



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103270513 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 28

(21) 申请号 201180048878. 7

崔吉浩 白英

(22) 申请日 2011. 07. 29

克里斯多佛·K·扎林什

(30) 优先权数据

(74) 专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018

61/401, 462 2010. 08. 12 US

代理人 康泉 王珍仙

61/401, 915 2010. 08. 20 US

61/402, 308 2010. 08. 26 US

61/402, 345 2010. 08. 27 US

61/404, 429 2010. 10. 01 US

13/013, 561 2011. 01. 25 US

(51) Int. Cl.

G06F 19/00 (2011. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 04. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/045869 2011. 07. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02012/021307 EN 2012. 02. 16

(71) 申请人 哈特弗罗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 查尔斯·A·泰勒 蒂莫西·A·方特

权利要求书18页 说明书46页 附图33页

(54) 发明名称

用于患者特异性血流建模的方法和系统

(57) 摘要

实施方案包括一种用于确定患者心血管信息的系统。所述系统可包括至少一个计算机系统,所述至少一个计算机系统被配置成接收关于所述患者的心脏几何形状的患者特异性数据,并且依据所述患者特异性数据来创建呈现所述患者心脏的至少一部分的三维模型。所述至少一个计算机系统还可被配置成创建有关所述患者心脏的血流特征的基于物理学的模型,并且依据所述三维模型和所述基于物理学的模型来确定所述患者心脏内的血流储备分数。

1. 一种用于确定患者心血管信息的系统,所述系统包括:
至少一个计算机系统,其被配置成:
接收关于所述患者的心脏的几何形状的患者特异性数据;
依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的心脏的至少一部分的三维模型;
创建有关所述患者的心脏的血流特征的基于物理学的模型;以及
依据所述三维模型和所述基于物理学的模型来确定所述患者的心脏内的血流储备分数。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中呈现所述患者的心脏的至少所述部分的所述三维模型包括主动脉的至少一部分,和源于所述主动脉的所述部分的多根冠状动脉的至少一部分。
3. 如权利要求 2 所述的系统,其中:
所述血流储备分数指示所述主动脉中压力和与所述多根冠状动脉中一个位置的之间的比率;以及
所述至少一个计算机系统被配置成确定在所述多根冠状动脉中多个位置的所述血流储备分数。
4. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述患者特异性数据包括成像数据。
5. 如权利要求 4 所述的系统,其中所述成像数据是由计算机断层摄影或磁共振成像技术提供。
6. 如权利要求 4 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成依据所述成像数据如下创建所述三维模型:使用所述成像数据来定位所述患者的心脏的冠状动脉内腔的边界。
7. 如权利要求 6 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成依据所述成像数据的强度值的变化来定位所述边界。
8. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述基于物理学的模型包括至少一个集中参数模型,所述集中参数模型呈现经过所述三维模型的边界的血流。
9. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成使用与充血程度、运动程度或药物治疗中至少一个相关的参数来确定所述血流储备分数。
10. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成使用与所述充血程度相关的参数来确定所述血流储备分数,并且所述参数和所述患者的冠状动脉阻力、所述患者的主动脉血压或所述患者的心率有关。
11. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性心血管信息的方法,所述方法包括:
将关于所述患者的心脏几何形状的患者特异性数据输入所述至少一个计算机系统中;
使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的心脏的至少一部分;
使用所述至少一个计算机系统来创建基于物理学的模型,所述基于物理学的模型是有关所述患者的心脏的血流特征;以及
使用所述至少一个计算机系统、依据所述三维模型和所述基于物理学的模型来确定所

述患者的心脏内的血流储备分数。

12. 如权利要求 11 所述的方法,所述方法还包括依据所述确定的血流储备分数来确定所述患者的心脏冠状动脉中功能上显著变窄的位置。

13. 如权利要求 11 所述的方法,其中呈现所述患者的心脏的至少所述部分的所述三维模型包括主动脉的至少一部分,和源于所述主动脉的所述部分的多根冠状动脉的至少一部分。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其中:

所述血流储备分数指示所述主动脉中压力和与所述多根冠状动脉中一个位置的之间的比率;以及

所述血流储备分数是在所述多根冠状动脉中的多个位置确定。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其中所述患者特异性数据包括所述患者的心脏的成像数据,并且创建所述三维模型包括使用所述成像数据来定位所述患者的心脏的所述多根冠状动脉的内腔边界。

16. 如权利要求 15 所述的方法,其中所述边界是依据所述成像数据中的强度值的变化来定位。

17. 一种用于至少一个计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

接收关于所述患者的心脏几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的心脏的至少一部分的三维模型;

创建有关所述患者的心脏的血流特征的基于物理学的模型;以及

依据所述三维模型和所述基于物理学的模型来确定所述患者的心脏内的血流储备分数。

18. 如权利要求 17 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括:

准备所述患者的心脏的三维模拟,所述三维模拟指示在所述心脏的冠状动脉中沿三维的多个位置的血流储备分数。

19. 如权利要求 18 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述血流储备分数是在所述三维模拟上使用颜色或色调指示,并且所述血流储备分数的变化是由颜色或色调的变化来指示。

20. 如权利要求 19 所述的非临时性计算机可读介质,其中:

其中呈现所述患者的心脏的至少所述部分的所述三维模型包括主动脉的至少一部分,和源于所述主动脉的所述部分的多根冠状动脉的至少一部分;以及

所述三维模拟指示在所述冠状动脉中多个位置的所述血流储备分数。

21. 一种用于为患者订治疗计划的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息;

修改所述三维模型 ;以及

依据所述经过修改的三维模型确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

22. 如权利要求 21 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成依据从用户接收的输入来修改所述三维模型,所述输入包括所述患者的治疗计划的选择。

23. 如权利要求 22 所述的系统,其中 :

所述所选治疗计划与所述患者的所述解剖结构几何形状的变化相关 ;以及

所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述所选治疗计划来修改所述三维模型。

24. 如权利要求 23 所述的系统,其中 :

所述接收的输入包括所述患者的所述解剖结构中用于改变所述解剖结构几何形状的位置,所述位置由所述用户选择 ;以及

所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述所选治疗计划和所述所选位置来修改所述三维模型。

25. 如权利要求 24 所述的系统,其中 :

所述所选治疗计划包括将血管内支架插入所述患者的所述所选位置的计划 ;以及

所述至少一个计算机系统还被配置成通过加宽由所述三维模型表示的内腔来修改所述三维模型。

26. 如权利要求 24 所述的系统,其中 :

所述所选治疗计划包括在所述患者的所述所选位置增加旁路的计划 ;以及

所述至少一个计算机系统还被配置成通过在所述三维模型中增加朝着内腔的第一旁路来修改所述三维模型。

27. 如权利要求 21 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成 :

确定在所述患者的所述解剖结构内的多个位置,所述第一信息和所述第二信息之间的差异。

28. 如权利要求 21 所述的系统,其中所述第一信息和所述第二信息中每一个都包括以下至少一个 :所述患者的所述解剖结构内的血压、血液速度、血液流动速率或血流储备分数。

29. 如权利要求 21 所述的系统,其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个 :所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

30. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于为患者订治疗计划的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括 :

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据 ;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型 ;

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息 ;以及

依据所述患者的所述解剖结构几何形状的所需变化来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

31. 如权利要求 30 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述方法还包括 :

依据从选择治疗计划的用户接收的输入来修改所述三维模型；以及
依据所述修改来确定所述第二信息。

32. 如权利要求 31 所述的非临时性计算机可读介质，其中：

所述所选治疗计划与所述患者的所述解剖结构几何形状的变化相关；以及
所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述所选治疗计划来修改所述三维模型。

33. 如权利要求 32 所述的非临时性计算机可读介质，其中：

所述接收的输入包括所述患者的所述解剖结构中用于改变所述解剖结构几何形状的位置，所述位置由所述用户选择；以及

所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述所选治疗计划和所述所选位置来修改所述三维模型。

34. 如权利要求 30 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述方法还包括：

确定在所述患者的所述解剖结构内的多个位置，所述第一信息和所述第二信息之间的差异。

35. 如权利要求 30 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述第一信息和所述第二信息中每一个都包括以下至少一个：所述患者的所述解剖结构内的血压、血液速度、血液流动速率或血流储备分数。

36. 如权利要求 30 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个：所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

37. 一种用于使用计算机系统为患者订治疗计划的方法，所述方法包括：

将关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中；

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型，所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分；

使用所述至少一个计算机系统、依据有关所述患者的所述生理条件的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息；

使用所述至少一个计算机系统来修改所述三维模型；以及

使用所述至少一个计算机系统、依据所述经过修改的三维模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

38. 如权利要求 37 所述的方法，所述方法还包括：

使用所述至少一个计算机系统来创建包括所述第一信息的三维模拟；以及

使用所述至少一个计算机系统来创建基于所述三维模拟的降阶模型；

其中所述第二信息是使用所述降阶模型来确定。

39. 如权利要求 38 所述的方法，其中所述降阶模型是集中参数模型。

40. 如权利要求 37 所述的方法，其中所述三维模型是依据从用户接收的第一输入来修改，所述第一输入指示由所述用户选择的第一治疗计划，并且所述方法还包括：

与所述第一输入独立地并且依据从所述用户接收的第二输入，使用所述至少一个计算机系统修改所述三维模型，所述第二输入指示由所述用户选择的第二治疗计划；以及

使用所述至少一个计算机系统、依据基于所述第二输入修改的所述三维模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第三信息；以及

通过比较所述第二信息和所述第三信息来比较所述第一治疗计划和第二治疗计划。

41. 一种用于为患者订治疗计划的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;

依据所述三维模型和关于所述患者的生理条件的信息来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息;

修改所述患者的所述生理条件;以及

依据所述患者的所述经过修改的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

42. 如权利要求 41 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成依据从用户接收的输入来修改所述患者的所述生理条件,所述输入包括所述患者的治疗计划的选择。

43. 如权利要求 42 所述的系统,其中:

所述所选治疗计划与以下至少一个的变化相关:所述患者的心输出量、运动程度、充血程度或药物治疗;以及

所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述所选治疗计划来修改所述患者的所述生理条件。

44. 如权利要求 43 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成如下修改所述患者的所述生理条件:改变有关经过所述患者的所述解剖结构的血流的参数。

45. 如权利要求 44 所述的系统,其中所述被改变的有关血流的参数包括冠状动脉阻力、主动脉血压或心率中至少一个。

46. 如权利要求 41 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

确定在所述患者的所述解剖结构内的多个位置,所述第一信息和所述第二信息之间的差异。

47. 如权利要求 41 所述的系统,其中所述第一信息和所述第二信息中每一个都包括以下至少一个:所述患者的所述解剖结构内的血压、血液速度、血液流动速率或血流储备分数。

48. 如权利要求 41 所述的系统,其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个:所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

49. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于为患者订治疗计划的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;

依据所述三维模型和关于所述患者的生理条件的信息来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息;以及

依据所述患者的所述生理条件的所需变化来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

50. 如权利要求 49 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述第二信息是依据所选治疗计划来确定,所述所选治疗计划与以下至少一个的变化相关:所述患者的心输出量、心率、心搏量、血压、运动或用力程度、充血程度或药物治疗。

51. 如权利要求 50 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述方法还包括如下修改所述患者的所述生理条件:改变有关经过所述患者的所述解剖结构的血流的参数。

52. 如权利要求 51 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述被改变的有关血流的参数包括冠状动脉阻力、主动脉血压或心率中至少一个。

53. 如权利要求 49 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述方法还包括:

确定在所述患者的所述解剖结构内的多个位置,所述第一信息和所述第二信息之间的差异。

54. 如权利要求 49 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述第一信息和所述第二信息中每一个都包括以下至少一个:所述患者的所述解剖结构内的血压、血液速度、血液流动速率或血流储备分数。

55. 如权利要求 49 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个:所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

56. 一种用于使用至少一个计算机系统为患者订治疗计划的方法,所述方法包括:

将关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述三维模型和关于所述患者的生理条件的信息来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的第一信息;

使用所述至少一个计算机系统来修改所述患者的所述生理条件;以及

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者的所述经过修改的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

57. 如权利要求 56 所述的方法,其中:

修改所述患者的所述生理条件包括改变有关经过所述患者的所述解剖结构的血流的参数;以及

所述改变的参数包括冠状动脉阻力、主动脉血压或心率中至少一个。

58. 如权利要求 56 所述的方法,所述方法还包括:

使用所述至少一个计算机系统创建包括所述第一信息的三维模拟;以及

使用所述至少一个计算机系统来创建基于所述三维模拟的降阶模型;

其中所述第二信息是使用所述降阶模型来确定。

59. 如权利要求 58 所述的方法,其中所述降阶模型是集中参数模型。

60. 如权利要求 56 所述的方法,其中修改所述患者的所述生理条件是依据从用户接收的第一输入,所述第一输入指示由所述用户选择的第一治疗计划,并且所述方法还包括:

与所述第一输入独立地并且依据从所述用户接收的第二输入,使用所述至少一个计算机系统修改所述患者的所述生理条件,所述第二输入指示由所述用户选择的第二治疗计划;以及

使用所述至少一个计算机系统、依据基于所述第二输入修改的所述生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第三信息；以及

通过比较所述第二信息和所述第三信息来比较所述第一治疗计划和第二治疗计划。

61. 一种用于确定患者特异性心血管信息的系统，所述系统包括：

至少一个计算机系统，其被配置成：

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据；

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型；

确定与经过所述患者的所述解剖结构的所述部分的总流量相关的总阻力；以及

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型，以及所述确定的总阻力来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息。

62. 如权利要求 61 所述的系统，其中：

所述患者的所述解剖结构包括主动脉的至少一部分，和源于所述主动脉的所述部分的多根冠状动脉的至少一部分；以及

所述总阻力与经过所述多根冠状动脉的总流出量相关。

63. 如权利要求 62 所述的系统，其中所述至少一个计算机系统还被配置成：

依据所述确定的总阻力来确定所述多根冠状动脉中每一根的个别阻力；以及

依据所述确定的个别阻力，通过将所述个别阻力并入所述基于物理学的模型中来确定关于所述血流特征的所述信息。

64. 如权利要求 63 所述的系统，其中所述至少一个计算机系统还被配置成：

接收所述患者的测量血压；以及

依据所述测量血压来确定所述总阻力。

65. 如权利要求 61 所述的系统，其中所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述解剖结构的至少一部分的确定质量或容量来确定经过所述解剖结构的所述部分的所述总流量。

66. 如权利要求 65 所述的系统，其中所述至少一个计算机系统还被配置成使用所述患者特异性数据来确定所述解剖结构的至少一部分的所述质量或容量。

67. 如权利要求 66 所述的系统，其中所述患者特异性数据包括成像数据，并且所述至少一个计算机系统还被配置成使用所述成像数据来确定所述解剖结构的至少一部分的所述质量或容量。

68. 如权利要求 61 所述的系统，其中所述信息包括所述患者的解剖结构内的血压、血液速度或血液流动速率。

69. 如权利要求 61 所述的系统，其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个：所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

70. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性心血管信息的方法，所述方法包括：

将关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据输入所述至少一个计算机系统中；

使用至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型，所述三维模型

呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分；

使用至少一个计算机来确定与经过所述患者的所述解剖结构的所述部分的总流量相关的总阻力；以及

使用至少一个计算机系统、依据有关所述患者的所述生理条件的所述三维模型、基于物理学的模型以及所述确定的总阻力来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息。

71. 如权利要求 70 所述的方法，所述方法还包括：

使用所述至少一个计算机系统、使用所述患者特异性数据来确定所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的质量或容量；以及

使用所述至少一个计算机系统、依据所述确定的质量或容量来确定所述总流量。

72. 如权利要求 71 所述的方法，其中所述患者的所述解剖结构是所述患者的心肌或脑部。

73. 如权利要求 71 所述的方法，所述方法还包括：

测量所述患者的血压，所述总阻力是依据所述测量血压来确定。

74. 如权利要求 73 所述的方法，其中所述患者的所述解剖结构包括多根连接动脉的至少一部分，并且所述方法还包括：

使用所述至少一个计算机系统、依据所述确定的总阻力来确定所述多根动脉中每一根的个别阻力。

75. 如权利要求 70 所述的方法，其中所述信息包括所述患者的解剖结构内的血压、血液速度或血液流动速率。

76. 如权利要求 70 所述的方法，其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个：所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

77. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质，其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令，所述方法包括：

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据；

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型；

确定与经过所述患者的所述解剖结构的所述部分的总流量相关的总阻力；以及

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型，以及所述确定的总阻力来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息。

78. 如权利要求 77 所述的非临时性计算机可读介质，其中

所述患者的所述解剖结构包括主动脉的至少一部分，和源于所述主动脉的所述部分的多根冠状动脉的至少一部分；以及

所述总阻力与经过所述多根冠状动脉的总流出量相关。

79. 如权利要求 77 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述方法还包括：

依据所述解剖结构的至少一部分的所确定质量或容量来确定经过所述解剖结构的所述部分的所述总流量。

80. 如权利要求 79 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述患者特异性数据包括成像数据，并且所述方法还包括：

使用所述成像数据来确定所述解剖结构的至少一部分的所述质量或容量。

81. 一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

允许远程用户访问网址;

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的至少一部分的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;

依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息;以及

向使用所述网址的所述远程用户传达关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息,所述三维模拟包括关于所述血流特征的所述确定的信息。

82. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

经由所述网址从为所述患者选择治疗计划的所述远程用户接收输入。

83. 如权利要求 82 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

依据所述接收的输入来修改所述三维模型或所述患者的所述生理条件中至少一个;以及

依据所述接收的输入来确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

84. 如权利要求 83 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

向使用所述网址的所述远程用户传达关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的第二个三维模拟的显示信息,所述第二个三维模拟包括关于所述血流特征的所述确定的第二信息。

85. 如权利要求 81 所述的系统,其中关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的所述信息是依据以下来进一步确定:所存储的有关所述患者的所述解剖结构的基于物理学的模型。

86. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个:所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

87. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述信息包括所述患者的解剖结构内的血压、血液速度或血液流动速率。

88. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

接收关于多个患者的患者特异性数据;以及

确定关于所述多个患者的所述血流特征的所述信息。

89. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成允许多个远程用户安全访问所述网址。

90. 如权利要求 81 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成使用所述网址向所述远程用户传达关于所述三维模型的显示信息。

91. 一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的方法,所述方法包括:

使用至少一个计算机系统允许远程用户访问网址;

使用所述至少一个计算机系统接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性

数据；

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型，所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分；

使用所述至少一个计算机系统、依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息；以及

使用所述至少一个计算机系统向使用所述网址的所述远程用户传达关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息，所述三维模拟包括关于所述血流特征的所述确定的信息。

92. 如权利要求 91 所述的方法，所述方法还包括使用所述至少一个计算机系统从为所述患者选择治疗计划、使用所述网址的所述远程用户接收输入。

93. 如权利要求 92 所述的方法，所述方法还包括：

使用所述至少一个计算机系统、依据所述接收的输入来修改所述三维模型或所述患者的所述生理条件中至少一个；以及

使用所述至少一个计算机系统、依据所述接收的输入来确定关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的所述血流特征的第二信息。

94. 如权利要求 93 所述的方法，所述方法还包括：

使用所述至少一个计算机系统向使用所述网址的所述远程用户传达关于所述患者的所述解剖结构的第二个三维模拟的显示信息，所述第二个三维模拟包括关于所述血流特征的所述确定的第二信息。

95. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质，其含有用于进行一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令，所述方法包括：

允许远程用户访问网址；

接收关于所述患者的解剖结构几何形状的患者特异性数据；

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型；

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息；以及

向使用所述网址的所述远程用户传达关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息，所述三维模拟包括关于所述血流特征的所述确定的信息。

96. 如权利要求 95 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述方法还包括：

使用所述网址从为所述患者选择治疗计划的所述远程用户接收输入。

97. 如权利要求 95 所述的非临时性计算机可读介质，其中关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的所述血流特征的所述信息是依据以下来进一步确定：所存储的有关所述患者的所述解剖结构的基于物理学的模型。

98. 如权利要求 95 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个：所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

99. 如权利要求 95 所述的非临时性计算机可读介质，其中所述方法还包括：

接收关于多个患者的患者特异性数据；以及

确定关于所述多个患者的所述血流特征的所述信息。

100. 如权利要求 95 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述至少一个计算机系统被配置成允许多个远程用户安全访问所述网址。

101. 一种用于确定患者特异性时变心血管信息的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

在不同时刻接收关于所述患者的解剖结构至少一部分的几何形状的时变患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;以及

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

102. 如权利要求 101 所述的系统,其中所述时变患者特异性数据涉及在不同时刻所述患者的所述解剖结构的所述几何形状。

103. 如权利要求 101 所述的系统,其中所述患者特异性数据包括在心动周期内不同时刻的成像数据。

104. 如权利要求 101 所述的系统,其中:

所述患者的所述解剖结构包括所述患者体内多根连接动脉的至少一部分;以及

所述患者特异性数据包括关于所述多根动脉的血管形状变化的信息。

105. 如权利要求 104 所述的系统,其中所述多根动脉位于所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中。

106. 如权利要求 101 所述的系统,其中所述血流特征包括血压、血液速度或血液流动速率中至少一个。

107. 如权利要求 101 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成:

确定关于在沿所述患者的所述解剖结构内三维的多个位置处所述血流特征随时间所述所述变化的信息。

108. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性时变心血管信息的方法,所述方法包括:

在不同时刻使用至少一个计算机系统来接收关于所述患者的解剖结构几何形状的时变患者特异性数据;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分;以及

使用所述至少一个计算机系统、依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和关于基于物理学的模型的所述信息来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

109. 如权利要求 108 所述的方法,所述方法还包括使用所述至少一个计算机系统来存储所述基于物理学的模型。

110. 如权利要求 108 所述的方法,其中所述患者的所述解剖结构包括以下至少一个:所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中多根动脉的一部分。

111. 如权利要求 108 所述的方法,其中所述时变患者特异性数据涉及在不同时刻所述患者的所述解剖结构的所述几何形状。

112. 如权利要求 108 所述的方法,其中所述患者特异性数据包括在心动周期内不同时刻的成像数据。

113. 如权利要求 108 所述的方法,其中:

所述患者的所述解剖结构包括所述患者体内多根连接动脉的至少一部分;以及
所述患者特异性数据包括关于所述多根动脉的血管形状变化的信息。

114. 如权利要求 113 所述的方法,其中所述多根动脉位于所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中。

115. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性时变心血管信息的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

在不同时刻接收关于所述患者的解剖结构几何形状的时变患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的至少一部分的三维模型;以及

依据有关所述患者的所述解剖结构的所述三维模型和关于基于物理学的模型的所述信息来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

116. 如权利要求 115 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述时变患者特异性数据涉及在不同时刻所述患者的所述解剖结构的所述几何形状。

117. 如权利要求 115 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述患者特异性数据包括在心动周期内不同时刻的成像数据。

118. 如权利要求 115 所述的非临时性计算机可读介质,其中:

所述患者的所述解剖结构包括所述患者体内多根连接动脉的至少一部分;以及
所述患者特异性数据包括关于所述多根动脉的血管形状变化的信息。

119. 如权利要求 118 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述多根动脉位于所述患者的心脏、颈部、头部、胸部、腹部、臂或腿中。

120. 如权利要求 115 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述血流特征包括血压、血液速度或血液流动速率中至少一个。

121. 一种用于确定患者心血管信息的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

接收关于所述患者的解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据,所述解剖结构包括血管的至少一部分;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的三维模型;

依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息;以及

鉴别所述血管内的斑块位置。

122. 如权利要求 121 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成确定所述斑块上应力、压力、力或应变中至少一个。

123. 如权利要求 121 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成评估所述斑块的破裂脆弱性。

124. 如权利要求 123 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成依据所述斑块上应力与所述斑块强度的比率来评估所述斑块的所述破裂脆弱性。

125. 如权利要求 124 所述的系统,其中:
所述强度是依据所述斑块的物质性质来确定;以及
所述应力包括由所述斑块上的血液动力学力或心脏运动诱导性应变造成的急性应力或积累应力。

126. 如权利要求 121 所述的系统,其中所述患者的所述生理条件包括以下至少一个:所述患者的心输出量、心率、心搏量、血压、运动或用力程度、充血程度或药物治疗。

127. 如权利要求 121 所述的系统,其中所述位置是由所述至少一个计算机系统或依据来自用户的输入来鉴别。

128. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者心血管信息的方法,所述方法包括:

使用至少一个计算机系统来接收关于所述患者的解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据,所述解剖结构包括血管的至少一部分;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流量特征的信息;以及

使用所述至少一个计算机系统来鉴别所述血管内的斑块。

129. 如权利要求 128 所述的方法,其中所述斑块是由所述至少一个计算机系统或依据来自用户的输入来鉴别。

130. 如权利要求 128 所述的方法,所述方法还包括计算以下至少一个:作用于所述斑块的表面的压力、力或剪应力。

131. 如权利要求 130 所述的方法,其中压力、力或剪应力中所述至少一个是依据关于所述血流特征的所述确定的信息来计算。

132. 如权利要求 128 所述的方法,其中所述血流特征包括血压、血液速度或血液流动速率中至少一个。

133. 如权利要求 128 所述的方法,其中所述患者特异性数据包括关于所述患者的所述解剖结构的至少所述部分的所述几何形状在不同时刻的时变数据,并且所述方法还包括:
确定关于所述斑块随时间变形的信息。

134. 如权利要求 133 所述的方法,其中关于所述斑块随时间变形的所述信息包括纵向变长、纵向缩短、扭曲、径向膨胀、径向压缩或弯曲中至少一个。

135. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者心血管信息的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

接收关于所述患者的解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据,所述解剖结构包括血管的至少一部分;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的三维模型;

依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于所述患者的所述解剖结构内血流特征的信息;以及

鉴别所述血管内的斑块位置。

136. 如权利要求 135 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述解剖结构包括多根动

脉的至少一部分,和与所述多根动脉的至少一部分连接的组织,并且所述方法还包括:

鉴别受所述斑块可能破裂影响的所述解剖结构的组织片段。

137. 如权利要求 136 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括确定在所述可能破裂后所述斑块的可能路径。

138. 如权利要求 136 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括依据以下至少一个来确定所述组织片段是否能够受所述斑块的所述可能破裂的影响:所述斑块的尺寸,或在所述斑块下游的所述血管的至少一部分的尺寸。

139. 如权利要求 136 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括提供多个组织片段中每一个的视觉指示物,各视觉指示物指示所述斑块的所述可能破裂影响所述各别组织片段的概率。

140. 如权利要求 135 所述的非临时性计算机可读介质,其中所述解剖结构包括多根动脉的至少一部分,和与所述多根动脉的至少一部分连接的组织,并且所述方法还包括:

确定流向所述组织的至少一部分的血流由所述斑块可能破裂造成的变化。

141. 一种用于确定患者心血管信息的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

接收关于所述患者的解剖结构至少一部分的几何形状的患者特异性数据,所述解剖结构包括多根动脉的至少一部分,和与所述多根动脉的至少一部分连接的组织;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的三维模型;

将呈现所述组织的所述三维模型的至少一部分分成片段;以及

依据所述三维模型和所述患者的生理条件来确定关于与所述片段中至少一个相关的血流特征的信息。

142. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述血流特征包括进入所述至少一个片段中的血流。

143. 如权利要求 141 所述的系统,其中:

所述至少一个计算机系统还被配置成将所述片段中至少一个细分成子段;以及

所述血流特征包括进入所述子段中至少一个中的血流。

144. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成细分所述片段直到获得所需分解为止。

145. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述组织是在所述多根动脉的下游。

146. 如权利要求 141 所述的系统,其中:

所述多根动脉至少部分位于所述患者的头部或心脏中;以及

所述组织包括心肌组织或脑组织。

147. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成依据以下来确定所述片段的尺寸:与所述各别片段连接的所述多根动脉的至少一根动脉的尺寸。

148. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述患者的所述生理条件包括以下至少一个:所述患者的心输出量、心率、心搏量、血压、运动或用力程度、充血程度或药物治疗。

149. 如权利要求 141 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统还被配置成准备所述解剖结构的三维模拟,所述三维模拟指示关于与多个所述片段相关的所述血流特征的所述信息。

150. 如权利要求 149 所述的系统,其中所述血流特征包括进入所述各别片段中的血流,并且进入所述各别片段中的所述血流的变化是由颜色或色调变化来指示。

151. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者心血管信息的方法,所述方法包括:

使用至少一个计算机系统来接收关于所述患者的解剖结构至少一部分的几何形状的患者特异性数据,所述解剖结构包括多根动脉的至少一部分,和与所述多根动脉的至少一部分连接的组织;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的所述解剖结构;

使用所述至少一个计算机系统来扩展所述三维模型以形成扩充模型;

使用所述至少一个计算机系统将呈现所述组织的所述扩充模型的至少一部分分成片段;以及

使用所述至少一个计算机系统、依据所述扩充模型和所述患者的生理条件来确定关于与所述片段中至少一个相关的血流特征的信息。

152. 如权利要求 151 所述的方法,其中:

扩展所述三维模型包括扩展所述三维模型中包括的所述动脉中至少一根;

分割所述扩充模型的所述至少一个部分包括将所述至少一根动脉的扩展部分分成片段;以及

关于所述血流特征的所述信息与所述扩展部分的所述片段中至少一个相关。

153. 如权利要求 151 所述的方法,其中:

扩展所述三维模型包括创建与所述三维模型中包括的所述动脉中至少一个连接的动脉的其它分支;

分割所述扩充模型的所述至少一个部分包括将所述其它分支中至少一个分成片段;以及

关于所述血流特征的所述信息与所述至少一个其它分支的所述片段中至少一个相关。

154. 如权利要求 151 所述的方法,所述方法还包括依据以下来确定所述片的尺寸:与所述各别片段连接的所述多根动脉的至少一根动脉的尺寸。

155. 如权利要求 151 所述的方法,所述方法还包括依据以下来确定所述片的尺寸:与所述各别片段连接的多根邻近动脉的尺寸。

156. 如权利要求 151 所述的方法,其中:

所述多根动脉至少部分位于所述患者的头部或心脏中;

所述组织包括心脏组织或脑组织;以及

扩展所述三维模型以使所述三维模型中包括的所述多根动脉的至少一根动脉沿所述心脏组织或所述脑组织或在所述心脏组织或所述脑组织内得到延伸。

157. 一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者心血管信息的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

接收关于所述患者的解剖结构至少一部分的几何形状的患者特异性数据,所述解剖结构包括多根动脉的至少一部分,和与所述多根动脉的至少一部分连接的组织;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的所述解剖结构的三维模型;

将呈现所述组织的所述三维模型的至少一部分分成片段；以及
依据有关所述解剖结构的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于与所述片段中至少一个相关的血流特征的信息。

158. 如权利要求 157 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括:

关于在所述解剖结构中多个位置的所述血流特征,比较所述确定信息与测量信息;以及

反应于所述比较来调整所述三维模型或所述基于物理学的模型。

159. 如权利要求 158 所述的非临时性计算机可读介质,其中:

其中所述基于物理学的模型包括至少一个集中参数模型,所述集中参数模型呈现经过所述三维模型的边界的血流,以及

所述至少一个集中参数模型是依据所述比较来调整。

160. 如权利要求 158 所述的非临时性计算机可读介质,其中调整所述三维模型或所述基于物理学的模型,直到所述确定信息和所述测量信息之间的差异低于阈限值为止。

161. 如权利要求 158 所述的非临时性计算机可读介质,其中:

如下调整所述三维模型:扩展所述三维模型,直到所述确定信息和所述测量信息之间的差异低于阈限值为止。

162. 一种用于确定患者心血管信息的系统,所述系统包括:

至少一个计算机系统,其被配置成:

接收关于所述患者的脑部的几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的脑部的至少一部分的三维模型;以及

依据有关所述患者的脑部的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的脑内血流特征的信息。

163. 如权利要求 162 所述的系统,其中呈现所述患者的脑部的至少所述部分的所述三维模型包括多根脑动脉的至少一部分。

164. 如权利要求 163 所述的系统,其中所述血流特征包括以下至少一个:在所述多根脑动脉内多个位置的血流、血压或血液速度。

165. 如权利要求 162 所述的系统,其中所述患者特异性数据包括成像数据。

166. 如权利要求 165 所述的系统,其中提供以下至少一个的所述成像数据:颅外动脉的至少一部分、颅内动脉的至少一部分,或脑组织。

167. 如权利要求 165 所述的系统,其中所述成像数据是由计算机断层摄影或磁共振成像技术提供。

168. 如权利要求 165 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成依据所述成像数据如下创建所述三维模型:使用所述成像数据来定位多根脑动脉的内腔的边界。

169. 如权利要求 168 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成依据所述成像数据的强度值的变化来定位所述边界。

170. 如权利要求 162 所述的系统,其中所述基于物理学的模型包括至少一个集中参数模型,所述集中参数模型呈现经过所述三维模型的边界的血流。

171. 如权利要求 162 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成使用以下来确定关于所述血流特征的所述信息:与运动程度、用力程度、应激程度、高血压程度或低血

压程度,或药物治疗中至少一个相关的参数。

172. 如权利要求 171 所述的系统,其中所述至少一个计算机系统被配置成使用以下来确定关于所述血流特征的所述信息:与所述运动程度、用力程度、应激程度、高血压程度或低血压程度相关的参数,和涉及所述患者的脑动脉阻力、所述患者的主动脉血压或所述患者的心率的参数。

173. 一种用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性心血管信息的方法,所述方法包括:

将关于所述患者的多根脑动脉的至少一部分的几何形状的患者特异性数据输入所述至少一个计算机系统中;

使用所述至少一个计算机系统、依据所述患者特异性数据来创建三维模型,所述三维模型呈现所述患者的所述脑动脉的至少所述部分;以及

使用所述至少一个计算机系统、依据有关所述患者的所述脑动脉的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的所述脑动脉内血流量特征的信息。

174. 如权利要求 173 所述的方法,其中所述血流特征包括以下至少一个:在所述患者的所述脑动脉内多个位置的血流、血压或血液速度。

175. 如权利要求 173 所述的方法,其中所述脑动脉包括颅外动脉或颅内动脉中至少一个。

176. 如权利要求 173 所述的方法,其中所述三维模型包括以下至少一个:主动脉的一部分、颈动脉的一部分、脊椎动脉的一部分或脑组织的一部分。

177. 如权利要求 173 所述的方法,其中所述患者特异性数据包括所述脑动脉的至少所述部分的成像数据,并且创建所述三维模型包括使用所述成像数据来定位所述脑动脉的至少所述部分的内腔边界。

178. 如权利要求 177 所述的方法,其中所述边界是依据所述成像数据中的强度值的变化来定位。

179. 如权利要求 173 所述的方法,其中所述脑动脉包括至少一根颅外动脉,并且所述方法还包括:

鉴别所述至少一根颅外动脉内的斑块;以及

使用所述至少一个计算机系统来评估所述斑块的破裂脆弱性。

180. 如权利要求 173 所述的方法,其中关于所述血流特征的所述确定信息是第一信息,并且所述方法还包括:

修改所述三维模型;以及

依据所述经过修改的三维模型确定关于所述患者的所述解剖结构内所述血流特征的第二信息。

181. 如权利要求 180 所述的方法,其中修改所述三维模型以模拟以下至少一个:至少一根血管的梗塞或所述梗塞的修复。

182. 一种用于至少一个计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令,所述方法包括:

接收关于所述患者的脑部的几何形状的患者特异性数据;

依据所述患者特异性数据创建呈现所述患者的脑部的至少一部分的三维模型;以及

依据有关所述患者的脑部的所述三维模型和基于物理学的模型来确定关于所述患者的脑内血流特征的信息。

183. 如权利要求 182 所述的非临时性计算机可读介质,所述方法还包括:

准备所述患者的脑部的三维模拟,所述三维模拟指示关于在所述患者的多根脑动脉的至少一部分中沿三维多个位置的所述血流特征的所述信息。

184. 如权利要求 183 所述的非临时性计算机可读介质,其中关于所述血流特征的所述信息是在所述三维模拟上使用颜色或色调指示,并且关于所述血流特征的所述信息的变化是由颜色或色调的变化来指示。

用于患者特异性血流建模的方法和系统

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求 2010 年 8 月 12 日提交的美国临时申请号 61/401,462、2010 年 8 月 20 日提交的美国临时申请号 61/401,915、2010 年 8 月 26 日提交的美国临时申请号 61/402,308、2010 年 8 月 27 日提交的美国临时申请号 61/402,345,以及 2010 年 10 月 1 日提交的美国临时申请号 61/404,429 的优先权益,所述美国临时申请以引用的方式整体并入本文中。

技术领域

[0003] 实施方案包括用于流体流量建模的方法和系统,以及更具体来说用于患者特异性血流建模的方法和系统。

背景技术

[0004] 冠状动脉病可在向心脏提供血液的血管中产生冠状动脉病变,如狭窄(血管异常变窄)。因此,流向心脏的血流可能受到限制。罹患冠状动脉病的患者可在身体用力期间经历胸痛(称为慢性稳定绞痛)或当患者在休息时经历不稳定绞痛。较严重的疾病表现可引起心肌梗塞或心脏病发作。

[0005] 需要提供与冠状动脉病变有关的较精确数据,例如尺寸、形状、位置、功能意义(例如病变是否影响血流)等。可对罹患胸痛和/或显示冠状动脉病症状的患者进行一种或多种测试,所述测试可提供一些有关冠状动脉病变的间接证据。举例来说,非侵入性测试可包括心电图、由血液测试进行生物标记评价、平板测试(treadmill test)、心回波描记术(echocardiography)、单正电子发射计算机断层摄影术(SPECT),和正电子发射断层摄影术(PET)。然而,这些非侵入性测试通常不提供冠状动脉病变的直接评估或评估血液流动速率。非侵入性测试可通过寻找以下的变化来提供冠状动脉病变的间接证据:心脏电活动(例如使用心电图描记术(ECG))、心肌运动(例如使用应力心回波描记术)、心肌灌注(例如使用 PET 或 SPECT),或代谢变化(例如使用生物标记)。

