所述出口处的所述经更新的速度来执行所述计算流体动力学算法;

估计第二经更新的狭窄阻力;并且

响应于所述第二经更新的狭窄阻力不满足所述预定停止标准而执行另一次迭代。

10. 根据权利要求7所述的方法,还包括:

响应于所述经更新的狭窄阻力满足所述预定停止标准而基于所述狭窄阻力来计算所

述瞬时无波比率度量。

11. 根据权利要求1至10中的任一项所述的方法,还包括:

生成指示所述度量是否大于或小于预定阈值的分类信号,其中,高于所述阈值的度量值指示第一水平的狭窄,并且低于所述阈值的度量值指示第二水平的狭窄,其中,所述第一水平的所述狭窄比所述第二水平的所述狭窄更加严重。

12. 一种用于无创地确定瞬时无波比率度量的系统(120),包括:

参数确定器(208),其被配置为根据在舒张期的无波期期间由成像系统生成的图像数据来计算血管的出口的外围阻力,其中,所述图像数据包括具有表示具有狭窄的血管的强度的体素;

狭窄阻力确定器(210),其被配置为基于边界条件(212)的集合和计算流体动力学算法的结果以及所述外围阻力来计算所述血管的入口与所述血管的所述出口之间的所述血管的狭窄的狭窄阻力;以及

iFR确定器(220),其被配置为基于所述狭窄阻力来计算所述瞬时无波比率度量,其中,所述度量是数值,并且所述iFR确定器被配置为生成指示所计算的瞬时无波比率度量的信号。

13. 根据权利要求12所述的系统,还包括:

感兴趣组织识别器(202),其被配置为识别所述图像数据中的所述血管;

感兴趣组织几何结构提取器(206),其被配置为根据所述图像数据来确定所述血管的出口的血管直径和主要冠状动脉分支的分支直径,并且使用机器学习来确定主要冠状动脉分支的分支阻力;以及

所述参数确定器(208),其被配置为基于所述血管直径、所述分支直径和所述分支阻力根据图像数据来计算血管的出口的外围阻力。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述狭窄阻力确定器(210)被配置为将所述狭窄阻力计算为减去所述出口处的压力的所述入口处的压力与所述出口处的速度的比率。

15. 一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质,所述计算机可读指令在由根据权利要求12至14中的任一项所述的系统的处理器运行时令所述处理器执行根据权利要求1至11中的任一项所述的方法。

瞬时流量储备-计算机断层摄影

技术领域

[0001] 以下总体上涉及基于图像数据估计血管中的狭窄的瞬时无波比率或瞬时流量储备 (iFR) 度量, 并且尤其应用于计算机断层摄影 (CT) 来描述。

背景技术

[0002] 流量储备分数 (FFR) 是用于指示冠状动脉狭窄的功能意义的度量。其已在介入心脏病学流程的情况下被用于测量跨冠状动脉狭窄的压力差, 以确定狭窄是否阻碍血液流动, 并且因此阻碍针对心肌的氧气递送, 这可能导致心肌缺血。FFR是狭窄后的压力Pd相对于狭窄前的压力Pin的比率, 或Pd/Pin, 其是狭窄病变远端的最大血流量与相同血管中的正常最大流量的比率。在冠状动脉导管插入期间执行FFR。为此, 使用护套和导丝将导管插入到股动脉或桡动脉中。FFR使用线的尖端上的小传感器来测量压力、温度和流量, 以确定病变的确切严重性。这是在最大血流 (充血) 期间完成的。执行压力线的回拉, 并且记录跨血管的压力。

[0003] 瞬时无波比率或瞬时流量储备 (iFR) 是能够用于指示冠状动脉狭窄的功能意义的另一种测量。iFR被定义为舒张期的特定时段 (称为“无波期”) 上的Pd与Pin的比率。在该无波期期间, 影响冠状动脉血流的竞争力 (波) 是静止的, 意味着压力和流量以类似的方式变化, 这使得它们的比率 (即阻力) 与心脏周期的其余部分相比几乎恒定。iFR也使用侵入式冠状动脉压力线在心脏导管插入期间执行, 侵入式冠状动脉压力线被放置在要评估的冠状动脉中。FFR和iFR两者为零 (0) 至1 (1) 的范围中的值, 其中, 较高值指示非显著性或较不显著性狭窄, 并且较低值指示更显著的狭窄。遗憾的是, FFR和iFR两者都是侵入式流程, 并且因此易受范围从感染到死亡的并发症影响。