[0006] 举例来说,解剖学数据可使用冠状动脉计算断层摄影血管造影术(CCTA)以非侵入方式获得。CCTA 可用于对患有胸痛的患者进行成像,并且涉及使用计算机断层摄影术(CT)技术以在静脉内输注对比剂之后对心脏和冠状动脉进行成像。然而,CCTA 也不能提供关于冠状动脉病变的功能意义(例如病变是否影响血流)的直接信息。另外,因为 CCTA 纯粹是一种诊断性测试,所以它不能用以预测以下的变化:在其它生理学状态(例如运动)下的冠状动脉血流、压力或心肌灌注,它也不能用以预测介入的结果。

[0007] 因此,患者还可需要侵入性测试,如诊断性心导管插入术以使冠状动脉病变可视化。诊断性心导管插入术可包括进行常规冠状动脉血管造影术(CCA)以收集关于冠状动脉病变的解剖学数据,所述解剖学数据是由医生用动脉的尺寸和形状图像来提供。然而,CCA 不提供用于评估冠状动脉病变的功能意义的数据。举例来说,医生在没有确定病变是否具有功能意义的情况下不能诊断冠状动脉病变是否有害。因此,CCA 已引起已称为“眼狭窄

反射 (oculostenotic reflex) ”的现象,即一些介入的心脏病专家对用 CCA 发现的每一病变而言不论病变是否具有功能意义都插入血管内支架。因此,CCA 可引起对患者不必要的操作,所述不必要的操作可对患者造成增加的风险并且可对患者引起不必要的健康护理成本。

[0008] 在诊断性心导管插入术期间,冠状动脉病变的功能意义可通过测量所观察的病变的血流储备分数 (fractional flow reserve ;FFR) 以侵入方式评估。FFR 定义为在冠状动脉血流量增大 (例如由静脉内施用腺苷诱导) 的条件下,病变下游的平均血压除以病变上游的平均血压 (例如主动脉压) 的比率。血压可通过将压力线插入患者体内来测量。因此,可在诊断性心导管插入术的初始成本和风险已产生之后依据所确定的 FFR 作出治疗病变的决定。

[0009] 因此,需要一种用于以非侵入方式评估冠状动脉解剖结构、心肌灌注和冠状动脉流的方法。所述方法和系统可能有利于诊断疑患有冠状动脉疾病的患者并且为所述患者订治疗计划的心脏病专家。另外,需要一种在不能直接测量的条件 (例如运动) 下预测冠状动脉流量和心肌灌注,并且预测对冠状动脉血流和心肌灌注的医药治疗、介入治疗和手术治疗的结果的方法。

[0010] 应了解,前述一般描述和以下详细描述都仅具有示例性和说明性并且不限制公开内容。

发明内容

[0011] 根据一个实施方案,用于确定患者心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成接收关于患者心脏几何形状的患者特异性数据并且依据患者特异性数据创建呈现患者心脏的至少一部分的三维模型。至少一个计算机系统进一步被配置成创建有关患者心脏血流特征的基于物理学的模型,并且依据三维模型和基于物理学的模型来确定患者心脏内的血流储备分数。

[0012] 根据另一实施方案,使用至少一个计算机系统的用于确定患者心血管信息的方法包括将关于患者心脏的几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中,以及使用至少一个计算机系统依据患者特异性数据来创建呈现患者心脏的至少一部分的三维模型。方法还包括使用至少一个计算机系统创建有关患者心脏血流特征的基于物理学的模型,以及使用至少一个计算机系统依据三维模型和基于物理学的模型来确定患者心脏内的血流储备分数。

[0013] 根据另一实施方案,提供一种用于至少一个计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者心脏几何形状的患者特异性数据,以及依据患者特异性数据创建呈现患者心脏的至少一部分的三维模型。方法还包括创建有关患者心脏中血流特征的基于物理学的模型,以及依据三维模型和基于物理学的模型来确定患者心脏内血流储备分数。

[0014] 根据另一实施方案,用于为患者订治疗计划的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,并且依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。至少一个计算机系统进一

步被配置成依据有关患者解剖结构的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息、修改三维模型,以及依据经过修改的三维模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0015] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种为患者订治疗计划方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,以及依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括依据有关患者解剖结构的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息,以及依据所需的患者解剖结构几何形状变化来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0016] 根据另一实施方案,使用计算机系统的用于为患者订治疗计划的方法包括将关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中,以及使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据有关患者解剖结构的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息。方法还包括使用至少一个计算机系统来修改三维模型,以及使用至少一个计算机系统、依据经过修改的三维模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0017] 根据另一实施方案,用于为患者订治疗计划的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,并且依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。至少一个计算机系统还被配置成依据三维模型和关于患者生理条件的信息来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息、修改患者的生理条件,以及依据经过修改的患者生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0018] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于为患者订治疗计划的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,以及依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括依据三维模型和关于患者生理条件的信息来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息,以及依据所需的患者生理条件变化来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0019] 根据另一实施方案,使用至少一个计算机系统的用于为患者订治疗计划的方法包括将关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中,以及使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据三维模型和有关患者生理条件的信息来确定关于患者解剖结构内血流特征的第一信息。方法还包括使用至少一个计算机系统来修改患者生理条件,以及使用至少一个计算机系统、依据经过修改的患者生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的第二信息。

[0020] 根据另一实施方案,用于确定患者特异性心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,并且依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。至少一个计算机系统还被配置成确定与经过患者解剖结构的部分的总流量相关的总阻力,并且依据有关患

者解剖结构的三维模型、基于物理学的模型以及所确定的总阻力来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。

[0021] 根据另一实施方案,用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性心血管信息的方法包括将关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中,以及使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括使用至少一个计算机来确定与经过患者解剖结构的部分的总流量相关的总阻力,以及使用至少一个计算机、依据有关患者解剖结构的三维模型、基于物理学的模型以及所确定的总阻力来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。

[0022] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,以及依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括确定与经过患者解剖结构的部分的总流量相关的总阻力,以及依据有关患者解剖结构的三维模型、基于物理学的模型以及所确定的总阻力来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。

[0023] 根据另一实施方案,一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成允许远程用户访问网址、接收关于患者解剖结构几何形状的至少一部分的患者特异性数据、依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型,并且依据患者的三维模型和生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。至少一个计算机系统还被配置成使用网址向远程用户传达关于患者解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息。三维模拟包括所确定的关于血流特征的信息。

[0024] 根据另一实施方案,一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的方法包括使用至少一个计算机系统允许远程用户访问网址,以及使用至少一个计算机系统接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型,以及使用至少一个计算机系统、依据三维模型和患者的生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。方法还包括使用至少一个计算机系统向使用网址的远程用户传达关于患者解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息。三维模拟包括所确定的关于血流特征的信息。

[0025] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于使用网址来提供患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括允许远程用户访问网址、接收关于患者解剖结构的几何形状的患者特异性数据,以及依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括依据有关患者解剖结构的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息,以及向使用网址的远程用户传达关于患者解剖结构的至少所述部分的第一个三维模拟的显示信息。三维模拟包括所确定的关于血流特征的信息。

[0026] 根据另一实施方案,用于确定患者特异性的时变心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述计算机系统被配置成在不同时刻接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状的时变患者特异性数据,并且依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。至少一个计算机系统还被配置成依据有关患者解剖结构的三维模型和

基于物理学的模型来确定关于患者解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

[0027] 根据另一实施方案,用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性的时变心血管信息的方法包括使用至少一个计算机系统在不同时刻接收关于患者解剖结构几何形状的时变患者特异性数据。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据有关患者解剖结构的三维模型和关于基于物理学的模型的信息来确定关于患者解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

[0028] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性的时变心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括在不同时刻接收随时间变化的关于患者解剖结构几何形状的患者特异性数据、依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的至少一部分的三维模型,以及依据有关患者解剖结构的三维模型和关于基于物理学的模型的信息来确定关于患者解剖结构内血流特征随时间变化的信息。

[0029] 根据另一实施方案,用于确定患者心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述至少一个计算机系统被配置成接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据。解剖结构包括血管的至少一部分。至少一个计算机系统还被配置成依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的三维模型,并且依据三维模型和患者的生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。至少一个计算机系统还被配置成鉴别血管内斑块的位置。

[0030] 根据另一实施方案,用于使用至少一个计算机系统来确定患者心血管信息的方法包括使用至少一个计算机系统来接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据。解剖结构包括血管的至少一部分。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的三维模型,以及使用至少一个计算机系统、依据三维模型和患者的生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息。方法还包括使用至少一个计算机系统鉴别血管内的斑块。

[0031] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状和至少一种物质性质的患者特异性数据。解剖结构包括血管的至少一部分。方法还包括依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的三维模型、依据三维模型和患者的生理条件来确定关于患者解剖结构内血流特征的信息,以及鉴别血管内斑块的位置。

[0032] 根据另一实施方案,用于确定患者心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述至少一个计算机系统被配置成接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状的患者特异性数据。解剖结构包括多条动脉的至少一部分和与多条动脉的至少一部分连接的组织。至少一个计算机系统还被配置成依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的三维模型、将呈现组织的三维模型的至少一部分分成片段,并且依据三维模型和患者的生理条件来确定关于与至少一个片段相关的血流特征的信息。

[0033] 根据另一实施方案,用于使用至少一个计算机系统来确定患者心血管信息的方法包括使用至少一个计算机系统来接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状的患者

特异性数据。解剖结构包括多条动脉的至少一部分和与多条动脉的至少一部分连接的组织。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者解剖结构的三维模型,以及使用至少一个计算机系统来扩展三维模型以形成扩充模型。方法还包括使用至少一个计算机系统将呈现组织的扩充模型的至少一部分分成片段,以及使用至少一个计算机系统、依据扩充模型和患者的生理条件来确定关于与至少一个片段相关的血流特征的信息。

[0034] 根据另一实施方案,提供一种用于计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者解剖结构的至少一部分的几何形状的患者特异性数据。解剖结构包括多条动脉的至少一部分和与多条动脉的至少一部分连接的组织。方法还包括依据患者特异性数据创建呈现患者解剖结构的三维模型、将呈现组织的三维模型的至少一部分分成片段,以及依据有关解剖结构的三维模型和基于物理学的模型来确定关于与至少一个片段相关的血流特征的信息。

[0035] 根据另一实施方案,用于确定患者心血管信息的系统包括至少一个计算机系统,所述至少一个计算机系统被配置成接收关于患者脑部几何形状的患者特异性数据。至少一个计算机系统还被配置成依据患者特异性数据来创建呈现患者脑部的至少一部分的三维模型,并且依据有关患者脑部的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者脑内血流特征的信息。

[0036] 根据另一实施方案,用于使用至少一个计算机系统来确定患者特异性心血管信息的方法包括将关于患者多根脑动脉的至少一部分的几何形状的患者特异性数据输入至少一个计算机系统中。方法还包括使用至少一个计算机系统、依据患者特异性数据来创建呈现患者脑动脉的至少所述部分的三维模型,以及使用至少一个计算机系统、依据有关患者脑动脉的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者脑动脉内血流特征的信息。

[0037] 根据另一实施方案,提供一种用于至少一个计算机系统的非临时性计算机可读介质,其含有用于进行一种用于确定患者特异性心血管信息的方法的计算机可执行编程指令。方法包括接收关于患者脑部几何形状的患者特异性数据、依据患者特异性数据来创建呈现患者脑部的至少一部分的三维模型,以及依据有关患者脑部的三维模型和基于物理学的模型来确定关于患者脑内血流特征的信息。

[0038] 其它实施方案和优势将在以下说明书的部分中加以阐述,并且部分地将根据说明书而显而易见,或可通过所述公开内容的实践得到学习。实施方案和优势将借助于下文详细指出的要素和组合来实现和达到。

附图说明

[0039] 并入本说明书中并且构成本说明书的一部分的随附图式说明几个实施方案,并且连同说明书一起用以解释公开内容的原理。

[0040] 图 1 是根据一个示例性实施方案的一种系统的示意图,所述系统用于提供有关特定患者的冠状动脉血流的各种信息;

[0041] 图 2 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的血流的各种信息;

- [0042] 图 3 是展示图 2 的方法的子步骤的流程图；
- [0043] 图 4 展示根据一个示例性实施方案以非侵入方式从患者获得的成像数据；
- [0044] 图 5 展示使用图 4 的成像数据产生的示例性三维模型；
- [0045] 图 6 展示一层图 4 的成像数据的一部分，包括用于形成第一初始模型的种子；
- [0046] 图 7 展示通过扩展图 6 的种子形成的第一初始模型的一部分；
- [0047] 图 8 展示根据一个示例性实施方案的经过修剪的实体模型；
- [0048] 图 9 展示当患者休息时的示例性计算 FFR(cFFR) 模型；
- [0049] 图 10 展示当患者处于最大充血时的示例性 cFFR 模型；
- [0050] 图 11 展示当患者处于最大运动时的示例性 cFFR 模型；
- [0051] 图 12 展示根据一个示例性实施方案，提供用于形成集中参数模型的经过修剪的实体模型的一部分；
- [0052] 图 13 展示提供用于形成集中参数模型的图 12 的经过修剪的实体模型的中线的一部分；
- [0053] 图 14 展示提供用于形成集中参数模型的依据图 12 的经过修剪的实体模型形成的片段；
- [0054] 图 15 展示提供用于形成集中参数模型的以电阻器替代的图 14 的片段；
- [0055] 图 16 展示根据一个示例性实施方案的示例性集中参数模型，所述集中参数模型呈现在实体模型边界的流入和流出处的上游结构和下游结构；
- [0056] 图 17 展示依据图 8 的实体模型准备的三维网；
- [0057] 图 18 和图 19 展示图 17 的三维网的部分；
- [0058] 图 20 展示患者解剖结构的包括血流信息的模型，其中模型上的某些点由个别参考标签鉴别；
- [0059] 图 21 是在主动脉中以及在图 20 中鉴别的一些点处的模拟血压随时间变化的图；
- [0060] 图 22 是在图 20 中鉴别的各点处的模拟血流随时间变化的图；
- [0061] 图 23 是根据一个示例性实施方案的定稿报道；
- [0062] 图 24 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图，所述方法用于提供有关特定患者的冠状动脉血流的各種信息；
- [0063] 图 25 展示根据一个示例性实施方案的经过修改的 cFFR 模型，其依据通过加宽左前降支 (LAD) 动脉的一部分和 LCX 动脉的一部分创建的实体模型来确定；
- [0064] 图 26 展示根据一个示例性实施方案，在加宽 LAD 动脉的一部分和左旋支 (LCX) 动脉的一部分之后，经过修改的模拟血流模型的一个实施例；
- [0065] 图 27 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图，所述方法用于使用降阶模型来模拟各种治疗选择；
- [0066] 图 28 是根据另一示例性实施方案的一种方法的流程图，所述方法用于使用降阶模型来模拟各种治疗选择；
- [0067] 图 29 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图，所述方法用于提供有关特定患者的心肌灌注的各種信息；
- [0068] 图 30 是根据另一示例性实施方案的一种方法的流程图，所述方法用于提供有关特定患者的心肌灌注的各種信息；

- [0069] 图 31 展示根据一个示例性实施方案的一种患者特异性模型,所述模型提供有关心肌灌注的各种信息;
- [0070] 图 32 是根据另一示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的心肌灌注的各种信息;
- [0071] 图 33 是沿血管壁积累的斑块的截面图;
- [0072] 图 34 展示根据一个示例性实施方案的一种患者特异性模型,所述模型提供有关斑块脆弱性的各种信息;
- [0073] 图 35 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关评估特定患者的斑块脆弱性、心肌容量风险和心肌灌注风险的各种信息;
- [0074] 图 36 是展示根据一个示例性实施方案的信息的示意图,所述信息获自图 35 的方法;
- [0075] 图 37 是脑动脉图;
- [0076] 图 38 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的颅内血流和颅外血流的各种信息;
- [0077] 图 39 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息;
- [0078] 图 40 是根据另一示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息;
- [0079] 图 41 是根据另一示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息;以及
- [0080] 图 42 是根据一个示例性实施方案的一种方法的流程图,所述方法用于提供有关评估特定患者的斑块脆弱性、大脑容量风险和大脑灌注风险的各种信息。

具体实施方式

[0081] 现将详细参考示例性实施方案,所述示例性实施方案的实施例在随附图式中得到说明。只要可能,相同参考数字将遍及图式被使用以指相同或类似部分。这个描述是根据以下大纲来组织:

- [0082] I. 概述
- [0083] II. 获得并预处理患者特异性解剖学数据
- [0084] III. 依据所得解剖学数据来创建三维模型
- [0085] IV. 使模型为分析做准备以及确定边界条件
 - [0086] A. 使模型为分析做准备
 - [0087] B. 确定边界条件
 - [0088] i. 确定降阶模型
 - [0089] ii. 示例性集中参数模型
 - [0090] C. 创建三维网
- [0091] V. 进行计算分析以及输出结果
 - [0092] A. 进行计算分析
 - [0093] B. 显示血压、流量和 cFFR 的结果

- [0094] C. 验证结果
- [0095] D. 用于提供冠状动脉血流信息的系统和方法的另一实施方案
- [0096] VI. 提供患者特异性治疗计划
- [0097] A. 使用降阶模型来比较不同治疗选择
- [0098] VII. 其它结果
- [0099] A. 评估心肌灌注
- [0100] B. 评估斑块脆弱性
- [0101] VIII. 其它应用
- [0102] A, 为颅内和颅外血流建模
- [0103] i. 评估大脑灌注
- [0104] ii. 评估斑块脆弱性
- [0105] I. 概述

[0106] 在一个示例性实施方案中,方法和系统使用以非侵入方式从患者取得的信息来确定有关特定患者的血流的各种信息。所确定的信息可涉及患者冠状动脉血管结构中的血流。或者,如下文更详细地描述,所确定的信息可涉及患者血管结构(如颈动脉血管结构、周边血管结构、腹部血管结构、肾血管结构和大脑血管结构)的其它区域中的血流。冠状动脉血管结构包括在大动脉到小动脉、毛细管、小静脉、静脉等的范围内的复杂血管网状结构。冠状动脉血管结构使血液循环到心脏并在心脏内循环,并且包括主动脉 2(图 5),其向多条主要冠状动脉 4(图 5)(例如左前降支(LAD)动脉、左旋支(LCX)动脉、右冠状(RCA)动脉等)提供血液,其还可分成动脉的分支,或主动脉 2 和主要冠状动脉 4 下游的其它类型血管的分支。因此,示例性方法和系统可确定有关主动脉、主要冠状动脉和/或主要冠状动脉下游的其它冠状动脉或血管内血流的各种信息。尽管下文讨论了主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支),但所公开的方法和系统也可适用于其它类型血管。

[0107] 在一个示例性实施方案中,通过公开的方法和系统确定的信息可包括但不限于主动脉、主要冠状动脉和/或主要冠状动脉下游的其它冠状动脉或血管中各种位置的各种血流特征或参数,如血液流动速度、压力(或其比率)、流动速率和 FFR。这信息可用以确定病变是否具有功能意义和/或是否要治疗病变。这信息可使用以非侵入方式从患者获得的信息来确定。因此,是否要治疗病变的决定可在没有与侵入性程序相关的成本和风险下作出。

[0108] 图 1 展示根据一个示例性实施方案的一种系统的方面,所述系统用于提供有关特定患者的冠状动脉血流的各种信息。患者解剖结构的三维模型 10 可使用以非侵入方式从患者获得的数据创建,如下文较详细描述。其它患者特异性信息也可以非侵入方式获得。在一个示例性实施方案中,由三维模型 10 表示的患者解剖结构的部分可包括主动脉的至少一部分,和与主动脉连接的主要冠状动脉(和由此延伸或发源的分支)的邻近部分。

[0109] 有关冠状动脉血流的各种生理规律或关系 20 可例如从实验数据推导,如下文较详细描述。使用三维解剖模型 10 和所推导的生理规律 20,有关冠状动脉血流的多个等式 30 可如下文较详细描述来确定。举例来说,等式 30 可使用任何数值方法(例如有限差分方法、有限体积方法、光谱方法、晶格波耳兹曼(lattice Boltzmann)方法、基于颗粒的方法、水平集(level set)方法、有限元方法等)来确定和求解。等式 30 可能是可求解的以便确定关于在由模型 10 表示的解剖结构中各种点的患者解剖结构中冠状动脉血流的信息(例

如压力、速度、FFR 等)。

[0110] 等式 30 可使用计算机 40 来求解。依据已求解的等式,计算机 40 可输出一个或多个图像或模拟结果,其指示有关由模型 10 表示的患者解剖结构中血流的信息。举例来说,图像可包括模拟血压模型 50、模拟血液流量或速度模型 52、计算 FFR(cFFR) 模型 54 等,如下文将更详细地描述。模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和 cFFR 模型 54 提供关于以下的信息:在由模型 10 表示的患者解剖结构中沿三维的各种位置的各别压力、速度和 cFFR。在冠状动脉血流增大(例如常规地由静脉内施用腺苷所诱导)的条件下,cFFR 可计算为模型 10 中具体位置的血压除以主动脉中(例如在模型 10 的流入边界处)的血压的比率。

[0111] 在一个示例性实施方案中,计算机 40 可包括一个或多个存储指令的非临时性计算机可读存储设备,所述指令当由处理器、计算机系统等执行时可进行任一本文所述的用于提供有关患者血流的各种信息的行为。计算机 40 可包括台式计算机或便携式计算机、工作站、服务器、个人数字助理或任何其它计算机系统。计算机 40 可包括处理器,只读存储器(ROM),随机存取存储器(RAM),用于连接外围设备(例如输入设备,输出设备,存储设备等)的输入/输出(I/O)适配器,用于连接输入设备,如键盘,鼠标,触摸屏,语音输入,和/或其他设备的用户界面适配器,用于连接计算机 40 至网络的通讯适配器,用于连接计算机 40 至显示器的显示器适配器等。举例来说,显示器可用以显示三维模型 10 和/或通过求解等式 30 产生的任何图像,如模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和/或 cFFR 模型 54。

[0112] 图 2 展示根据另一示例性实施方案的一种方法的方面,所述方法用于提供有关特定患者的血流的各种信息。方法可包括获得患者特异性解剖学数据,如关于以下的信息:患者解剖结构(例如主动脉的至少一部分和与主动脉连接的主要冠状动脉的邻近部分(和由此延伸的分支)),以及预处理所述数据(步骤 100)。患者特异性解剖学数据可以非侵入方式,例如通过 CCTA 获得,如下文将描述。

[0113] 患者解剖结构的三维模型可依据所得解剖学数据创建(步骤 200)。举例来说,三维模型可为上文关于图 1 描述的患者解剖结构的三维模型 10。

[0114] 可使三维模型为分析做准备,并且可确定边界条件(步骤 300)。举例来说,上文关于图 1 描述的患者解剖结构的三维模型 10 可被修剪并且离散化成体积网(volumetric mesh),例如有限元网或有限体积网。体积网可用以产生上文关于图 1 描述的等式 30。

[0115] 边界条件也可被赋值并且并入上文关于图 1 描述的等式 30 中。边界条件提供关于三维模型 10 在它边界处的信息,例如流入边界 322(图 8)、流出边界 324(图 8)、血管壁边界 326(图 8),等。流入边界 322 可包括流被引入三维模型的解剖结构中所经过的边界,如在接近主动脉根的主动脉末端(例如图 16 中所示的 A 端)。各流入边界 322 可例如用速度、流动速率、压力或其它特征的指定值或值域、通过将心脏模型和/或集中参数模型与边界耦合等来赋值。流出边界 324 可包括流被向外引出三维模型的解剖结构所经过的边界,如在接近主动脉弓的主动脉末端(例如图 16 中所示的 B 端),以及主要冠状动脉和由此延伸的分支的下游末端(例如图 16 中所示的 a-m 端)。各流出边界可例如通过耦合集中参数或分布(例如一维波传播)模型来赋值,所述模型将在下文详细描述。流入和/或流出边界条件的指定值可通过以非侵入方式测量患者生理学特征来确定,患者生理学特征如但不限于心输出量(来自心脏的血流体积)、血压、心肌质量,等。血管壁边界可包括三维模型 10 的主动脉、主要冠状动脉和/或其它冠状动脉或血管的实体边界。

[0116] 计算分析可使用所准备的三维模型和所确定的边界条件来进行（步骤 400）以确定患者的血流信息。举例来说，计算分析可用等式 30 并且使用上文关于图 1 描述的计算机 40 来进行，以产生上文关于图 1 描述的图像，如模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和 / 或 cFFR 模型 54。

[0117] 方法还可包括使用结果来提供患者特异性治疗选择（步骤 500）。举例来说，在步骤 200 中创建的三维模型 10 和 / 或在步骤 300 中赋值的边界条件可得到调整，以便为一种或多种治疗（例如将冠状动脉血管内支架放在三维模型 10 中呈现的冠状动脉之一中）或其它治疗选择建模。接着，计算分析可如上在步骤 400 中所述来进行，以产生新图像，如更新版本的血压模型 50、血流模型 52 和 / 或 cFFR 模型 54。如果采用所述治疗选择，那么这些新图像可用以确定血液流动速度和压力的变化。

[0118] 本文公开的系统和方法可并入医师可得的软件工具中，以提供定量冠状动脉中的血流并且评估冠状动脉疾病的功能意义的非侵入性手段。另外，医师可使用软件工具来预测医药治疗、介入治疗和 / 或手术治疗对冠状动脉血流的影响。软件工具可预防、诊断、管理和 / 或治疗心血管系统的其它部分的疾病，所述其它部分包括颈部动脉（例如颈动脉）、头部动脉（例如脑动脉）、胸部动脉、腹部动脉（例如腹主动脉和它的分支）、臂动脉或腿动脉（例如大腿动脉和腿弯部动脉）。软件工具可具有互动性以使医师能够为患者产生最优的个人化疗法。

[0119] 举例来说，软件工具可至少部分并入医师或其它用户使用的计算机系统，例如图 1 中所示的计算机 40 中。计算机系统可接收以非侵入方式从患者获得的数据（例如用以创建三维模型 10 的数据、用以应用边界条件或进行计算分析的数据，等）。举例来说，数据可由医师输入或可从能够存取和提供所述数据的另一来源（如放射实验室或其它医药实验室）接收。数据可经由网络或用于传递数据的其它系统传输，或直接传入计算机系统。软件工具可使用所述数据以产生并显示三维模型 10 或其它模型 / 网和 / 或任何模拟或其它结果（通过求解上文关于图 1 描述的等式 30 来确定），如模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和 / 或 cFFR 模型 54。因此，软件工具可进行步骤 100-500。在步骤 500 中，医师可向计算机系统提供其它输入以选择可能的治疗选择，并且计算机系统可向医师显示依据所选可能的治疗选择的新模拟。此外，图 2 中所示的步骤 100-500 中每一个都可使用单独软件包或软件模块来进行。

[0120] 或者，软件工具可作为基于网络的服务或其它服务（例如与医师分开的实体提供的服务）的部分来提供。服务提供者可例如操作基于网络的服务，并且可提供网络入口或其它基于网络的应用程序（例如在服务器或由服务提供者操作的其它计算机系统上运行），所述网络入口或其它基于网络的应用程序为医师或其它用户经由网络或在计算机系统之间传递数据的其它方法可得。举例来说，以非侵入方式从患者获得的数据可提供给服务提供者，并且服务提供者可使用所述数据来产生三维模型 10 或其它模型 / 网和 / 或任何模拟或其它结果（通过求解上文关于图 1 描述的等式 30 来确定），如模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和 / 或 cFFR 模型 54。接着，基于网络的服务可传输有关三维模型 10 或其它模型 / 网和 / 或模拟的信息，以便三维模型 10 和 / 或模拟可在医师的计算机系统上向医师显示。因此，基于网络的服务可进行步骤 100-500 和用于提供患者特异性信息的下述任何其它步骤。在步骤 500 中，医师可提供其它输入，例如以选择可能的治疗选择或对计算分

析进行其它调整,并且输入可被传输到由服务提供者操作的计算机系统(例如经由网络入口)。基于网络的服务可依据所选的可能治疗选择来产生新的模拟或其它结果,并且可将有关新模拟的信息传回医师,以便新模拟可向医师显示。

[0121] 应了解,本文所述的步骤中一个或多个可由以下进行:一个或多个个人操作员(例如心脏病专家或其它医师、患者、提供基于网络的服务或其它由第三方提供的服务的提供者员工、其它用户等),或一个或多个由所述人操作员使用的计算机系统,如台式计算机或手提式计算机、工作站、服务器、个人数字助理,等。可经由网络或传递数据的其它方法来连接计算机系统。

[0122] 图3展示示例性方法的其它方面,所述示例性方法用于提供有关特定患者的血流的各种信息。图3中所示的方面可并入软件工具中,所述软件工具可至少部分并入计算机系统中和/或作为基于网络的服务的部分。

[0123] II. 获得并预处理患者特异性解剖学数据

[0124] 如上关于图2中所示的步骤100所述,示例性方法可包括获得患者特异性解剖学数据,如关于患者心脏的信息,以及预处理所述数据。在一个示例性实施方案中,步骤100可包括以下步骤。

[0125] 最初,可选择患者。举例来说,当医师确定需要关于患者冠状动脉血流的信息时,例如,如果患者经历与冠状动脉疾病相关的症状,如胸痛、心脏病发作等,那么患者可由医师选择。

[0126] 可获得患者特异性解剖学数据,如关于患者心脏的几何形状的数据,所述几何形状例如为患者主动脉的至少一部分、与主动脉连接的主要冠状动脉(和由此延伸的分支)的邻近部分,以及心肌。患者特异性解剖学数据可以非侵入方式,例如使用非侵入性成像方法获得。举例来说,CCTA是一种成像方法,其中用户可操作计算机断层摄影(CT)扫描仪来观察和创建结构图像,所述结构例如是心肌、主动脉、主要冠状动脉和与其连接的其它血管。CCTA数据可随时间变化,例如来展示血管形状在心动周期内的变化。CCTA可用以产生患者心脏的图像。举例来说,可获得64层CCTA数据,例如有关患者心脏的64层的数据,并且将所述数据收集到三维图像中。图4展示由64层CCTA数据产生的三维图像120的一个实施例。

[0127] 或者,其它非侵入性成像方法,如磁共振成像(MRI)或超声波(US),或侵入性成像方法,如数字减影血管造影(DSA)可用以产生患者解剖学结构的图像。成像方法可涉及向患者静脉内注射对比剂以实现解剖学结构的鉴别。所得成像数据(例如由CCTA、MRI等提供)可由第三方供应者提供,如由放射学实验室或心脏病专家,由患者医师等提供。

[0128] 其它患者特异性解剖学数据还可以非侵入方式从患者确定。举例来说,可测量生理学数据,如患者的血压、基线心率、身高、体重、血细胞比容、心搏量等。血压可为患者肱动脉中的血压(例如使用压力袖套),如最大(收缩)压力和最小(舒张)压力。

[0129] 如上所述获得的患者特异性解剖学数据可经安全通信线(例如经由网络)转移。举例来说,数据可被转移到服务器或用于进行计算分析(例如上文在步骤400中描述的计算分析)的其它计算机系统。在一个示例性实施方案中,数据可被转移到服务器或由提供基于网络的服务的服务提供者操作的其它计算机系统。或者,数据可被转移到由患者的医师或其它用户操作的计算机系统。

[0130] 回头参考图 3,可检查所转移的数据以确定数据是否为可接受的(步骤 102)。所述确定可由用户和/或由计算机系统进行。举例来说,所转移的数据(例如 CCTA 数据和其它数据)可由用户和/或由计算机系统验证,例如以确定 CCTA 数据是否完整(例如包括主动脉和主要冠状动脉的足够部分)并且对应于正确患者。

[0131] 所转移的数据(例如 CCTA 数据和其它数据)还可得到预处理和评估。预处理和/或评估可由用户和/或由计算机系统进行,并且可包括例如检查 CCTA 数据中的重合失调(misregistration)、不一致或模糊、检查 CCTA 数据中所示的血管内支架、检查可能妨碍血管内腔可视性的其它人工制品、检查患者的结构(例如主动脉、主要冠状动脉和其它血管)与其它部分之间的足够对比,等。

[0132] 可评价所转移的数据以依据上述验证、预处理和/或评估来确定数据是否可接受。在上述验证、预处理和/或评估期间,用户和/或由计算机系统也许能校正数据的某些错误或问题。然而,如果有太多错误或问题,那么可确定数据为不可接受,并且用户和/或由计算机系统可产生拒绝报告,所述拒绝报告解释错误或问题迫使拒绝所转移的数据。任选地,可进行新的 CCTA 扫描和/或可再次从患者测量上述生理学数据。如果确定所转移的数据为可接受的,那么所述方法可往下进行到下述步骤 202。

[0133] 因此,图 3 中所示并且上文描述的步骤 102 可被视为图 2 的步骤 100 的子步骤。

[0134] III. 依据所得解剖学数据来创建三维模型

[0135] 如上文关于图 2 中所示的步骤 200 所述,示例性方法可包括依据所得解剖学数据来创建三维模型。在一个示例性实施方案中,步骤 200 可包括以下步骤。

[0136] 可使用 CCTA 数据来产生冠状血管的三维模型。图 5 展示使用 CCTA 数据产生的三维模型 220 的表面的一个实施例。举例来说,模型 220 可包括例如主动脉的至少一部分、一根或多根与主动脉的所述部分连接的主要冠状动脉的至少邻近部分,一根或多根与主要冠状动脉连接的分支的至少邻近部分,等。主动脉、主要冠状动脉和/或分支的建模部分可互连并且为枝状以使没有哪部分从模型 220 的其余部分断开。形成模型 220 的方法称为分割。

[0137] 回头参考图 3,计算机系统可自动分割主动脉的至少一部分(步骤 202)并且分割心肌(或其它心脏组织,或与待建模的动脉连接的其它组织)的至少一部分(步骤 204)。计算机系统还可分割与主动脉连接的主要冠状动脉的至少一部分。在一个示例性实施方案中,计算机系统可允许用户选择一个或多个冠状动脉根或起始点(步骤 206)以分割主要冠状动脉。

[0138] 分割可使用各种方法进行。分割可由计算机系统依据用户输入或在无用户输入下自动进行。举例来说,在一个示例性实施方案中,用户可向计算机系统提供输入以产生第一初始模型。举例来说,计算机系统可向用户显示从 CCTA 数据产生的三维图像 120(图 4)或其层。三维图像 120 可包括变化强度的光的部分。举例来说,较亮区域可指示主动脉、主要冠状动脉和/或分支的内腔。较暗区域可指示患者心脏的心肌和其它组织。

[0139] 图 6 展示可向用户显示的三维图像 120 的层 222 的一部分,并且层 222 可包括具有相对亮度的区域 224。计算机系统可允许用户通过添加一种或多种种子 226 来选择相对亮度的区域 224,并且种子 226 可充当用于分割主要冠状动脉的冠状动脉根或起始点。在用户作出指令时,计算机系统则可使用种子 226 作为起始点以形成第一初始模型。用户可将种子 226 加入主动脉和/或个别主要冠状动脉中一根或多根中。任选地,用户还可将种

子 226 加入与主要冠状动脉连接的分支中一根或多根中。或者,计算机系统可例如使用提取的中线信息来自动放置种子。计算机系统可确定图像 120 的强度值,其中种子 226 已被放置并且可如下形成第一初始模型:沿具有相同强度值(或在集中于所选强度值的强度值的范围或临界值内)的图像 120 的部分扩展种子 226。因此,这种分割方法可被称作“基于临界值的分割”。

[0140] 图 7 展示通过扩展图 6 的种子 226 形成的第一初始模型的一部分 230。因此,用户输入种子 226 作为计算机系统开始形成第一初始模型的起始点。可重复这种方法直到整个目标部分(例如主动脉和/或主要冠状动脉的部分)被分割为止。或者,第一初始模型可由计算机系统在没有用户输入下产生。

[0141] 或者,分割可使用一种称为“基于边缘的分割”的方法进行。在一个示例性实施方案中,基于临界值的分割方法和基于边缘的分割方法可如下文将描述来进行,以形成模型 220。

[0142] 第二初始模型可使用基于边缘的分割方法来形成。用这种方法可使主动脉和/或主要冠状动脉的内腔边缘定位。举例来说,在一个示例性实施方案中,用户可向计算机系统提供输入,例如,如上所述的种子 226,以产生第二初始模型。计算机系统可沿图像 120 的部分扩展种子 226 直到达到边缘为止。内腔边缘可例如由用户以视觉定位,和/或由计算机系统定位(例如在强度值变化在设定临界值以上的位置)。基于边缘的分割方法可由计算机系统和/或用户进行。

[0143] 心肌或其它组织也可在步骤 204 中依据 CCTA 数据来分割。举例来说,可分析 CCTA 数据来确定心肌(例如左心室和/或右心室)内表面和外表面的位置。表面位置可依据在 CCTA 数据中,心肌相比心脏其它结构的对比度(例如相对明暗度)来确定。因此,可确定心肌的几何形状。

[0144] 必要时可检查和/或校正主动脉、心肌和/或主要冠状动脉的分割(步骤 208)。检查和/或校正可由计算机系统和/或用户进行。举例来说,在一个示例性实施方案中,如果有任何错误,例如,如果模型 220 中主动脉、心肌和/或主要冠状动脉的任何部分被遗漏或不精确,那么计算机系统可自动检查分割,并且用户可手动校正分割。

[0145] 举例来说,可比较上述第一初始模型和第二初始模型以确保主动脉和/或主要冠状动脉的分割是精确的。第一初始模型和第二初始模型之间的差异的任何区域都可加以比较以校正分割并且形成模型 220。举例来说,模型 220 可为第一初始模型和第二初始模型之间的平均。或者,可进行上述分割方法中的仅一种,并且通过所述方法形成的初始模型可用作模型 220。

[0146] 可计算心肌质量(步骤 240)。计算可由计算机系统进行。举例来说,心肌体积可依据如上所述确定的心肌表面位置来计算,并且所计算的心肌体积可乘以心肌密度来计算心肌质量。心肌密度可预设。

[0147] 模型 220(图 5)的各种血管(例如主动脉、主要冠状动脉等)的中线可得到确定(步骤 242)。在一个示例性实施方案中,所述确定可由计算机系统自动进行。

[0148] 必要时可检查和/或校正正在步骤 242 中确定的中线(步骤 244)。检查和/或校正可由计算机系统和/或用户进行。举例来说,在一个示例性实施方案中,如果有任何错误,例如,如果任何中线被遗漏或不精确,那么计算机系统可自动检查中线,并且用户可手动校

正中线。

[0149] 可检测到钙或斑块（导致血管变窄）（步骤 246）。在一个示例性实施方案中，计算机系统可自动检测斑块。举例来说，斑块可在三维图像 120 中检测到并且从模型 220 去除。斑块可三维图像 120 中的鉴别出，因为斑块显现为比主动脉、冠状动脉和 / 或分支的内腔甚至更亮的区域。因此，斑块可由计算机系统检测为具有低于设定值的强度值，或可由用户视觉检测到。在检测到斑块之后，计算机系统可从模型 220 去除斑块，以便斑块不会被认为是血管中内腔或开放空间的部分。或者，计算机系统可使用不同于主动脉、主要冠状动脉和 / 或分支的颜色、色调 (shading) 或其它视觉指示物来指示模型 220 上的斑块。

[0150] 计算机系统也可自动分割检测到的斑块（步骤 248）。举例来说，斑块可依据 CCTA 数据来分割。可分析 CCTA 数据以依据 CCTA 数据中斑块相比心脏其它结构的对比（例如相对明暗度）来定位斑块（或其表面）。因此，也可确定斑块的几何形状。

[0151] 必要时可检查和 / 或校正斑块的分割（步骤 250）。检查和 / 或校正可由计算机系统 / 或用户进行。举例来说，在一个示例性实施方案中，如果有任何错误，例如，如果任何斑块被遗漏或展示不精确，那么计算机系统可自动检查分割，并且用户可手动校正分割。

[0152] 计算机系统可自动分割与主要冠状动脉连接的分支（步骤 252）。举例来说，分支可使用类似于用于分割主要冠状动脉（例如图 6 和图 7 中所示）并且上文关于步骤 206 描述的方法来分割。计算机系统也可使用与上文关于步骤 248 和步骤 250 所述类似的方法自动分割经过分割的分支中的斑块。或者，分支（和其中所含的任何斑块）可与主要冠状动脉同时被分割（例如在步骤 206 中）。

[0153] 必要时可检查和 / 或校正分支的分割（步骤 254）。检查和 / 或校正可由计算机系统 / 或用户进行。举例来说，在一个示例性实施方案中，如果有任何错误，例如，如果模型 220 中分支的任何部分被遗漏或不精确，那么计算机系统可自动检查分割，并且用户可手动校正分割。

[0154] 如果定位任何重合失调、血管内支架或其它人工制品（例如在步骤 102 中检查 CCTA 数据期间），那么都可校正模型 220（步骤 256）。所述校正可由用户和 / 或由计算机系统 / 或用户进行。举例来说，如果定位重合失调或其它人工制品（例如影响内腔可视性的不一致、模糊、人工制品，等），那么可检查和 / 或校正模型 220 以避免血管截面积的人为变化或错误变化（例如人为变窄）。如果定位血管内支架，那么可检查和 / 或校正模型 220 以指示血管内支架的位置和 / 或例如依据血管内支架的尺寸来校正定位血管内支架的血管的截面积。

[0155] 也可独立检查模型 220 的分割（步骤 258）。所述检查可由用户和 / 或由计算机系统 / 或用户进行。举例来说，用户和 / 或计算机系统也许能鉴别模型 220 的某些错误，如可校正错误和 / 或可能需要模型 220 至少部分重做或重分割的错误。如果鉴别出所述错误，那么分割可确定为不可接受，并且某些步骤，例如步骤 202-208、步骤 240-256 中一个或多个会取决于错误而被重复。

[0156] 如果模型 220 的分割被独立地验证为可接受，那么任选地，模型 220 可被输出并且光滑化（步骤 260）。所述光滑化可由用户和 / 或由计算机系统 / 或用户进行。举例来说，隆起、点或其它不连续部分可得到光滑化。可将模型 220 输出到准备用于计算分析等的单独软件模块。

[0157] 因此，可将图 3 中展示并且上文描述的步骤 202-208 和步骤 240-260 视为图 2 的

步骤 200 的子步骤。

[0158] IV. 使模型为分析做准备以及确定边界条件

[0159] 如上文关于图 2 中所示的步骤 300 所述, 示例性方法可包括使模型为分析做准备以及确定边界条件的模型。在一个示例性实施方案中, 步骤 300 可包括以下步骤。

[0160] A. 使模型为分析做准备

[0161] 回头参考图 3, 也可确定模型 220 (图 5) 的各种血管 (例如主动脉、主要冠状动脉和 / 或分支) 的截面积 (步骤 304)。在一个示例性实施方案中, 所述确定可由计算机系统进行。

[0162] 可修剪 (步骤 306) 模型 220 (图 5) 并且可产生实体模型。图 8 展示依据类似于图 5 中所示的模型 220 的模型所准备的经过修剪的实体模型 320 的一个实施例。实体模型 320 是三维患者特异性几何模型。在一个示例性实施方案中, 修剪可由计算机系统在有或无用户输入下进行。可修剪流入边界 322 和流出边界 324 中每一个, 以便表面形成垂直于在步骤 242 中确定的中线的各别边界。流入边界 322 可包括流被引入模型 320 的解剖结构中所经过的边界, 如在主动脉的上游端, 如图 8 中所示。流出边界 324 可包括流被向外引出模型 320 的解剖结构中所经过的边界, 如在主动脉的下游端和主要冠状动脉和 / 或分支的下游端。

[0163] B. 确定边界条件

[0164] 可提供边界条件以描述在模型 (例如图 8 的三维实体模型 320) 的边界处在发生什么。举例来说, 边界条件可涉及至少一个与患者建模解剖结构相关、例如在建模解剖结构的边界处的血流特征, 并且血流特征可包括血液流动速度、压力、流动速率、FFR 等。通过适当确定边界条件, 可进行计算分析以确定在模型内各种位置的信息。现将描述边界条件和用于确定所述边界条件的方法的实施例。

[0165] 在一个示例性实施方案中, 所确定的边界条件可将由实体模型 320 表示的血管的部分的上游结构和下游结构简化成一维或二维降阶模型。用于确定边界条件的一组示例性等式和其它细节公开于例如美国专利申请公布号 2010/0241404 和美国临时申请号 61/210, 401 中, 这两个专利的标题都是“心血管系统的患者特异性血液动力学 (Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System)”并且以引用的方式整体并入本文中。

[0166] 边界条件可取决于患者生理条件而变化, 因为经过心脏的血流可取决于患者生理条件而不同。举例来说, FFR 通常在充血生理条件下测量, 充血一般在患者例如因应激等而经历心脏血流增大时发生。FFR 是在最大应激条件下冠状动脉压与主动脉压的比率。充血也可以药理学方式, 例如用腺苷诱导。图 9-11 展示计算 FFR (cFFR) 模型的实施例, 其指示模型 320 中冠状动脉压与主动脉压的比率变化, 所述变化取决于患者生理条件 (在休息时、在最大充血下, 或在最大运动下)。图 9 展示在整个模型 320 中, 当患者休息时, 冠状动脉压与主动脉压的比率的最小变化。图 10 展示在整个模型 320 中, 当患者经历最大充血时, 冠状动脉压与主动脉压的比率的较大变化。图 11 展示在整个模型 320 中, 当患者经历最大运动时, 冠状动脉压与主动脉压的比率的甚至更大变化。

[0167] 回头参考图 3, 可确定充血条件的边界条件 (步骤 310)。在一个示例性实施方案中, 腺苷的作用可使冠状动脉阻力降为 $1/5-1$ 、主动脉血压降低约 0-20% 并且使心跳速率增

大约 0-20% 来建模。举例来说,腺苷的作用可使冠状动脉阻力降为 1/4、主动脉血压降低约 10% 并且使心跳速率增大约 10% 来建模。尽管在示例性实施方案中确定了充血条件的边界条件,但应了解,也可确定其它生理状态的边界条件,其它生理状态如为休息、不同程度充血、不同程度运动、用力、应激或其它条件。

[0168] 边界条件提供关于三维实体模型 320 在它边界处的信息,例如流入边界 322、流出边界 324、血管壁边界 326 等,如图 8 中所示。血管壁边界 326 可包括模型 320 的主动脉、主要冠状动脉和 / 或其它冠状动脉或血管的实体边界。

[0169] 各流入边界 322 或流出边界 324 可被赋予速度、流动速率、压力或其它血流特征的指定值或值域。或者,各流入边界 322 或流出边界 324 可通过使心脏模型与边界偶合、集中参数或分布(例如一维波传播)模型、另一类型的一维或二维模型或其它类型模型来赋值。特定边界条件可依据以下来确定:例如从所得患者特异性信息确定的流入边界 322 或流出边界 324 的几何形状,或其它测量参数,如心输出量、血压、在步骤 240 中计算的心肌质量,等。

[0170] i. 确定降阶模型

[0171] 与实体模型 320 连接的上游结构和下游结构可呈现为降阶模型,所述降阶模型呈现上游结构和下游结构。举例来说,图 12-15 展示根据一个示例性实施方案的一种方法的方面,所述方法用于从在流出边界 324 之一的三维患者特异性解剖学数据来准备集中参数模型。方法可与图 2 和图 3 中所示的方法分开进行以及在图 2 和图 3 中所示的方法之前进行。

[0172] 图 12 展示主要冠状动脉之一或由此延伸的分支的实体模型 320 的一部分 330,并且图 13 展示图 12 中所示的部分 330 的在步骤 242 中确定的中线的部分。

[0173] 部分 330 可分成片段 332。图 14 展示片段 332 的一个实施例,片段 332 可由部分 330 形成。片段 332 的长度选择可由用户和 / 或计算机系统进行。取决于例如片段 332 的几何形状,片段 332 的长度可变化。使用各种技术可来分割部分 330。举例来说,可在一个或多个单独片段 332 中提供患病部分(例如截面相对较窄的部分)、病变和 / 或狭窄(血管异常变窄)。患病部分和狭窄可例如通过沿中线长度测量截面积以及计算局部最小截面积来鉴别。

[0174] 片段 332 可由电路图来近似,所述电路图包括一个或多个(线性或非线性)电阻器 334 和 / 或其它电路元件(例如电容器、感应器等)。图 15 展示以一系列线性和非线性电阻器 334 替代的片段 332 的一个实施例。电阻器 334 的个别电阻可例如依据在相应片段 332 上的估计流量和 / 或压力来确定。

[0175] 阻力可为恒定、线性或非线性的,例如取决于经过相应片段 332 的估计流动速率。对复杂几何形状(如狭窄)来说,阻力可随流动速率而变化。各种几何形状的阻力可依据计算分析(例如有限差分方法、有限体积方法、光谱方法、晶格波耳兹曼方法、基于颗粒的方法、水平集方法、等几何方法或有限元方法,或其它计算流体动力学(CFD)分析技术)来确定,并且在不同流量和压力条件下进行的计算分析的多重解可用以得出患者特异性阻力、血管特异性阻力和 / 或病变特异性阻力。结果可用以确定可被建模的任何片段的各种类型特征和几何形状的阻力。因此,如上所述得出患者特异性阻力、血管特异性阻力和 / 或病变特异性阻力可允许计算机系统识别并评价较复杂几何形状,如不对称狭窄、多种病变、在分

叉和分支和扭曲血管等处的病变。

[0176] 还可包括电容器,并且电容可例如依据相应片段的血管壁的弹性来确定。可包括感应器,并且感应系数可例如依据惯性作用来确定,所述惯性作用与流经相应片段的血体积的加速度或减速度有关。

[0177] 电阻、电容、感应系数和与集中参数模型中所用的其它电组件相关的其它变量的个别值可依据来自许多患者的数据得出,并且类似血管几何形状可具有类似值。因此,经验模型可从大量患者特异性数据产生,从而创建对应于特定几何特征的值文库,所述值文库可在未来分析中应用于类似患者。几何形状可在两个不同血管片段之间匹配以自动选择来自先前模拟的患者的片段 332 的值。

[0178] ii. 示例性集中参数模型

[0179] 或者,代替进行上文关于图 12-15 描述的步骤,可预设集中参数模型。举例来说,图 16 展示集中参数模型 340、350、360 的实施例,所述集中参数模型呈现在实体模型 320 的流入边界 322 和流出边界 324 处的上游结构和下游结构。A 端位于流入边界 322,并且 a-m 端和 B 端位于流出边界。

[0180] 集中参数心脏模型 340 可用以确定在实体模型 320 的流入边界 322 的 A 端的边界条件。集中参数心脏模型 340 可用以呈现在充血条件下来自心脏的血流。集中参数心脏模型 340 包括各种参数(例如 P_{LA} 、 R_{Av} 、 L_{Av} 、 R_{V-Art} 、 L_{V-Art} 和 $E(t)$),所述各种参数可依据关于患者的已知信息来确定,所述已知信息例如是关于主动脉压、患者的收缩血压和舒张血压(例如在步骤 100 中测定)、患者的心输出量(来自心脏的血流的体积,例如依据在步骤 100 中测定的患者的心搏量和心率来计算),和 / 或用实验方式确定的常数。

[0181] 集中参数冠状动脉模型 350 可用以确定在实体模型 320 的流出边界 324 的 a-m 端的边界条件,所述实体模型 320 位于主要冠状动脉和 / 或由此延伸的分支的下游末端。集中参数冠状动脉模型 350 可用以呈现在充血条件下经过 a-m 端离开建模血管的血流。集中参数冠状动脉模型 350 包括各种参数(例如 R_a 、 C_a 、 $R_{a-micro}$ 、 C_{im} 和 R_v),所述各种参数可依据关于患者的已知信息来确定,所述已知信息例如是计算心肌质量(例如在步骤 240 中确定)和 a-m 端终端阻抗(例如依据在步骤 304 中确定的血管在 a-m 端的截面积来确定)。

[0182] 举例来说,计算心肌质量可用以估计经过多个流出边界 324 的基线(休息)平均冠状动脉流。这种关系可依据用实验方式得出的生理规律(例如图 1 的生理规律 20),所述生理规律将平均冠状动脉流 Q 与心肌质量 M (例如在步骤 240 中确定)关联为 $Q \propto Q_0 M^\alpha$,其中 α 是预设标度指数并且 Q_0 是预设常数。在基线(休息)条件下流出边界 324 的总冠状动脉流 Q 以及患者的血压(例如在步骤 100 中测定)则可用以依据预设的用实验方式得出的等式来确定在流出边界 324 的总阻力 R 。

[0183] 总阻力 R 可依据 a-m 端的各别截面积(例如在步骤 304 中测定)在 a-m 端分布。这种关系可依据用实验方式得出的生理规律(例如图 1 的生理规律 20),所述生理规律将 a-m 端的各别阻力关联为 $R_i \propto R_{i_0} d_i^\beta$,其中 R_i 是在 i-th 出口的流动阻力,并且 R_{i_0} 是预设常数, d_i 是出口直径,并且 β 是预设幂律指数,例如在 -3 与 -2 之间,冠状动脉流为 -2.7,大脑流为 -2.9,等。经过个别 a-m 端的冠状动脉流以及在个别 a-m 端的平均压力(例如依据血管 a-m 端的个别截面积来确定,如在步骤 304 中测定)可用以确定集中参数冠状动脉模型 350 在相应 a-m 端的阻力的和(例如 $R_a + R_{a-micro} + R_v$)。其它参数(例如 $R_a/R_{a-micro}$ 、 C_a 、 C_{im})

可为用实验方式确定的常数。

[0184] 弹性贮器 (Windkessel) 模型 360 可用以确定在实体模型 320 的流出边界 324 的 B 端的边界条件, 所述实体模型 320 位于朝着主动脉弓的主动脉的下游端。弹性贮器模型 360 可用以呈现在充血条件下经过 B 端离开建模主动脉的血流。弹性贮器模型 360 包括各种参数 (例如 R_p 、 R_d 和 C), 所述各种参数可依据关于患者的已知信息来确定, 所述已知信息例如是上文关于集中参数心脏模型 340 描述的患者的的心输出量、上文关于集中参数冠状动脉模型 350 描述的基线平均冠状动脉流、主动脉压 (例如依据主动脉 B 端的截面积确定, 如在步骤 304 中确定), 和 / 或用实验方式确定的常数。

[0185] 边界条件, 例如集中参数模型 340、350、360 (或其中包括的任一常数) 或其它降阶模型可依据其它因素做调整。举例来说, 如果患者的流量与血管尺寸比因在生理应激下血管扩张能力相对减小而较低, 那么可调整 (例如增大) 阻力值。如果患者患有糖尿病、处于医药治疗、以往已经历心脏事件等, 那么也可调整阻力值。

[0186] 替代性集中参数模型或分布模型、一维网络模型可用以呈现实体模型 320 下游的冠状血管。使用 MRI、CT、PET 或 SPECT 进行的心肌灌注成像可用以对所述模型的参数赋值。而且, 替代性成像来源, 例如磁共振血管造影术 (MRA)、回顾性电影门控或前瞻性电影门控计算机断层摄影血管造影术 (CTA) 等可用以对所述模型的参数赋值。回顾性电影门控可与图像处理方法组合以在心动周期内获得心室腔容量变化, 以便为集中参数心脏模型的参数赋值。

[0187] 使用集中参数模型 340、350、360 或其它降阶一维或二维模型来简化患者解剖结构的一部分使得计算分析 (例如下述图 3 的步骤 402) 较快速地进行, 特别是当计算分析进行多次时, 如当除未经处理的状态 (例如图 2 和图 3 的步骤 400) 以外, 还评价可能的治疗选择 (例如图 2 的步骤 500), 同时使最终结果维持高精度时。

[0188] 在一个示例性实施方案中, 边界条件的确定可由计算机系统依据用户输入 (如在步骤 100 中获得的患者特异性生理学数据) 来进行。

[0189] C. 创建三维网

[0190] 回头参考图 3, 可依据在步骤 306 中产生的实体模型 320 产生三维网 (步骤 312)。图 17-19 展示三维网 380 的一个实施例, 所述三维网 380 是依据在步骤 306 中产生的实体模型 320 来准备。网 380 沿实体模型 320 的表面和在实体模型 320 的整个内部包括多个节点 382 (网点或格点)。如图 18 和图 19 中所示, 网 380 可创建为具有四面体元 (具有形成节点 382 的点)。或者, 可使用具有其它形状的元, 例如六面体或其它多面体、曲线元, 等。在一个示例性实施方案中, 节点 382 的数目可为百万, 例如五百万至五千万。节点 382 的数目随着网 380 变细而增大。节点 382 数目越多, 则可在模型 320 内更多点提供信息, 但计算分析可能要运行更久, 因为节点 382 的较大数目会增大待求解等式 (例如图 1 中所示的等式 30) 的数目。在一个示例性实施方案中, 网 380 的产生可由计算机系统在有或无用户输入 (例如规定节点 382 的数目、元形状, 等) 下进行。

[0191] 回头参考图 3, 可验证网 380 和所确定的边界条件 (步骤 314)。所述验证可由用户和 / 或由计算机系统进行。举例来说, 用户和 / 或计算机系统也许能鉴别网 380 和 / 或边界条件的某些错误, 例如, 如果网 380 扭曲或不具有足够空间分辨率、如果边界条件不足以进行计算分析、如果在步骤 310 中确定的阻力不正确等, 那么所述错误需要网 380 和 / 或

边界条件被重做。如果是这样的话,那么可确定网 380 和 / 或边界条件为不可接受,并且可重复步骤 304-314 中一个或多个。如果网 380 和 / 或边界条件确定为可接受,那么所述方法可往下进行到下述步骤 402。

[0192] 另外,用户可检查所得患者特异性信息或其它测量参数,如心输出量、血压、身高、体重、在步骤 240 中计算的心肌质量得到正确输入和 / 或正确计算。

[0193] 因此,图 3 中所示并且上文描述的步骤 304-314 可被视为图 2 的步骤 300 的子步骤。

[0194] V. 进行计算分析以及输出结果

[0195] 如上文关于图 2 中所示的步骤 400 所述,示例性方法可包括进行计算分析以及输出结果。在一个示例性实施方案中,步骤 400 可包括以下步骤。

[0196] A. 进行计算分析

[0197] 参考图 3,计算分析可由计算机系统进行(步骤 402)。在一个示例性实施方案中,步骤 402 可持续数分钟至数小时,取决于例如网 380 中节点 382(图 17-19)的数目,等。

[0198] 分析涉及产生一系列等式,所述等式描述产生网 380 的模型 320 中的血流。如上所述,在示例性实施方案中,所需信息涉及在充血条件下经过模型 320 的血流的模拟。

[0199] 分析还涉及使用计算机系统来使用数值方法来求解血流的三维等式。举例来说,数值方法可为已知方法,如有限差分方法、有限体积方法、光谱方法、晶格波耳兹曼方法、基于颗粒的方法、水平集方法、等几何方法或有限元方法,或其它计算流体动力学(CFD)数值技术。

[0200] 使用这些数值方法,可将血液建模为牛顿流体、非牛顿流体或多相流体。在步骤 100 中测量的患者的血细胞比容或其它因素可用以确定用于并入分析中的血液粘度。可假设血管壁是刚性或顺从的。在后一情况下,壁动力学的等式,例如弹性动力学等式可连同血流等式一起求解。在步骤 100 中获得的时变三维成像数据可用作输入,以便为血管形状在心动周期内的变化建模。用于进行计算分析的一组示例性等式和步骤更详细地公开于以下中:例如标题为“Method for Predictive Modeling for Planning Medical Interventions and Simulating Physiological Conditions”的美国专利号 6,236,878,和标题都为“Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System”的美国专利申请公布号 2010/0241404 和美国临时申请号 61/210,401,所有这些专利都以引用的方式整体并入本文中。

[0201] 使用所准备的模型和边界条件的计算分析可确定呈现三维实体模型 320 的网 380 的节点 382 中每一处的血液流量和压力。举例来说,计算分析的结果可包括节点 382 中每一处的各种参数的值,所述各种参数如但不限于各种血流特征或参数,如血液流动速度、压力、流动速率,或计算参数,如 cFFR,如下所述。参数也可在三维实体模型 320 上内插。因此,计算分析的结果可向用户提供通常可能以侵入方式确定的信息。

[0202] 回头参考图 3,可验证计算分析的结果(步骤 404)。所述验证可由用户和 / 或由计算机系统进行。举例来说,用户和 / 或计算机系统也许能鉴别出某些错误,例如,如果节点 382 的数目不足导致信息不足、如果节点 382 的数目过量导致分析费时太久,那么结果是需要网 380 和 / 或边界条件重做或修正。

[0203] 如果计算分析的结果在步骤 404 中确定为不可接受,那么用户和 / 或计算机系统

可确定例如是否以及如何修正或改进在步骤 306 中产生的实体模型 320 和 / 或在步骤 312 中产生的网 380、是否以及如何修正在步骤 310 中确定的边界条件,或是否对用于计算分析的任一输入进行其它修正。接着,可依据所确定的修正或改进来重复一个或多个上述步骤,例如步骤 306-314、402 和 404。

[0204] B. 显示血压、流量和 cFFR 的结果

[0205] 回头参考图 3,如果计算分析的结果在步骤 404 中确定为可接受,那么计算机系统可输出计算分析的某些结果。举例来说,计算机系统可显示依据计算分析结果产生的图像,如上文关于图 1 描述的图像,如模拟血压模型 50、模拟血流模型 52 和 / 或 cFFR 模型 54。如上所述,例如因为在步骤 310 中确定的边界条件是关于充血条件所确定,所以这些图像指示在模拟充血条件下的模拟血压、血流和 cFFR。

[0206] 模拟血压模型 50(图 1) 展示在整个患者解剖结构中的局部血压(例如以毫米汞柱或 mmHg 表示),如由图 17-19 的在模拟充血条件下的网 380 表示。计算分析可确定网 380 的各节点 382 处的局部血压,并且模拟血压模型 50 可将相应颜色、色调或其它视觉指示物赋予各别压力,以使模拟血压模型 50 可以视觉方式指示在整个模型 50 中的压力变化,而不用必须规定各节点 382 的个别值。举例来说,图 1 中所示的模拟血压模型 50 展示,对这个具体患者来说,在模拟充血条件下,主动脉中的压力一般可为均一并且较高的(如由较暗色调指示),并且压力随着血液向下游流到主要冠状动脉中并且流到分支中而逐渐并不断地降低(如由朝着分支的下游端,色调逐渐并连续变亮所示)。模拟血压模型 50 可伴有指示特定血压数值的标度,如图 1 中所示。

[0207] 在一个示例性实施方案中,模拟血压模型 50 可以颜色形式提供,并且可使用色谱来指示整个模型 50 中的压力变化。依序从最高压力到最低压力,色谱可包括红色、橙色、黄色、绿色、蓝色、靛蓝和紫色。举例来说,上限(红色)可指示约 110mmHg 或更大(或 80mmHg、90mmHg、100mmHg 等),并且下限(紫色)可指示约 50mmHg 或更小(或 20mmHg、30mmHg、40mmHg 等),其中绿色指示约 80mmHg(或约在上下限之间一半的其它值)。因此,对一些患者来说,模拟血压模型 50 可将大部分或所有主动脉展示为红色或朝着光谱高端的其它颜色,并且朝着冠状动脉和由此延伸的分支的远端,颜色可在整个光谱上逐渐变化(例如朝着光谱下端(下至紫色))。对一个具体患者来说,冠状动脉的远端可具有不同颜色,例如从红色到紫色之间的任何颜色,这取决于对各别远端测定的局部血压。

[0208] 模拟血流模型 52(图 1) 展示在整个患者解剖结构中的局部血液速度(例如以厘米 / 秒或 cm/s 表示),这由图 17-19 的在模拟充血条件下的网 380 表示。计算分析可确定网 380 的各节点 382 处的局部血液速度,并且模拟血流模型 52 可将相应颜色、色调或其它视觉指示物赋予各别速度,以使模拟血流模型 52 可以视觉方式指示在整个模型 52 中的速度变化,而不用必须规定各节点 382 的个别值。举例来说,图 1 中所示的模拟血流模型 52 展示,对这个具体患者来说,在模拟充血条件下,在主要冠状动脉和分支的某些区域中速度一般较高(如由图 1 中区域 53 中的较暗色调指示)。模拟血流模型 52 可伴有指示特定血液速度数值的标度,如图 1 中所示。

[0209] 在一个示例性实施方案中,模拟血流模型 52 可以颜色形式提供,并且可使用色谱来指示整个模型 52 中的速度变化。依序从最高速度到最低速度,色谱可包括红色、橙色、黄色、绿色、蓝色、靛蓝和紫色。举例来说,上限(红色)可指示约 100(或 150)cm/s 或更大,

并且下限（紫色）可指示约 0cm/s，其中绿色指示约 50cm/s（或约在上下限之间一半的其它值）。因此，对一些患者来说，模拟血流模型 52 可将大部分或所有主动脉展示为朝着光谱下端的颜色（例如绿色至紫色）的混合色，并且在测定血液速度增大的某些位置，颜色可在整个光谱上逐渐变化（例如朝着光谱高端（上至红色））。

[0210] cFFR 模型 54（图 1）展示在整个患者解剖结构中的局部 cFFR，这由图 17-19 的在模拟充血条件下的网 380 表示。如上所述，cFFR 可计算为通过分析（例如模拟血压模型 50 中所示）确定的在具体节点 382 的局部血压除以在主动脉中（例如在流入边界 322（图 8））的血压的比率。计算分析可确定网 380 的各节点 382 处的 cFFR，并且 cFFR 模型 54 可将相应颜色、色调或其它视觉指示物赋予各别 cFFR 值，以使 cFFR 模型 54 可以视觉方式指示在整个模型 54 中的 cFFR 变化，而不用必须规定各节点 382 的个别值。举例来说，图 1 中所示的 cFFR 模型 54 展示，对这个具体患者来说，在模拟充血条件下，主动脉中的 cFFR 一般可为均一的并且为约 1.0，并且随着血液向下游流到主要冠状动脉中并且流到分支中，cFFR 逐渐并不断降低。cFFR 模型 54 也可指示在整个 cFFR 模型 54 中某些点处的 cFFR 值，如图 1 中所示。cFFR 模型 54 可伴有指示特定 cFFR 数值的标度，如图 1 中所示。

[0211] 在一个示例性实施方案中，cFFR 模型 54 可以颜色形式提供，并且可使用色谱来指示整个模型 54 中的压力变化。依序从最低 cFFR（指示功能上有意义的病变）到最高 cFFR，色谱可包括红色、橙色、黄色、绿色、蓝色、靛蓝和紫色。举例来说，上限（紫色）可指示 cFFR 为 1.0，并且下限（红色）可指示约 0.7（或 0.75 或 0.8）或更小，其中绿色指示约 0.85（或约在上下限之间一半的其它值）。举例来说，下限可依据用于确定 cFFR 测量值是否指示功能上有意义的病变或可能需要介入的其它特征的下限（例如 0.7、0.75 或 0.8）来确定。因此，对一些患者来说，cFFR 模型 54 可将大部分或所有主动脉展示为紫色或朝着光谱高端的其它颜色，并且朝着冠状动脉和由此延伸的分支的远端，颜色可在整个光谱上逐渐变化（例如朝着光谱高端（上至红色到紫色之间的任何颜色））。对一个具体患者来说，冠状动脉的远端可具有不同颜色，例如从红色到紫色之间的任何颜色，这取决于对各别远端测定的局部 cFFR 值。

[0212] 在确定 cFFR 已降到下限以下的程度之后，可评估动脉或分支以定位功能上有意义的病变，所述下限是用于确定功能上有意义的病变或可能需要介入的其它特征的存在。计算机系统或用户可依据动脉或分支的几何形状（例如使用 cFFR 模型 54）来定位功能上有意义的病变。举例来说，可如下定位功能上有意义的病变：找到在具有局部最小 cFFR 值的 cFFR 模型 54 的位置附近（例如上游）定位的变窄或狭窄。计算机系统可向用户指示或显示包括功能上有意义的病变的 cFFR 模型 54（或其它模型）的部分。

[0213] 也可依据计算分析结果产生其它图像。举例来说，计算机系统可提供关于具体主要冠状动脉的其它信息，例如图 20-22 中所示。举例来说，如果具体冠状动脉包括最低 cFFR，那么冠状动脉可由计算机系统选择。或者，用户可选择具体冠状动脉。

[0214] 图 20 展示患者解剖结构的模型，其包括计算分析结果，其中模型上的某些点由个别参考标签（例如 LM、LAD1、LAD2、LAD3 等）鉴别。在图 21 中所示的示例性实施方案中，在 LAD 动脉中提供点，所述 LAD 动脉是在模拟充血条件下具有对这个具体患者来说最低的 cFFR 的主要冠状动脉。

[0215] 图 21 和图 22 展示在一些或所有这些点（例如 LM、LAD1、LAD2、LAD3，等）处和 /

或在模型上某些其它位置（例如在主动脉中，等）处某些变量随时间变化的图。图 21 是主动脉中和在图 20 中指示的点 LAD1、LAD2 和 LAD3 处的压力（例如以毫米汞柱或 mmHg 表示）随时间变化的图。所述图的顶部曲线指示主动脉中的压力，从上往下第二条曲线指示在点 LAD1 的压力，从上往下第三条曲线指示在点 LAD2 的压力，并且底部曲线指示在点 LAD3 的压力。图 22 是在图 20 中指示的点 LM、LAD1、LAD2 和 LAD3 处的流量（例如以立方厘米 / 秒或 cc/s 表示）随时间变化的图。另外，可提供其它图，如在一些或所有这些点和 / 或在其它点处剪应力随时间变化的图。所述图的顶部曲线指示在点 LM 的流量，从上往下第二条曲线指示在点 LAD1 的流量，从上往下第三条曲线指示在点 LAD2 的流量，并且底部曲线指示在点 LAD3 的流量。也可提供展示这些变量沿具体主要冠状动脉和 / 或由此延伸的分支的长度的变化的图：例如血压、流量、速度或 cFFR。

[0216] 任选地，上述各种图和其它结果可在报告中定稿（步骤 406）。举例来说，上述图像和其它信息可插入具有设置模板的文件中。模板可预设并且对多个患者来说是通用的，并且可用于向医师和 / 或患者报道计算分析结果。在计算分析完成之后，文件或报告可由计算机系统自动完成。

[0217] 举例来说，定稿报告可包括图 23 中所示的信息。图 23 包括图 1 的 cFFR 模型 54，并且还包括概述信息，如主要冠状动脉和由此延伸的分支中每一个中的最低 cFFR 值。举例来说，图 23 指示 LAD 动脉中的最低 cFFR 值是 0.66，LCX 动脉中的最低 cFFR 值是 0.72，RCA 动脉中的最低 cFFR 值是 0.80。其它概述信息可包括患者的名字、患者的年龄、患者的血压 (BP)（例如在步骤 100 中获得）、患者的心率 (HR)（例如在步骤 100 中获得），等。定稿报告还可包括如上述产生的图像和其它信息的版本，医师或其它用户可得到所述版本以确定其它信息。可使由计算机系统产生的图像有一定格式以使医师或其它用户在任一点上定位光标，以确定任一上述变量的值，所述变量例如是在所述点的血压、速度、流量、cFFR 等。

[0218] 定稿报告可被传输到医师和 / 或患者。定稿报告可使用任何已知通信方法（例如无线网络或有线网络，通过邮件等）传输。或者，可通知医师和 / 或患者定稿报告可下载或提取得到。接着，医师和 / 或患者可登录到基于网络的服务中经由安全通信线来下载定稿报告。

[0219] C. 验证结果

[0220] 回头参考图 3，可独立地验证计算分析的结果（步骤 408）。举例来说，用户和 / 或计算机系统也许能鉴别出计算分析结果（例如在步骤 406 中产生的图像和其它信息）的某些错误，所述错误需要任一上述步骤重做。如果鉴别出所述错误，那么计算分析结果可确定为不可接受，并且可重复某些步骤，例如步骤 100、200、300、400、子步骤 102、202-208、240-260、304-314 和 402-408 等。

[0221] 因此，图 3 中所示并且上文描述的步骤 402-408 可被视为图 2 的步骤 400 的子步骤。

[0222] 用于验证计算分析结果的另一方法可包括使用另一方法测量来自患者的结果中包括的任一变量，例如血压、速度、流量、cFFR 等。在一个示例性实施方案中，可测量（例如以侵入方式）变量，接着与通过计算分析确定的结果相比。举例来说，FFR 可例如使用插入如上所述的患者中的压力线来测定，测定点在由实体模型 320 和网 380 表示的患者解剖结构内的一个或多个点。可将在一个位置测量的 FFR 与在同一位置的 cFFR 相比，并且可在多

个位置进行比较。任选地,计算分析和 / 或边界条件可依据比较做调整。

[0223] D. 用于提供冠状动脉血流信息的系统和方法的另一实施方案

[0224] 图 24 中展示一种方法 600 的另一实施方案,所述方法 600 用于提供有关特定患者的冠状动脉血流的各种信息。方法 600 可在上述计算机系统中实施,所述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。方法 600 可使用一个或多个输入 610 来进行,并且可包括依据输入 610 来产生一个或多个模型 620、依据输入 610 和 / 或模型 620 对一个或多个条件 630 赋值,以及依据模型 620 和条件 630 得出一个或多个解 640。

[0225] 输入 610 可包括患者的主动脉、冠状动脉(和由此延伸的分支)和心脏的医学成像数据 611,如 CCTA 数据(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。输入 610 还可包括患者臂血压的测量值 612 和 / 或其它测量值(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。测量值 612 可以非侵入方式获得。输入 610 可用以产生模型 620 和 / 或确定下述条件 630。

[0226] 如上所述,一个或多个模型 620 可依据输入 610 来产生。举例来说,方法 600 可包括依据成像数据 611 来产生患者解剖结构(例如主动脉、冠状动脉和由此延伸的分支)的一个或多个患者特异性三维几何模型(步骤 621)。举例来说,几何模型可为在图 3 的步骤 306 中产生的图 8 的实体模型 320,和 / 或在图 3 的步骤 312 中产生的图 17-19 的网 380。

[0227] 回头参考图 24,方法 600 还可包括产生一个或多个基于物理学的血流模型(步骤 622)。血流模型可包括涉及以下的模型:经过在步骤 621 中产生的患者特异性几何模型的血流、心脏和主动脉循环、远端冠状循环等。血流模型可涉及至少一个与患者经过建模的解剖结构(例如血液流动速度、压力、流动速率、FFR 等)相关的血流特征。血流模型可赋值为在三维几何模型的流入边界 322 和流出边界 324 的边界条件。血流模型可包括降阶模型或其它边界条件(上文关于图 3 的步骤 310 所述),例如集中参数心脏模型 340、集中参数冠状动脉模型 350、弹性贮器模型 360,等。

[0228] 如上所述,一个或多个条件 630 可依据输入 610 和 / 或模型 620 来确定。条件 630 包括针对在步骤 622(和图 3 的步骤 310)中确定的边界条件所计算的参数。举例来说,方法 600 可包括如下确定条件:依据成像数据 611(例如在图 3 的步骤 240 中确定)来计算患者特异性心室质量或心肌质量(步骤 631)。

[0229] 方法 600 可包括如下确定条件:使用在步骤 631 中计算的心室质量或心肌质量、休息时冠状动脉流依据关系 $Q=Q_0M^\alpha$ (其中 α 是预设标度指数, M 是心室质量或心肌质量,并且 Q_0 是预设常数)进行计算(例如上文在图 3 的步骤 310 中关于确定集中参数模型所述)(步骤 632)。或者,所述关系可具有形式 $Q \propto Q_0M^\alpha$,如上文在图 3 的步骤 310 中关于确定集中参数模型所述。

[0230] 方法 600 还可包括如下确定条件:使用在步骤 632 中计算的所得冠状动脉流量和患者的测量血压 612、总的休息时冠状动脉阻力进行计算(例如上文在图 3 的步骤 310 中关于确定集中参数模型所述)(步骤 633)。

[0231] 方法 600 还可包括如下确定条件:使用在步骤 633 和模型 620 中计算的总的休息时冠状动脉阻力、个别冠状动脉(和由此延伸的分支)的个别阻力进行计算(步骤 634)。举例来说,如上文关于图 3 的步骤 310 所述,依据个别冠状动脉和分支的远端的尺寸(例如从步骤 621 中产生的几何模型确定),并且依据关系 $R=R_0d^\beta$ (其中 R 是在具体远端的流动阻