[0004] FFR-CT是一种无创流程, 其用于使用从无创心脏CT研究中提取的冠状动脉几何结构上的计算流体动力学 (CFD) 模拟来提供FFR的估计。遗憾的是, 基于CFD的FFR估计需要具有在心脏收缩和松弛期间发生的许多过渡效应的复杂的动态模拟以及具有可能导致高估计误差的许多不确定性的复杂模型。

发明内容

[0005] 本申请的方面解决上述问题和其他问题。

[0006] 根据一个方面, 一种方法包括用于无创地确定瞬时无波比率度量, 包括接收由成像系统生成的电子格式图像数据。图像数据包括具有表示具有狭窄的血管的强度的体素。所述方法还包括根据图像数据计算血管的出口的外围阻力。所述方法还包括基于边界条件的集合和计算流体动力学算法来计算血管入口的入口与血管的出口之间的狭窄的狭窄阻力。所述方法还包括计算瞬时无波比率度量。所述度量是数值, 基于狭窄阻力, 并且生成指示计算的瞬时无波比率度量的信号。

[0007] 在另一方面中, 一种用于无创地确定瞬时无波比率度量的系统, 参数确定器被配置为根据图像数据计算血管的出口的外围阻力。系统还包括狭窄阻力确定器, 所述狭窄阻

力确定器被配置为基于边界条件的集合和计算流体动力学算法的结果来计算血管入口的入口与血管的出口之间的血管的狭窄的狭窄阻力。所述系统还包括iFR确定器,所述iFR确定器被配置为基于所述狭窄阻力计算瞬时无波比率度量,其中,所述度量是数值,并且生成指示所计算的瞬时无波比率度量的信号。

[0008] 在另一方面中,一种计算机可读存储介质被编码有计算机可读指令,所述计算机可读指令在由计算系统的处理器运行时,令所述处理器:仅根据无创地确定的参数计算iFR度量,所述无创地确定的参数是基于计算机断层摄影图像数据和计算流体动力学算法无创地确定的。

[0009] 在阅读和理解了以下详细描述后,本领域普通技术人员将会理解本发明的另外的方面。

附图说明

[0010] 本发明可以采取各种部件和各部件布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅用于说明优选实施例,而不应被解释为对本发明的限制。

[0011] 图1示意性地图示了与数据分析器连接的成像系统。

[0012] 图2图示了图1的数据分析器的范例。

[0013] 图3图示了用于确定iFR度量的范例方法。

具体实施方式

[0014] 以下描述了基于根据心脏CT扫描估计的特定冠状动脉几何结构估计iFR度量的无创方法。图1示意性地示出了诸如CT扫描器的成像系统100。成像系统100包括大致固定的机架102和旋转机架104,旋转机架104由固定机架102可旋转地支撑并关于z轴围绕检查区域106旋转。

[0015] 诸如X射线管的辐射源110由旋转机架104可旋转地支撑,与旋转机架104一起旋转,并且发射穿过检查区域106的辐射。辐射敏感探测器阵列112跨检查区域106与辐射源110相对围成一角弧。辐射敏感探测器阵列112探测穿过检查区域106的辐射,并且生成投影数据,或者针对每个探测到的光子指示其的信号。

[0016] 重建器114重建投影,生成指示位于检查区域106中的对象或物体的被扫描部分的体积图像数据。操作者控制台116包括人类可读输出设备(例如监测器)和输入设备(诸如键盘、鼠标等)。驻留在控制台116上的软件允许操作者经由图形用户界面(GUI)或其它方式与扫描器100交互和/或操作扫描器100。

[0017] 诸如卧榻的对象支撑体119支撑检查区域106中的物体或对象。数据存储库118存储包括体积图像数据和/或投影数据的电子格式数据。数据存储库的范例包括影像归档和通信系统(PACS)、放射信息系统(RIS)、医院信息系统(HIS)、电子病历(EMR)、数据库、服务器等。