力,并且 R_0 是预设常数, d 是尺寸(例如所述远端的直径),并且 β 是预设幂律指数,如上文关于确定图 3 的步骤 310 中的集中参数模型所述),在步骤 633 中计算的总的休息时冠状动脉阻力可分布到个别冠状动脉和分支。

[0232] 回头参考图 24,方法 600 可包括依据患者的一个或多个身体条件来调整边界条件(步骤 635)。举例来说,在步骤 631-634 中确定的参数可依据解 640 是否意图模拟休息、不同程度的充血、不同程度的运动或用力、不同药物治疗等来修改。依据输入 610、模型 620 和条件 630,计算分析可例如如上文关于图 3 的步骤 402 所述来进行以确定解 640,所述解 640 包括关于患者的冠状动脉血流在步骤 635 中选择的身體条件下的信息(步骤 641)。现将描述可从解 640 提供的信息的实例。

[0233] 组合的患者特异性解剖学(几何)模型和生理学(基于物理学的)模型可用以确定不同药物治疗或生活方式变化(例如停止吸烟、改变膳食或增加身体活动)对冠状动脉血流的作用,所述药物治疗或生活方式变化会改变心率、心搏量、血压或冠状动脉微循环功能。所述信息可用以最优化学疗法或避免可能危险的药物治疗后果。组合模型还可用以确定替代形式和/或不同程度的暴露于可能的外来力(例如当踢足球时、在太空飞行期间、当斯库巴潜水(scuba diving)时、在坐飞机飞行期间,等)的身体活动或风险对冠状动脉血流的作用。所述信息可用以鉴别对特定患者来说可能安全并有效的身体活动的类型和程度。组合模型还可用以预测经皮冠状动脉介入术对冠状动脉血流的可能益处以选择最优的介入策略,和/或预测冠状动脉旁路移植术对冠状动脉血流的可能益处以选择最优的手术策略。

[0234] 组合模型还可用以说明动脉疾病负担增大对冠状动脉血流的可能的有害作用,并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测进展中疾病何时可对流向心脏肌肉的血流引起损害。所述信息可实现确定“保证期(warranty period)”,其中使用非侵入性成像观察到最初没有热力学有意义的疾病的患者可能不被预期需要医药疗法、介入疗法或手术疗法,或者,如果继续有不利因素,那么可确定出现进展的比率。

[0235] 组合模型还可用以说明由冠状动脉疾病负担减小引起的对冠状动脉血流的可能的有益作用,并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测疾病消退何时可引起经过冠状动脉到心脏肌肉的血流增加。所述信息可用以指导医学管理程序,所述医学管理程序包括但不限于改变膳食、增加身体活动、开出士他汀(statin)或其它医药的处方,等。

[0236] VI. 提供患者特异性治疗计划

[0237] 如上文关于图 2 中所示的步骤 500 所述,示例性方法可包括提供患者特异性治疗计划。在一个示例性实施方案中,步骤 500 可包括以下步骤。尽管图 3 不展示以下步骤,应了解这些步骤可与图 3 中所示的步骤(例如在步骤 406 或 408 之后)结合进行。

[0238] 如上所述,图 1 和图 23 中所示的 cFFR 模型 54 指示处于未治疗状态并且在模拟充血条件下的整个患者解剖结构中的 cFFR 值,所述解剖结构由图 17-19 的网 380 表示。医师可使用这个信息来指定对患者的治疗,如增加运动、改变膳食、开医药处方、对建模解剖结构的任何部分或心脏的其它部分进行手术(例如冠状动脉旁路移植术、插入一个或多个冠状动脉血管内支架,等),等。

[0239] 为确定指定哪种治疗,计算机系统可用以预测如何依据所述治疗来改变从计算分析确定的信息。举例来说,某些治疗(如插入血管内支架或其它手术)可引起建模解剖结

构的几何形状改变。因此,在一个示例性实施方案中,可修正在步骤 306 中产生的实体模型 320 以指示一个或多个插有血管内支架的内腔的加宽。

[0240] 举例来说,图 1 和图 23 中所示的 cFFR 模型 54 指示 LAD 动脉中的最低 cFFR 值是 0.66, LCX 动脉中的最低 cFFR 值是 0.72, RCA 动脉中的最低 cFFR 值是 0.80。如果 cFFR 值例如小于 0.75,那么可建议进行治疗。因此,计算机系统可建议用户修正实体模型 320 以指示 LAD 动脉和 LCX 动脉的加宽,以模拟在这些冠状动脉中插入血管内支架。用户可被提示选择对应于模拟血管内支架的位置和尺寸的加宽(例如长度和直径)的位置和量。或者,加宽的位置和量可由计算机系统依据各种因素(如 cFFR 值小于 0.75 的节点位置、血管显著变窄的位置、常规血管内支架的尺寸,等)自动确定。

[0241] 图 25 展示依据实体模型确定的经过修改的 cFFR 模型 510 的一个实施例,上述实体模型是通过加宽 LAD 动脉在位置 512 的一部分和 LCX 动脉在位置 514 的一部分来产生。在一个示例性实施方案中,任一上述步骤,例如步骤 310-314 和 402-408 都可使用经过修改的实体模型重复。在步骤 406 中,定稿报告可包括有关未经治疗的患者(例如没有血管内支架)的信息,如图 23 中所示的信息,和有关患者的模拟治疗的信息,如图 25 和图 26 中所示的信息。

[0242] 图 25 包括经过修改的 cFFR 模型 510 并且还包含概述信息,如与建议治疗相关的经过修改的实体模型的主要冠状动脉和由此延伸的分支中的最低 cFFR 值。举例来说,图 25 指示 LAD 动脉(和它的下游分支)中的最低 cFFR 值是 0.78, LCX 动脉(和它的下游分支)中的最低 cFFR 值是 0.78, RCA 动脉(和它的下游分支)中的最低 cFFR 值是 0.79。因此,未经治疗的患者(没有血管内支架)的 cFFR 模型 54 和建议治疗(有血管内支架插入)的 cFFR 模型 510 的比较指示建议治疗可使 LAD 动脉中的最小 cFFR 从 0.66 增大到 0.78,并且使 LCX 动脉中的最小 cFFR 从 0.72 增大到 0.76,同时使 RCA 动脉中的最小 cFFR 将有从 0.80 到 0.79 的最小降低。

[0243] 图 26 展示经过修改的模拟血流模型 520 的一个实施例,所述模型是如上所述在 LAD 动脉在位置 512 的加宽部分和 LCX 动脉在位置 514 的加宽部分之后确定。图 26 还包括概述信息,如与建议治疗相关的经过修改的实体模型的主要冠状动脉和由此延伸的分支中各种位置的血流值。举例来说,图 26 指示未经治疗的患者(没有血管内支架)和经过治疗的患者(有血管内支架插入)的 LAD 动脉中四个位置 LAD1、LAD2、LAD3 和 LAD4 以及 LCX 动脉中两个位置 LCX1 和 LCX2 的血流值。图 26 还指示未经治疗的状态和经过治疗的状态之间的血流值变化百分比。因此,未经治疗的患者模拟血流模型 52 和建议治疗的模拟血流模型 520 的比较指示,在所有位置 LAD1-LAD4、LCX1 和 LCX2,取决于位置,建议治疗可将经过 LAD 动脉和 LCX 动脉的流增大 9% 至 19%。

[0244] 也可在未经治疗的状态和经过治疗的状态(如冠状动脉血压)之间比较其它信息。依据这个信息,医师可与患者讨论是否继续建议治疗选择。

[0245] 其它治疗选择也可涉及以不同方式修改实体模型 320。举例来说,冠状动脉旁路移植术可涉及在实体模型 320 中创建新的内腔或通路,并且去除病变还可涉及加宽内腔或通道。其它治疗选择可能不涉及修改实体模型 320。举例来说,例如由于血管收缩、扩张、心率降低等,因此增加运动或用力、改变膳食或其它生活方式变化、医药处方等可涉及改变在步骤 310 中确定的边界条件。举例来说,患者的心率、心输出量、心搏量、血压、冠状动脉微循

环功能、集中参数模型的配置等可取决于指定医药、所采用的运动（或其它用力）的类型和频率、所采用的生活方式变化的类型（例如停止吸烟、改变膳食等），从而以不同方式影响在步骤 310 中确定的边界条件。

[0246] 在一个示例性实施方案中，经过修改的边界条件可用实验方式使用来自许多患者的数据来确定，并且类似治疗选择可能需要以类似方式修改边界条件。经验模型可从大量患者特异性数据产生，从而创建边界条件或用于计算边界条件的函数的文库，所述文库对应于可在未来分析中应用于类似患者的特定治疗选择。

[0247] 在修改边界条件之后，上述步骤，例如步骤 312、314 和 402-408 可使用经过修改的边界条件来重复，并且在步骤 406 中，定稿报告可包括有关未经治疗的患者的信息，如图 23 中所示的信息，以及有关患者的模拟治疗的信息，如图 25 和图 26 中所示的信息。

[0248] 或者，可向医师、患者或其它用户提供允许与三维模型（例如图 8 的实体模型 320）互动的用户界面。模型 320 可分成用户可选片段，所述片段可由用户编辑来反映一个或多个治疗选择。举例来说，用户可选择具有狭窄（或梗塞，例如急性阻塞）的部分，并且调整所述部分来去除狭窄，用户可将一个部分加入模型 320 中以用作旁路等。用户还可被提示指定其它治疗选择和 / 或生理学参数，这可改变上文确定的边界条件，例如改变心输出量、心率、心搏量、血压、运动或用力程度、充血程度、药物治疗，等。在一个替代性实施方案中，计算机系统可确定或建议一个治疗选择。

[0249] 用户界面可允许与三维模型 320 互动以允许用户模拟狭窄（或梗塞，例如急性梗塞）。举例来说，用户可选择用于包括狭窄的部分，并且计算机系统可用以预测从计算分析确定的信息将如何依据狭窄的添加来变化。因此，本文所述的方法可用以预测使动脉梗塞的影响。

[0250] 用户界面还可允许与三维模型 320 互动以模拟受损动脉或动脉去除，所述动脉去除可例如在某些手术程序中发生，如当去除癌性肿瘤时发生。模型还可得到修改以模拟防止血流经某些动脉的作用，以便预测并行通路向患者提供足够血流的可能。

[0251] A. 使用降阶模型来比较不同治疗选择

[0252] 在一个示例性实施方案中，计算机系统可允许用户用降阶模型替代三维实体模型 320 或网 380 来较快速地模拟各种治疗选择。图 27 展示根据一个示例性实施方案，有关使用降阶模型来模拟各种治疗选择的方法 700 的示意图。方法 700 可在上述计算机系统中实施。

[0253] 一个或多个呈现血流或其它参数的患者特异性模拟血流模型可从上述计算分析输出（步骤 701）。举例来说，模拟血流模型可包括图 1 的模拟血压模型 50、图 1 的模拟血流模型 52、图 1 的 cFFR 模型 54 等，这些模型是使用上文描述并且在图 2 和图 3 中所示的方法提供。如上所述，模拟血流模型可包括患者的解剖结构的三维几何模型。

[0254] 功能信息可从模拟血流模型提取以指定降阶模型的条件（步骤 702）。举例来说，功能信息可包括使用上述计算分析确定的血压、流量或速度信息。

[0255] 可提供降阶（例如零维或一维）模型来替代用以产生患者特异性模拟血流模型（在步骤 701 中产生）的三维实体模型 320，并且降阶模型可用以确定关于患者的冠状动脉血流的信息（步骤 703）。举例来说，降阶模型可为如上文关于图 3 的步骤 310 所述产生的集中参数模型。因此，集中参数模型是患者的解剖结构的简化模型，其可用以确定关于患者

的冠状动脉血流的信息,而不用必须对与图 17-19 的网 380 相关的较复杂等式系统求解。

[0256] 从对步骤 703 中的降阶模型求解所确定的信息接着可被绘制或外推到患者的解剖结构的三维实体模型(例如实体模型 320)中(步骤 704),并且必要时用户可对降阶模型进行变动以模拟各种治疗选择和/或改为患者的生理学参数,所述生理学参数可由用户选择(步骤 705)。可选生理学参数可包括心输出量、运动或用力程度、充血程度、药物治疗类型,等。可选治疗选择可包括去除狭窄、增加旁路,等。

[0257] 接着,降阶模型可依据治疗选择和/或用户选择的生理学参数加以修改,并且经过修改的降阶模型可用以确定关于患者的冠状动脉血流的信息(步骤 703),所述信息与所选治疗选择和/或生理学参数相关。从对步骤 703 中的降阶模型求解所确定的信息接着可被绘制或外推到患者的解剖结构的三维实体模型 320 中,以预测所选治疗选择和/或生理学参数对患者解剖结构的冠状动脉血流的影响(步骤 704)。

[0258] 对各种不同治疗选择和/或生理学参数来说,可重复步骤 703-705 以比较所预测的各种治疗选择彼此之间以及对关于未经过治疗的患者的冠状动脉血流的信息的影响。因此,各种治疗选择和/或生理学参数的预测结果可针对彼此并且针对关于未经过治疗的患者的信息来评价,而不用必须使用三维网 380 来重新进行较复杂分析。代之以,可使用降阶模型,降阶模型可允许用户更容易和快速地分析并比较不同治疗选择和/或生理学参数。

[0259] 图 28 展示根据一个示例性实施方案,用于使用降阶模型来模拟各种治疗选择的示例性方法的其它方面。方法 700 可在上述计算机系统中实施。

[0260] 如上文关于图 3 的步骤 306 所述,患者特异性几何模型可依据患者的成像数据来产生(步骤 711)。举例来说,成像数据可包括在图 2 的步骤 100 中获得的 CCTA 数据,并且几何模型可为在图 3 的步骤 306 中产生的图 8 的实体模型 320,和/或在图 3 的步骤 312 中产生的图 17-19 的网 380。

[0261] 计算分析可使用患者特异性三维几何模型来进行,例如上文关于图 3 的步骤 402 所述,以确定关于患者的冠状动脉血流的信息(步骤 712)。计算分析可输出一种或多种三维患者特异性模拟血流模型,所述模型呈现血流或其它参数,例如图 1 的模拟血压模型 50、图 1 的模拟血流模型 52、图 1 的 cFFR 模型 54,等。

[0262] 可依据模型的解剖特征(步骤 713)分割模拟血流模型(例如上文关于图 14 所述)。举例来说,从主要冠状动脉延伸的分支可提供于个别片段中(步骤 714),具有狭窄或患病区域的部分可提供于个别片段中(步骤 716),并且在分支和具有狭窄或患病区域的部分之间的部分可提供于个别片段中(步骤 715)。可在分割模拟血流模型时提供不同分辨率,以使各血管可包括多个短的离散片段或较长片段,例如包括整根血管。而且,各种技术可提供用于分割模拟血流模型,包括产生中线以及依据所产生的中线制作切面图,或检测分支点以及依据检测到的中线制作切面图。患病部分和狭窄可例如通过沿中线长度测量截面积以及计算局部最小截面积来鉴别。步骤 711-716 可被视为图 27 的步骤 701 的子步骤。

[0263] 片段可用集中参数模型的组件替代,所述组件如为电阻器、电容器、感应器等,如上文关于图 15 所述。电阻、电容、感应系数和与集中参数模型中所用的其它电组件相关的其它变量的个别值可来源于步骤 712 中提供的模拟血流模型。举例来说,对在分支和具有狭窄或患病区域的部分之间的分支和部分来说,来源于模拟血流模型的信息可用以将线性阻力赋予相应片段(步骤 717)。对具有复杂几何形状的部分(如狭窄或患病区域)来说,

阻力可随流动速率而变化。因此,多种计算分析可用以获得各种流量和压力条件的模拟血流模型以得出这些复杂几何形状的患者特异性、血管特异性和病变特异性阻力函数,如上文关于图 15 所述。因此,对具有狭窄或患病区域的部分来说,来源于这多种计算分析的信息或来源于先前数据的模型可用以将非线性流量依赖性阻力赋予相应片段(步骤 718)。步骤 717 和步骤 718 可被视为图 27 的步骤 702 的子步骤。

[0264] 使用在步骤 717 和步骤 718 中确定的阻力,可产生降阶(例如零维或一维)模型(步骤 719)。举例来说,降阶模型可为如上文关于图 3 的步骤 310 所述产生的集中参数模型。因此,集中参数模型是患者的解剖结构的简化模型,其可用以确定关于患者的冠状动脉血流的信息,而不用必须对与图 17-19 的网 380 相关的较复杂等式系统求解。

[0265] 可提供一种用户界面,其允许用户与在步骤 719 中创建的降阶模型互动(步骤 720)。举例来说,用户可选择并编辑降阶模型的不同片段以模拟不同治疗选择和/或可编辑各种生理学参数。举例来说,介入,如插入血管内支架以修复患病区域可通过减小插入血管内支架的片段的阻力来建模。形成旁路可通过增加具有平行于患病片段的低阻力的片段来建模。

[0266] 经过修改的降阶模型可被求解以确定关于在治疗和/或在步骤 720 中选择的生理学参数变化下患者的冠状动脉血流的信息(步骤 721)。在步骤 721 中确定的各片段中流量和压力的解值接着可与在步骤 712 中确定的三维解相比,并且任何差异都可通过调整片段的阻力函数(例如在步骤 717 和步骤 718 中确定)以及求解降阶模型(例如步骤 721)直到解匹配为止而减到最小。因此,可创建降阶模型,接着用简化等式组对所述降阶模型求解,所述简化等式组允许相对快速的计算(例如与完整三维模型相比),并且可用以求出流动速率和压力,这结果可密切接近完整三维计算解的结果。降阶模型允许相对快速迭代以为各种不同治疗选择建模。

[0267] 从对步骤 721 中的降阶模型求解所确定的信息接着可被绘制或外推到患者的解剖结构的三维实体模型(例如实体模型 320)(步骤 722)。步骤 719-722 可能类似于图 27 的步骤 703-705,并且必要时可由用户重复以模拟治疗选择和/或生理学参数的不同组合。

[0268] 或者,不从三维模型沿片段计算阻力(例如上文关于步骤 717 和步骤 718 所述),沿中线相隔一定间隔的流量和压力可被指定到集中参数模型或一维模型中。有效阻力或损失系数可在边界条件和指定流量和压力的限制下求出。

[0269] 而且,在个别片段上的流动速率和压力梯度可用以使用来源于降阶模型的解(例如上文关于步骤 721 所述)来计算心外膜冠状动脉阻力。心外膜冠状动脉阻力可计算为心外膜冠状动脉(从医学成像数据重建的患者特异性模型中包括的冠状动脉和由此延伸的分支的部分)的等效阻力。这可具有临床意义,所述临床意义是在于解释为什么患有冠状动脉扩散性动脉粥样硬化的患者可显示局部缺血的症状(血液供给的限制)。而且,在模拟的药理学诱发性充血或不同运动强度的条件下每单位心肌组织体积(或质量)的流量和/或每单位心脏作功的流量可使用来自降阶模型的数据来计算。

[0270] 因此,三维血流建模的精度可与一维和集中参数模型技术中固有的计算简单性和相对速度组合。三维计算方法可用以用数字方式得出患者特异性一维模型或集中参数模型,所述模型嵌有在正常片段、狭窄、接合点(junction)和其它解剖特征上压力损失的以数字方式得出的经验模型。可向患有心血管疾病的患者提供改善的诊断,并且医学治疗、介

入治疗和手术治疗的计划可较快地进行。

[0271] 而且,三维计算流体动力学技术的精度可与血流的集中参数和一维模型的计算简单性和进行能力组合。三维几何和生理学模型可自动分解成降阶一维模型或集中参数模型。三维模型可用以计算经过正常片段、狭窄和 / 或分支的血流的线性或非线性血液动力学作用,并且可用以设置经验模型的参数。一维模型或集中参数模型可更有效并快速地求出患者特异性模型中的血液流量和压力,并且显示集中参数或一维解的结果。

[0272] 降阶患者特异性解剖学和生理学模型可用以确定不同药物治疗或生活方式变化(例如停止吸烟、改变膳食或增加身体活动)对冠状动脉血流的作用,所述药物治疗或生活方式变化会改变心率、心搏量、血压或冠状动脉微循环功能。所述信息可用以最优化医学疗法或避免可能危险的药物治疗后果。降阶模型还可用以确定替代形式和 / 或不同程度的暴露于可能的外来力(例如当踢足球时、在太空飞行期间、当斯库巴潜水时、在坐飞机飞行期间,等)的身体活动或风险对冠状动脉血流的作用。所述信息可用以鉴别对特定患者来说可能安全并有效的身体活动的类型和程度。降阶模型还可用以预测经皮冠状动脉介入术对冠状动脉血流的可能益处以选择最优的介入策略,和 / 或预测冠状动脉旁路移植术对冠状动脉血流的可能益处以选择最优的手术策略。

[0273] 降阶模型还可用以说明动脉疾病负担增大对冠状动脉血流的可能的有害作用,并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测进展中疾病何时可对流向心脏肌肉的血流引起损害。所述信息可实现确定“保证期”,其中使用非侵入性成像观察到最初没有热力学有意义的疾病的患者可能不被预期需要医药疗法、介入疗法或手术疗法,或者,如果继续有不利因素,那么可确定出现进展的比率。

[0274] 降阶模型还可用以说明由冠状动脉疾病负担减小引起的对冠状动脉血流的可能的有益作用,并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测疾病消退何时可引起经过冠状动脉到心脏肌肉的血流增加。所述信息可用以指导医学管理程序,所述医学管理程序包括但不限于改变膳食、增加身体活动、开出士他汀或其它医药的处方,等。

[0275] 降阶模型还可并入血管造影系统中以允许医师在心导管插入实验室中检查患者的同时现场计算治疗选择。模型可记录到与血管造影显示器相同的取向,从而允许冠状动脉的现场血管造影图与模拟血流解具有并行或重叠的结果。当在程序期间进行观察时,医师可计划并改变治疗计划,从而允许在作出医学决定之前有相对快速的反馈。医师可以侵入方式获得压力、FFR 或血流测量值,并且在进行预测性模拟之前,测量值可用以进一步改进模型。

[0276] 降阶模型还可并入医学成像系统或工作站中。如果来源于先前患者特异性模拟结果的文库,那么降阶模型可与几何分割算法结合使用以在完成成像扫描之后相对快速地求出血流信息。

[0277] 降阶模型还可用以对新型医学疗法对大的患者群体的有效性或治疗选择对大的患者群体的成本 / 益处进行建模。多种患者特异性集中参数模型(例如数百、数千或更多)的数据库可提供在相对较短时间长度内求解的模型。相对快速的迭代和最优化可提供用于药物、疗法或临床试验模拟或设计。调适所述模型来呈现治疗、患者的药物反应或手术介入可允许估计待获得的有效性,而无需进行可能高成本并且可能冒险的大规模临床试验。

[0278] VII. 其它结果

[0279] A. 评估心肌灌注

[0280] 可计算其它结果。举例来说,计算分析可提供定量心肌灌注(经过心肌的血流)的结果。如由于局部缺血(血液供给的限制)、疤痕或其它心脏问题,因此定量心肌灌注可有助于鉴别心肌血流减少的区域。

[0281] 图 29 展示根据一个示例性实施方案,有关方法 800 的示意图,所述方法 800 用于提供有关特定患者的心肌灌注的各种信息。方法 800 可在上述计算机系统中实施,所述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0282] 方法 800 可使用一个或多个输入 802 来进行。输入 802 可包括患者的主动脉、冠状动脉(和由此延伸的分支)和心脏的医学成像数据 803,如 CCTA 数据(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。输入 802 还可包括从患者测量的其它生理学数据 804,如患者的臂血压、心率和/或其它测量值(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。其它生理学数据 804 可以非侵入方式获得。输入 802 可用以进行下述步骤。

[0283] 患者心肌组织的三维几何模型可依据成像数据 803 产生(步骤 810),并且几何模型可分成片段或体积(步骤 812)。举例来说,图 31 展示三维几何模型 846,所述三维几何模型 846 包括分到片段 842 中的患者心肌组织的三维几何模型 838。个别片段 842 的尺寸和位置可依据以下来确定:冠状动脉(和由此延伸的分支)的流出边界 324(图 8)的位置、个别片段 842(例如邻近血管)中的血管或与各别片段 842(例如邻近血管)连接的血管的尺寸,等。将几何心肌模型 838 分到片段 842 中可使用各种已知方法进行,所述已知方法如为快速行进法、通用快速行进法(generalized fast marching method)、水平集方法、扩散等式、支配经过多孔介质的流的等式,等。

[0284] 三维几何模型还可包括患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)的一部分,所述部分可依据成像数据 803 来建模(步骤 814)。举例来说,图 31 的三维几何模型 846 包括患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)的三维几何模型 837,以及在步骤 810 中创建的患者的心肌组织的三维几何模型 838。

[0285] 回头参考图 29,例如上文关于图 3 的步骤 402 所述,可进行计算分析以确定解,所述解包括关于在由用户确定的身体条件下患者的冠状动脉血流的信息(步骤 816)。举例来说,身体条件可包括休息、所选程度的充血、所选程度的运动或用力或其它条件。所述解可提供在步骤 814 中建模的患者的解剖结构中各种位置并且在指定身体条件下的信息,如血液流量和压力。计算分析可使用来源于集中参数模型或一维模型的在流出边界 324(图 8)的边界条件进行。可产生一维模型来填充片段 842,如下文关于图 30 所述。

[0286] 依据在步骤 816 中确定的血流信息,可计算向在步骤 812 中创建的心肌的各别片段 842 中的血流灌注(步骤 818)。举例来说,灌注可如下计算:将来自流出边界 324(图 8)各出口的流量除以出口所灌注的分割心肌的体积。

[0287] 在步骤 818 中确定的心肌各别片段的灌注可显示在步骤 810 或步骤 812 中产生的心肌几何模型(例如图 31 中所示的患者心肌组织的三维几何模型 838)上(步骤 820)。举例来说,图 31 展示几何模型 838 的心肌的片段 842 可用不同色调或颜色说明以指示血流灌注到各别片段 842 中。

[0288] 图 30 展示根据一个示例性实施方案,有关方法 820 的另一示意图,所述方法 820 用于提供有关特定患者的心肌灌注的各种信息。方法 820 可在上述计算机系统中实施,所

述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0289] 方法 820 可使用一个或多个输入 832 来进行,输入 832 可包括患者的主动脉、冠状动脉(和由此延伸的分支)和心脏的医学成像数据 833,如 CCTA 数据(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。输入 832 可用以进行下述步骤。

[0290] 患者心肌组织的三维几何模型可依据成像数据 833 创建(步骤 835)。模型还可包括患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)的一部分,所述部分还可依据成像数据 803 来创建。举例来说,如上所述,图 31 展示三维几何模型 836,所述三维几何模型 836 包括患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)的几何模型 837,以及患者心肌组织的几何模型 838。步骤 835 可包括上述图 29 的步骤 810 和步骤 814。

[0291] 回头参考图 30,几何心肌模型 838 可分成体积或片段 842(步骤 840)。步骤 840 可包括上述图 29 的步骤 812。如上所述,图 31 展示三维几何模型 846,所述三维几何模型 846 包括分到片段 842 中的患者心肌组织的几何模型 838。

[0292] 回头参考图 30,几何模型 846 可被修改来包括冠状动脉树中的下一代分支 857(步骤 855)。分支 857(图 31 中虚线所示)的位置和尺寸可依据冠状动脉(和由此延伸的分支)的中线来确定。中线可例如依据成像数据 833 来确定(步骤 845)。一种算法还可用以依据形态计量学模型(用以预测在流出边界 324(图 8)的已知出口下游的血管位置和尺寸的模型)和/或与血管尺寸有关的生理学分支规律来确定分支 857 的位置和尺寸(步骤 850)。形态计量学模型可扩充到几何模型 837 中包括的冠状动脉(和由此延伸的分支)的下游端,并且提供于心外膜表面(心脏组织的外层)上或含在心肌壁的几何模型 838 内。

[0293] 心肌可依据在步骤 855 中创建的分支 857 进一步分割(步骤 860)。举例来说,图 31 展示可分成子体积或子段 862 的片段 842。

[0294] 可在子段 862 中创建其它分支 857,并且子段 862 可进一步分割成较小片段 867(步骤 865)。创建分支以及将体积分成子段的步骤可重复到获得体积尺寸和/或分支尺寸的所需分解为止。已在步骤 855 和步骤 865 中扩充为包括新分支 857 的模型 846 接着可用以计算向子段(如在步骤 865 中产生的子段 867)中的冠状动脉血流和心肌灌注。

[0295] 因此,扩充模型可用以进行上述计算分析。计算分析结果可将有关血流的信息从患者特异性冠状动脉模型(例如图 31 的模型 837)提供到所产生的形态计量学模型(包括在步骤 855 和步骤 865 产生的分支)中,所述信息可延伸到在步骤 865 中产生的灌注子段 867 的每一个中。计算分析可使用静态心肌灌注体积或动态模型进行,所述模型并有来自偶合心脏机械学模型的数据。

[0296] 图 32 展示根据一个示例性实施方案,有关方法 870 的另一示意图,所述方法 870 用于提供有关特定患者的心肌灌注的各种信息。方法 870 可在上述计算机系统中实施,所述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0297] 方法 870 可使用一个或多个输入 872 来进行。输入 872 可包括患者的主动脉、冠状动脉(和由此延伸的分支)和心脏的医学成像数据 873,如 CCTA 数据(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。输入 872 还可包括从患者测量的其它生理学数据 874,如患者的臂血压、心率和/或其它测量值(例如在图 2 的步骤 100 中获得)。其它生理学数据 874 可以非侵

入方式获得。输入 872 还可包括从患者测量（例如使用 CT、PET、SPECT，等）的心脏灌注数据 875。输入 872 可用以进行下述步骤。

[0298] 患者的主动脉和冠状动脉（和由此延伸的分支）的三维几何模型可依据成像数据 873 来创建（步骤 880）。举例来说，图 31 展示患者的主动脉和冠状动脉（和由此延伸的分支）的三维几何模型 837。步骤 880 可类似于上述图 29 的步骤 814。

[0299] 计算分析例如可如上文关于图 3 的步骤 402 所述来进行以确定解，所述解包括关于在由用户确定的身体条件下患者的冠状动脉血流的信息（步骤 882）。举例来说，身体条件可包括休息、所选程度的充血、所选程度的运动或用力或其它条件。所述解可提供在步骤 880 中建模的患者的解剖结构中各种位置并且在指定身体条件下的信息，如血液流量和压力。步骤 882 可类似于上述图 29 的步骤 816。

[0300] 而且，患者心肌组织的三维几何模型可依据成像数据 873 创建（步骤 884）。举例来说，如上所述，图 31 展示三维几何模型 836，其包括患者心肌组织的三维几何模型 838（例如在步骤 884 中创建）和患者的主动脉和冠状动脉（和由此延伸的分支）的三维几何模型 837（例如在步骤 880 中创建）。步骤 884 可类似于上述图 29 的步骤 810。

[0301] 几何模型可分成片段或子体积（步骤 886）。举例来说，图 31 展示几何模型 846，所述几何模型 846 包括患者的分成片段 842 的心肌组织的模型 838。步骤 886 可类似于上述图 29 的步骤 812。

[0302] 依据在步骤 882 中确定的血流信息，可计算向在步骤 886 中创建的心肌的各别片段 842 中的血流灌注（步骤 888）。步骤 888 可类似于上述图 29 的步骤 818。

[0303] 心肌各别片段的计算灌注可显示在步骤 884 或步骤 886 中产生的心肌几何模型（例如图 31 中所示的患者心肌组织的三维几何模型 838）上（步骤 890）。举例来说，图 31 展示几何模型 838 的心肌的片段 842 可用不同色调或颜色说明以指示血流灌注到各别片段 842 中。步骤 890 可类似于上述图 29 的步骤 820。

[0304] 在步骤 890 中绘制于心肌三维几何模型上的模拟灌注数据可与测量的心脏灌注数据 875 相比（步骤 892）。可例如在基于体元的心肌表示法或不同的心肌离散表示法（例如有限元网）上进行比较。比较可使用心肌三维表示上各种颜色和 / 或色调来指示模拟灌注数据和测量灌注数据的差异。

[0305] 在步骤 880 中创建的三维几何模型的出口处的边界条件可调整，以减小模拟灌注数据和测量灌注数据之间的误差（步骤 894）。举例来说，为减小误差，可调整边界条件，以使向一个区域（例如片段 842、862 或 867）（其中模拟灌注低于测量灌注）供料的血管的指定流动阻力可减小。可调整边界条件的其它参数。或者，可修改模型的分支结构。举例来说，如上文关于图 30 和图 31 所述，可扩充在步骤 880 中创建的几何模型来创建形态计量学模型。边界条件和 / 或形态计量学模型的参数可使用参数估计或数据同化方法来凭经验或系统地调整，所述方法如为标题为“Method for Tuning Patient-Specific Cardiovascular Simulations”的美国专利申请公布号 2010/0017171 中所述的方法，或其它方法。

[0306] 可重复图 32 的步骤 882、步骤 888、步骤 890、步骤 892、步骤 894 和 / 或其它步骤，例如直到模拟灌注数据和测量灌注数据之间的误差低于预定临界值为止。因此，计算分析可使用有关解剖学信息、冠状动脉血流信息和心肌灌注信息的模型来进行。所述模型可适用于诊断目的并且适用于预测医药疗法、介入疗法或手术疗法的益处。

[0307] 因此,在休息和 / 或应激条件下的冠状动脉血流和心肌灌注可在从三维医学成像数据构建的患者特异性几何模型中模拟。测量的心肌灌注数据可与模拟心肌灌注结果组合使用,以调整边界条件直到模拟心肌灌注结果在给定容许量内匹配测量的心肌灌注数据为止(例如上文关于图 32 所述)。可提供较精确的患者特异性冠状动脉血流计算,并且心脏病专家可能预测在测量数据可能不可得的情况下(如当模拟患者在最大运动或用力、模拟治疗或其它条件下时)的冠状动脉血流和心肌灌注。

[0308] 左心室和 / 或右心室心肌的患者特异性三维模型可分成灌注片段或子体积。而且,从医学成像数据确定的冠状动脉的患者特异性三维几何模型可与其余冠状动脉树的一部分的形态计量学模型组合,所述其余冠状动脉树是在心外膜表面上或含于由灌注子体积表示的左心室和 / 或右心室心肌壁中以形成扩充模型。可计算扩充模型中给定(例如患病)位置下游的总心肌体积的百分比。还可计算在扩充模型中给定(例如患病)位置的总心肌血流的百分比。扩充模型可用以计算冠状动脉血流和心肌灌注。还可修改冠状动脉血流模型直到模拟灌注在指定容许量内匹配测量的灌注数据为止。

[0309] B. 评估斑块脆弱性

[0310] 计算分析还可提供定量作用于斑块的患者特异性生物力学力的结果,所述斑块可在患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)中积累,例如冠状动脉粥样硬化斑块。生物力学力可由脉动压力、流量和心脏运动引起。

[0311] 图 33 展示沿血管壁 902 积累的斑块 900 的一个实施例,所述血管壁 902 如为主要冠状动脉之一或由此延伸的分支之一的壁。斑块上游端和下游端的压力和 / 或表面积的差异可产生力 904,所述力 904 至少沿血流方向作用于斑块 900,例如由血液流经血管引起。另一力 906 可至少沿朝着并且垂直于血管壁 902 的方向作用于斑块 900 的表面。力 906 可由流经血管的血液的血压所引起。又一力 908 可至少沿血流方向作用于斑块 900 的表面,并且可归因于在休息、运动等期间的血液动力学力。

[0312] 结果还可评估斑块破裂(例如当在血管壁上累积的斑块变得不稳定并且脱落或破开时)的风险以及可能受所述破裂影响的心肌体积。可在各种模拟生理条件(如休息、运动等)下评估结果。斑块破裂风险可定义为模拟斑块应力与斑块强度的比率,所述斑块强度是使用来源于 CCTA 或 MRI 的物质组成数据(例如在图 2 的步骤 100 中测定)来估计。

[0313] 举例来说,图 34 展示计算分析可输出的结果的一个实施例。结果可包括图 31 的三维几何模型 846,所述三维几何模型 846 可包括患者的主动脉和冠状动脉(和由此延伸的分支)的三维几何模型 837,以及患者的分成片段 842 的心肌组织的三维几何模型 838。结果还可指示冠状动脉(由此延伸的分支)之一中的位置 910,其中斑块可被确定为脆弱的,并且位置 910 可依据斑块破裂风险评估(将在下文更详细地描述)和 / 或依据用户输入而被鉴别出。而且,如图 34 中所示,由于在位置 910 鉴别出的斑块破裂,因此心肌片段 912(片段 842 的多个的)可鉴别为具有高的低灌注概率。

[0314] 图 35 和图 36 是根据一个示例性实施方案展示方法 920 的方面的示意图,所述方法 920 用于提供有关评估特定患者的斑块脆弱性、心肌体积风险和心肌灌注风险的各种信息。方法 920 可在上述计算机系统中实施,所述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。方法 920 可使用一个或多个输入 922 来进行,并且可包括依据输入 922 来产生一个或多个模型 930、依据一个或多个模型 930 进行一

种或多种生物力学分析 940, 以及依据模型 930 和生物力学分析 940 提供各种结果。

[0315] 输入 922 可包括患者的主动脉、冠状动脉 (和由此延伸的分支) 和心脏的医学成像数据 923, 如 CCTA 数据 (例如在图 2 的步骤 100 中获得)。输入 922 还可包括从患者测量的其它生理学数据 924, 如患者的臂血压、心率和 / 或其它测量值 (例如在图 2 的步骤 100 中获得)。其它生理学数据 924 可以非侵入方式获得。输入 922 可用以产生模型 930 和 / 或进行下述生物力学分析 940。