[0018] 数据分析器120被配置为处理表示包括狭窄的(一个或多个)感兴趣血管(例如,冠状动脉)的图像数据,其中,在舒张期的无波期期间采集图像数据。如下面更详细描述的,这样的处理包括使用CFD模拟估计血管出口处的外围阻力并且基于此来确定iFR度量。在舒张期中,冠状动脉压力和速度两者都单调减小。舒张无波期处的时间压力和速度可以使用线

性函数来近似。由压力和速度之间的比率定义的每个血管出口处的无波外围阻力近似恒定并且可以被估计。在舒张期的无波期期间的CFD模拟提供了狭窄的功能意义的快速估计。所得到的基于CT的iFR (iFR-CT) 度量导致狭窄的功能意义的更鲁棒和无创的估计。

[0019] 可以利用一个或多个计算系统的一个或多个处理器(例如,微处理器、中央处理单元等)来实施数据分析器120,所述计算系统运行被存储在一个或多个非暂态计算机可读存储介质(诸如物理存储器)中的一个或多个计算机可读指令。由一个或多个处理器处理的至少一个指令可以额外地或备选地由载波、信号和/或其他暂态介质承载。数据分析器120可以是控制台116的部分、成像系统100外部的计算系统,跨计算系统分布,为其组合等。

[0020] 图2图示了数据分析器120的范例。

[0021] 感兴趣组织(TOI)识别器202获得包括具有带表示感兴趣组织(TOI)204的强度的体素的图像数据作为输入,并且识别图像数据中的感兴趣组织204。感兴趣组织204可以通过指示用户选择的兴趣组织、缺省的兴趣组织等的信号来预先确定或识别。TOI识别器202可采用自动和/或手动方法来识别感兴趣组织。感兴趣组织的范例是管状组织,例如具有狭窄的血管。然而,感兴趣组织可以是其他组织。

[0022] TOI几何结构提取器206从所识别的兴趣组织提取几何信息。TOI识别器202可采用自动和/或手动方法来提取几何结构信息。通过范例,提取可以包括采用具有主动轮廓和针对冠状动脉血管调节的水平集的分割(其中,感兴趣组织是冠状动脉血管),之后是任选的额外的手动编辑以产生高质量分割。根据该提取和/或其他提取,可以确定冠状动脉血管的兴趣几何结构(例如,血管直径)。

[0023] 参数确定器208基于所提取的兴趣几何结构来确定至少一个参数。图示的参数确定器208被配置为估计血管出口处的外围阻力。为此,参数确定器208可以利用在将血液分布到组织中的生理规则,并考虑心脏CT扫描的特性和限制。例如,由于冠状动脉的远端部分可能处于切断的分辨率之下,所以可以发现代表性的切割点,使得出口面积与供应到由该动脉馈送的区域的血液的分数成比例。

[0024] 切割点选择的范例规则包括:狭窄后;最后分支不久之后;表示血管的面积;并且针对不同的分割器是不变的。本文还考虑了其他和/或不同的、更多或更少等的规则。可以关于主要冠状动脉分支基于比例定律估计特定出口的无波外围阻力,如等式1所示:

等式 1:

[0025]
$$R_i = R_{\text{主要}} \left(\frac{D_i}{D_{\text{主要}}} \right)^{-1/3},$$

[0026] 其中, R_i 表示兴趣出口的无波外围阻力, $R_{\text{主要}}$ 表示主要冠状动脉分支的阻力, D_i 表示兴趣出口处的直径, 并且 $D_{\text{主要}}$ 表示主要冠状动脉分支处的直径。可以通过机器学习和/或其他方法来估计 $R_{\text{主要}}$ 。

[0027] 狹窄阻力确定器210确定图像数据中的狭窄的阻力。在一个范例中,狭窄阻力确定器210基于边界条件212和等式2确定每个入口和每个出口之间的狭窄的阻力 r :

等式 2:

[0028]
$$r \approx \frac{P_{\text{入口}} - P_{\text{出口}} \left(CFD \left(P_{\text{入口}}, v_{\text{出口}} \right) \right)}{v_{\text{出口}}}$$

[0029] 其中, $P_{入口}$ 是边界条件并且表示入口处的压力, $v_{出口}$ 是边界条件并且表示出口处的速度, $P_{出口}$ 表示出口处的压力, 其基于CFD()来估计, CFD()是计算流体动力学算法, 该算法采取 $P_{入口}$ 和 $v_{出口}$ 作为输入。在一个实例中, 针对出口速度和入口压力的初始边界条件分别被设置为正常平均速度和压力值。(例如, 出口速度=40cm/s, 并且入口压力=100mmHg), 出口压力的边界条件可以被设置为零梯度, 并且通过CFD获得值。