[0316] 如上所述, 一个或多个模型 930 可依据输入 922 来产生。举例来说, 方法 920 可包括产生血液动力学模型 932, 所述血液动力学模型 932 包括在整个患者解剖结构的三维几何模型中各种位置的计算血液流量和压力信息。患者解剖结构的模型可使用以下创建: 医学成像数据 923, 例如在图 3 的步骤 306 中产生的图 8 的实体模型 320, 和 / 或在图 3 的步骤 312 中产生的图 17-19 的网 380, 并且在一个示例性实施方案中, 血液动力学模型 932 可为模拟血压模型 50 (图 1)、模拟血流模型 52 (图 1)、cFFR 模型 54 (图 1), 或在进行计算分析之后产生的其它模拟, 例如上文关于图 3 的步骤 402 所述。固体力学模型 (包括流体结构互动模型) 可以用已知数值方法的计算分析求解。斑块和血管的性质可建模成线性或非线性、各向同性或各向异性。解可提供斑块以及斑块和血管之间的界面的应力和应变。在图 36 中所示的示例性实施方案中, 血液动力学模型 932 是 cFFR 模型 54。

[0317] 方法 920 可包括使用血液动力学模型 932 如下来进行生物力学分析 940: 计算在各种生理状态 (如休息、不同程度的运动或用力等) 下因血液动力学力而作用于斑块腔面的压力 906 (图 33) 和剪应力 908 (图 33) (步骤 942)。压力 906 和剪应力 908 可依据来自血液动力学模型 932 的信息 (例如血液压力和流量) 来计算。

[0318] 任选地, 方法 920 还可包括产生用于从四维成像数据定量血管变形的几何分析模型 934, 所述四维成像数据例如是在心动周期的多个阶段 (如收缩阶段和舒张阶段) 获得的成像数据。成像数据可使用各种已知成像方法获得。几何分析模型 934 可包括关于在心动周期的不同阶段, 例如由心脏运动造成的血管位置、变形、取向和尺寸的信息。举例来说, 可通过几何分析模型 934 模拟患者的主动脉、冠状动脉 (和由此延伸的分支) 和斑块的各种类型的变形, 如纵向变长 (伸长) 或缩短、扭曲 (扭转)、径向膨胀或压缩和弯曲。

[0319] 方法 920 可包括使用几何分析模型 934 如下进行生物力学分析 940: 计算患者的主动脉、冠状动脉 (和由此延伸的分支) 和斑块由心脏诱导性脉动压力造成的各种变形特征, 如纵向变长 (伸长) 或缩短、扭曲 (扭转)、径向膨胀或压缩, 和弯曲等 (步骤 944)。这些变形特征可依据来自几何分析模型 934 的信息来计算, 所述信息例如是在心动周期的多个阶段内, 血管位置、取向和尺寸的改变。

[0320] 计算变形特征可通过确定所建模几何形状 (例如患者的主动脉、冠状动脉 (和由此延伸的分支)、斑块等的几何形状) 的中线或表面网来简化。为确定所建模几何形状在不同阶段之间的变化, 分支口、钙化病变和软斑块可用作陆标 (landmark)。在不具有陆标的区域中, 沿所建模几何形状的长度的截面积概况可用以鉴别在两个图像帧之间的相应位置 (以 “记录 (register)” 两个图像帧)。依据原始图像数据的可变形记录算法可用以提取三维变形场。计算的三维变形场接着可投射到与所建模几何形状 (例如血管长度) 对准的曲线轴以计算变形场的切线分量和法向分量。所建模几何形状 (例如血管长度)、分支分开的角度和收缩和心脏舒张之间曲率的所得差异可用以确定血管经历的应变。

[0321] 方法 920 还可包括产生用于从医学成像数据 923 确定斑块组成和性质的斑块模型 936。举例来说,斑块模型 936 可包括关于斑块的密度和其它物质性质的信息。

[0322] 方法 920 还可包括产生血管壁模型 938,所述血管壁模型 938 是用于计算关于斑块、血管壁和 / 或斑块和血管壁之间的界面的信息。举例来说,血管壁模型 938 可包括关于应力和应变的信息,所述信息可依据斑块模型 936 中包括的斑块组成和性质、在步骤 942 中计算的应力 906 和剪应力 908 和 / 或在步骤 944 中计算的变形特征来计算。

[0323] 方法 920 可包括使用血管壁模型 938 如下进行生物力学分析 940:计算血液动力学力和心脏运动诱导性应变造成的斑块上应力(例如急性应力或积累应力)(步骤 946)。举例来说,可计算作用于斑块的流量诱导力 904(图 33)。由血液动力学力和心脏运动诱导性应变造成的斑块上应力或力可依据来自血管壁模型 938 的信息(例如斑块上应力和应变)来计算。

[0324] 方法 920 可包括依据上述模型 930 中一个或多个和生物力学分析 940 中一个或多个来确定其它信息。

[0325] 可计算斑块破裂脆弱性指数(步骤 950)。斑块破裂脆弱性指数可例如依据总血液动力学应力、应力频率、应力方向和 / 或斑块强度或其它性质来计算。举例来说,包围目标斑块的区域可与斑块的三维模型 930(如斑块模型 936)分离。斑块强度可从斑块模型 936 中提供的物质性质确定。由脉动压力、流量和心脏运动造成的目标斑块上的血液动力学应力和组织应力可在模拟基线和运动(或用力)条件下通过使用以下来计算:在步骤 946 中预先计算的血液动力学应力和运动诱导性应变。斑块脆弱性可依据斑块应力与斑块强度的比率来评估。

[0326] 还可计算心肌容量风险指数(MVRI)(步骤 952)。MVRI 可定义为在动脉树中给定位置,受斑块破裂和血管梗塞(闭塞或阻塞)影响的总心肌容量的百分比。MVRI 可依据给定斑块下游血管提供的心肌的部分来计算,这可相对于下游血管的尺寸来考虑斑块尺寸,以及依据三维血液动力学解,斑块可流入不同血管中的概率。

[0327] 心肌可被建模并分成由血液动力学模拟中的各血管提供的片段 842(例如关联图 30 的步骤 835 和步骤 840 所述)。几何模型可被修改为包括冠状动脉树中分支 857 的下一代(例如关联图 30 的步骤 855 所述),并且心肌可被进一步分割(例如关联图 30 的步骤 860 所述)。可在子段 862 中产生其它分支 857,并且子段 862 可进一步分割成较小片段 867(例如关联图 30 的步骤 865 所述)。如先前描述的生理学关系可用以关联血管尺寸与成比例量的所提供的心肌。

[0328] 可确定破裂斑块所行进的可能路径。血液动力学解可用以确定斑块片段或栓塞物可流入不同下游血管中的机会百分比。

[0329] 可将破裂斑块的尺寸与下游血管的尺寸相比以确定斑块可在哪里最终产生流障碍。这个信息可与脆弱性指数组合以提供可能受破裂斑块影响的心肌容量的概率图。MVRI 在各可能的受影响的片段都可被赋值。图 34 展示片段 912 的一个实施例,在所述片段 912 处,在远端血管中位置 910 的脆弱斑块影响小面积心肌的概率较高。

[0330] 还可计算心肌灌注风险指数(MPRI)(步骤 954)。MPRI 可定义为在动脉树中给定位置,受斑块破裂和血管梗塞影响的总心肌血流的百分比。举例来说,相比 LAD 动脉的邻近部分中的斑块破裂,LAD 动脉的远端部分中的斑块破裂将得到较低 MVRI 和较低 MPRI。然

而,如果受进料血管中的脆弱斑块影响的心肌容量的一部分不可行(例如由于可在心肌梗塞之后形成的疤痕组织),那么这些指数可不同。因此,MPRI 指示向心肌片段的可能灌注损失,而非如 MVRI 指示的受影响容量。可计算向图 31 的各片段 842、862 或 867 的灌注率,并且灌注损失可依据脆弱性指数、血液动力学解,和斑块和血管的尺寸来计算。

[0331] 因此,可计算由脉动血压、脉动血流、脉动血液剪应力和 / 或脉动心脏运动造成的斑块应力,并且斑块强度可依据医学成像数据来估计,并且可定量有关斑块脆弱性、心肌容量风险和心肌灌注风险的指数。

[0332] VIII. 其它应用

[0333] 上述实施方案与评估关于患者的冠状动脉血流的信息相关。或者,实施方案还可针对身体其它区域的血流来调适,所述身体其它区域如但不限于颈动脉、周边动脉、腹部动脉、肾动脉、大腿动脉、腿弯部动脉和脑动脉。

[0334] A. 为颅内和颅外血流建模

[0335] 现将描述有关脑动脉的实施方案。众多疾病可影响颅外或颅内动脉中的血液流量和压力或受颅外或颅内动脉中的血液流量和压力的影响。颅外(例如颈动脉和脊椎)动脉中的动脉粥样硬化疾病可限制血液流向脑部。动脉粥样硬化疾病的严重表现可导致短暂性缺血性发作或缺血性中风。颅内或颅外动脉中的动脉瘤疾病可造成以下风险:导致缺血性中风的栓塞或导致出血性中风的动脉瘤破裂。其它病状(如头外伤、高血压、头颈癌、动静脉畸形、直立耐受不能等)也可影响脑血流量。此外,脑血流量减小可诱发如昏厥的症状,或影响慢性神经病症,如继阿兹海默氏病(Alzheimer's disease)或帕金森氏病(Parkinson's disease)之后的痴呆。

[0336] 已知患有或怀疑患有颅外或颅内动脉疾病的患者通常可接受一种或多种以下非侵入性诊断性测试:US、MRI、CT、PET。然而,这些测试不能有效提供用于大多数患者的颅外和颅内动脉的解剖学数据和生理学数据。

[0337] 图 37 是脑动脉图,所述脑动脉包括颅内(在颅骨内)和颅外(在颅骨外)动脉。用于确定关于患者特异性颅内和颅外血流的信息的方法一般可类似于如上所述用于确定关于患者特异性冠状动脉血流的信息的方法。

[0338] 图 38 是展示方法 1000 的方面的示意图,所述方法 1000 用于提供有关特定患者的颅内血流量和颅外血流的各种信息。方法 1000 可在计算机系统中实施,所述计算机系统例如类似于用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。方法 1000 可使用一个或多个输入 1010 来进行,并且可包括依据输入 1010 来产生一个或多个模型 1020、依据输入 1010 和 / 或模型 1020 对一个或多个条件 1030 赋值,以及依据模型 1020 和条件 1030 得出一个或多个解 1040。

[0339] 输入 1010 可包括患者的颅内和颅外动脉(例如患者的主动脉、颈动脉(图 37 中所示)、脊椎动脉(图 37 中所示)和脑部)的医学成像数据 1011,如 CCTA 数据(例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得)。输入 1010 还可包括测量 1012 患者的臂血压、颈动脉血压(例如使用张力测定法)和 / 或其它测量(例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得)。测量 1012 可以非侵入方式获得。输入 1010 可用以产生模型 1020 和 / 或确定下述条件 1030。

[0340] 如上所述,一个或多个模型 1020 可依据输入 1010 来产生。举例来说,方法 1000

可包括依据成像数据 1011 来产生患者的颅内和颅外动脉的一个或多个患者特异性三维几何模型（步骤 1021）。三维几何模型 1021 可使用如上关于产生图 8 的实体模型 320 和图 17-19 的网 380 所述的类似方法来产生。举例来说，与图 3 的步骤 306 和步骤 312 类似的步骤可用以产生呈现患者的颅内和颅外动脉的三维实体模型和网。

[0341] 回头参考图 38，方法 1000 还可包括产生一个或多个基于物理学的血流模型（步骤 1022）。举例来说，血流模型可为呈现以下的模型：经过在步骤 1021 中产生的患者特异性几何模型的流、心脏和主动脉循环、远端颅内和颅外循环，等。在三维几何模型 1021 的流入边界和 / 或流出边界，血流模型可包括如上文关于图 3 的步骤 310 所述的降阶模型，例如集中参数模型或分布（一维波传播）模型等。或者，流入边界和 / 或流出边界可被赋予速度、流动速率、压力或其它特征等的各别指定值或值域。作为另一替代方案，流入边界可与心脏模型（例如包括主动脉弓）偶合。流入边界和 / 或流出边界的参数可调整来匹配所测量或选择的生理条件，生理条件包括但不限于心输出量和血压。

[0342] 如上所述，一个或多个条件 1030 可依据输入 1010 和 / 或模型 1020 来确定。条件 1030 包括针对在步骤 1022（和图 3 的步骤 310）中确定的边界条件所计算的参数。举例来说，方法 1000 可包括如下确定条件：依据成像数据 1011（例如以与上文关于图 3 的步骤 240 所述类似的方式获得）来计算患者特异性脑容量或头容量（步骤 1031）。

[0343] 方法 1000 可包括如下确定条件：使用在步骤 1031 中计算的脑容量或头容量、依据关系 $Q=Q_0M^\alpha$ 的休息脑血流量 Q （其中 α 是预设标度指数， M 是从脑容量或头容量确定的脑质量，并且 Q_0 是预设常数）进行计算（例如类似于上文关于在图 3 的步骤 310 中确定集中参数模型描述的生理关系）（步骤 1032）。或者，所述关系可具有形式 $Q \propto Q_0M^\alpha$ ，如上文在图 3 的步骤 310 中关于确定集中参数模型所述。

[0344] 方法 1000 还可包括如下确定条件：使用在步骤 1032 中计算的所得冠状动脉流量和患者的测量血压 1012、总休息大脑阻力进行计算（例如类似于上文关于在图 3 的步骤 310 中确定集中参数模型描述的方法）（步骤 1033）。举例来说，在基线（休息）条件下在步骤 1032 中确定的在三维几何模型 1021 的流出边界的总脑血流量 Q 以及测量血压 1012 可用以依据预设的用实验方式得出的等式来确定在流出边界的总阻力 R 。阻力、电容、感应系数和与集中参数模型中所用的各种电组件相关的其它变量可并入边界条件中（例如上文在图 3 的步骤 310 中关于确定集中参数模型所述）。

[0345] 方法 1000 还可包括如下确定条件：使用在步骤 1033 和模型 1020 中计算的总休息大脑阻力、个别颅内和颅外动脉的个别阻力进行计算（步骤 1034）。举例来说，类似于上文关于图 3 的步骤 310 描述的方法，在步骤 1033 中计算的总休息大脑阻力 R 可依据个别颅内和颅外动脉的远端的尺寸（例如从在步骤 1021 中产生的几何模型确定），并且依据关系 $R=R_0d^\beta$ （其中 R 是在具体远端的流动阻力，并且 R_0 是预设常数， d 是尺寸（例如远端的直径），并且 β 是预设幂律指数，如上文关于在图 3 的步骤 310 中确定集中参数模型所述）分布到个别颅内和颅外动脉。

[0346] 回头参考图 38，方法 1000 可包括依据患者的一个或多个身体条件来调整边界条件（步骤 1035）。举例来说，在步骤 1031-1034 中确定的参数可依据以下来修改：解 1040 是否意图模拟休息、不同程度的应激、不同程度的压力感受性反应或其它自主反馈控制、不同程度的充血、不同程度的运动、用力、高血压或低血压、不同药物治疗、体位变化和 / 或其它

条件。参数（例如有关在流出边界的边界条件的参数）还可依据以下来调整：颅内和颅外动脉的舒张血管能力（血管变宽的能力），例如归因于微血管功能障碍或内皮健康。

[0347] 依据输入 1010、模型 1020 和条件 1030，可进行计算分析，例如上文关于图 3 的步骤 402 所述，以便确定解 1040，所述解 1040 包括关于患者的冠状动脉血流在步骤 1035 中选择的身體条件下的信息（步骤 1041）。可从解 1040 提供的信息的实例可类似于上文关于图 1 和图 21-24 提供的实例，例如模拟血压模型、模拟血流模型，等。结果还可用以确定例如流动速率、总脑流量、血管壁剪应力、牵引力或剪切力，所述力作用于血管壁或动脉粥样硬化斑块或动脉瘤、颗粒 / 血液滞留时间、血管壁活动、血液剪切速率，等。这些结果还可用以分析离开血管系统中特定区域的栓塞物在哪里可很可能因血液循环而移动。

[0348] 计算机系统可允许用户模拟几何形状的各种变化。举例来说，模型 1020，例如在步骤 1021 中产生的患者特异性几何模型可被修改来预测动脉阻塞（例如急性阻塞）的影响。在一些手术程序中，如当去除癌性肿瘤时，一根或多根颅外动脉可被损伤或去除。因此，在步骤 1021 中产生患者特异性几何模型还可修改来模拟防止血液流到一根或一根以上颅外动脉中的影响，以预测并行通路用于向患者提供足够血流的可能。

[0349] 计算机系统可允许用户模拟各种治疗选择的结果，所述治疗选择如为介入修复或手术修复例如急性阻塞。通过用如上文关于图 27 和图 28 所述的降阶模型替代如上所述的呈现颅内和颅外动脉的三维实体模型或网，模拟可较快速地进行。因此，降阶模型，如一维模型或集中参数模型可较有效并快速地求出患者特异性模型中的血液流量和压力并且显示解的结果。

[0350] 特定患者对舒张血管刺激物的反应可依据患者休息时的血液动力学信息或依据不同疾病病况的基于群体的数据来预测。举例来说，在基线（休息）中，用依据幂律和脑质量（例如上文关于步骤 1032 所述）赋值的流动分布运行模拟（例如上文在步骤 1041 中所述）。可调整阻力值（例如在步骤 1033 和步骤 1034 中确定）以允许足够的灌注。或者，将来自有如糖尿病、药物治疗和以往心脏事件的因素的患者群体的数据用以对不同阻力赋值。单独或与血液动力学信息（例如壁剪应力，或流量和血管尺寸的关系）组合的在休息条件下的阻力的调整可用以确定远端大脑血管扩张的剩余能力。需要阻力减小来满足休息流量要求的患者，或流量与血管尺寸比较高的患者可具有减小的在生理应激下进一步扩张其血管的能力。

[0351] 在脑动脉的个别片段上的流动速率和压力梯度（例如在步骤 1041 中确定）可用以计算大脑动脉阻力。大脑动脉阻力可计算为患者特异性几何模型中包括的颅外和颅内动脉的部分的等效阻力，所述患者特异性几何模型是从医学成像数据产生（例如在步骤 1021 中产生）。大脑动脉阻力的临床意义可在于解释为什么在颅外和 / 或颅内动脉中患有扩散性动脉粥样硬化的患者可显示昏厥（暂时性意识丧失或姿势，例如眩晕）或局部缺血（血液供给限制）的症状。

[0352] 而且，例如依据在步骤 1041 中确定的流量信息以及在步骤 1031 中计算的脑组织容量或质量，可计算在基线或改变的生理学条件下每单位脑组织容量（或质量）的流量。这个计算可适用于理解血流减少对慢性神经病症的影响。这个计算还可适用于选择或改进医学疗法，例如抗高血压剂的剂量。其它结果可包括定量外伤、脑震荡、外部生理应激、过量重力、失重、太空飞行、深海减压（例如弯曲）等的影响。

[0353] 组合的患者特异性解剖学（几何）模型和生理学（基于物理学的）模型可用以确定不同药物治疗或生活方式变化（例如停止吸烟、改变膳食或增加身体活动）对脑动脉血流的作用，所述药物治疗或生活方式变化会改变心率、心搏量、血压或大脑微循环功能。组合模型还可用以确定替代形式和 / 或不同程度的暴露于可能的外来力（例如当踢足球时、在太空飞行期间、当斯库巴潜水时、在坐飞机飞行期间，等）的身体活动或风险对脑动脉血流的作用。所述信息可用以鉴别对特定患者来说可能安全并有效的身体活动的类型和程度。组合模型也可用以预测经皮介入对脑动脉血流的可能益处以选择最优的介入策略，和 / 或预测颈动脉内膜切除术或外部颈动脉到内部颈动脉旁路移植对脑动脉血流的可能益处以选择最优的手术策略。

[0354] 组合模型还可用以说明动脉疾病负担增大对脑动脉血流的可能的有害作用，并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测进展中疾病何时可对流向脑部的血流引起损害。所述信息可实现确定“保证期”，其中使用非侵入性成像观察到最初没有热力学有意义的疾病的患者可能不被预期需要医药疗法、介入疗法或手术疗法，或者，如果继续有不利因素，那么可确定出现进展的比率。

[0355] 组合模型也可用以说明由疾病负担减小引起的对脑动脉血流的可能的有益作用，并且使用机械或现象学疾病进展模型或经验数据来预测疾病消退何时可引起到脑部的血流增加。所述信息可用以指导医学管理程序，所述医学管理程序包括但不限于改变膳食、增加身体活动、开出土他汀或其它医药的处方，等。

[0356] 组合模型还可用以预测动脉梗塞的影响。在一些手术程序（如去除癌性肿瘤）中，一些颅外动脉可被损伤或去除。模拟防止血液流到颅外动脉之一的作用可允许预测并行通路向特定患者提供足够血流的可能。

[0357] i. 评估大脑灌注

[0358] 可计算其它结果。举例来说，计算分析可提供定量大脑灌注（经过大脑的血流）的结果。定量大脑灌注可有助于鉴别脑血流量减少的区域。

[0359] 图 39 展示根据一个示例性实施方案，有关方法 1050 的示意图，所述方法 1050 用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息。方法 1050 可在上述计算机系统中实施，所述计算机系统例如类似于用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0360] 方法 1050 可使用一个或多个输入 1052 来进行。输入 1052 可包括患者的颅内和颅外动脉（例如患者的主动脉、颈动脉（图 37 中所示）、脊椎动脉（图 37 中所示）和脑部）的医学成像数据 1053，如 CCTA 数据（例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得）。输入 1052 还可包括从患者测量的其它生理学数据 1054，如患者的臂血压、心率和 / 或其它测量值（例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得）。其它生理学数据 1054 可以非侵入方式获得。输入 1052 可用以进行下述步骤。

[0361] 患者脑组织的三维几何模型可依据成像数据 1053 创建（步骤 1060），并且几何模型可分成片段或体积（步骤 1062）（例如用与如上文关于图 29-32 所述类似的方式）。个别片段的尺寸和位置可依据以下来确定：颅内和颅外动脉的流出边界的位置、在各别片段（例如邻近血管）中或与各别片段（例如邻近血管）连接的血管的尺寸，等。将几何模型分成片段可使用各种已知方法进行，所述已知方法如为快速行进法、通用快速行进法、水平集

方法、扩散等式、经过多孔介质的等式支配流,等。

[0362] 三维几何模型还可包括患者的颅内和颅外动脉的一部分,所述部分可依据成像数据 1053 来建模(步骤 1064)。举例来说,在步骤 1062 和步骤 1064 中,可创建包括脑组织和颅内和颅外动脉的三维几何模型。

[0363] 计算分析例如可如上文关于图 3 的步骤 402 所述来进行以确定解,所述解包括关于在由用户确定的身体条件下患者的脑血流量的信息(步骤 1066)。举例来说,身体条件可包括休息、不同程度的应激、不同程度的压力感受性反应或其它自主反馈控制、不同程度的充血、不同程度的运动或用力、不同药物治疗、体位变化和 / 或其它条件。所述解可提供在步骤 1064 中建模的患者的解剖结构中各种位置并且在指定身体条件下的信息,如血液流量和压力。计算分析可使用来源于集中参数模型或一维模型的在流出边界的边界条件来进行。可产生一维模型来填充脑组织的片段,如下文关于图 40 所述。

[0364] 依据在步骤 1066 中确定的血流信息,可计算向在步骤 1062 中创建的脑部的各别片段中的血流灌注(步骤 1068)。举例来说,灌注可如下计算:将来自流出边界各出口的流量除以出口所灌注的被分割脑部的容量。

[0365] 在步骤 1068 中确定的脑部各别片段的灌注可显示在步骤 1060 或步骤 1062 中产生的脑部几何模型上(步骤 1070)。举例来说,在步骤 1060 中创建的几何模型中所示的脑部片段可用不同色调或颜色说明以指示血流灌注到各别片段中。

[0366] 图 40 展示根据一个示例性实施方案,有关方法 1100 的另一示意图,所述方法 1100 用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息。方法 1100 可在上述计算机系统中实施,所述计算机系统例如类似于用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0367] 方法 1100 可使用一个或多个输入 1102 来进行,输入 1102 可包括患者的主动脉、颈动脉(图 37 中所示)、脊椎动脉(图 37 中所示)和脑部的医学成像数据 1103,如 CCTA 数据(例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得)。输入 1102 可用以进行下述步骤。

[0368] 患者脑组织的三维几何模型可依据成像数据 1103 创建(步骤 1110)。模型还可包括患者的主动脉、颈动脉(图 37 中所示)和脊椎动脉(图 37 中所示)的一部分,所述部分还可依据成像数据 1103 创建。举例来说,如上所述,可创建包括脑组织和颅内和颅外动脉的三维几何模型。步骤 1110 可包括上述图 39 的步骤 1060 和步骤 1064。

[0369] 在步骤 1110 中创建的几何脑组织模型可分成体积或片段(步骤 1112)。步骤 1112 可包括上述图 39 的步骤 1062。几何脑组织模型还可进一步修改来包括大脑树中分支的下一代(步骤 1118)(例如用与如上文关于图 29-32 所述类似的方式)。分支的位置和尺寸可依据颅内和颅外动脉的中线来确定。中线可例如依据成像数据 1103 来确定(步骤 1114)。一种算法还可用以依据形态计量学模型(用以预测在流出边界的已知出口下游的血管位置和尺寸的模型)和 / 或与血管尺寸有关的生理学分支规律来确定分支的位置和尺寸(步骤 1116)。形态计量学模型可扩充到几何模型中包括的颅内和颅外动脉的下游端,并且提供于脑组织外层上或含在脑组织几何模型内。

[0370] 脑部可依据在步骤 1118 中创建的分支来进一步片段(步骤 1120)(例如用与如上文关于图 29-32 所述类似的方式)。可在子段中创建其它分支,并且子段可进一步分割成

较小片段（步骤 1122）（例如用与如上文关于图 29-32 所述类似的方式）。创建分支以及将体积分成子段的步骤可重复到获得体积尺寸和 / 或分支尺寸的所需分解为止。已在步骤 1118 和步骤 1122 中扩充为包括新分支的几何模型接着可用以计算向子段（如在步骤 1122 中产生的子段）中的脑血流量和大脑灌注。

[0371] 因此，扩充模型可用以进行上述计算分析。计算分析结果可将有关血流的信息从患者特异性脑动脉模型提供到所产生的形态计量学模型（包括在步骤 1118 和步骤 1122 产生的分支）中，所述信息可延伸到在步骤 1122 中产生的灌注子段的每一个中。

[0372] 图 41 展示根据一个示例性实施方案，有关方法 1150 的另一示意图，所述方法 1150 用于提供有关特定患者的大脑灌注的各种信息。方法 1150 可在上述计算机系统中实施，所述计算机系统例如是用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。

[0373] 方法 1150 可使用一个或多个输入 1152 来进行。输入 1152 可包括患者的主动脉、颈动脉（图 37 中所示）、脊椎动脉（图 37 中所示）和脑部的医学成像数据 1153，如 CCTA 数据（例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得）。输入 1152 还可包括从患者测量的其它生理学数据 1154，如患者的臂血压、心率和 / 或其它测量值（例如在图 2 的步骤 100 中获得）。其它生理学数据 1154 可以非侵入方式获得。输入 1152 还可包括从患者测量（例如使用 CT、PET、SPECT、MRI，等）的脑灌注数据 1155。输入 1152 可用以进行下述步骤。

[0374] 患者的颅内和颅外动脉的三维几何模型可依据成像数据 1153 来创建（步骤 1160）。步骤 1160 可类似于上述图 39 的步骤 1064。

[0375] 计算分析例如可如上文关于图 3 的步骤 402 所述来进行以确定解，所述解包括关于在由用户确定的身体条件下患者的脑血流量的信息（步骤 1162）。举例来说，身体条件可包括休息、不同程度的应激、不同程度的压力感受性反应或其它自主反馈控制、不同程度的充血、不同程度的运动或用力、不同药物治疗、体位变化和 / 或其它条件。所述解可提供在步骤 1160 中建模的患者的解剖结构中各种位置并且在指定身体条件下的信息，如血液流量和压力。步骤 1162 可类似于上述图 39 的步骤 1066。

[0376] 而且，患者脑组织的三维几何模型可依据成像数据 1153 创建（步骤 1164）。举例来说，在步骤 1160 和步骤 1164 中，可创建包括脑组织和颅内和颅外动脉的三维几何模型。步骤 1164 可类似于上述图 39 的步骤 1060。

[0377] 几何模型可分成片段或子体积（步骤 1166）。步骤 1166 可类似于上述图 39 的步骤 1062。

[0378] 依据在步骤 1162 中确定的血流信息，可计算向在步骤 1166 中创建的脑组织的各别片段中的血流灌注（步骤 1168）。步骤 1168 可类似于上述图 39 的步骤 1068。

[0379] 脑组织各别片段的计算灌注可显示在步骤 1164 或步骤 1166 中产生的脑组织几何模型上（步骤 1170）。步骤 1170 可类似于上述图 39 的步骤 1070。

[0380] 在步骤 1170 中绘制于脑组织三维几何模型上的模拟灌注数据可与测量的大脑灌注数据 1155 相比（步骤 1172）。比较可使用脑组织三维表示上各种颜色和 / 或色调来指示模拟灌注数据和测量灌注数据的差异。

[0381] 在步骤 1160 中创建的三维几何模型的出口处的边界条件可调整，以减小模拟灌

注数据和测量灌注数据之间的误差（步骤 1174）。举例来说，为减小误差，可调整边界条件，以使向一个区域（例如在步骤 1166 中创建的片段）（其中模拟灌注低于测量灌注）供料的血管的指定流动阻力可减小。可调整边界条件的其它参数。或者，可修改模型的分支结构。举例来说，如上文关于图 40 所述，可扩充在步骤 1160 中创建的几何模型来创建形态计量学模型。边界条件和 / 或形态计量学模型的参数可使用参数估计或数据同化方法来凭经验或系统地调整，所述方法如为标题为“Method for Tuning Patient-Specific Cardiovascular Simulations”的美国专利申请公布号 2010/0017171 中所述的方法，或其它方法。

[0382] 图 41 的步骤 1162、1168、1170、1172、1174 和 / 或其它步骤可重复，例如直到模拟灌注数据和测量灌注数据之间的误差低于预定临界值为止。因此，计算分析可使用有关解剖学信息、脑血流量信息和大脑灌注信息的模型来进行。所述模型可适用于诊断目的并且适用于预测医药疗法、介入疗法或手术疗法的益处。

[0383] 因此，可计算在基线条件或改变的生理学状态下的颅外和颅内动脉血流和大脑灌注。大脑灌注数据可与模拟大脑灌注结果组合使用，以调整颅内动脉血流计算值的边界条件，直到模拟大脑灌注结果在给定容许量内匹配测量的大脑灌注数据为止。因此，可提供较精确的患者特异性颅外和颅内动脉血流计算，并且医师可预测在测量数据可能不可得的情况下（例如某些身体条件，如运动、用力、体位变化或模拟治疗）的脑动脉血流和大脑灌注。脑部的患者特异性三维模型可分成灌注片段或子体积，并且可确定患者是否接收到适当最小的灌注到脑部的各种区域。

[0384] 颅内动脉的患者特异性三维几何模型可从医学成像数据产生，并且与由灌注片段或子体积表示的其余颅内动脉树的一部分的形态计量学模型（例如上文关于图 40 所述）组合以形成扩充模型。可计算扩充模型中给定（例如患病）位置下游的总脑容量（或质量）的百分比。而且，可计算在扩充模型中给定（例如患病）位置的总脑血流量的百分比。另外，功能成像研究（例如功能性磁共振成像（fMRI）、灌注 CT 或 MRI 中记录的不足接着可追踪到进料血管中的疾病、解剖学变体、受损自调节机制、低血压或其它病状，从而可适用于患有缺血性中风、昏厥、直立耐受不能、外伤或慢性神经病症的患者。

[0385] ii. 评估斑块脆弱性

[0386] 计算分析还可提供定量作用于斑块的患者特异性生物力学力的结果，所述斑块可在患者的颅内和颅外动脉（例如颈动脉粥样硬化斑块）中积累。生物力学力可由脉动压力、流量和颈部运动引起。

[0387] 图 42 是根据一个示例性实施方案展示方法 1200 的方面的示意图，所述方法 1200 用于提供有关评估特定患者的斑块脆弱性、大脑容量风险和大脑灌注风险的各种信息。方法 1200 可在上述计算机系统中实施，所述计算机系统例如类似于用以实施上文描述并在图 3 中展示的步骤中一个或多个的计算机系统。方法 1200 可使用一个或多个输入 1202 来进行，并且可包括依据输入 1202 来产生一个或多个模型 1210、依据一个或多个模型 1210 进行一种或多种生物力学分析 1220，以及依据模型 1220 和生物力学分析 1210 提供各种结果。

[0388] 输入 1202 可包括患者的颅内和颅外动脉（例如患者的主动脉、颈动脉（图 37 中所示）、椎动脉（图 37 中所示）和脑部）的医学成像数据 1203，如 CCTA 数据（例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得）。输入 1202 还可包括从患者测量的其它生

理学数据 1204, 如患者的臂血压、心率和 / 或其它测量值 (例如以与上文关于图 2 的步骤 100 所述类似的方式获得)。其它生理学数据 1204 可以非侵入方式获得。输入 1202 可用以产生模型 1210 和 / 或进行下述生物力学分析 1220。

[0389] 如上所述, 一个或多个模型 1210 可依据输入 1202 来产生。举例来说, 方法 1200 可包括产生血液动力学模型 1212, 所述血液动力学模型 1212 包括在整个患者解剖结构的三维几何模型中各种位置的计算血液流量和压力信息。患者解剖结构的模型可使用医学成像数据 1203 创建, 并且在一个示范性实施方案中, 血液动力学模型 1212 可为模拟血压模型、模拟血流模型或在进行计算分析之后产生的其它模拟, 例如上文关于图 3 的步骤 402 所述。固体力学模型 (包括流体结构互动模型) 可以用已知数值方法的计算分析求解。斑块和血管的性质可建模成线性或非线性、各向同性或各向异性。解可提供斑块以及斑块和血管之间的界面的应力和应变。用于产生血液动力学模型 1212 的步骤可类似于用于产生上述图 35 的血液动力学模型 932 的步骤。

[0390] 方法 1200 可包括使用血液动力学模型 1212 如下来进行生物力学分析 1220: 计算在各种生理状态 (如休息、不同程度的运动或用力等) 下因血液动力学力而作用于斑块腔面的压力和剪应力 (步骤 1222)。压力和剪应力可依据来自血液动力学模型 1212 信息 (例如血液压力和流量) 来计算。步骤 1222 可类似于上述图 35 的步骤 942。

[0391] 任选地, 方法 1200 还可包括以与上文关于图 35 的几何分析模型 934 所述类似的方式, 产生用于从四维成像数据定量血管变形的几何分析模型, 所述四维成像数据例如是在心动周期的多个阶段 (如收缩阶段和舒张阶段) 获得的成像数据。方法 1200 还可包括以与上文关于图 35 的步骤 944 所述类似的方式, 使用几何分析模型如下进行生物力学分析 1220: 计算患者的颅内和颅外动脉和斑块由心脏诱导性脉动压力造成的各种变形特征, 如纵向变长 (伸长) 或缩短、扭曲 (扭转)、径向膨胀或压缩, 和弯曲等。

[0392] 方法 1200 还可包括产生用于从医学成像数据 1203 确定斑块组成和性质的斑块模型 1214。举例来说, 斑块模型 1214 可包括关于斑块的密度和其它物质性质的信息。

[0393] 方法 1200 还可包括产生血管壁模型 1216, 所述血管壁模型 1216 是用于计算关于斑块、血管壁和 / 或斑块和血管壁之间的界面的信息。举例来说, 血管壁模型 1216 可包括关于应力和应变的信息, 所述信息可依据斑块模型 1214 中包括的斑块组成和性质和在步骤 1220 中计算的压力和剪应力来计算。任选地, 应力和应变还可使用如上所述计算的变形特征来计算。用于产生斑块模型 1214 和 / 或血管壁模型 1216 的步骤可类似于上述图 35 的用于产生斑块模型 936 和 / 或血管壁模型 938 的步骤。

[0394] 方法 1200 可包括使用血管壁模型 1216 如下进行生物力学分析 1220: 计算血液动力学力和颈部活动诱导性应变造成的斑块上应力 (例如急性应力或积累应力) (步骤 1224)。举例来说, 可计算作用于斑块的流量诱导力 904 (图 33)。由血液动力学力和颈部活动诱导性应变造成的斑块上应力或力可依据来自血管壁模型 1216 的信息 (例如斑块上应力和应变) 来计算。步骤 1224 可类似于上述图 35 的步骤 946。

[0395] 方法 1200 可包括依据上述模型 1210 中一个或多个和生物力学分析 1220 中一个或多个来确定其它信息。

[0396] 可计算斑块破裂脆弱性指数 (步骤 1230)。斑块破裂脆弱性指数可例如依据血液动力学应力、应力频率、应力方向和 / 或斑块强度或其它性质来计算。举例来说, 包围目标

斑块的区域可与斑块的三维模型 1210 (如斑块模型 1214) 分离。斑块强度可从斑块模型 1214 中提供的物质性质确定。由脉动压力、流量和颈部运动造成的目标斑块上的血液动力学应力和组织应力可在模拟基线和运动 (或用力) 条件下通过使用以下来计算: 在步骤 1224 中预先计算的血液动力学应力和运动诱导性应变。斑块脆弱性可依据斑块应力与斑块强度的比率来评估。步骤 1230 可类似于上述图 35 的步骤 950。举例来说, 可计算位于颅外动脉中的斑块的斑块破裂脆弱性指数以用于中风评估。

[0397] 还可计算大脑容量风险指数 (CVRI) (步骤 1232)。CVRI 可定义为在动脉树中给定位置, 血管受斑块破裂或栓塞和梗塞 (闭塞或阻塞) 影响的总脑容量的百分比。CVRI 可依据给定斑块下游血管提供的脑部的部分来计算, 这可相对于下游血管的尺寸来考虑斑块尺寸, 以及依据三维血液动力学解, 斑块可流入不同血管中的概率。CVRI 可在患病状态评估, 或在介入之前或之后评估。步骤 1232 可类似于上述图 35 的步骤 952。

[0398] 脑组织可被建模并分成由血液动力学模拟中的各血管提供的片段 (例如关联图 40 的步骤 1110 和步骤 1112 所述)。几何模型可被修改为包括大脑树中分支的下一代 (例如关联图 40 的步骤 1118 所述), 并且脑组织可被进一步分割 (例如关联图 40 的步骤 1120 所述)。可在子段中创建其它分支, 并且子段可进一步分割成较小片段 (例如关联图 40 的步骤 1122 所述)。如先前描述的生理学关系可用以关联血管尺寸与成比例量的所提供的脑组织。

[0399] 可确定破裂斑块所行进的可能路径。血液动力学解可用以确定斑块片段或栓塞物可流入不同下游血管中的机会百分比。

[0400] 可将破裂斑块的尺寸与下游血管的尺寸相比以确定斑块可在哪里最终产生流障碍。这个信息可与脆弱性指数组合以提供可能受破裂斑块影响的脑组织的容量的概率图。CVRI 在各可能的受影响的片段都可被赋值。

[0401] 还可计算大脑灌注风险指数 (CPRI) (步骤 1234)。CPRI 可定义为在动脉树中给定位置, 受斑块破裂和血管梗塞影响的总脑血流量的百分比。CPRI 指示向脑组织片段的可能灌注损失, 而非如 CVRI 指示的受影响容量。举例来说, 颈动脉斑块破裂或栓塞的影响可取决于患者的威利斯环 (circle of Willis) (图 37 中所示) 的几何形状而变化, 并且因解剖结构的这些差异而可得到不同 CVRI 和 CPRI 值。可计算向脑组织各片段的灌注率, 并且灌注损失可依据脆弱性指数、血液动力学解, 和斑块和血管的尺寸来计算。CPRI 可在患病状态评估, 或在介入之前或之后评估。步骤 1234 可类似于上述图 35 的步骤 954。

[0402] 因此, 可评估作用于颈动脉粥样硬化斑块的生物力学力, 所述生物力学力由脉动压力、脉动血流和 / 或任选地颈部运动引起。可定量斑块所经历的由脉动压力、脉动血流和 / 或任选地颈部运动引起的总应力。解可考虑作用于斑块或作用于斑块和血管壁之间的界面的患者特异性血液动力学应力的多个来源。而且, 斑块强度可依据医学成像数据来估计, 并且可定量有关斑块脆弱性、大脑容量风险和大脑灌注风险的指数。

[0403] 通过确定如下文所述的颅外和颅内动脉的解剖学和生理学数据, 可预测特定患者的动脉或器官层面在各种身体条件下的血流变化。此外, 可提供其它信息, 如短暂性缺血性发作、缺血性中风或动脉瘤破裂的风险、作用于动脉粥样硬化斑块或动脉瘤的力、医学介入或手术疗法对颅内或颅外血流、压力、壁应力或脑灌注的预测影响。可定量颅内或颅外动脉中的血流、压力和壁应力, 以及总脑灌注和局部脑灌注, 并且可确定疾病的功能意义。

[0404] 除定量从成像数据构建的三维几何模型中的血流（例如上文在步骤1212中描述）以外，模型还可被修改来模拟疾病进展或消退或医药介入、经皮介入或手术介入的影响。在一个示例性实施方案中，动脉粥样硬化进展可如下建模：随时间对解进行迭代，例如通过求出剪应力或颗粒滞留时间，以及依据血液动力学因素和 / 或患者特异性生物化学测量值来调适几何模型以使动脉粥样硬化斑块发展得到进展。此外，血流、心率、血压和其它生理学变量的变化对颅外和 / 或颅内动脉血流或大脑灌注的影响可通过改变边界条件来建模，并且用以计算这些变量随时间变化的积累作用。

[0405] 任何实施方案中阐述的任何方面都可与本文所述的任何其它实施方案一起使用。本文所述的每一设备和装置都可用于任何适合的医学程序，可进展经过任何适合的身体内腔和体腔，并且可用于对任何适合的身体部分进行成像。

[0406] 将对所属领域的技术人员显而易见的是，各种修改和变化可在公开系统和方法中进行，而不背离公开内容的范畴。考虑本文公开的公开内容的说明书和实践后，所属领域的技术人员将显而易见其它实施方案。旨在将说明书和实施例视为仅具有示例性，公开内容的真实范畴和精神由以下权利要求指示。

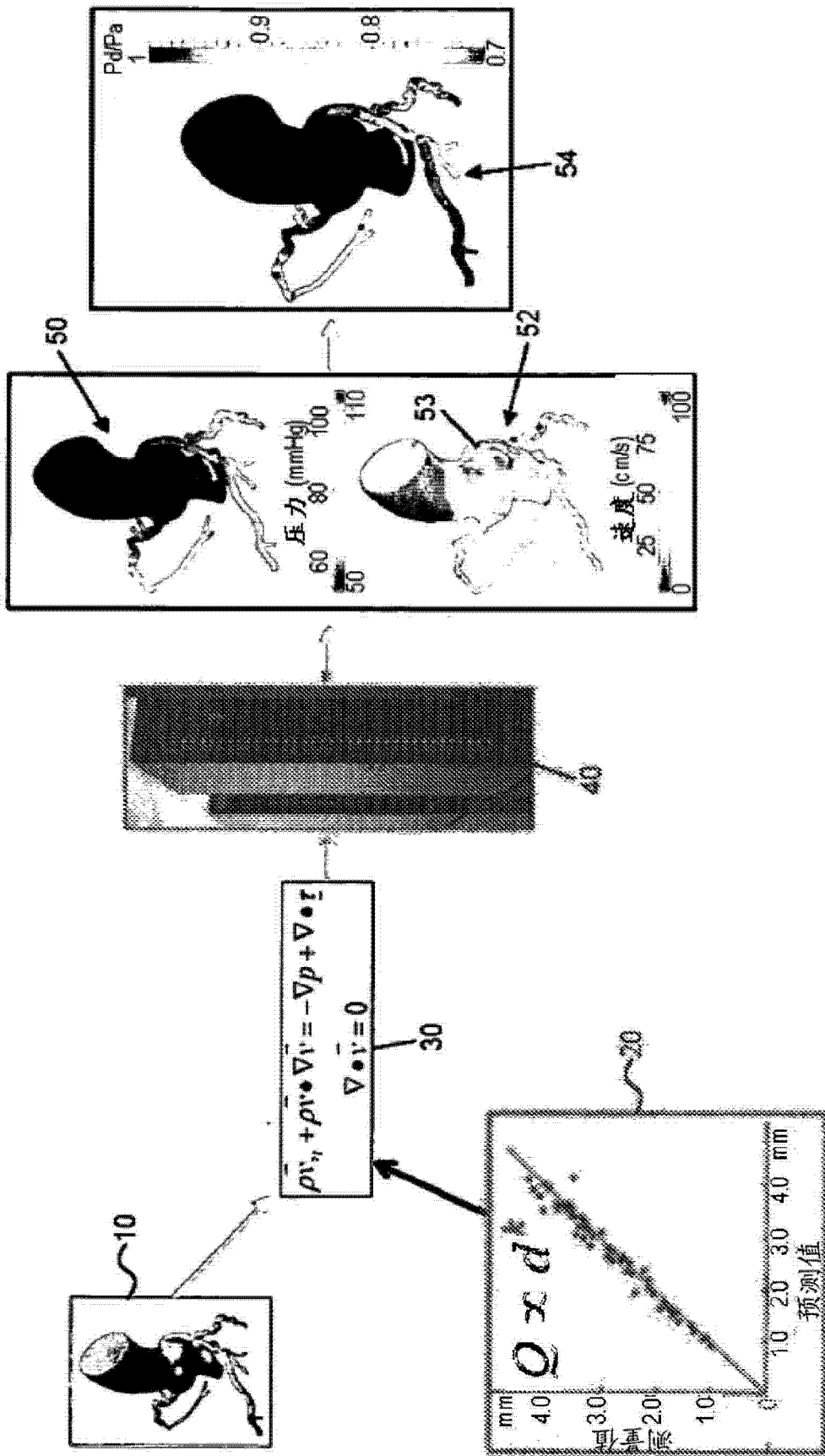


图 1

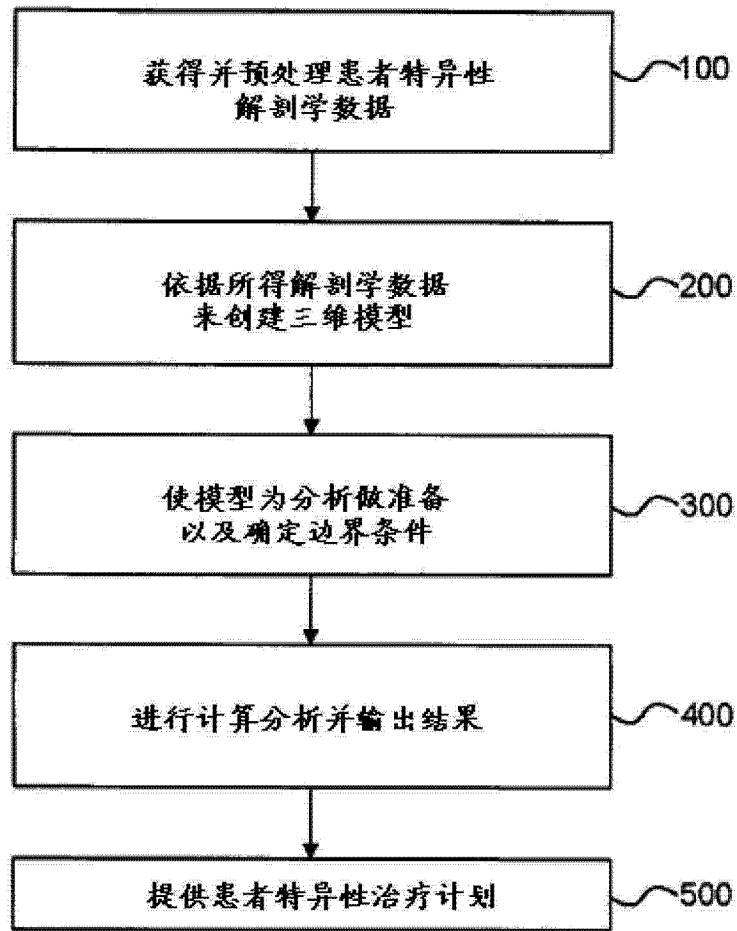


图 2

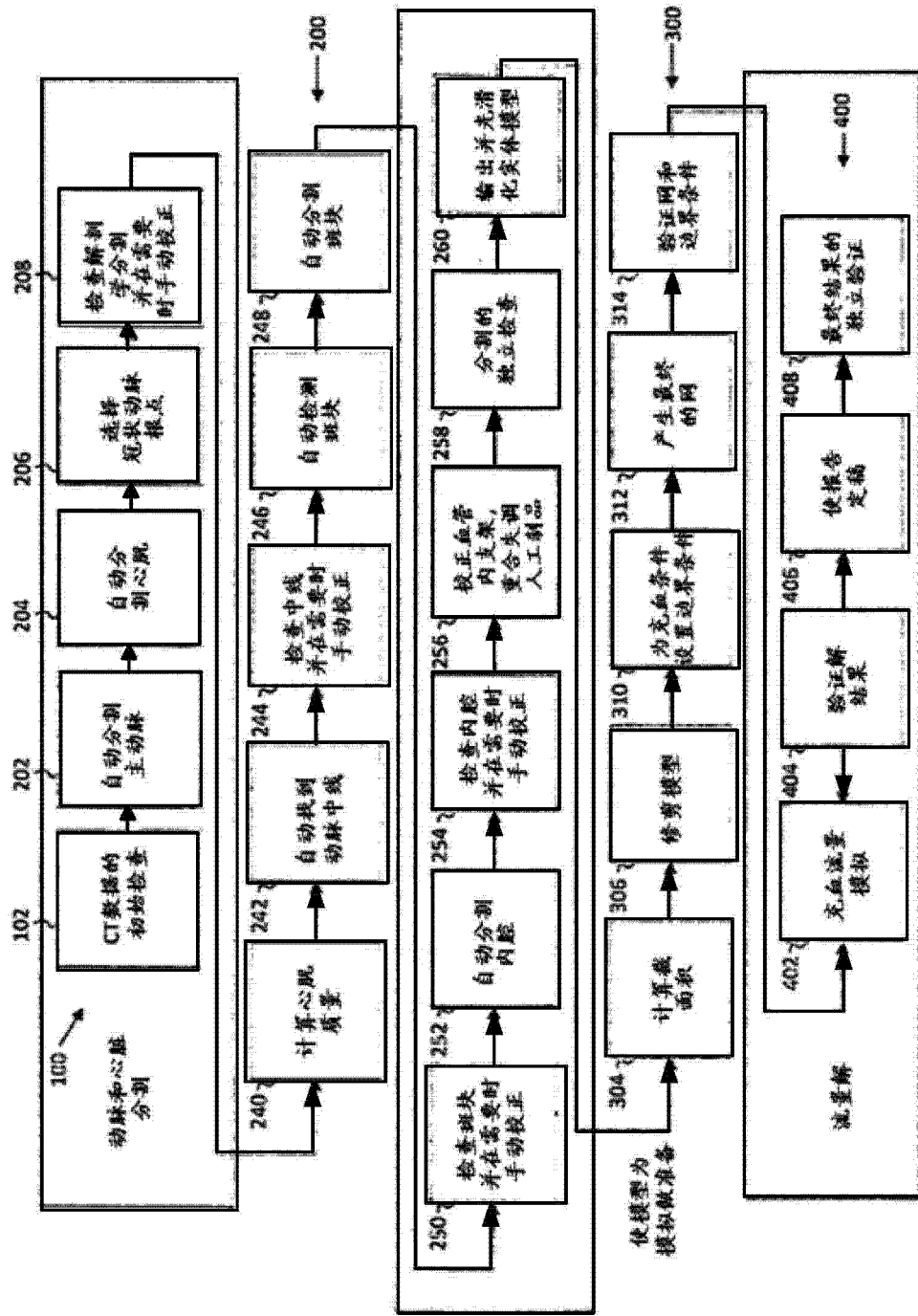


图 3

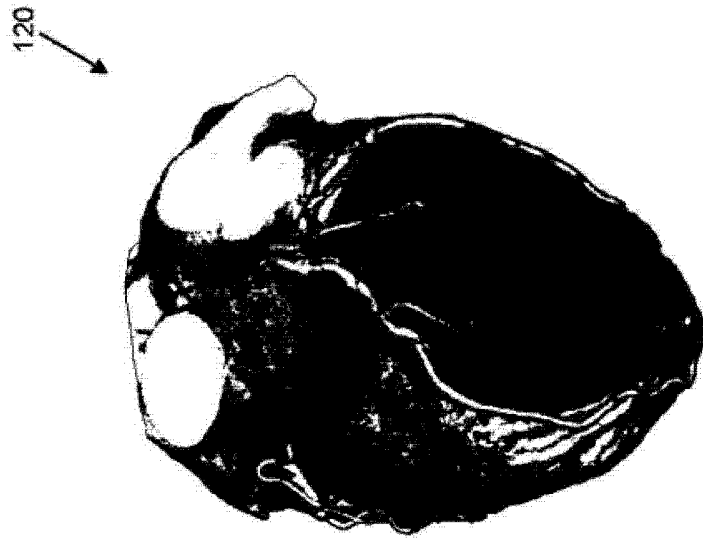


图 4

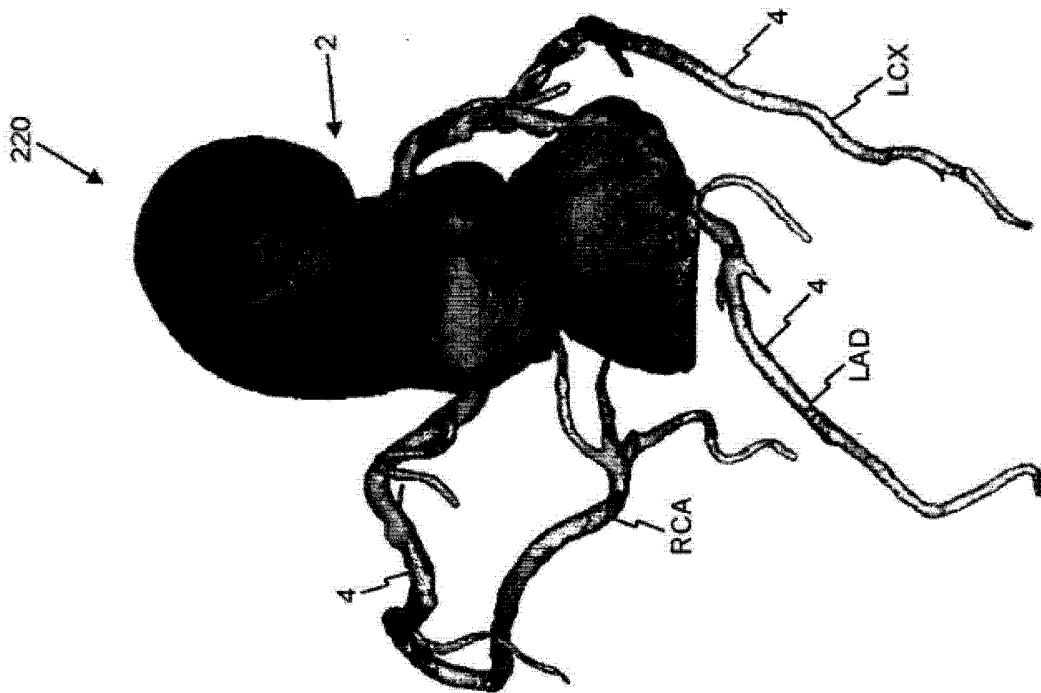


图 5

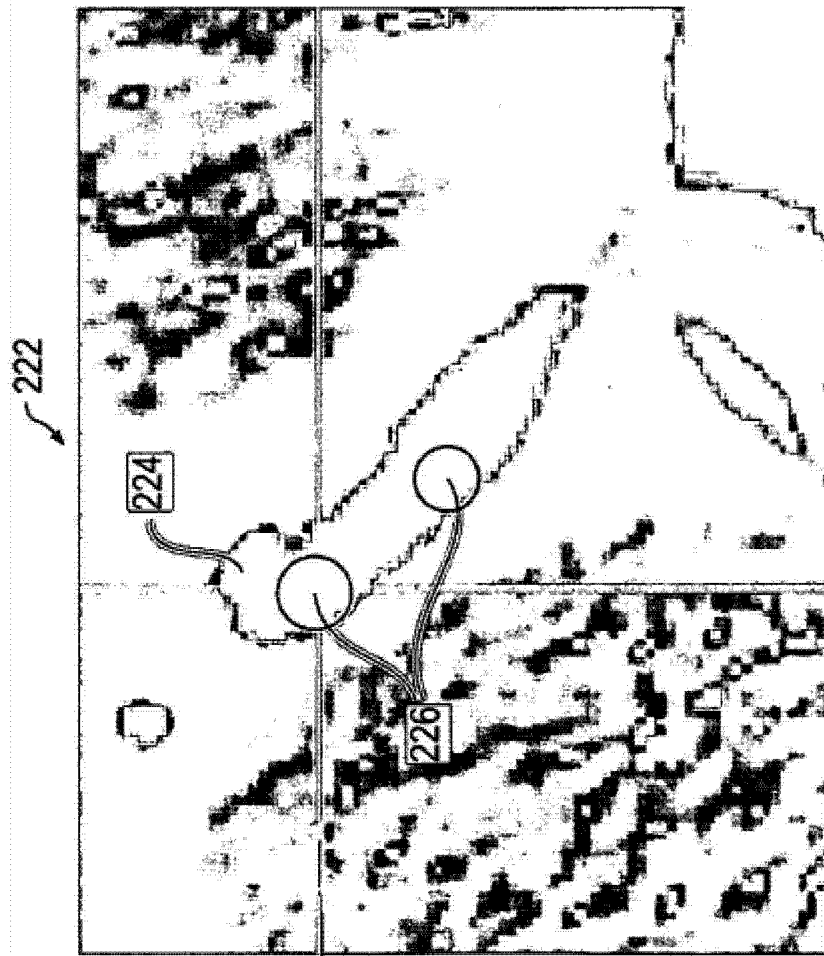


图 6

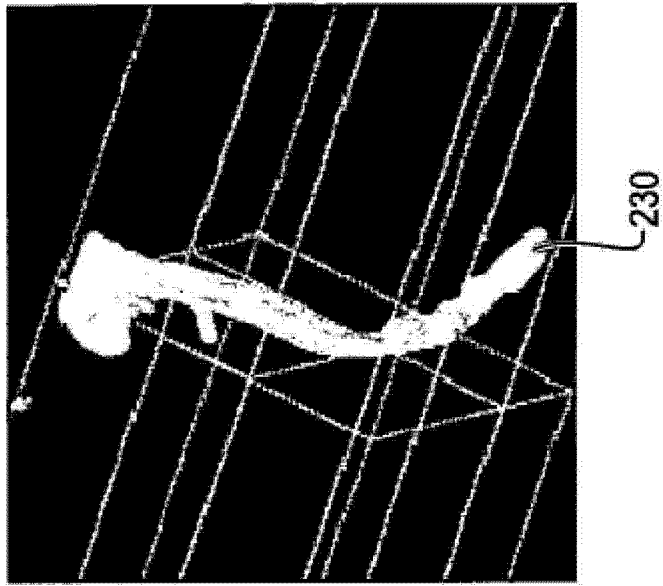


图 7

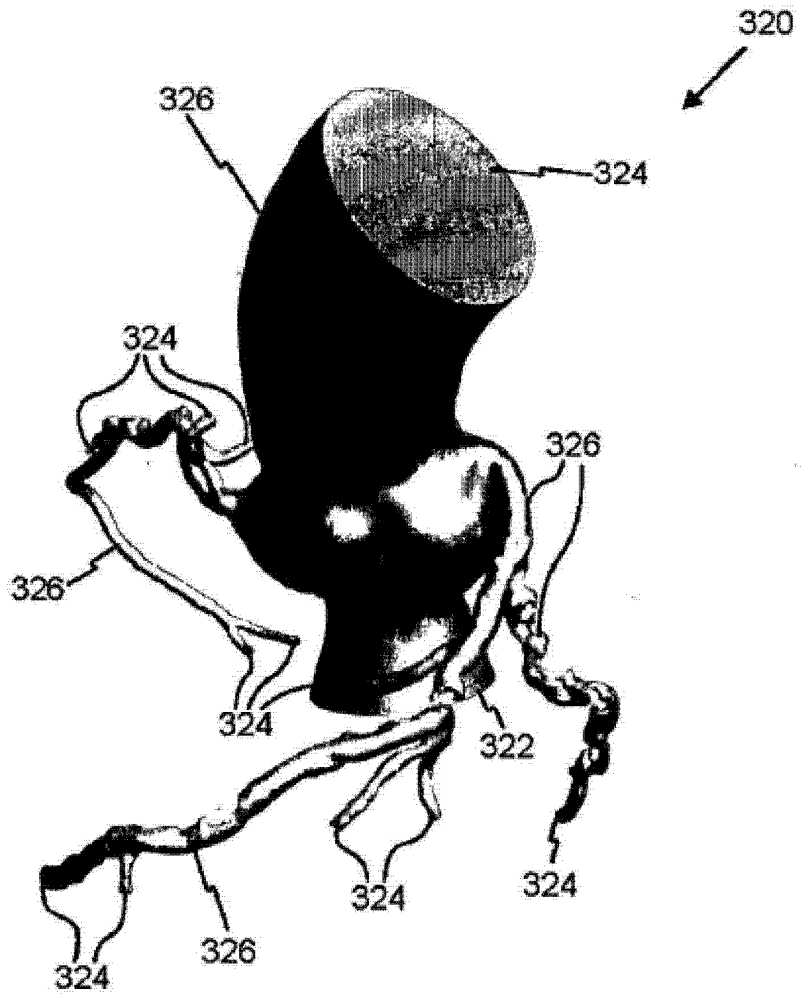


图 8

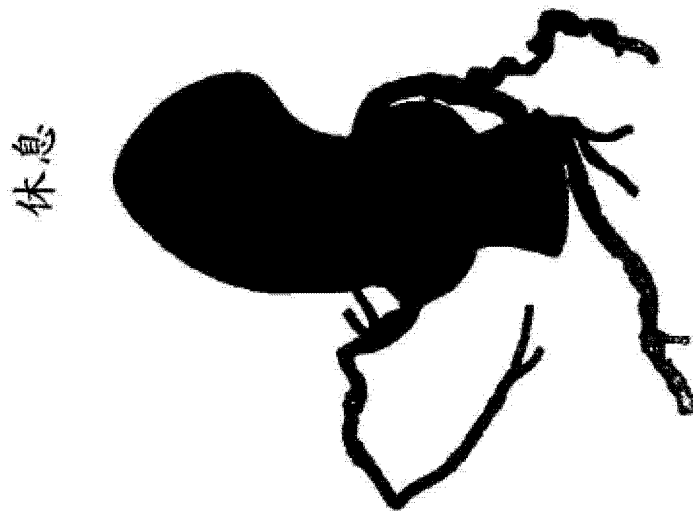


图 9

最大充血

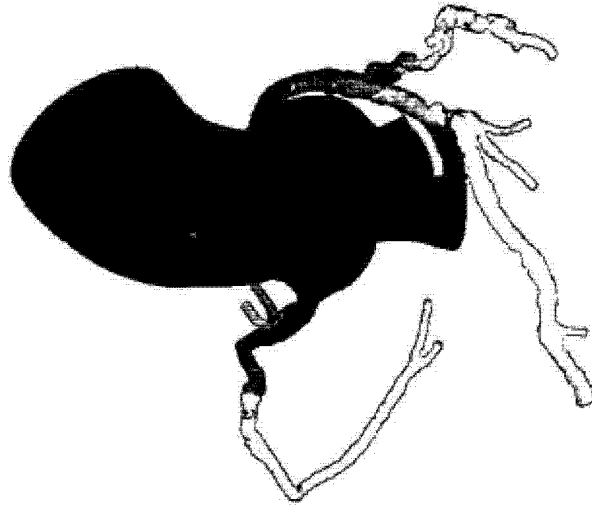
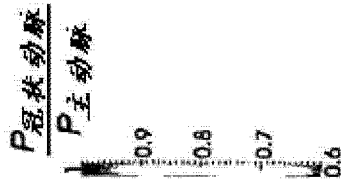