[0030] CFD处理器214例如使用偏微分方程来执行计算流体动力学(CFD)模拟。通常, CFD是使用数值方法和/或算法来求解和分析涉及流体流动的问题的流体力学方法。CFD处理器214利用由边界条件定义的表面来执行计算。在一个实例中, 输出包括所有点处的压力的完整体积信息, 例如出口处的压力。在舒张无波期期间的CFD模拟不如其他时段期间复杂。

[0031] 使用等式2, 可以迭代地估计狭窄的阻力 r 。下面图示了 n ($n=1, \dots, N$) 次迭代上的范例迭代方法。边界条件 $P_{入口}$ 和 $v_{出口}$ 被初始化。在每次迭代期间, 利用当前边界条件执行CFD模拟, 生成 $P_{出口}^{(n)}$ 。计算经更新的估计阻力 $r^{(n+1)}$, 如等式3中所示:

等式 3:

$$[0032] r^{(n+1)} = \frac{P_{入口} - P_{出口}^{(n)}}{v_{出口}^{(n)}}.$$

[0033] 逻辑216检查是否已经满足停止标准。在一个实例中, 停止标准基于最小化当前阻力和先前阻力之间的平方差的和(sum of squares difference, SSD), 如等式4所示:

等式 4:

$$[0034] \sum_{所有_出口} SSD(R_c, R_p),$$

[0035] 其中, R_p 是目标阻力, 其使用数据库上的统计数据和机器学习技术来学习, R_c 表示出口处的实际(当前)阻力(优化期间)并且使用出口的速度和出口的压力在每次CFD迭代处被计算。针对给定的出口: $R_c = P_{出口}/V_{出口}$, 其中, $P_{出口}$ 从CFD迭代获得。等式4中的停止标准是 R_c 随着 R_p 的收敛。

[0036] 如果停止标准不满足, 则边界条件更新器218基于所计算的狭窄阻力 $r^{(n)}$ 更新边界条件 $v_{出口}$, 如等式5所示:

等式 5:

$$[0037] v_{出口}^{(n+1)} = \frac{P_{入口}}{R_i + r^{(n)}},$$

[0038] 并再次执行等式2、3和4。在等式5中, R_i 指代出口 i 处的外围阻力, r 指代入口和每个出口之间的狭窄的阻力。如果没有狭窄, 则 $r \sim 0$ 。

[0039] 如果满足停止标准, 则iFR确定器220基于所计算的狭窄阻力来确定iFR。通常, 在阻力 R_i 达到其目标值之后估计iFR度量。可以如等式6所示估计iFR度量:

等式 6:

$$[0040] iFR = \frac{P_d}{P_a},$$

[0041] 其中, P_a 是入口压力(或主动脉压力), 并且 P_d 是所讨论的狭窄的远端的模拟压力。

[0042] 上述允许无创、鲁棒的、准确和快速的模拟。此外，在对FFR-CT建模中的不确定性水平远远大于估计iFR-CT中，并且模拟iFR（在安静阶段处执行）比基于CFD的FFR估计简单得多。这样一来，iFR-CT导致狭窄的功能意义的更鲁棒的无创估计。此外，使用本文描述的接近，iFR估计被按数量级加速，例如从五（5）分钟到十（10）秒。

[0043] 图3图示了用于确定iFR度量的范例方法。

[0044] 应当意识到，以上动作的顺序不是限制性的。这样一来，本文预期了其他顺序。此外，可以省略一个或多个动作，和/或可以包括一个或多个额外的动作。

[0045] 在302处，扫描对象的区域。

[0046] 在304处，在来自扫描的图像数据中分割诸如具有狭窄的冠状动脉的兴趣组织。

[0047] 在306处，从兴趣组织提取诸如血管直径、血管半径等的几何信息。

[0048] 在308处，基于几何信息确定冠状动脉血管出口处的外围阻力。

[0049] 在310处，入口压力和出口速度边界条件被初始化。

[0050] 在312处，使用入口压力和出口速度边界条件执行CFD，从而估计出口压力。

[0051] 在314处，基于入口压力、出口速度和估计的出口压力计算狭窄阻力。

[0052] 在316处，检查停止标准。

[0053] 如果不满足停止标准，则在318处，基于所计算的狭窄阻力来更新出口速度，并且重复动作312-316。

[0054] 如果满足停止标准，则在320处估计iFR度量。

[0055] iFR度量可以被保存到非暂态存储器，被视觉呈现，被处理等。如本文所讨论的，iFR表示冠状动脉狭窄的功能意义，例如狭窄将阻碍针对心肌的氧递送的可能性。

[0056] 以上可以通过编码或嵌入在计算机可读存储介质上的计算机可读指令来实施，所述计算机可读指令在由（一个或多个）计算机处理器执行时令（一个或多个）处理器执行所描述的动作。额外地或备选地，计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他暂态介质承载。

[0057] 本文已经参考各种实施例描述了本发明。在阅读本文的描述后，其他人能够进行修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这些修改和变化，只要其在权利要求或其等价方案的范围内。

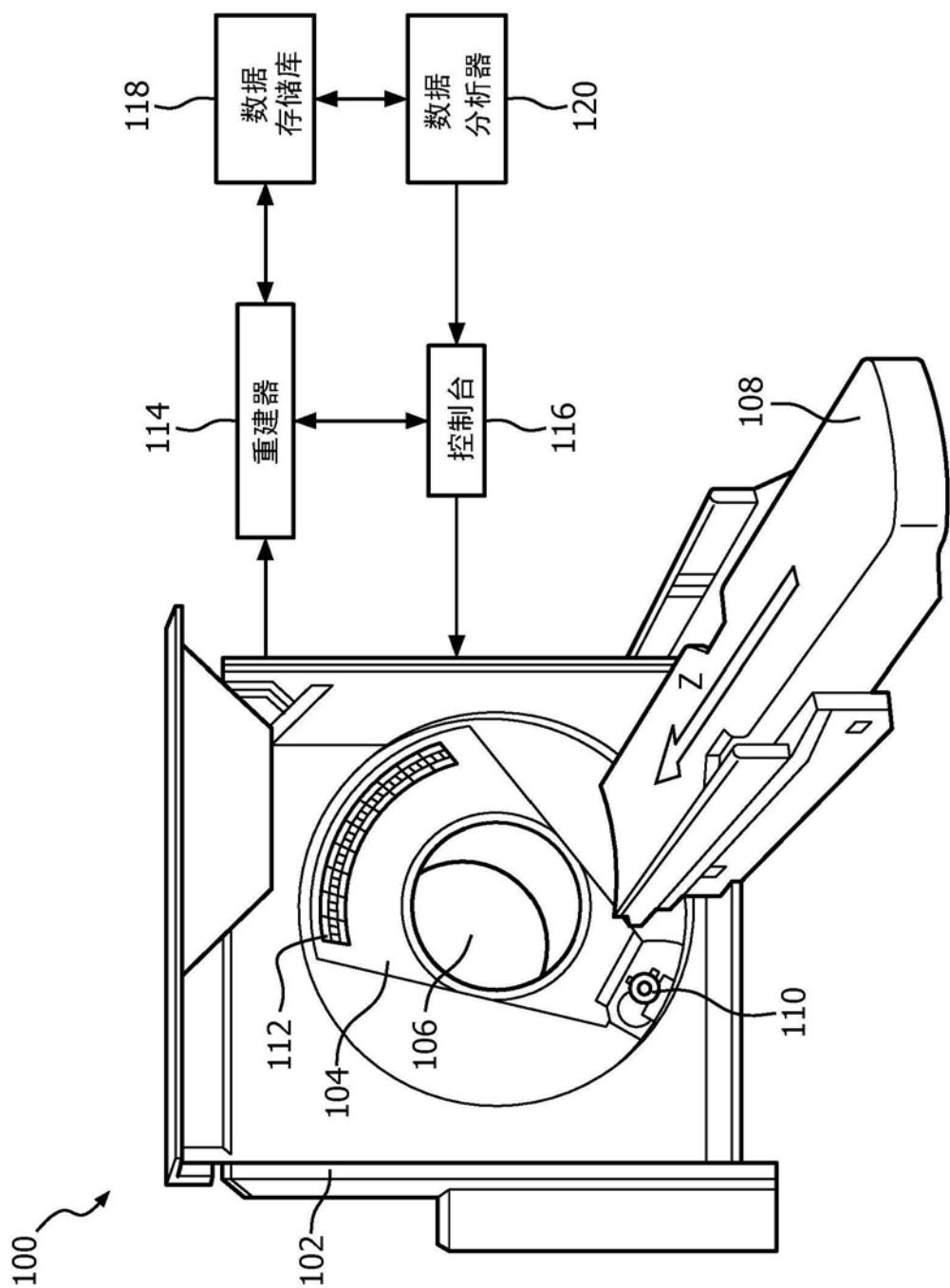


图1

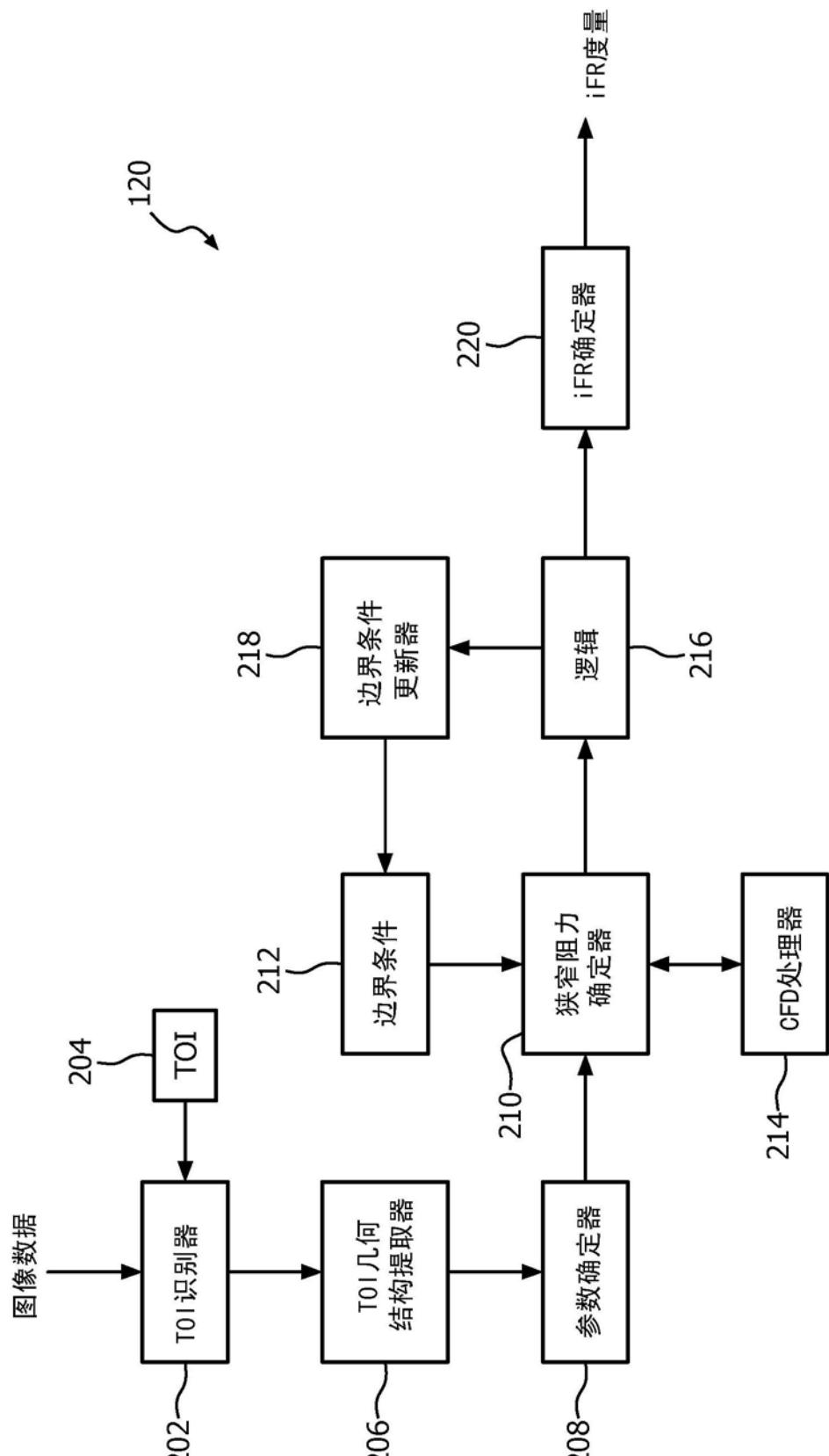


图2

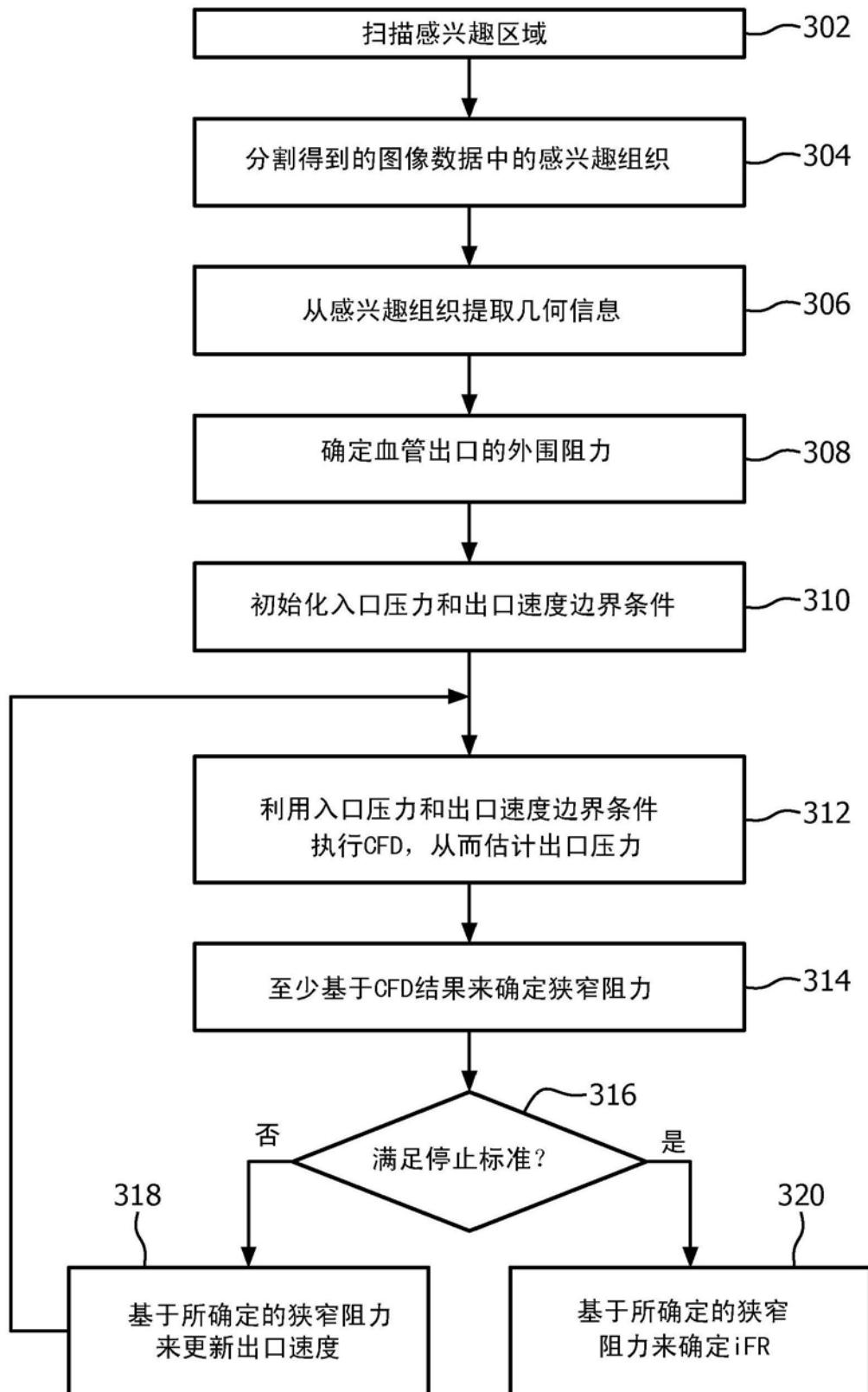


图3