图 10



最大运动

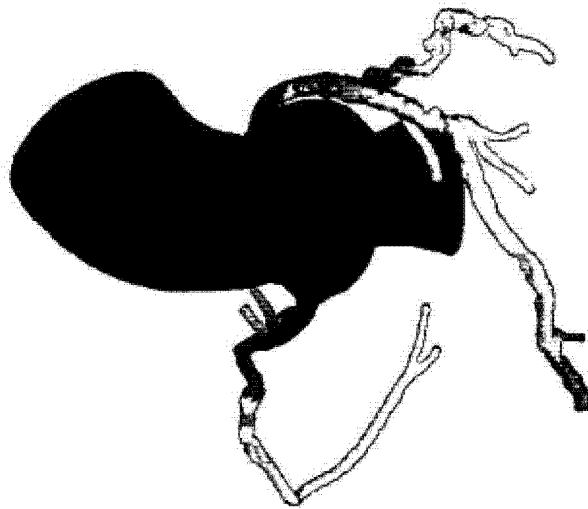


图 11

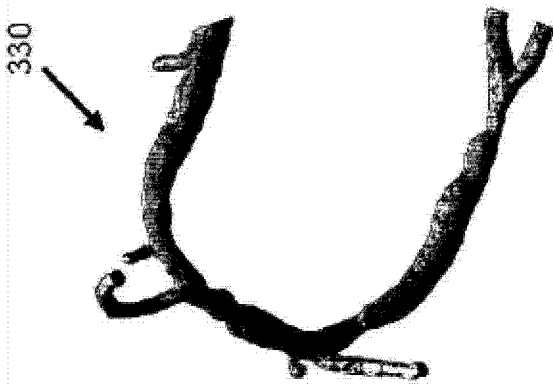


图 12

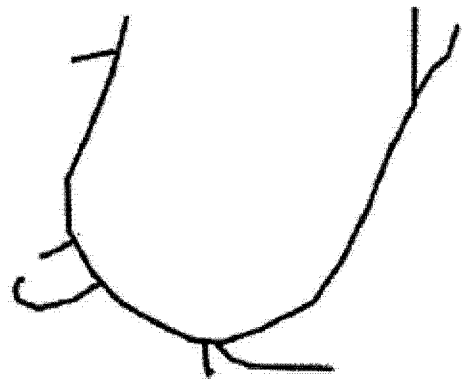


图 13

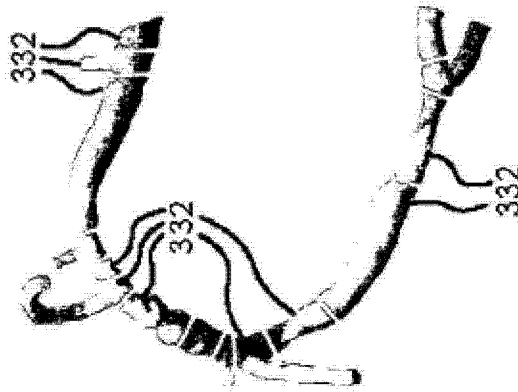


图 14

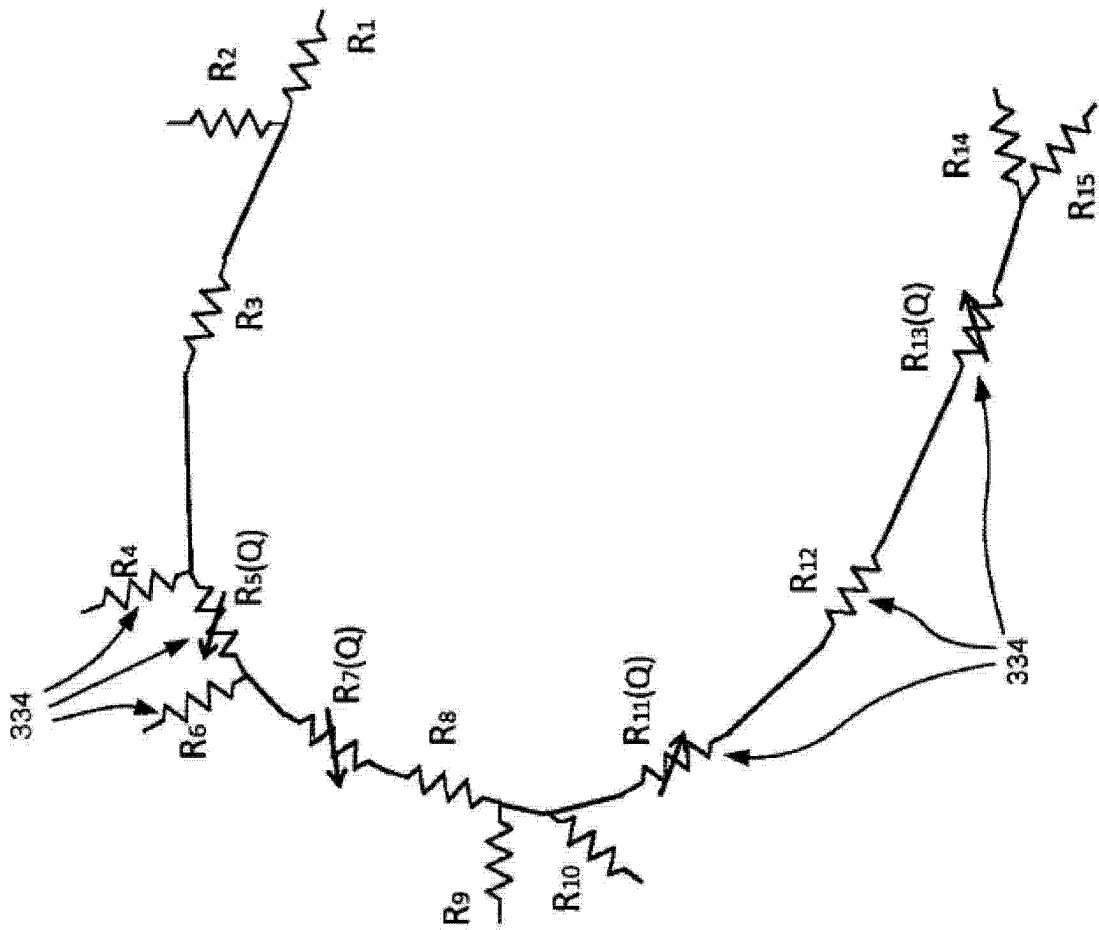


图 15

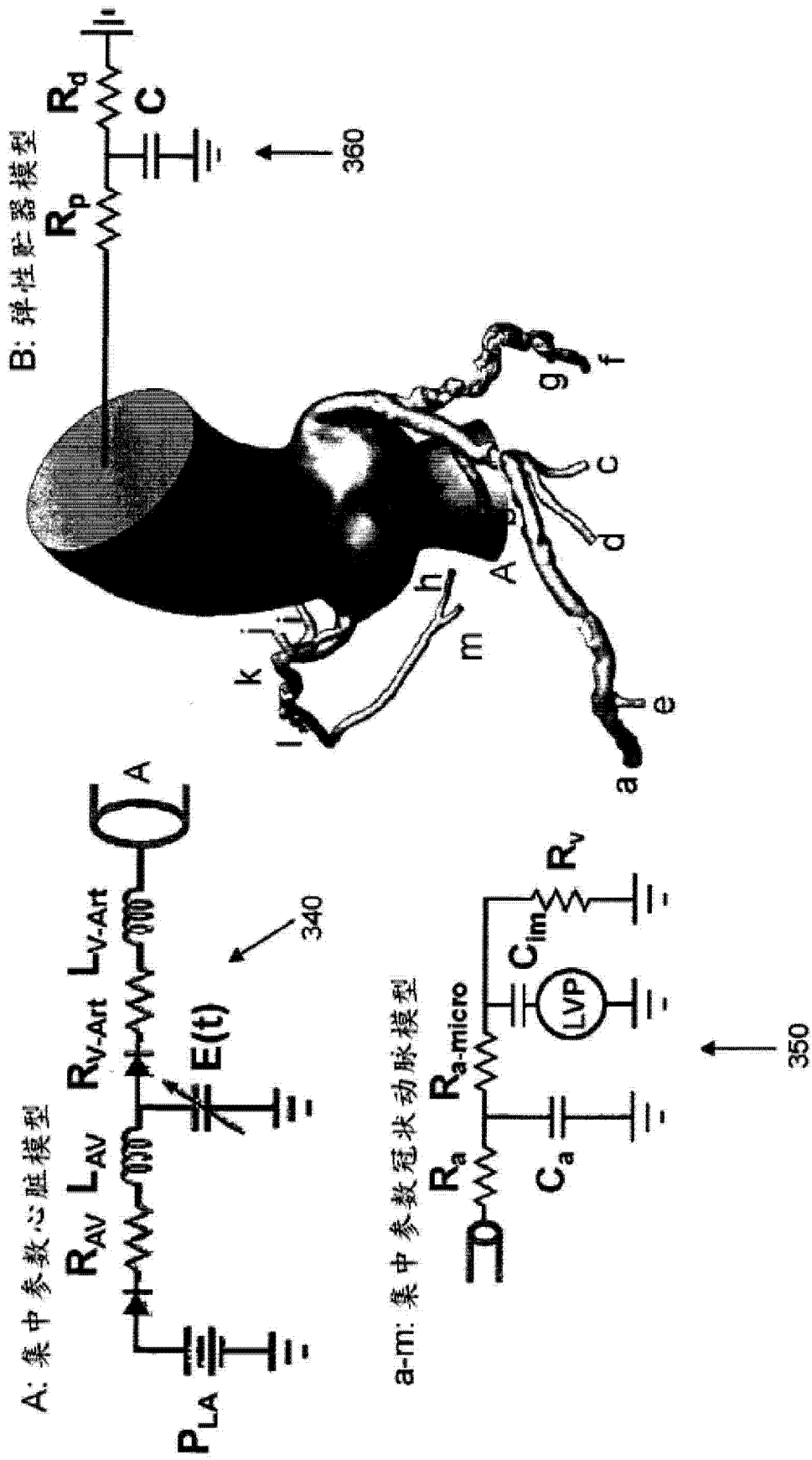


图 16

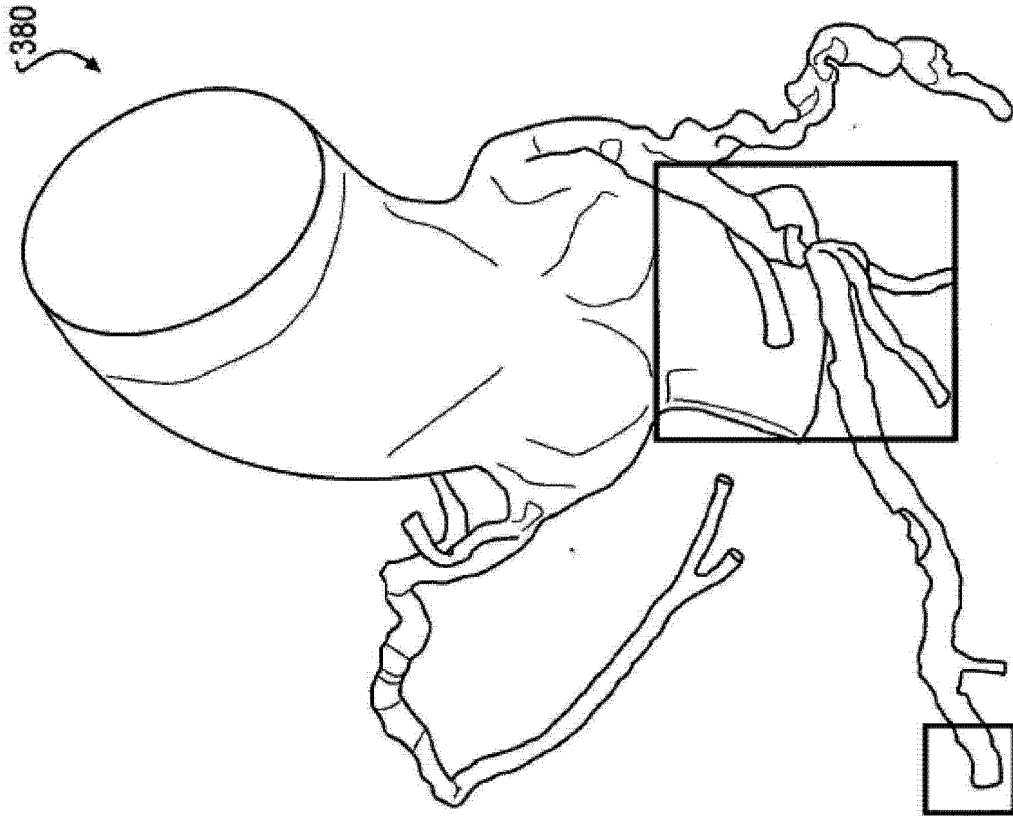


图 17

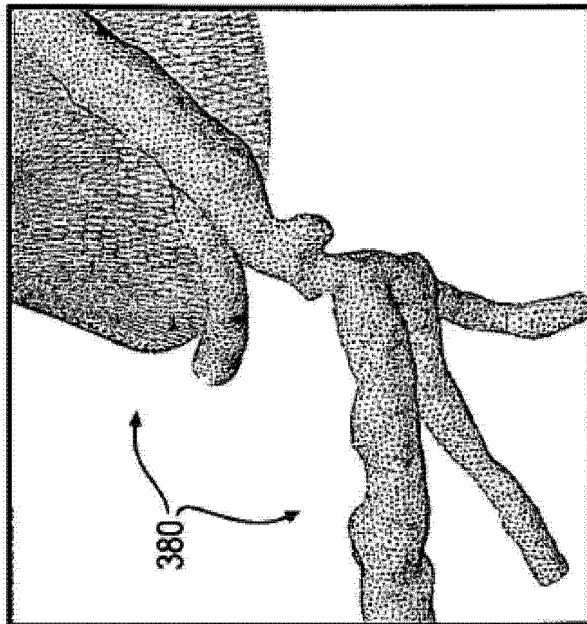


图 18

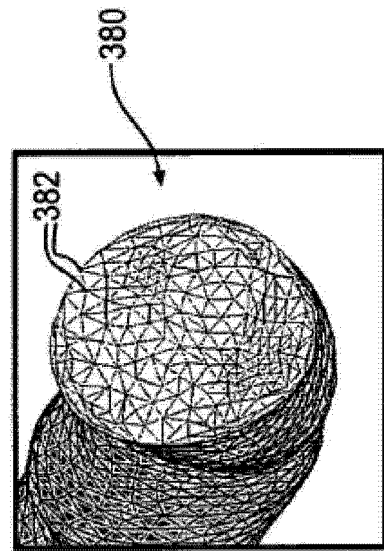


图 19

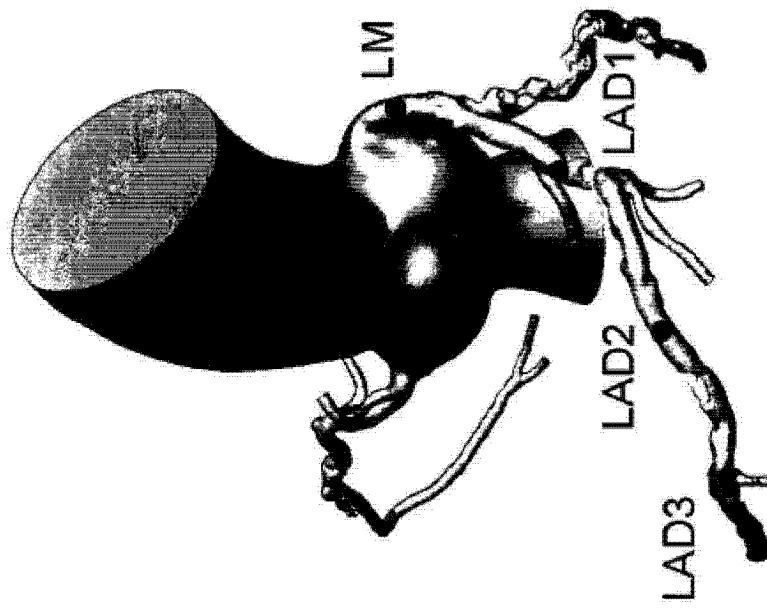


图 20

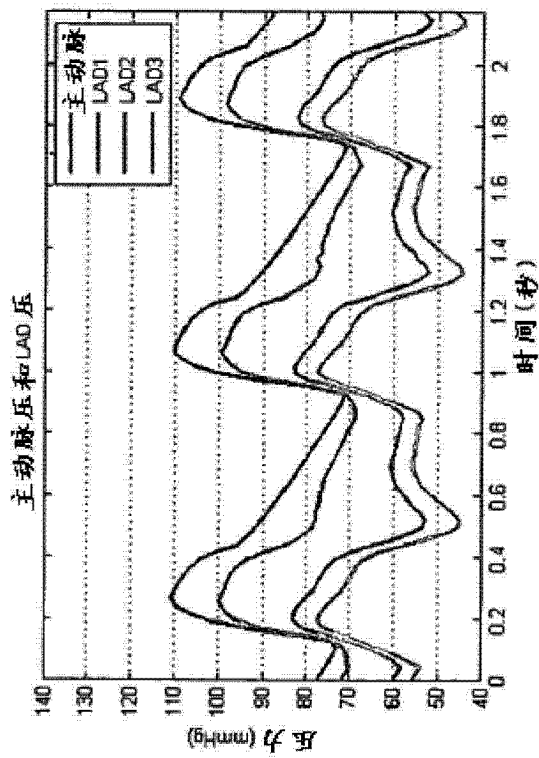


图 21

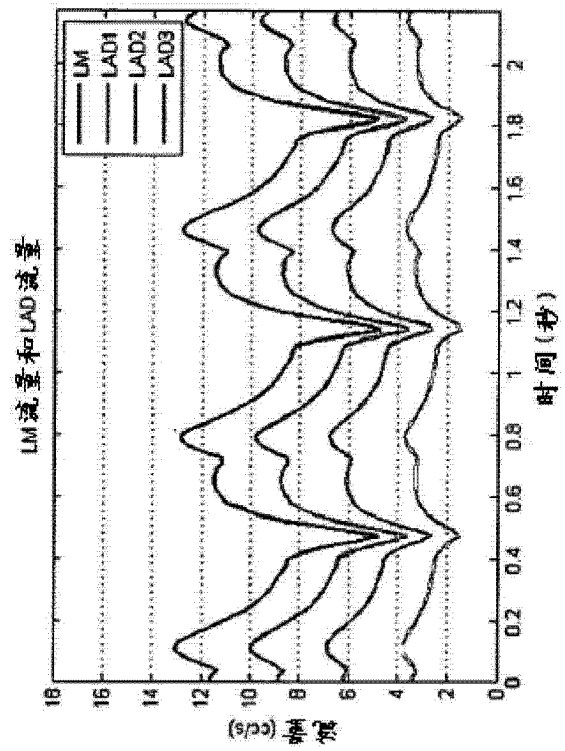


图 22

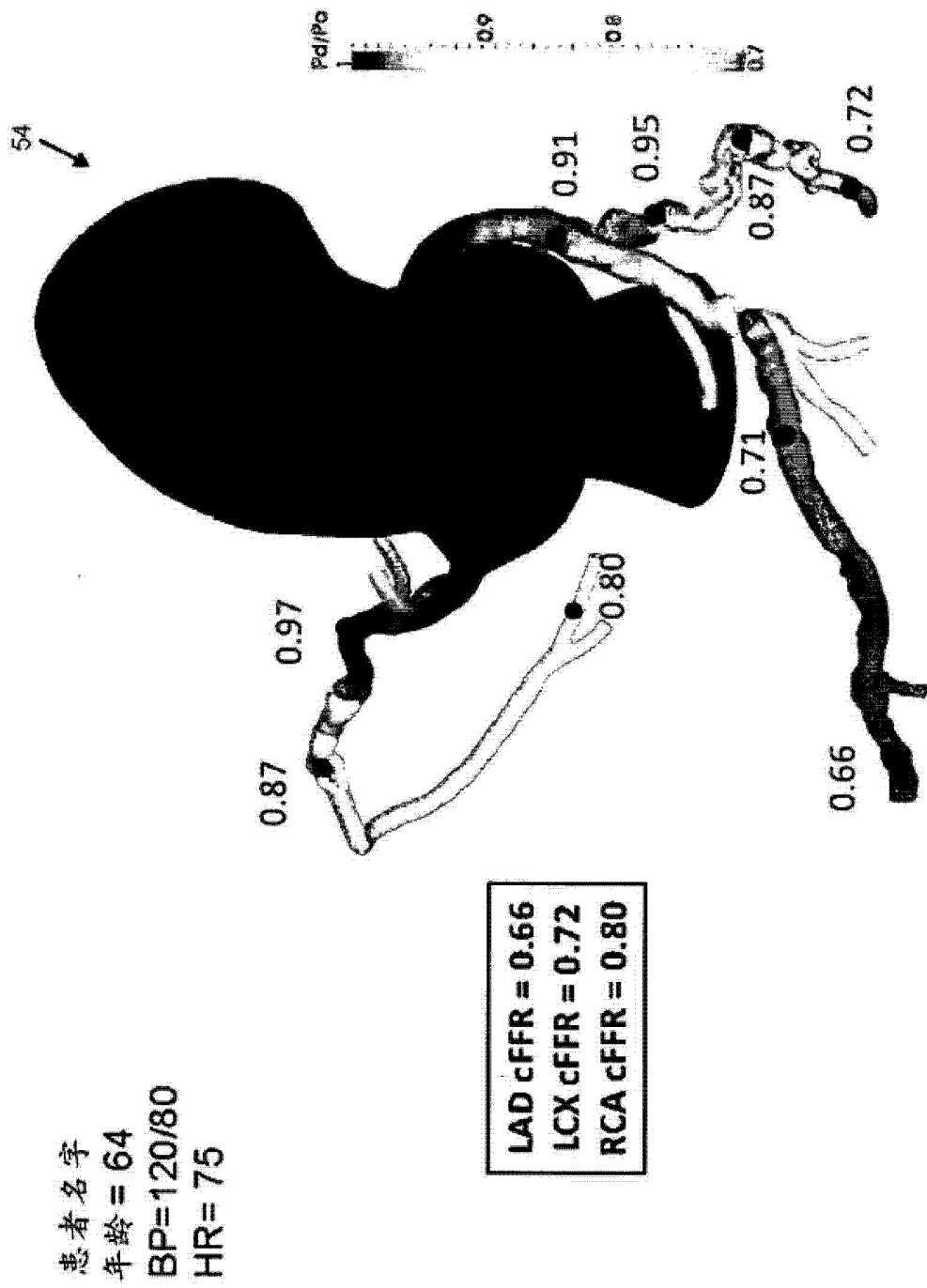


图 23

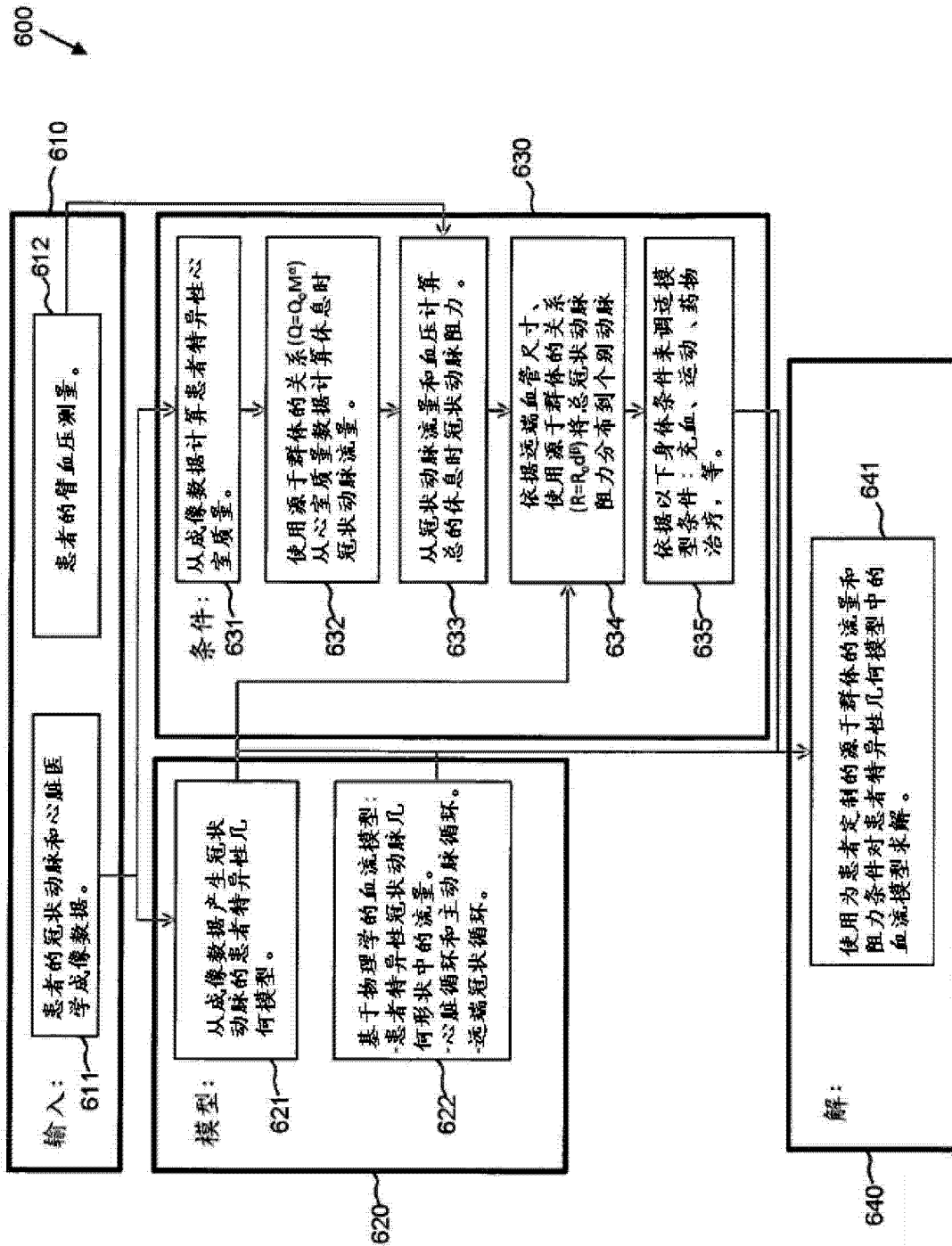


图 24

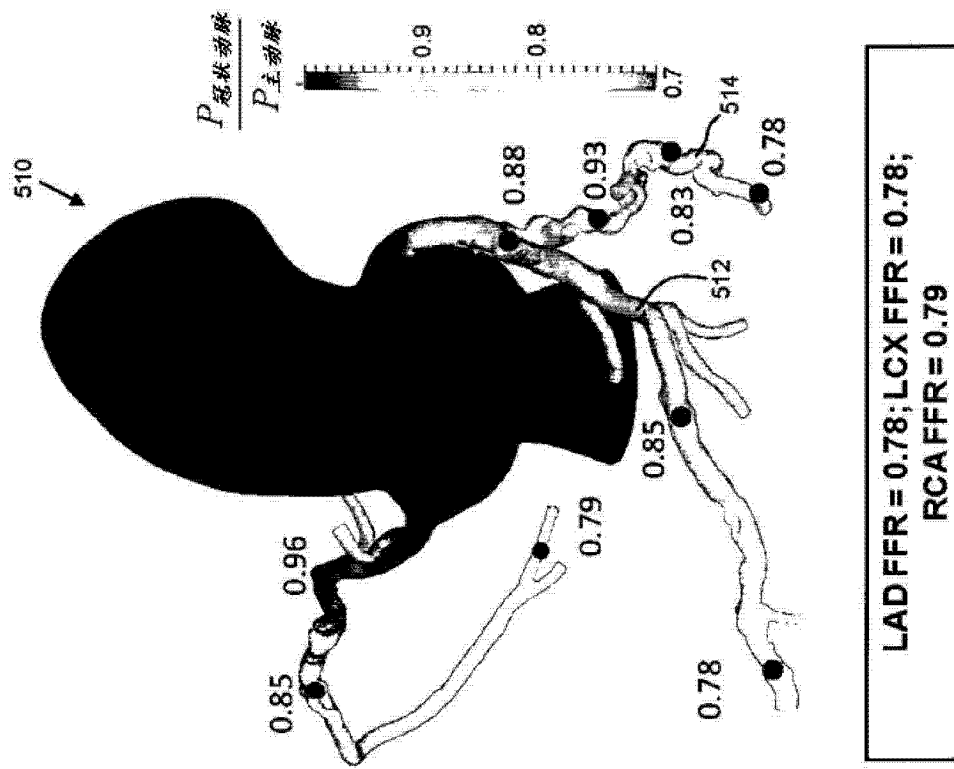


图 25

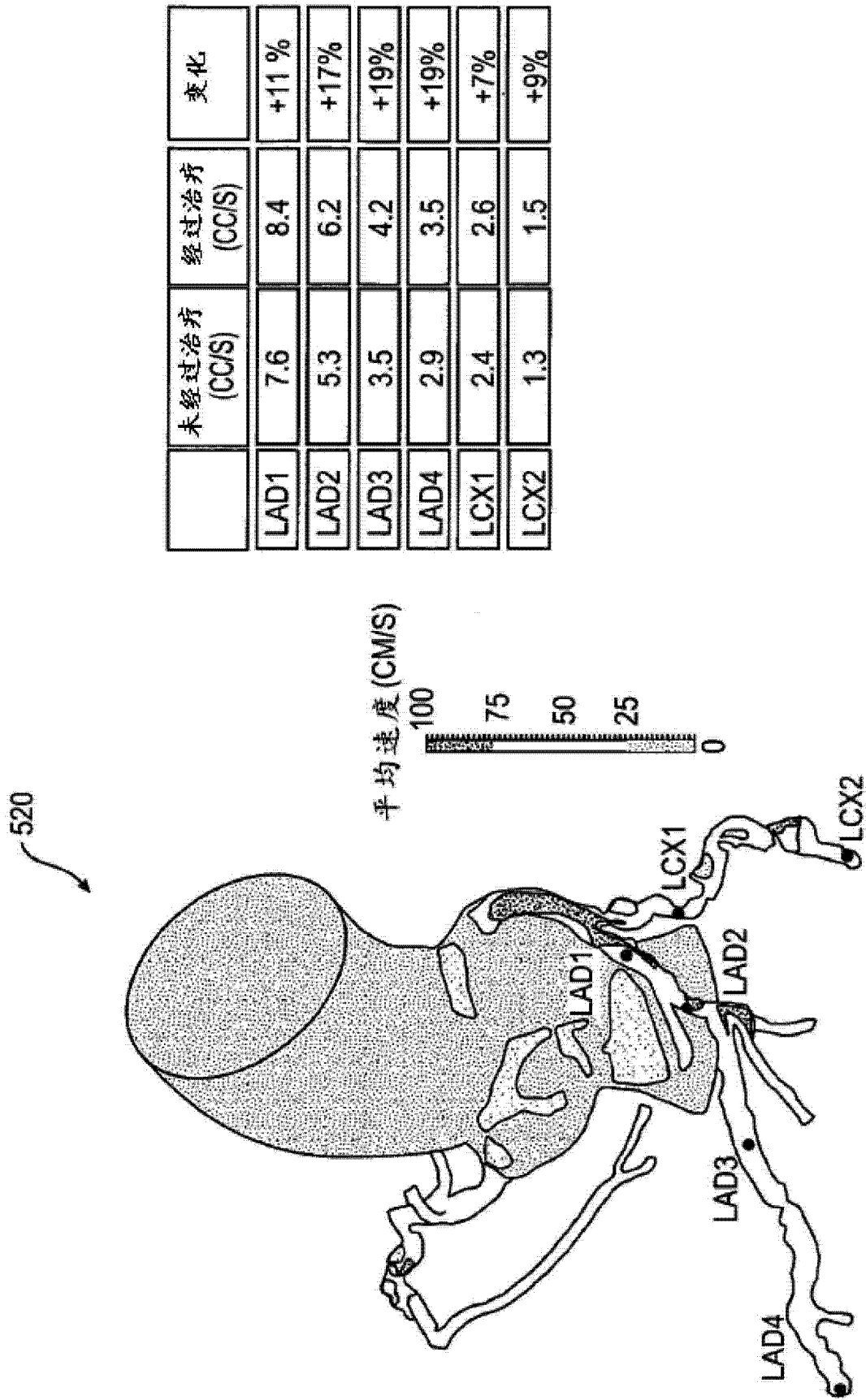


图 26

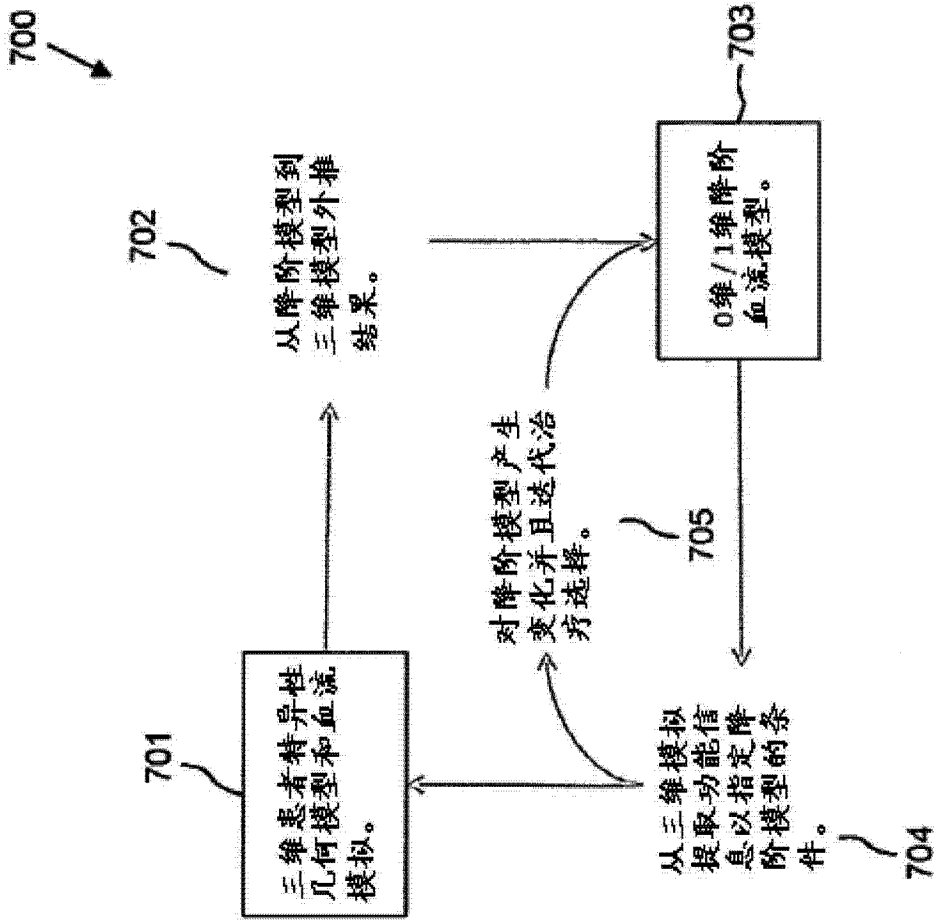


图 27

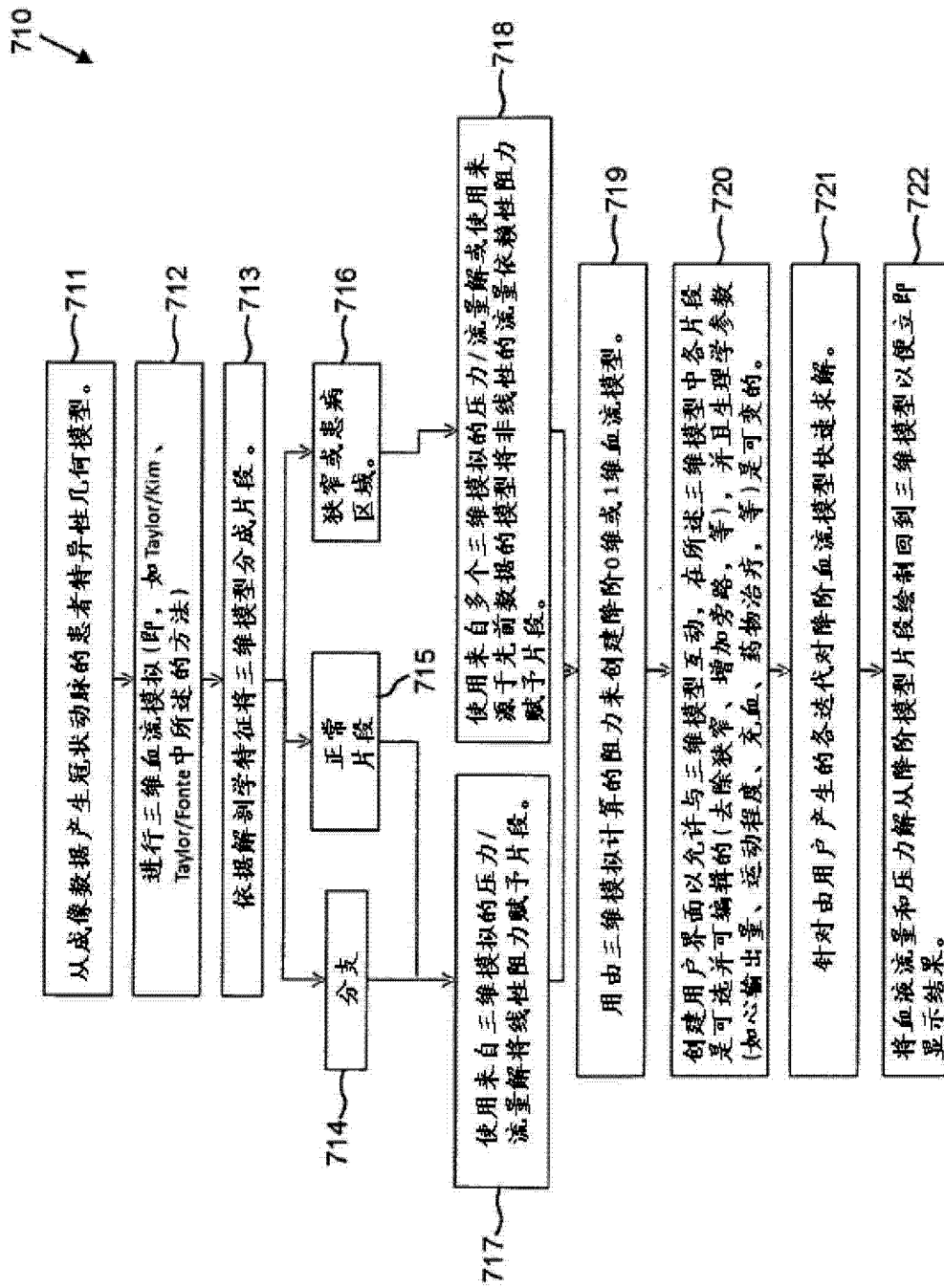


图 28

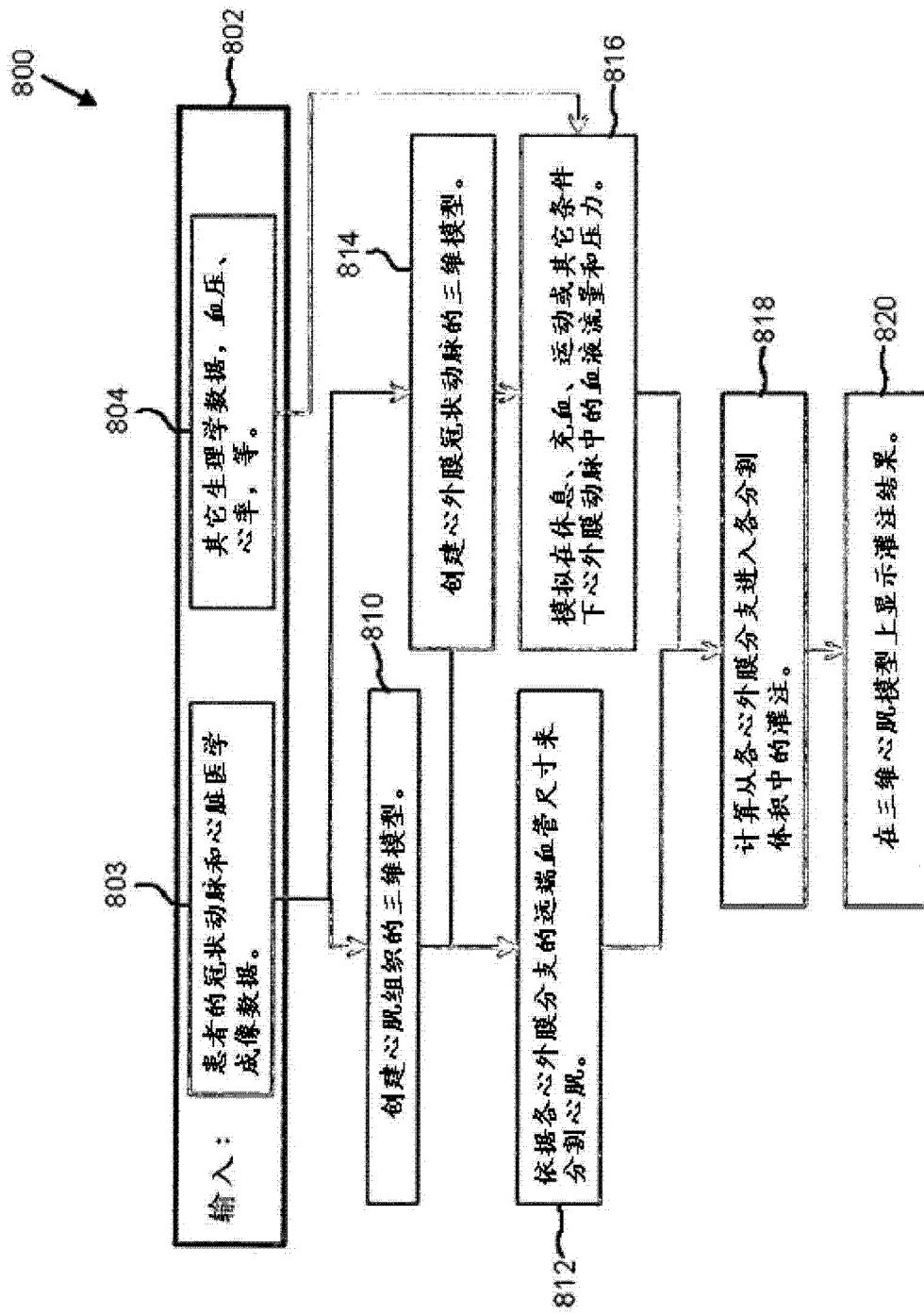


图 29

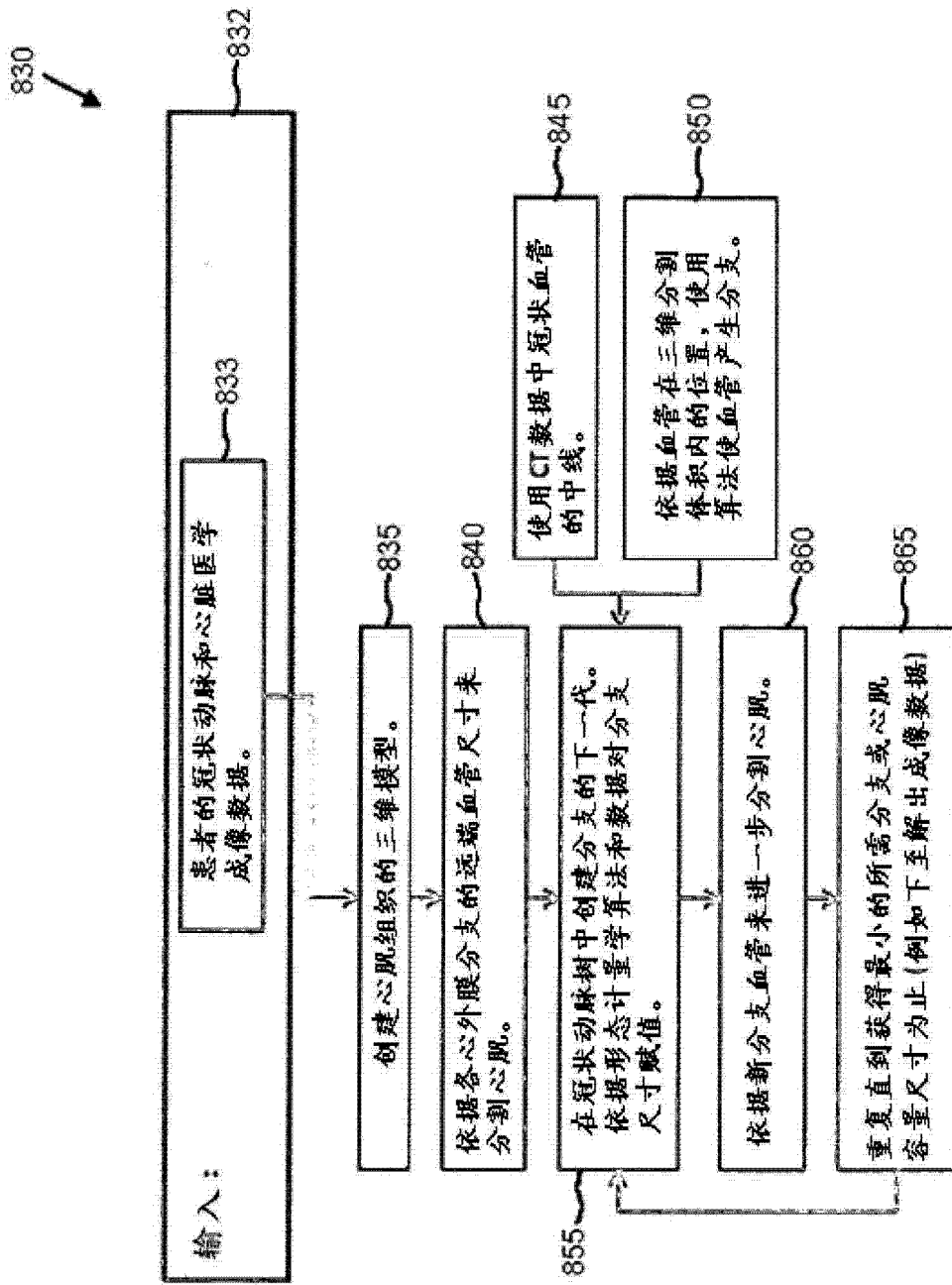


图 30

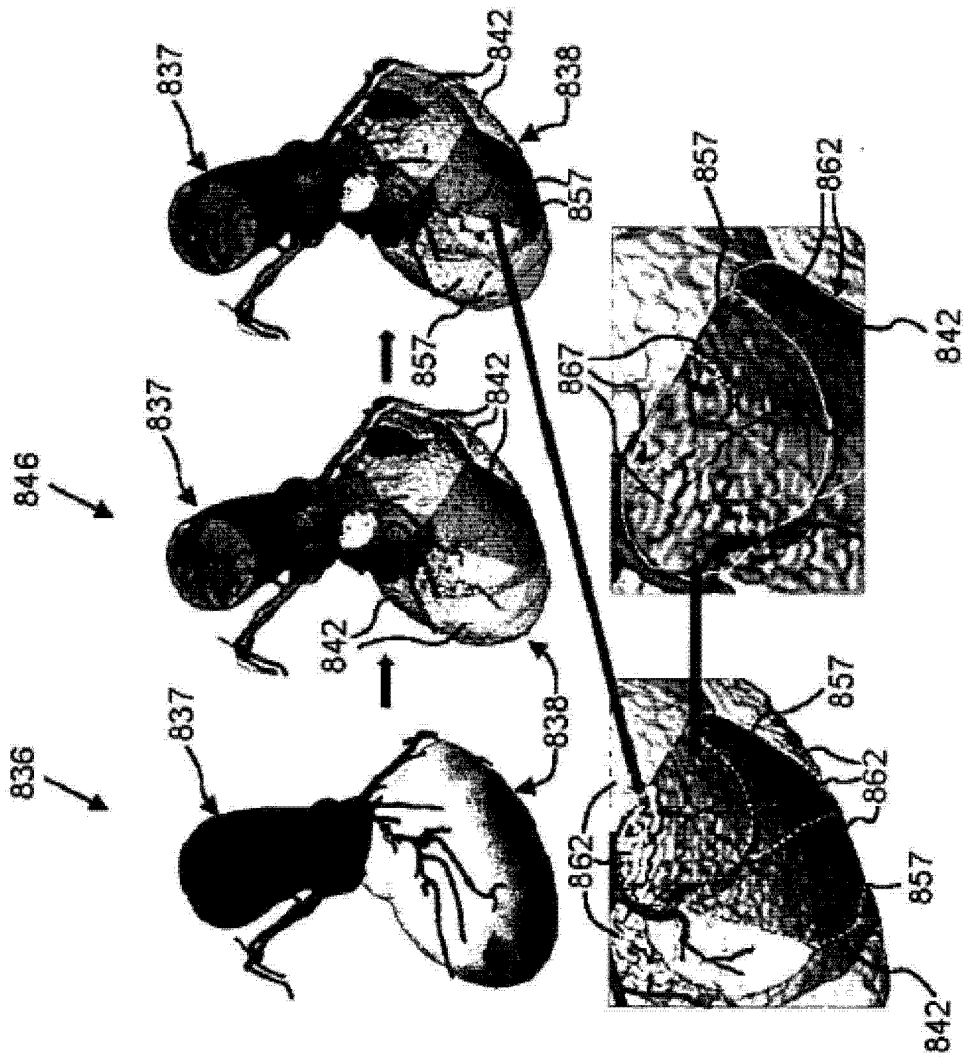


图 31

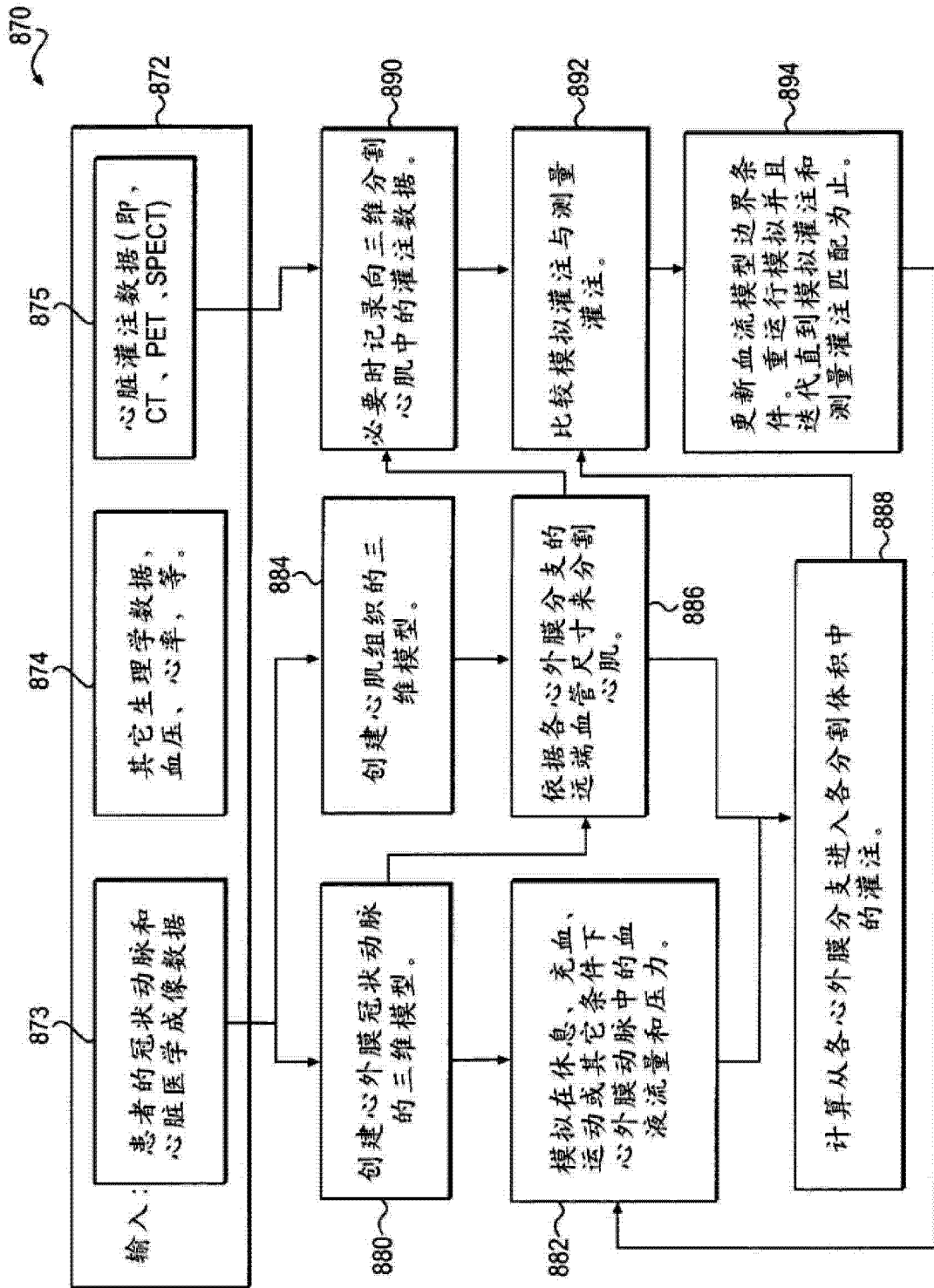


图 32

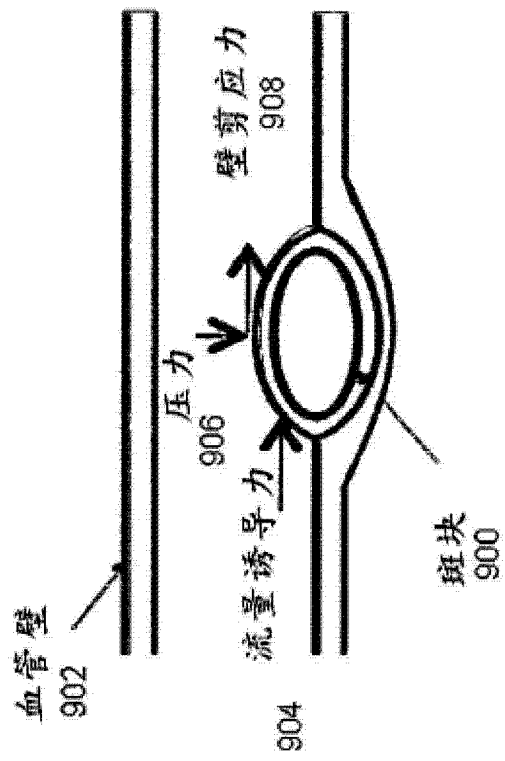


图 33

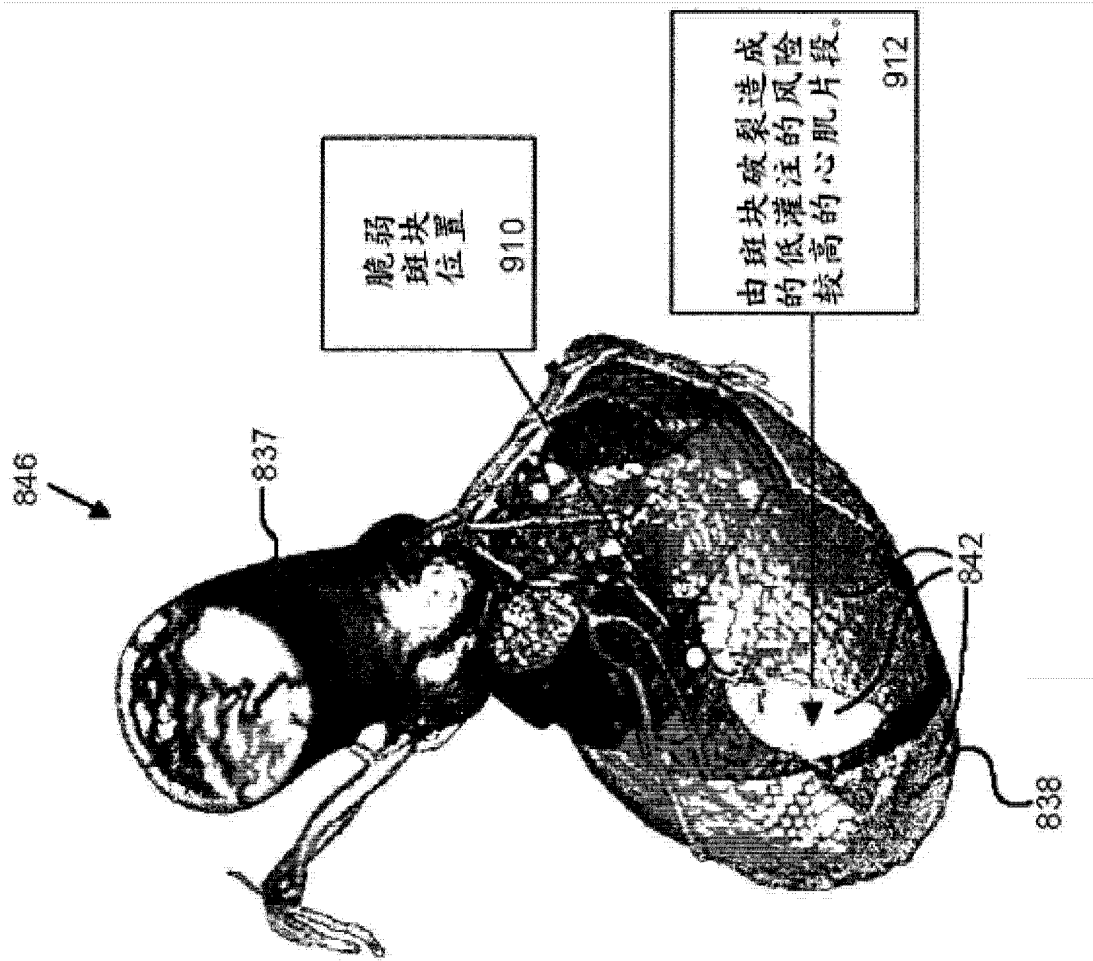


图 34

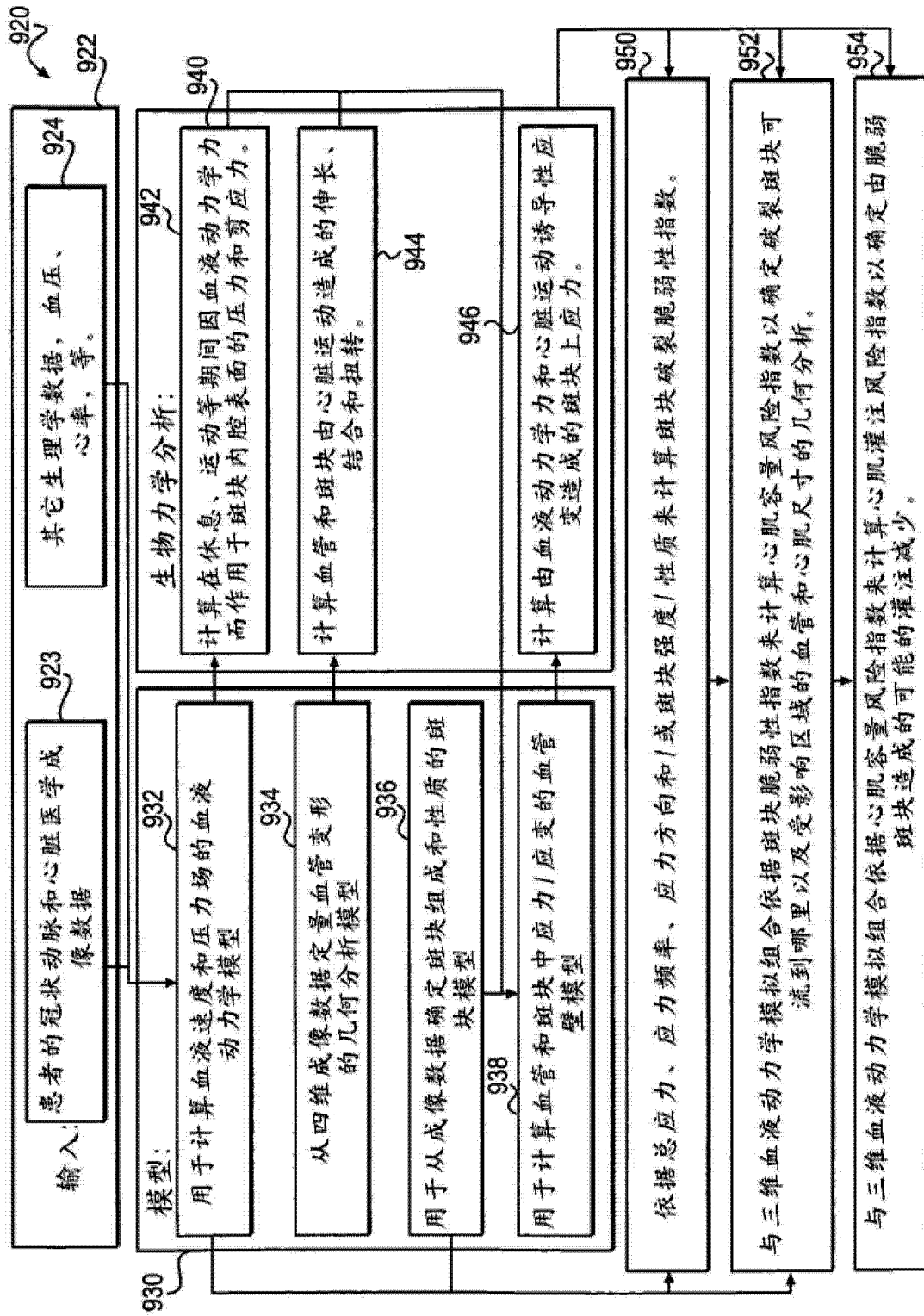


图 35

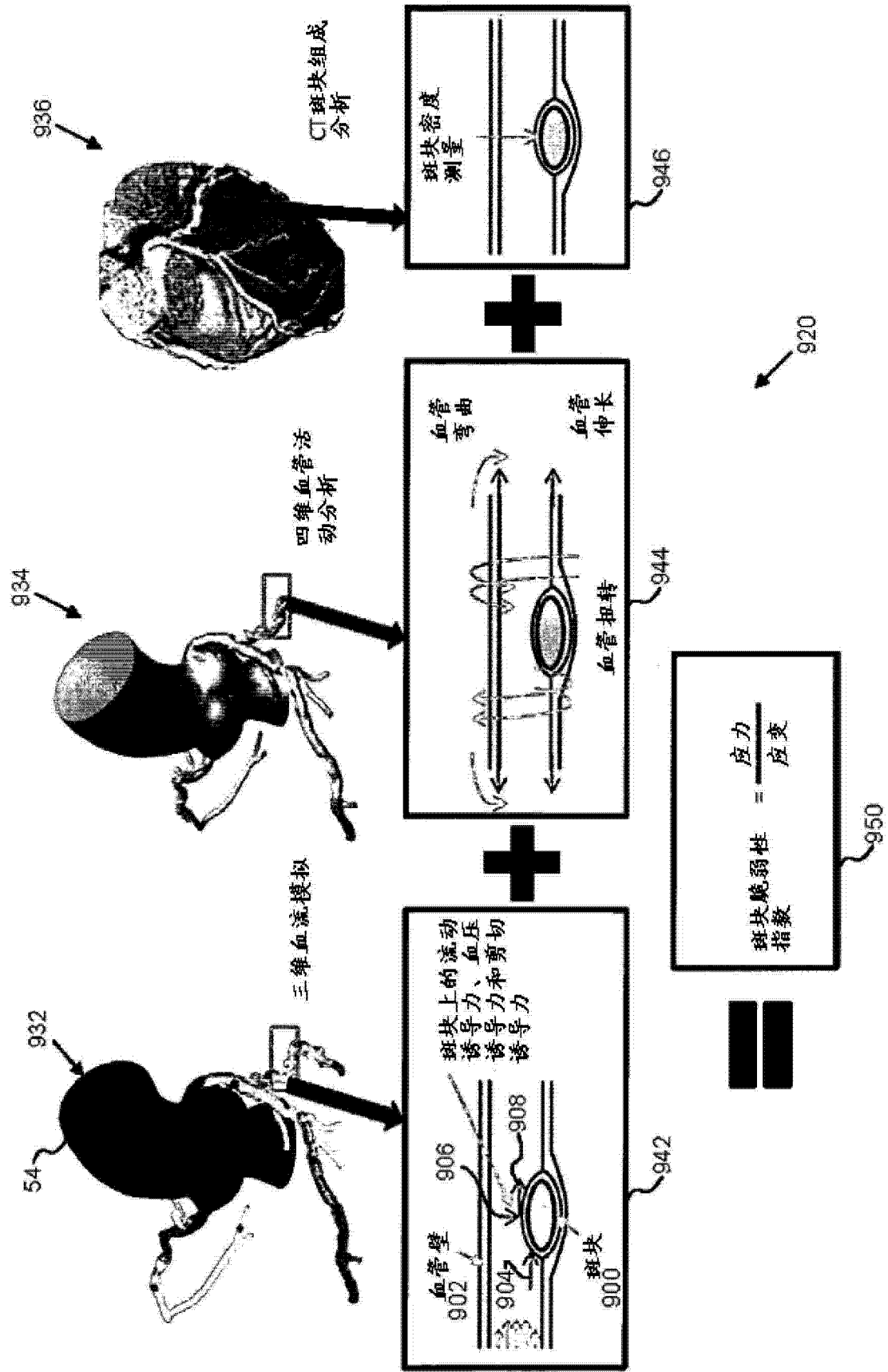


图 36

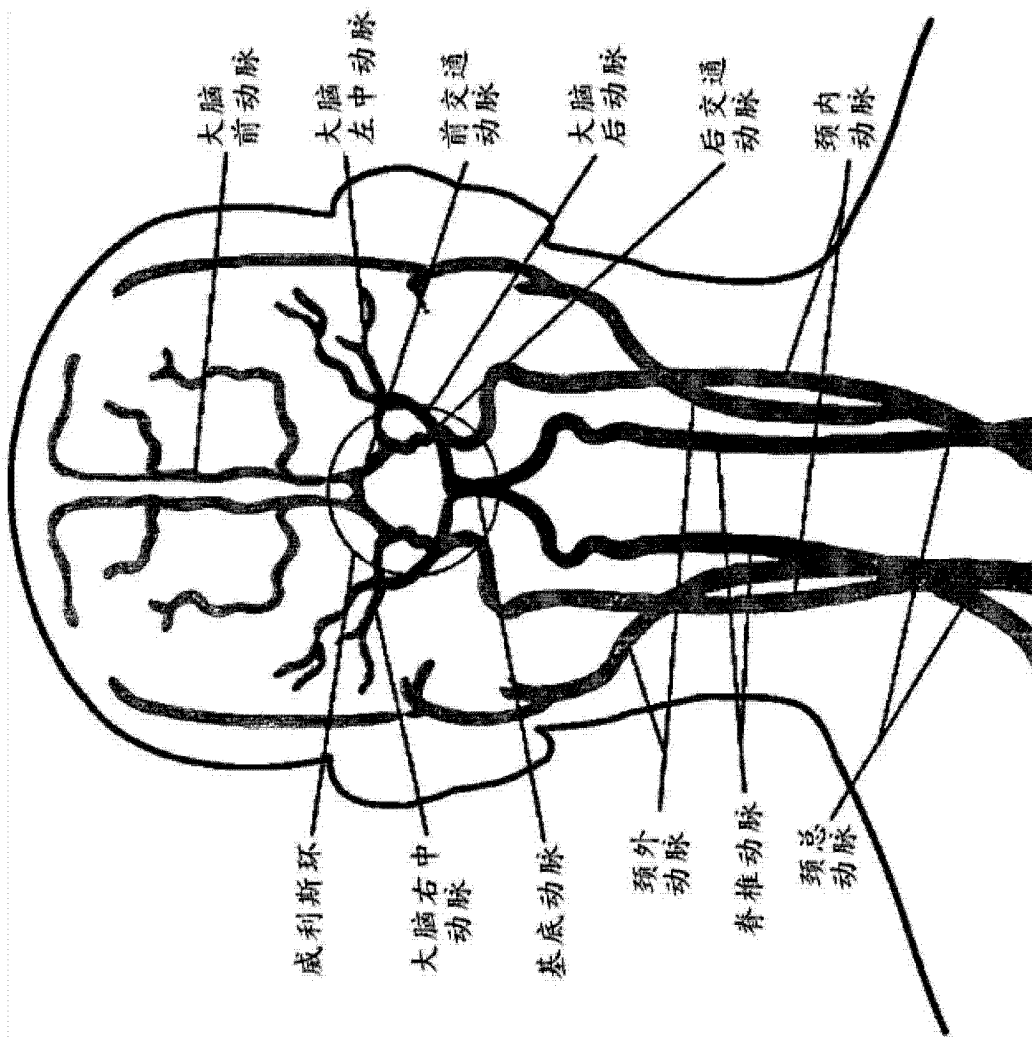


图 37

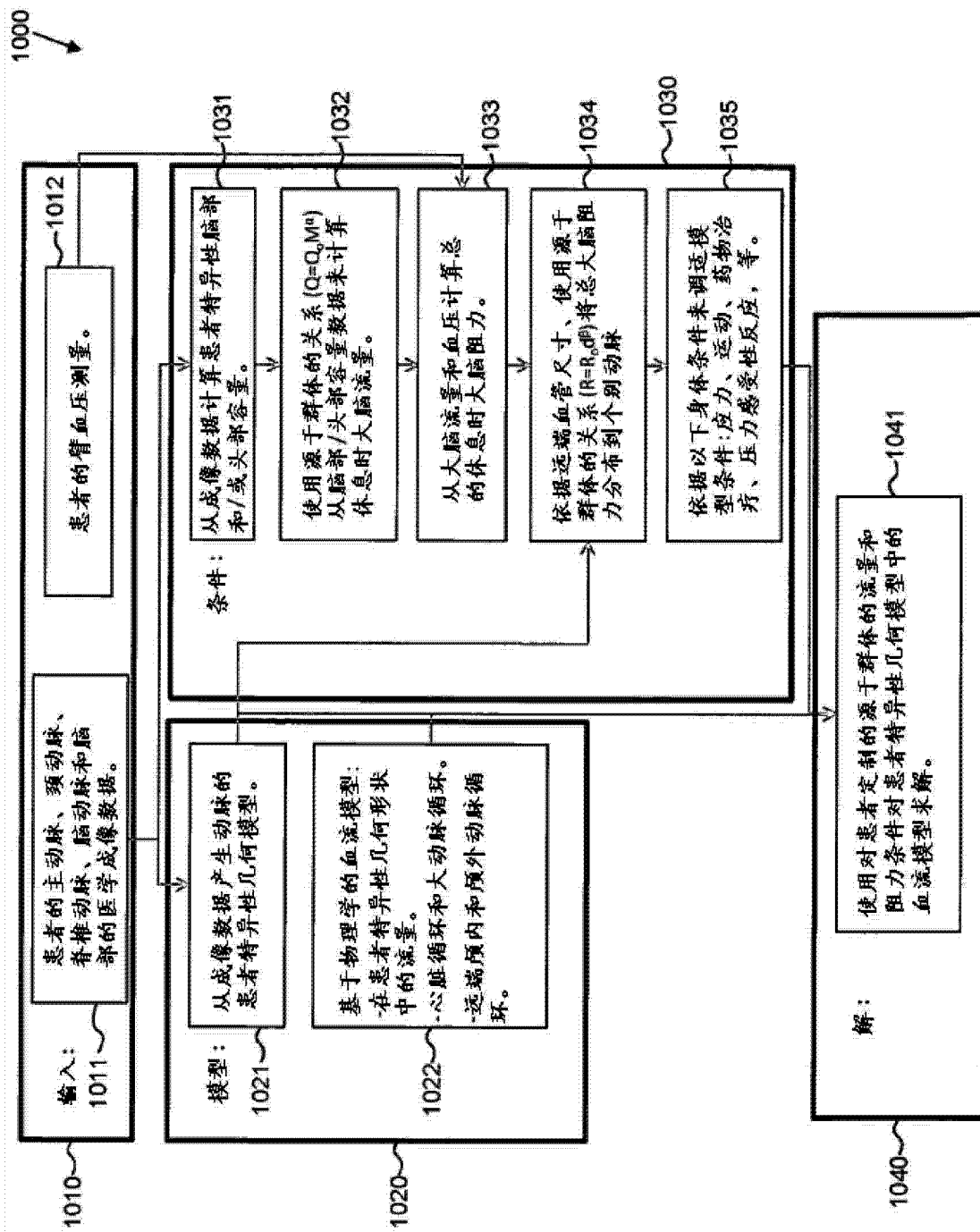


图 38

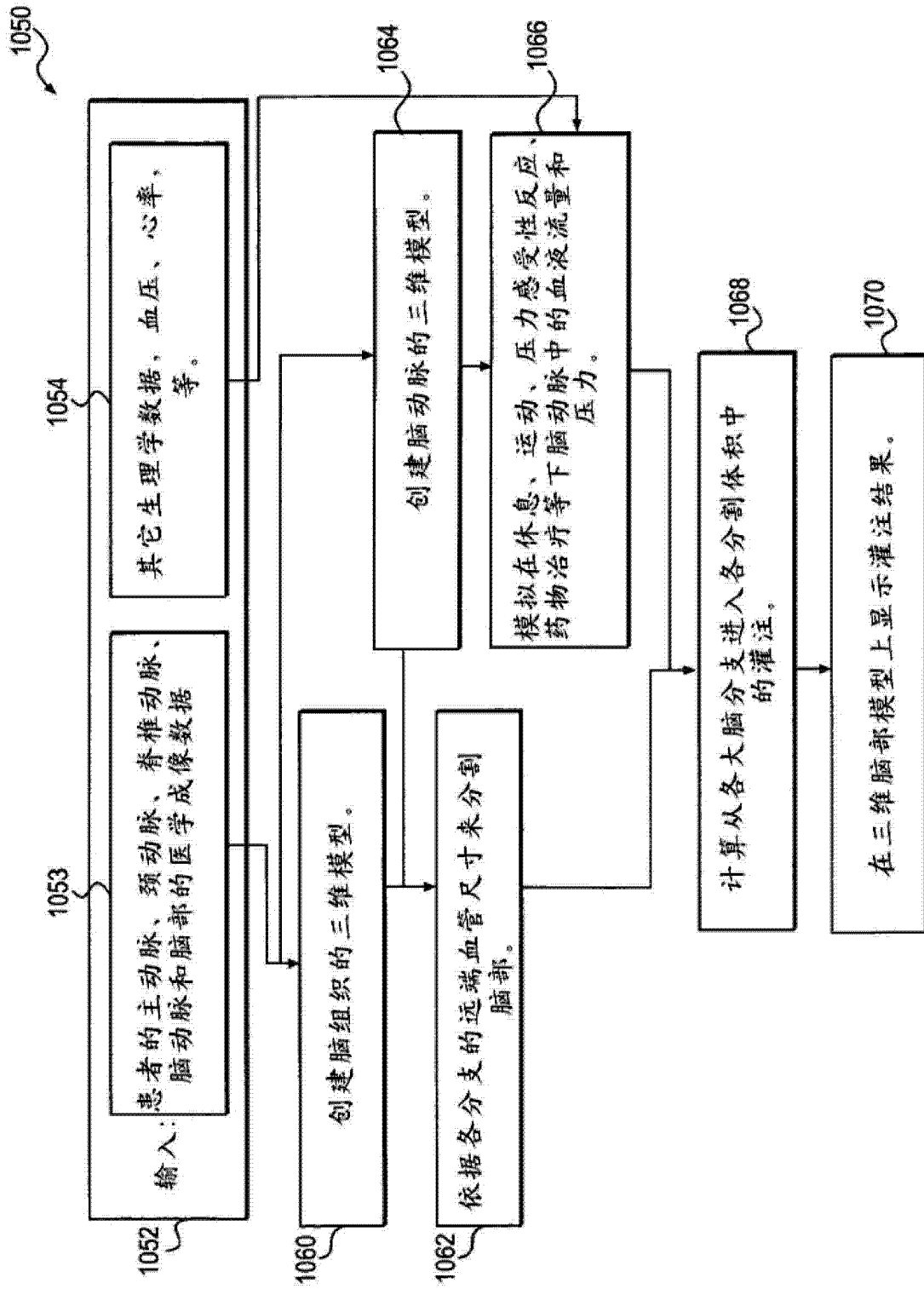


图 39

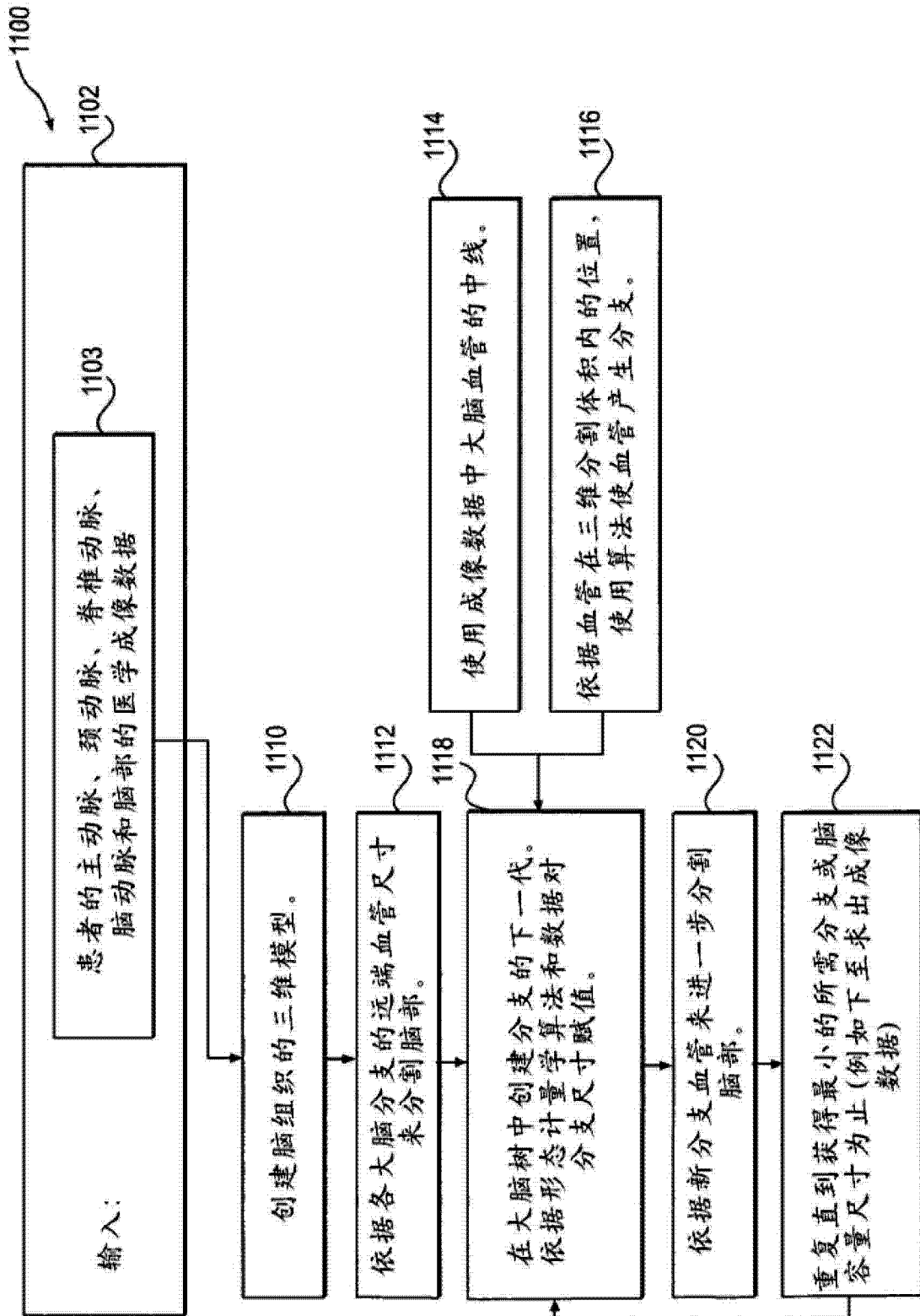


图 40

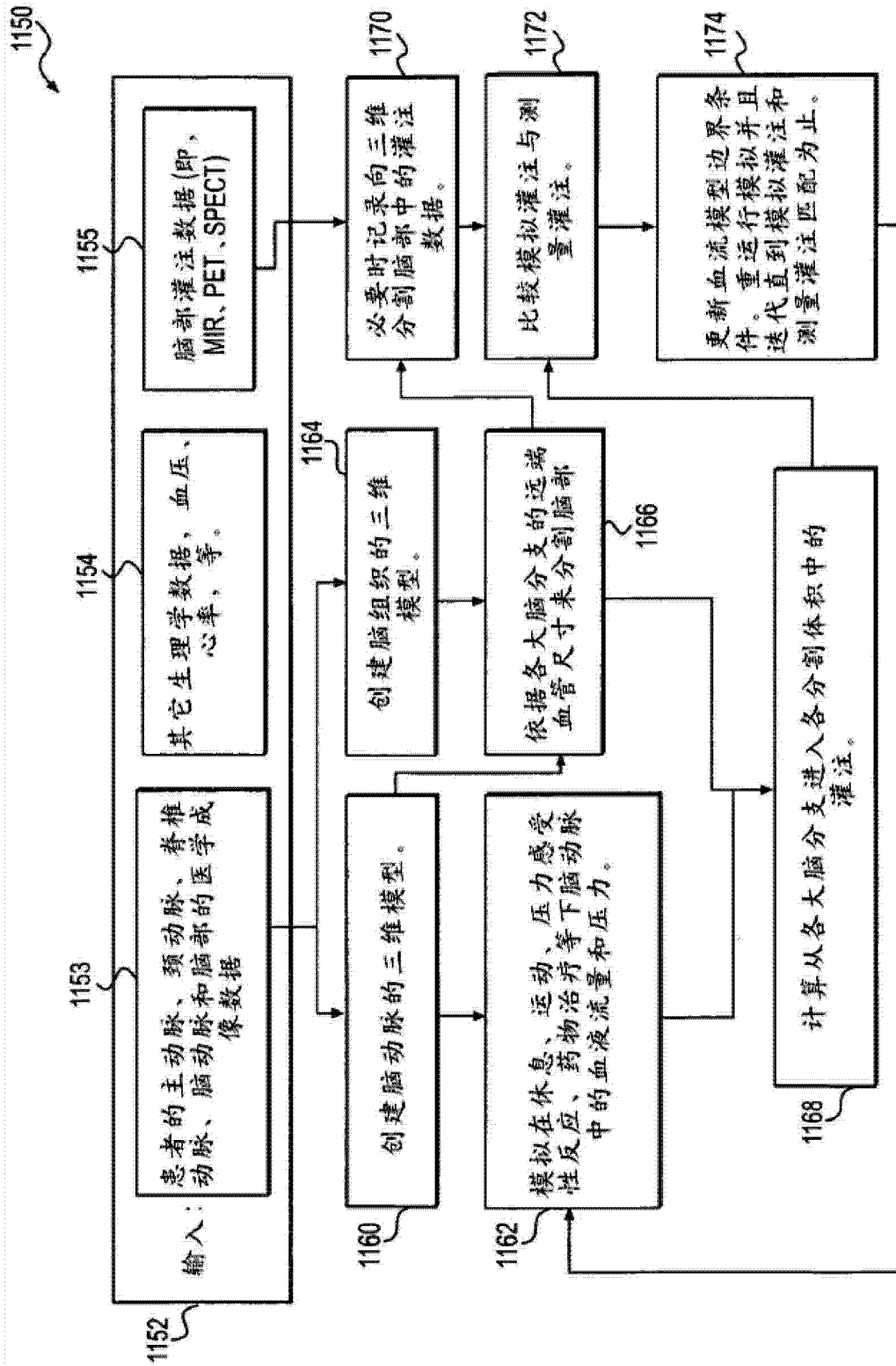


图 41

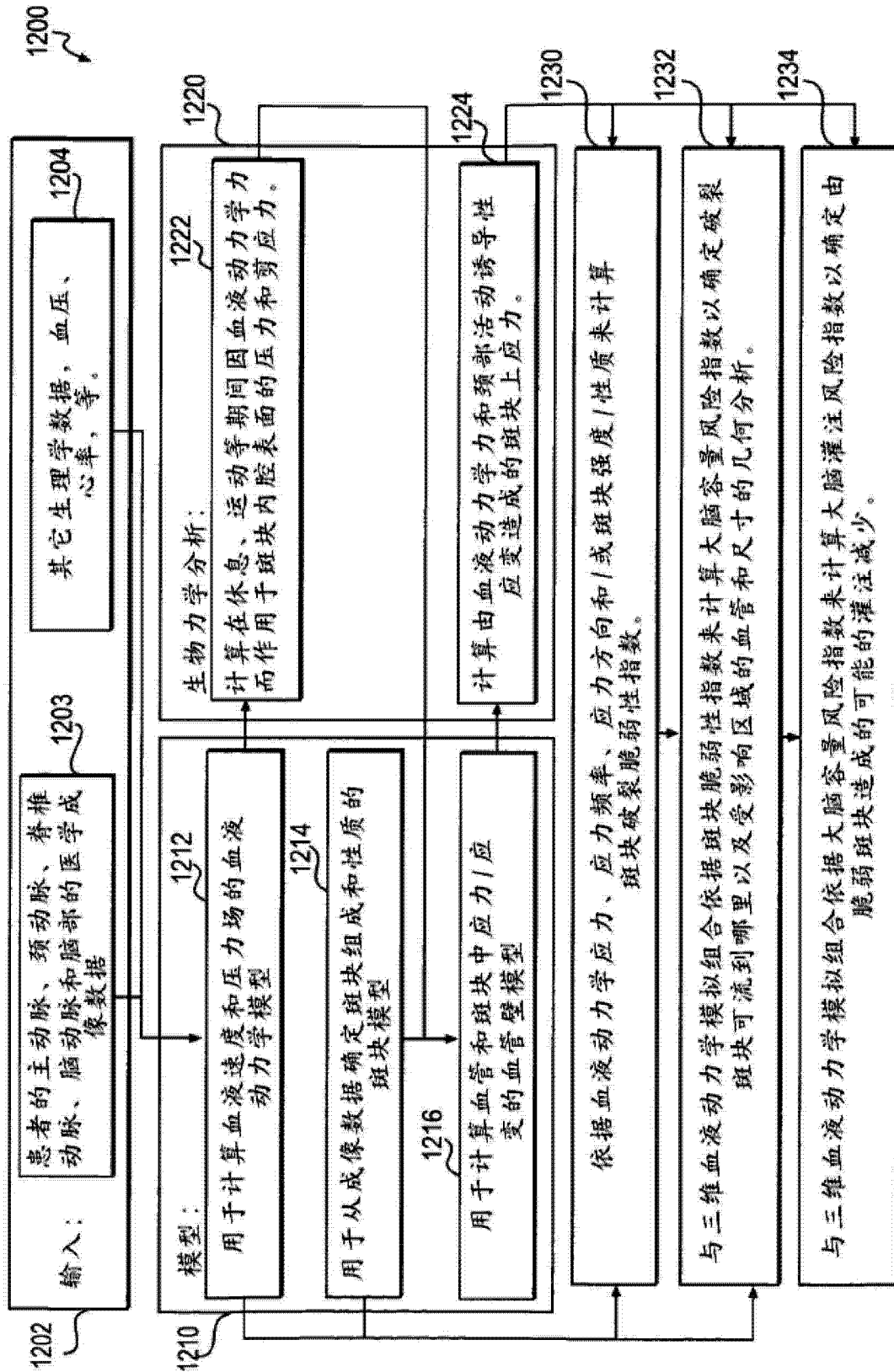


图 42